K.K.T.C.
YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEKRARLAYAN REZİN SİMANTASYON ÖNCESİNDE DENTİN YÜZEYİNİN HAZIRLANMASINDA KULLANILAN YÖNTEMLERİN BAĞLANTI DAYANIMINA ETKİLERİ

Diş Hek. Simge TAŞAR

Protetik Diş Tedavisi Programı
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Gökçe MERİÇ

LEFKOŞA
2014

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

Yakın Doğu Üniversitesi

Danışman: Doç. Dr. Gökçe MERİÇ

Yakın Doğu Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Nuran ULUSOY

Yakın Doğu Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Hakan Terzioğlu

Ankara Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. T. Burak Özçelik

Başkent Üniversitesi

ONAY:

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

Prof. Dr. İhsan ÇALIŞ

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki doktora sürecimde büyük desteği olan; doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşan, samimi ilgisini, iyi niyetini ve sevgisini bizden hiç esirgemeyen, çok değerli hocam Protetik Diş Hekimliği Anabilim Dalı Başkanı ve Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın **Prof. Dr. Mutahhar M. Ulusoy'**a,

Doktora eğitimim süresince, tüm tecrübelerini ve bilgisini benimle paylaşan, tezimin her aşamasında bana destek olan, yol gösteren ve gerek doktora hayatımda, gerekse özel hayatımda ihtiyacım olan her an bilgi ve düşüncelerine başvurduğum danışman hocam ve sevgili ablam Sayın **Doç. Dr. Gökçe Meriç'**e,

Doktora tez süresince desteklerini esirgemeyen ve tez izleme jüri üyelerimden olan, çok değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Nuran Ulusoy**'a,

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı' nda bulunduğum yıllar boyunca bana her zaman anlayış gösteren ve özverili yaklaşımlarıyla yardımlarını benden esirgemeyen, her zaman yanımda olduklarını hissettiğim Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki hocalarıma ve en başta **Dt. Selim Günsoy** olmak üzere, çalışma arkadaşlarıma,

Örnek hazırlanması için gerekli ekipmanların hazırlanmasındaki yardımlarından dolayı, Yakın Doğu Üniversitesi, **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Protez Laboratuvarı teknisyenlerine**,

Mikro makaslama bağlanma dayanım deneyleri aşamasında yardımlarını esirgemeyen Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi öğretim üyesi Sayın Yrd. **Doç. Dr. Ali Evcil**' e ve **Araştırma görevlisi Ibukun Oluwoye**'ye,

SEM çalışmasının gerçekleşmesine imkan sağlayan Orta Doğu Teknik Üniversitesi Metelurji Anabilim Dalı üyesi Sayın **Cengiz Tan**'a

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ar-Ge laboratuvarı sorumlusu Biyolog Sayın **Nurhan Yaşlıoğlu**'na,

Beni her durum ve şartta en iyi koşullarda büyütüp yetiştiren, her zaman daha iyiye ulaşma çabası içinde olmamı sağlayıp bana başarma gücü veren, hayatım boyunca bana sürekli destek olup bugünlere gelmemi sağlayan, varlığımı borçlu olduğum teşekkürlerin yetmeyeceği sevgili anneciğim **Ruhsar Taşar**, canım babam **Oğuz Taşar,** canım kız kardeşim **Ecz. Sadiye Taşar** ve **tüm ailem**'e

En içten teşekkürlerimi sunuyorum…

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir (Proje numarası: 01/2013).

ÖZET

Taşar S. Tekrarlayan rezin simantasyon öncesinde dentin yüzeyinin hazırlanmasında kullanılan yöntemlerin bağlantı dayanımına etkileri. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2014.

Bu çalışmada, tekrarlayan rezin simantasyonlarda, dentin yüzeyinin hazırlanmasında değişik güç ayarlarındaki Er, Cr:YSGG (Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet) hidrokinetik lazer ve organik çözücüler kullanılmasının, rezin siman kalıntılarının temizlenmesinde ve mikro makaslama bağlanma dayanımı değerleri üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. 90 adet çürüksüz, restorasyonsuz çekilmiş insan molar dişinden, 1 mm kalınlığında yüzeyel dentin kesitleri elde edilmiştir. 1 mm kalınlığındaki dentin kesitleri üzerine kompozit rezin siman uygulaması yapılmıştır. İlk uygulanan kompozit rezin simanlar, mekanik olarak dentin yüzeyinden temizlendikten sonra, örnekler rastgele altı gruba ayrılmıştır; Grup 1 kontrol grubu olarak seçilmiş ve herhangi yüzey işlemine tabii tutulmamış, Grup 2'de bulunan örneklere Etilen diamin tetra asetik asit uygulaması, Grup 3'teki örneklere ise Endosolv R uygulanmıştır. Grup 4,5, ve 6' da bulunan dentin kesitlerine ise sırasıyla 1.25 W, 2 W ve 3.5 W güç ayarlarında Er, Cr:YSGG hidrokinetik lazer irradiasyonu yapılmıştır. Dentin kesitlerine yapılan uygulamalar sonrası, tüm gruplardan ikişer örneğin yüzey morfoloji ve özellikleri, taramalı elektron mikroskobuyla (SEM) incelenmiştir. İkinci rezin siman uygulamasından 24 saat sonra üniversal test cihazıyla rezin-dentin mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri ölçülmüş ve elde edilen veriler Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H testi ($p<0.05$) ile istatistiksel olarak

değerlendirilmiştir. Ayrıca, mikro makaslama bağlanma dayanım testi sonucunda rezin-dentin ara yüzünde meydana gelen kırık paternleri ışık mikroskobunda incelenmiştir.

Mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri ± sd (MPa); Grup 1 için 34.9 ± 17.7 MPa, Grup 2 için 32.1 ± 15.8 MPa, Grup 3 için 37.8 ± 19.3 MPa, Grup 4 için 31.3 ± 12.7 MPa, Grup 5 için 44.4 ± 13.6 MPa ve Grup 6 için ise 40.2 ± 13.2 MPa olarak bulunmuştur. 2 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulaması yapılan örnekler (Grup 5), kontrol grubu (Grup 1), EDTA uygulanan örnekler (Grup 2) ve 1.25 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerden (Grup 4) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri göstermiştir. Ayrıca, 3.5 W güç ayarında lazer irradiasyonu gerçekleştirilen örneklerin (Grup 6) mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri, 1.25 W Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış örneklerin (Grup 4) mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinden istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur. Yapılan SEM incelemesinde, Grup 5 ve Grup 6'da bulunan örneklerde açık dentin tübülleri ve temiz dentin yüzeyleri izlenmiştir. Bu çalışmada yapılan mikro makaslama bağlanma dayanım testi ve SEM incelemesi sonucunda, 2 W ve 3.5 W gücünde Er, Cr:YSGG lazer uygulamasının, rezin siman artıkların elimasyonunda etkin olduğu bulunmuştur. Bu çalışmanın sınırları dahilinde, 2 W ve 3.5 W güç ayarındaki Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonlarının tekrarlayan simantasyonlarda, mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerini artırdığı ve rezin siman kalıntılarının dentin tübüllerinden temizlenmesinde kullanılabilecek iyi bir alternatif olduğu sonucu çıkarılabilir.

Anahtar kelimeler: Tekrarlayan simantasyon, Er, Cr:YSGG, mikro makaslama

ABSTRACT

Taşar S. The Efficiency of Various Dentin Cleansing Techniques on Microshear Bond Strength in Recementation. Near East University, Institute of Health and Sciences, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, Lefkoşa, 2014.

The aim of this study was to determine the efficiency of Erbium, Chromium:Yttrium-Scandium-Galium-Garnet (Er, Cr:YSSG) laser in different output powers for removing permanent resin cement residues and therefore its influence on microshear bond strength compared to other (mechanical cleaning and organic solvent application) cleaning methods. 90 extracted, non-carious human molars were sectioned in 1mm thickness to have superficial dentin cross-sections. Resin cement was applied to surface of sliced teeth. After the removal of initial cement, 6 test groups were prepared by various dentin surface treatment methods as follows: no treatment (Group 1), ethylene diamine tetra acetic acid (EDTA) application (Group 2), Endosolv R application (Group 3), 1.25 W Er, Cr:YSGG laser irradiation (Group 4), 2 W Er, Cr:YSGG laser irradiation (Group 5) and 3.5 W Er, Cr:YSGG laser irradiation (Group 6). The topography and morphology of the treated dentin surfaces were investigated by scanning electron microscopy (SEM) (n=2 for each group). Following the repetitive cementation, microshear bond strength values between dentin and cement (n=26 in per group) were measured with universal testing machine and the data were analyzed by Kruskal Wallis H Test with Bonferroni correction ($p<0.05$). Fracture patterns were investigated by light microscope. Mean microshear bond strength values ± sd (MPa) for each group was 34.9 ± 17.7, 32.1 ± 15.8, 37.8 ± 19.3, 31.3 ± 12.7, 44.4 ± 13.6,

40.2 ± 13.2 respectively. Group 5 showed significantly difference from Group 1, Group 2 and Group 4. Also, Group 6 was found statistically different from Group 4. In addition, SEM revealed open dentinal tubules for Group 5 and Group 6. In this study, 2 W and 3.5 W Er, Cr:YSGG laser application were found efficient in removing resin residues both in SEM examination and microshear bond test. So, in the limitations of the study, it appears that laser application of 2 W and 3.5 W laser irradiation may be effective in increasing microshear bond strength values and attractive alternative for cleaning cement residues from dentinal tubules in repetitive bonding.

Keywords: Repetitive cementation, Er, Cr:YSGG laser, microshear

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI		iii
TEŞEKKÜR		iv
ÖZET		vi
ABSTRACT		viii
İÇİNDEKİLER		x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ		xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ		xvi
TABLOLAR DİZİNİ		xix
1. GİRİŞ		1
2. GENEL BİLGİLER		4
2.1.	Adezyon	4
2.1.1.	Dentin ve Dentine Adezyon	5
2.1.1.1.	Dentin Yapısının Dokusal Özellikleri	5
2.1.1.2.	Dentine Adezyon	6
2.1.1.2.1.	Dentine Adezyonla Gelişen Kavramlar	8
2.1.1.2.2.	Dentine Bağlanmadaki Problemler	11
2.2.	Kompozit Rezin Simanlar	12
2.2.1.	Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	14
2.2.2	Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanları	16
2.2.3.	Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar	16
2.3.	Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi	18

2.3.1. Bağlanma Dayanım Testleri 18

2.3.2. Bağlanma Dayanım Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi 22

2.4. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi) 23

2.5. Dentin Yüzeyi Hazırlanmasında/ Koşullarının Değiştirilmesinde Kullanılan Yöntemler 23

2.5.1. Pürüzlendirme İşlemi ve Pürüzlendirme Yöntemleri 24

2.5.2. Siman Artıklarının Dentin Yüzeyi ve Tübüllerinden Elimine Edilmesi 27

2.5.2.1. Organik Çözücü Ajanlar 28

2.5.2.1.1. Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA) 28

2.5.2.1.2. Endosolv R 30

2.5.2.2. Lazer 30

2.5.2.2.1. Lazer Uygulama Parametreleri 32

2.5.2.2.2. Lazerin Dokulara Etkisi 35

2.5.2.2.2.1. Lazer-Diş Etkileşimi 40

2.5.2.2.2.1.1. Lazerin dentin dokusuna etkisi 41

2.5.2.2.3. Diş hekimliğinde lazer kullanımın tarihçesi ve diş hekimliğinde lazer 41

2.5.2.2.4. Lazerlerin Sınıflandırılması 46

2.5.2.2.4.1. Er, Cr:YSGG Lazer 47

3. GEREÇ VE YÖNTEM 53

3.1. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması 53

3.2. Dentin Kesitlerinin Elde Edilmesi 54

3.3. Dentin Kesitlerinin Üzerine İlk Rezin Siman 56

uygulaması
3.4. Debonding Sonrası Dentin Yüzey ve Tübül Temizleme Prosedürleri/Yöntemleri 59
3.4.1. Organik Çözücü Uygulaması 60
3.4.2. Lazer İrradiasyonu 61
3.5. SEM 65
3.6. Tekrarlayan Rezin Siman Uygulaması 66
3.7. Mikro makaslama Bağlanma Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi 66
3.8. Kompozit Rezin Simanların Kırılma Tiplerinin İncelenmesi 69
3.9. İstatistiksel Değerlendirmeler 69
4. BULGULAR 70
4.1. SEM Bulguları 70
4.2. Mikro Makaslama Bağlanma Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi 76
4.3. Rezin Simanın Kırılma Tiplerinin Işık Mikroskobunda İncelenmesi 79
5. TARTIŞMA 82
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 120
KAYNAKLAR 123
YAYINLAR 152

SİMGELER VE KISALTMALAR

Å	Angstrom
^{0}C	Derece Celsius
^{0}	Derece
"	Saniye
ArF	Argon-Florür
Au	Altın
BIS-GMA	Bisfenolglisidil Metakrilat
Pd	Palladyum
cm^2	Santimetre kare
CO_2	Karbon Dioksit
EDTA	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
Er:YAG	Erbiyum:İtriyum-Alimünyum-Garnet
Er, Cr:YSGG	Erbiyum, Kromiyum: İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet
FDA	Food and Drug Administration
g	gram
GaAlAs	Galyum-Alüminyum-Arsenid
GaAs	Galyum-Arsenid
HEMA	Hidroksietil metakrilat
Ho:YAG	Holmiyum:İtriyum-Alimünyum-Garnet

Hz	Hertz
ISO	Uluslararası standartlar organizasyonu (*International Organization For Standardization*)
J	Joule
kg/cm^2	Kilogram/santimetre kare
KrF	Kripton-Florür
LED	Işık yayan diyot (Light emitting diode)
Ml	Mililitre
Mm	Milimetre
μ	Mikron
μm	Mikrometre
mm/dk	Milimetre/dakika
mj	Milijul
mm^2	Milimetrekare
mmHg	Milimetre civa
MN/m^2	Meganewton/metre kare *(Meganewton per square meter)*
MPa	Megapaskal
N	Tanecik sayısı
NaOH	Sodyum hidroksit
NaH_2PO_4	Sodyum dihidrojen fosfat
Nm	Nanometre
N/mm^2	Newton/milimetre kare

Nd:YAG	Neodimyum:İtriyum-Alimünyum-Garnet
Nd:YAP	Neodimyum:İtriyum-Alimünyum-Perovskit
Nd:YLF	Neodimyum: İtriyum-Lantanum-Florür
pH	*Power of Hydrogen*
pps	Pulse per second
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (*Scanning electron microscope*)
TEA	Triethanolamin
TED-GMA	Trietilenglikol dimetakrilat
TEM	Geçirmeli elektron mikroskobu *(Transmission electron microscope)*
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Mor ötesi (*Ultraviolet*)
XeCl	Xenon-Klorür
W	Watt

ŞEKİLLER

Şekil 2.1.	Lazer ışını-doku etkileşimi	38
Şekil 2.2.	Primer olarak gözlenen ışık-doku etkileşim şekilleri	38
Şekil 3.1.	Hassas kesim cihazı	54
Şekil 3.2.	Akrilik rezin bloklara gömülmüş molar dişler	54
Şekil 3.3.	Hassas kesim cihazına yerleştirilmiş akrilik rezin blok	55
Şekil 3.4.	1 mm'lik dentin kesitleri	55
Şekil 3.5.	Akrilik rezin bloklara yapıştırılmış 1 mm'lik dentin kesitleri	56
Şekil 3.6.	Çalışmamızda kullanılan rezin siman (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	57
Şekil 3.7.	Dentin kesitleri üzerine silindir tüpler yardımıyla yerleştirilen kompozit rezin simanlar	57
Şekil.3.8.	Sabit kalemle belirlenmiş kompozit rezin–dentin birleşim bölgeleri	57
Şekil 3.9.	İlk rezin simanları mekanik olarak kaldırılmış dentin kesitleri	58
Şekil 3.10.	Dentin yüzeyindeki işaretli alanlara EDTA uygulaması	60
Şekil 3.11.	İşaretli dentin alanlarına, aplikatör yardımıyla Endosolv R uygulaması	61
Şekil 3.12.	Çalışmamızda kullanılmış olan Er, Cr:YSGG lazer cihazı	62
Şekil 3.13.	1 mm mesafeden 85°-95° açı ve süpürme hareketiyle, örnek yüzeylerine uygulanan lazer irradiasyonu	62
Şekil 3.14.	20 Hz, 2 W güç , %65 hava ve %55 su oranında ayarlanmış Er, Cr:YSGG lazer cihazı ekranı	63

Şekil 3.15.	İzopropil alkolle temizlenen safir lazer ucu	64
Şekil 3.16.	Orta Doğu Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji Bölümünde bulunan SEM Laboratuvarındaki Taramalı elektron mikroskobunun görüntüsü	65
Şekil 3.17.	Tekrarlayan simantasyonda etraflarından tüpleri çıkarılmış rezin kompozit silindirler elde edilen minimum, maksimum ve ortalama bağlanma dayanım değerleri arasındaki ilişki.	66
Şekil 3.18.	Universal test cihazı	67
Şekil 3.19.	Universal test cihazı için hazırlanmış metal çene	67
Şekil 3.20.	Paslanmaz çelik telin metal çeneye yerleştirilmiş örnek üzerindeki rezin silindirlere tespiti	68
Şekil 4.1.	Rezin siman artıklarını temizlemeye yönelik herhangi bir işlem uygulanmamış (Kontrol grubu) dentin yüzeyinin SEM görüntüsü	70
Şekil 4.2.	EDTA uygulanmış dentin yüzeylerinin (Grup 2) SEM görüntüsü	71
Şekil 4.3.	Endosolve R uygulanmış dentin kesitlerinin (Grup 3) SEM görüntüsü	72
Şekil 4.4.	1.25 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonu uygulanmış dentin kesitinin (Grup 4) SEM görüntüsü	73
Şekil 4.5.	2 W Er, Cr:YSGG lazer ile irradiasyonu yapılmış dentin kesitinin (Grup 5) SEM görüntüsü	74
Şekil 4.6.	3.5 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonu yapılmış dentin kesitlerinin (Grup 6) SEM görüntüsü	75

Şekil 4.7. Rezin siman ve dentin yüzeyleri arasında meydana gelen kırık tipleri yüzdeleri 81

TABLOLAR

Tablo 2.1. Kullanılan adezivlere ve firmalarına göre piyasadaki bazı rezin simanlar 15

Tablo 2.2. Diş hekimliğinde kullanılan lazer sistemlerinin dalga boyları ve dokudaki fonksiyonları büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması 44

Tablo 3.1. Rezin siman kalıntılarının dentin yüzey ve tübüllerinden eliminasyonunda kullanılan metodlar 59

Tablo 4.1. Mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesiyle elde edilen bulgular 78

Tablo 4.2. 6 grubun kendi içinde yapılan ikili karşılaştırmalar sonucu elde edilen istatiksel bulgular 79

Tablo 4.3. Mikro makaslama bağlanma dayanım testi sonrası, rezin siman ve dentin yüzeyleri arasında meydana gelen kırık tipleri ve yüzdeleri 80

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde; dişin yapısal bütünlüğünün korunması ve çevre dokulara zarar vermeden fonksiyonun geri iadesi, uyulması gereken önemli kurallardan biridir. Bu kurallara ters düşen faktörleri elimine etmek için daha konservatif yöntemler bulma arayışı içine girilmiştir. Rezin esaslı bağlanma sistemlerinin ortaya çıkmasıyla, dişlerin yapısal bütünlüğünün korunmasına yönelik konservatif uygulamalar yeni bir boyut kazanmıştır (Eskimez ve İzgi, 2008, s. 9). Restoratif diş hekimliğinde yapılan çalışmalarla, bir yandan dental materyallerin fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik özellikleri geliştirilirken; diğer yandan bu materyallerin diş sert dokularına adezyon yoluyla bağlanması yönünde adımlar atılmış ve 'adeziv diş hekimliği' kavramı ortaya çıkmıştır (Van Meerbeek ve diğerleri, 1998). Adeziv diş hekimliğindeki hızlı gelişmelere paralel olarak, rezin simanların mine ve dentin dokusuna etkili biçimde bağlanmasını sağlayacak adeziv sistemlerin gelişmesi üzerine yoğunlaşılmıştır (Diaz-Arnorld ve diğerleri, 1999). Hızla gelişmekte olan adeziv sistemlerin mine ve dentin dokusuna bağlanmasının gelişiminin takibi için, bağlanma direncinin ölçülmesini sağlayan bağlanma dayanım testleri sıkça kullanılmaktadır (Tanumiharja ve diğerleri, 2000). Simanların dentine bağlanma dayanımları; dişin preparasyon şekli, preparasyon sonrası dentin yüzeyinin pürüzlülüğü ve kullanılan siman tipi gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Ayad ve diğerleri, 1997). Kron preparasyonu sonrasında oluşan smear tabakasına ilave olarak dentin yüzeyinde kalan kan, tükrük, kullanılan kesici enstrüman yağları ve geçici siman artıklarının, daimi simanların dentine bağlanmasını olumsuz etkilediği bildirilmiştir (Ganss ve Jung, 1998; Grasso ve diğerleri, 2002).

Geçici simantasyon kaynaklı geçici siman artıklarının, daimi simantasyon öncesi diş yüzeyinden mekanik olarak tamamen elimine edilemediği düşünülmüş ve

buna yönelik çalışmalar yapılmıştır (Ganss ve Jung, 1998; Grasso ve diğerleri, 2002). Yapılan çalışmalar sonucunda, geçici simanların, ekskavatör ile mekanik olarak dentin yüzeyi ve tübüllerinden tamamen temizlenemedikleri ve mikroskobik incelemelerde, dentin yüzeyinde daimi simanın etkinliğini bozacak ve sertleşmesini etkileyecek geçici siman artıkları görüldüğü rapor edilmiştir (Terata, 1993; Watanabe ve diğerleri, 1998). Watanebe ve diğerleri (1997), geçici siman uygulamalarını takiben adeziv sistemlerin dentinle oluşturduğu bağlanmayı taramalı elektron mikroskobunda (scanning electron microscopy/SEM) incelemiş ve yüzey koşulları değiştirilen gruplar dahil olmak üzere tüm deney örneklerinin dentin yüzeyinde siman artıklarının bulunduğunu kaydetmişlerdir.

Restorasyonun desimantasyonu/retansiyon kaybı, sık karşılaşılan sabit parsiyel protez komplikasyonları arasındadır (Goodacre ve diğerleri, 2003). Dentin yüzey ve dentin tübüllerinden temizlenemeyen geçici siman kalıntılarının, adezyonu olumsuz etkileyebileceğinden yola çıkılarak, tekrarlayan daimi simantasyonlarda da bağlanmanın bir önceki siman artıklarından olumsuz olarak etkilenebileceği öngürülebilir. Geçici simanların dentin tübül ve yüzeyinden temizlenmesine yönelik araştırmalar (Hasanreisoğlu ve diğerleri, 2005; Terata, 1993; Watanebe ve diğerleri, 1998) yapılmasına rağmen, yapılan dental literatür taramasında tekrarlayan daimi simantasyonlarda bu amaçla yapılmış herhangi bir çalışmaya rastlanılmadığından dolayı bu çalışmanın gerekliliği düşünülmüştür.

Bu çalışmada, rezin simanlar ile simante edilen restorasyonların tekrarlayan simantasyonunda, dentin yüzey ve tübüllerinden siman artıklarının elimine edilmesine yönelik kullanılan Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er, Cr:YSGG) hidrokinetik lazer ve organik çözücülerin, bağlanma dayanıklılığına olan etkilerinin mikro-makaslama dayanımları açısından

incelenmesi ve dentin-rezin ara yüzeyindeki değişikliklerin SEM ile görüntülenip değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Adezyon

Adezyon, Latince 'adhaere' '(yapışmak)' kelimesinden köken almakta olup, tek bir ara yüzde katı veya sıvı iki materyalin başka materyalle temas etmesi durumunda, yüzeyler arasında oluşan tutunmayı yani etkileşimi ifade etmektedir (Buonocore, 1981; Gökalp ve Ayvaz, 2002; Perdigão ve Swift, 2002, s. 237). Birbiriyle temasta olan materyallerin, ayırıcı kuvvetlere karşı direnç gösteren bağlanması olarak da tanımlanabilir. Yakın temastaki iki materyalden birinin molekülleri, diğerine doğru çekilmekte ve bağlanmaktadır. Bu çekim, materyalin yüzey enerjisiyle ilişkilidir. Materyal yüzeyindeki atomlar, her yöne doğru farklı çekim kuvvetlerine maruz kaldıklarından, materyal içindeki atomlara oranla enerjileri yüksektir. Yüzeyde oluşan bu enerji, katılarda yüzey enerjisi; sıvılarda, yüzey gerilimi diye ifade edilir. Çekim kuvvetleri birbirinden farklı moleküller arasında olduğunda adezyon, benzer moleküller arasında gerçekleştiğinde ise kohezyon olarak adlandırılır. Adezyonu sağlamak için eklenen materyal adeziv; adezivin uygulandığı materyal ise aderent olarak tanımlanır (Buonocore, 1981; Gökalp ve Ayvaz, 2002; Marshall ve diğerleri, 2010; Perdigão ve Swift, 2002, s. 237). Bağlanmanın gerçekleşmesi için adeziv ve aderent arasında iyi bir uyum bulunması gerekmektedir (Erickson, 1992; Marshall ve diğerleri, 1997).

Üç farklı adezyon mekanizması tanımlanmıştır (Marshall ve diğerleri, 1997);

-*Fiziksel adezyon (difüzyon)*; kimyasal yapıları farklı, düz yüzeyler arasında gerçekleşen nispeten zayıf adezyon tipidir. Wan der Waals ya da diğer elektrostatik etkileşimleri kapsar.

-*Kimyasal adezyon;* adeziv ve aderent yüzeyinde atom alışverişine dayalı bağlanma şeklidir. Materyaller sıklıkla birbirinden farklı olduğundan, bağlanma sınırlıdır. Toplam bağlanma dayanımına katkısı düşüktür.

-*Mekanik adezyon*; ara yüzeyde andırkat, girinti ve çıkıntılar olmasını gerektiren adezyon çeşitidir. Bu adezyon çeşitinde geometrik ve reolojik faktörler bağlanmada rol alır.

2.1.1.Dentin ve Dentine Adezyon

2.1.1.1. Dentin Dokusunun Yapısal Özellikleri

Dentin, kollajenden zengin bir organik matriksin mineralizasyonu ile oluşmaktadır. Dış etkenlere karşı savunma mekanizması geliştiren canlı ve dinamik bir doku olan dentin, yapısal olarak mine-dentin sınırından pulpaya uzanan kanal ve kanalcıklar sisteminden oluşur; damar ve sinir içermez (Nicholson, 2006, s. 8). Kronda minenin altında, kökte sementin altında konumlanmıştır ve diş sert dokuları arasında en fazla hacime sahip olan dokudur. Ağırlıkça %12 su, %18 organik materyal ve %70 inorganik materyal içerir. Hacminin %25'ini organik materyal, %25'ini su, %50'sini inorganik materyal oluşturur. Bu bileşenler eşit olmayan bir şekilde intertübüler ve peritübüler dentinde dağılmıştır.

Dentini oluşturan ana yapılar; tübüller, odontoblast uzantıları, peritübüler dentin ve tübüller arasını dolduran intertübüler dentindir. Yüksek derecede geçirgen olan dentin tübülleri pulpa ile direk temasta olan odontoblastik uzantılar içerir. Tübüllerin çevresinde yüksek derecede mineralize peritübüler dentin, tübüllerin arasında ise intertübüler dentin yer almaktadır (Nicholson, 2006, s. 8,9). Adeziv sistemlerin güçlü bağlandığı intertübüler dentinin derin dentinde daha az bulunması, adeziv sistemlerin bağlanma dayanıklılığını azalttığı bildirilmektedir (Dayangaç, 2000, s. 21).

Tübül çapları mine-dentin birleşiminde 0,8 μm, pulpa yakınlarında ise 2,5 μm'dir. Yaşlanmayla birlikte dentin tübülleri daralmaktadır. Tübül sayısı pulpa yakınlarında mm^2'de yaklaşık 45.000, dentin mine birleşimine yakın bölgelerde 20.000, orta kısımlarda ise yaklaşık 30.000'dir. Dentin tübüllerinin yelpaze şeklinde yayılımı nedeni ile tübüllerin yüzey alanının %3'ü yüzeyel dentinde, %25'i derin dentinde bulunmaktadır (Nicholson, 2006, s. 9). 25-30 mm/Hg'lik

intrapulpal basınç nedeni ile tübüller içindeki sıvı devamlı olarak dışarıya doğru akış halindedir. Bu, intratübüler dentin geçirgenliğini zorlaştırarak bağlanmayı güçleştirir (Dayangaç, 2000, s. 21).

Yaşlanma veya yavaş ilerleyen çürük gibi hafif uyaranlar sonucu, peritübüler dentin depozisyonu ile tübüllerin kalsifiye materyalle dolmasıyla oluşan bir diğer dentin yapısı ise sklerotik dentindir (Tay ve Pashley, 2004). Peritübüler dentin apozisyonu ve mineral kristallerinin dentin tübüllerine hızlı bir şekilde çökelmesi sonucu oluştuğu bildirilen sklerotik dentinin, genellikle az sayıda açık tübül içermesi ya da hiç içermemesi nedeni ile geçirgenliği azdır. Bu değişimlerin hepsi fizyolojik ya da patolojik nedenlerle oluşur. Ortaya çıkan bu dental yapı, normal dentine göre adeziv tedavileri daha az kabul eder (Nicholson, 2006, s. 12).

2.1.1.2. Dentine Adezyon

Bağlayıcı sistemler, minede oldukça başarılı olmalarına rağmen, dentinde uzun yıllar istenen sonuçları sağlayamamış; ancak yıllar içerisinde adeziv sistemlerin geliştirilmesiyle başarılı sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır.

Adeziv materyalin diş yapısına bağlanması dört farklı mekanizmayla gerçekleşmektedir (Perdigão ve Swift, 2002, s. 237);

1. *Mekanik adezyon*: Rezinin penetrasyon ve diş dokusu içinde rezin tag'leri oluşturması ile oluşan bağlanma
2. *Difüzyon adezyonu*: Diş yüzeyine çökelen maddelere, rezin monomerlerin mekanik ve kimyasal olarak bağlanma
3. *Adsorbsiyon adezyonu*: Dişin inorganik (hidroksiapatit) veya organik birleşenine (çoğunlukla tip 1 kollajen) gerçekleşen kimyasal bağlanma
4. Yukarıda ki üç mekanizmanın kombinasyonuyla oluşan bağlanma

Dental adezyon, primer olarak pürüzlü yapılar arasında oluşan ve mikromekanik kilitlenmeye dayanan mekanik bağlanmadır; kimyasal bağlanma ise dental adezyona yardımcı unsur olarak görev yapar. Adeziv ve aderent yüzey arasında mekanik pürüzlülük 10 μm'den az ise mikromekanik bağlanma diye adlandırılır. Mikromekanik bağlanma ani kuvvetlere karşı dayanıklılık sağlarken, kimyasal etkileşim adezyonun kalıcılığı ve devamlılığına katkıda bulunur (Marshall ve diğerleri, 2010; Perdigão ve Swift, 2006, s. 239; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 180).

Dentine adezyonda, bağlanmayı sağlayan materyal rezin siman, adeziv; bağlanılan yüzey olan dentin ise aderenttir. İyi bir adezyon için, adeziv ile aderent arasında sıkı bir temas olmalıdır yani aradaki mesafenin mümkün olduğunca az olması gerekmektedir (yaklaşık 3-4 Å). Islanabilirlik, yüzey gerilimi ve değim açısı da adezyonu etkileyen diğer faktörlerdir. İdeal bir adezyon için adeziv, bağlandığı yüzeyi tamamen ıslatabilmelidir. Adeziv, aderent yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o kadar güçlü bir adezyon oluşacaktır. Islanabilirlik değim açısı ile ölçülür. Değim açısı aderent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına, her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile aderent yüzeyi arasında oluşan açıdır. Bu açının sıfır veya sıfıra yakın olması daha iyi bir adezyon oluşmasını sağlayacaktır (Dayangaç, 2000, s. 22; Perdigão ve Swift, 2002, s. 237; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 184). Adezivin yüzey gerilimi aderentin yüzey gerilimine eşit veya yüzey geriliminden daha düşük olmalıdır (Eick ve diğerleri, 1997, Rueggeberg, 1991). Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşük olursa, değim açısı da o kadar azalacak ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır (Dayangaç, 2000, s. 22; Perdigão ve Swift, 2002, s. 237; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 184).

2.1.1.2.1. Dentine Adezyonla Gelişen Kavramlar

Dentin bağlayıcı (Adeziv rezin): Temel olarak Bisfenolglisidil Metakrilat (BIS-GMA) ve Üretan dimetakrilat (UDMA) gibi hidrofobik monomerlerden, trietilenglikol dimetakrilat (TED-GMA) gibi viskozite düzenleyicilerden ve Hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi ıslanabilirliği artıran hidrofilik monomerlerden oluşur (Van Meerbeek ve diğerleri, 2001, Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 202). Görevi, rezin-dentin arasında oluşan hibrit tabakasını korumak ve dentin tübülleri içine giren rezin tag'leri oluşturmaktır. Adeziv rezinler; kimyasal reaksiyon, mikromekanik bağlanma ve intertübüler dentine penetrasyon yoluyla dentine bağlanırlar. Bu sayede bakteri geçişine engel olurlar ve bariyer oluştururlar. Aynı zamanda adeziv rezinler, rezin esaslı materyallerin polimerizasyon büzülmesini kompanse eder ve gelen kuvvetleri absorbe ederek bir yastık görevi görürler (Erickson, 1992; Swift ve diğerleri, 1995; Uno ve Finger, 1995).

Rezin tag: Asitle pürüzlendirilmiş dentin yüzeyi üzerine uygulanan adeziv rezin, tübüller içine girer ve burada polimerize olarak rezin tag'leri oluşturur. Rezin tag'lerin morfolojisi; asitlemenin etkinliğine, dentin derinliğine (yüzeyel, orta, derin), dentin yüzeyinin nemliliğine ve dentinin yapısına (sağlam, sklerotik dentin) göre değişir. Bağlanma için en önemli unsur, rezin tag'lerin kendilerini çevreleyen intertübüler dentinle hibridizasyon oluşturabilmesidir. Bu şekilde oluşan rezin tag'ler de, hem tübülleri kapatacak, hem de rezin retansiyonuna katkıda bulunacaktır (Van Meerbeek ve diğerleri, 2001; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 206; Velazquez ve diğerleri, 2003).

Hibrit tabakası: Dentin yüzeyinin asidik yüzey düzenleyici ile demineralizasyonunu takiben, bu bölgeye düşük viskoziteli monomerlerin girmesi ve polimerize olmasıyla diş sert dokularında oluşan yapıya hibrit tabakası yada başka bir deyişle rezinle güçlendirilmiş bölge adı verilmektedir. Yani, bağlayıcı sistemlerin hidrofilik monomerleri, asit uygulanmış dekalsifiye intertübüler dentine penetre olarak rezin ve dentin birleşenlerinin karışımı niteliğinde olan hibrit tabakasını meydana getirirler (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 203). Hibrit tabakasının fiziksel ve kimyasal özellikleri diş yapısından çok farklıdır (Van Meerbeek ve diğerleri, 1992). Yüksek kalitedeki bir hibrit tabakası asitlere dirençlidir ve mikrosızıntıyı engeller; sonuç olarak sekonder çürük riskini azaltır. Hibrit tabakası aynı zamanda rezin esaslı dental materyal ve dentin arasında orta dereceli bir elastisite modülüne sahiptir (Uno ve Finger, 1995; Van Meerbeek ve diğerleri, 1993). Bu elastik bağlanma bölgesi, rezin esaslı dental materyal ile dentin arasındaki stresi azaltma yeteneğine sahiptir. Bu durum, dentine bağlanmanın korunmasını, marjinal bütünlüğünün sürekliliğini ve restorasyonların kalıcılığını sağlamaktadır (Uno ve Finger, 1995, Velazquez ve diğerleri, 2003).

Hibrit tabakasının oluşumu, günümüz bağlayıcı sistemlerinde ana adezyon mekanizması olarak karşımıza çıkmaktadır. Hibrit tabakası taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve geçirmeli elektron mikroskobu (TEM) gibi görüntüleme tekniklerinde farklı morfoloji ve kalınlıkta gözlenebilir. Bu durum uygulanan materyale, dentin bölgesine ve dentinde oluşturulan demineralizasyon derinliğine bağlanmıştır. Bağlayıcı sistemlerin bünyesinde ya da uygulama aşamalarında çeşitli asitlerin mevcut olduğu bilinmektedir. Bu asidik içeriğin etkisiyle oluşan demineralizasyon derinliği, hibrit tabakasının kalınlığına etki edebilir. Bu etki, bölgenin mineral yoğunluğuna, kimyasal kompozisyonuna ve morfolojik

karakteristiğine bağlı olarak farklı düzeyde gerçekleşir (Ölmez ve diğerleri, 1998). Rezin-dentin ara yüzeyinde güçlü bir bağlanma sağlamada, kaliteli bir hibrit tabakasının oluşumu çok önemlidir. Hibrit tabakasının kalitesi üzerine olumsuz etki eden unsurlardan biri, güçlü ve uzun süreli asit uygulamasıyla oluşan kollajen denatürasyonu veya açılmış kollajen ağın üst kısmında arta kalmış smear tabakasının, rezinin kollajen fibriller arasına tam olarak girmesini engellemesidir (Pashley ve diğerler, 1993; Van Meerbeek ve diğerleri, 1992). Rezin-dentin bağlanmasının 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 bağlanmasının sürekliliği bozulur (Van Meerbeek ve diğerleri, 2001; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 206). Kullanılan bağlayıcı sisteme bağlı olarak, hibrit tabakası içinde üç farklı tabaka tanımlanmıştır:

Hibrit tabakasının üst kısmı; denatüre kollajenlerden oluşmuş smear jel bir yapıdadır.

Hibrit tabakasının orta kısmı; birbirlerinden tünel şekilli interfibriler boşluklarla ayrılmış, çapraz ve uzunlamasına kesilmiş kollajen fibrillerden oluşur. Arta kalan mineral kristalleri, kollajen fibriller arasında dağılmış olarak görülür.

Hibrit tabakasının taban kısmı; rezinle çevrilmiş hidroksiapatit kristalleri içeren kısmen demineralize olmuş dentin bölgesinden, sağlam dentine doğru geçişin görüldüğü kısımdır (Van Meerbeek ve diğerleri, 1993; Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 206).

Hibridizasyon: Diş sert dokuları içinde hibrit tabakasının meydana getirilmesi işlemidir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2006, s. 203). Hibridizasyon olgusunun bir sonucu olarak rezin tag'ler gibi çeşitli mikromorfolojik özellikler

tanımlanmaktadır. Ancak smear tıkaçları uzaklaştırılmazsa, rezin tag'lerin oluşumu için tübüller içine monomer penetrasyonu ve hibrit tabakası oluşumu engellenir (Gwinnett, 1993).

Dentine bağlanmada intertübüler hibrit tabakasının, intratübüler rezin tag'lere göre çok daha önemli bir rolü olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle de, pulpaya yakın olan bölgelerde intertübüler alanın daha az olması yüzeyel dentindekine nazaran bağlanmanın zayıf kalmasına neden olabilmektedir (Gökalp ve Kiremitçi, 2000).

Hibridoid tabaka: Asitle demineralize olmuş dentin yüzeyinin, hava ile kurutulması sonucu desteksiz kalmış kollajen ağın büzüldüğü ve kollajen ağ arasındaki boşlukların daraldığı saptanmıştır. Bu durumdaki kollajen yapıya adeziv uygulanırsa, dentinde etkili bir biçimde hibridizasyon gerçekleşmeyeceği belirtilmiştir. Kollajen yapıya bu şekilde 'yetersiz rezin infiltrasyonu' olduğunda, yeni oluşan tabaka hibridoid tabaka olarak adlandırılmaktadır (Gregoire ve diğerleri, 2002).

2.1.1.2.2. Dentine Bağlanmadaki Problemler

Dentine adezyonda yaşanan zorluklar, hastadan hastaya hatta aynı dişin farklı bölge ve derinliklerinde bile değişkenlik gösteren dentinin, histolojik, kimyasal ve fiziksel yapısının mineye göre daha kompleks olmasından kaynaklanmaktadır (Dayangaç, 2000, s. 28; Swift ve diğerleri, 1995; Yeşilyurt ve Bulucu, 2006). Dentine bağlanmadaki problemlerden birçok faktör sorumludur;

a) Dentinin yapısı ve kimyasal içeriği, mineye asit uygulaması ile elde edilen mikromekanik tutuculuğa izin vermez. Yüksek protein içeriği nedeniyle

yüzey enerjisi düşük olması adezivin dokuyu ıslatmasını zorlaştırır (Perdigão ve Swift, 2002, s. 239).

b) Dentinin inorganik içeriği mineye göre daha azdır ve hidroksiapatit kristalleri dağılımı minedeki gibi düzenli değildir (Swift, 2002).

c) Dentine bağlanma; yaş, dentin derinliği, kalsiyum konsantrasyonu, nemlilik gibi faktörlerden etkilenmektedir. Derin dentinde, tübüllerden gelen nem nedeniyle bağlanma dayanıklılığı daha düşüktür (Perdigão ve Swift, 2002, s. 240).

d) Dentin yapısındaki değişiklikler de rezin-dentin bağlanmasını zorlaştırır. Sklerotik dentine rezin penetrasyonu, normal dentinden daha azdır Sklerotik dentinde, tübüllerin içi ve etrafı hipermineralize durumda ve asite dirençlidir. Bu nedenle oluşan rezin tag'ler genellikle kısa ve künttürler (Swift, 2002).

e) Smear tabakasının varlığı da dentine bağlanmayı etkileyebilmektedir. Preparasyon sırasında oluşan smear debrisleri, smear tıkaçları ile dentin tübüllerini kapatarak ve bir difüzyon bariyeri gibi davranarak dentinin geçirgenliğini azaltırlar (Pashley, 1992).

2.2. Kompozit Rezin Simanlar

Kompozit rezin simanlar; BIS-GMA veya üretan metakrilat benzeri organik polimer matriks ve içerisinde dağılmış olarak bulunan inorganik doldurucu partiküller ile bu iki yapıyı birbirine bağlayan ara fazdan oluşan bir çeşit kompozittir. Ayrıca çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler de içerirler. Rezin simanlar, içeriklerindeki daha düşük doldurucu yapı ve viskoziteyle, restoratif kompozitlerden ayrılırlar (Diaz-Arnold ve diğerleri, 1999; Özdemir, 2008, s. 152).

Rezin simanlar, fiziksel ve mekanik olarak dayanıklıdırlar ve porselenlerin simantasyonunda kullanıldıklarında porselenin kırılma direncini arttırırlar (Al-Makramani ve diğerleri, 2008). Çözünürlükleri düşüktür ve farklı renk ile opasite seçenekleri mevcuttur. Ayrıca, farklı maddelere bağlanabilme özellikleri vardır ve adezyonlarının iyi olmaları nedeni ile konservatif preparasyon şekillerine izin verirler (Burke ve diğerleri, 1998).

Rezin simanın dezavantajları arasında; polimerizasyon büzülmesi sonucunda ortaya çıkan aralık ve ona bağlı gelişen mikrosızıntı, simantasyon esnasında oluşan hidrostatik basınç nedeni ile simanın eşit miktarda dentin sıvısı ile yer değiştirmesi ve simanın sertleşmesi sırasında oluşan düşük pH nedeniyle pulpal dokularda irritasyon oluşabilmesi sayılabilir (Külünk ve diğerleri, 2006). Ayrıca çalışma sırasında hassasiyet gerektirmeleri, manipülasyonlarının güç ve uygulamalarının çok aşamalı oluşu, neme hassas olmaları ve siman sertleştikten sonra artık simanın temizlenmesinin zor oluşu kullanımlarını kısıtlamaktadır (Lührs ve diğerleri, 2009).

Rezin simanların dezavantajlarını elimine etmek amacı ile adeziv ajanlar ile birlikte kullanılmaları önerilmektedir. Porselen restorasyonların simantasyonu sırasında rezin siman ile birlikte kullanılan dentin adeziv ajanların bağlanmayı arttırdığı, polimerizasyon büzülmesine bağlı oluşan aralığı ve pulpal hassasiyeti azalttığı bildirilmiştir (Sorensen ve Munksgaard, 1996).

Rezin simanın diş yüzeyine bağlanabilmesi için yüzeyin pürüzlendirilmesi ve adeziv ajanının uygulanması gerekmektedir. Diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi için %37' lik ortofosforik asit, %10' luk maleik asit, %2.5' lik nitrik asit veya %6' lık sitrik asit gibi ajanlar kullanılabilmektedir. Pürüzlendirmenin ardından diş dokusuna adezyonu arttıran 'primer' ajanı uygulanmaktadır. Primerlerin hidrofobik metakrilat grubu rezine bağlanmayı sağlarken, hidrofilik grubu diş

dokularına bağlanmayı sağlamaktadır. Diş dokusuna primer uygulamasının ardından adeziv ajanı, ardından da kompozit rezin siman uygulanır ve simanın polimerizasyonu ile diş ve hazırlanan restorasyon arasındaki bağlanma tamamlanmış olur (Diaz-Arnold ve diğerleri, 1999).

Günümüzde kompozit rezin simanlar, protetik restorasyonların simantasyonunda sıkça kullanılmaktadır. Tablo 2.1'de piyasada sık kullanılan bazı rezin simanlar, adezivlerine göre sınıflanarak listelenmiştir.

Kompozit rezin yapıştırma simanları polimerizasyon şekillerine göre üç grupta toplanır (Barghi, 1998);

- Kimyasal olarak polimerize olanlar (Chemical-cured)
- Işık ile polimerize olanlar (Light-cured)
- Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olanlar (Dual-cure)

Kimyasal olarak polimerize olanlar iki komponentten oluşurlar ve toz-likit veya iki ayrı tüpte bulunan patların karıştırılması ile polimerize olurlar. Işık ile polimerize olanlar ise, içinde ışığa duyarlı aktivatörlerin bulunduğu tek patlı sistemlerdir. Dual-cure polimerize olan simanlar ise; hem kimyasal olarak polimerize olan sistemlerde bulunan peroksit/amin komponentlerini, hem de ışık aktivasyonlu maddeleri içerirler (Shortall ve diğerleri, 1993).

2.2.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezin Simanlar

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin simanlar;

- Metal destekli sabit protezlerin,
- Adeziv köprülerin,
- Postların,
- Işık penetrasyonuna izin vermeyen yapıya sahip seramik kronların,
- Diş-siman ara yüzüne yeterli ışık transferini engelleyen koyu renkli kronların

yapıştırılması için uygundur (Zaimoğlu ve Can, 2004, s. 236).

Tablo 2.1. Kullanılan adeziv sistemlerine ve firmalarına göre piyasadaki bazı rezin simanlar

Rezin siman	**Üretici Firma**	**Kullanılan Adeziv Sistemin Tipi**
Variolink II	Ivoclar Vivadent	Total etch
Variolink N	Ivoclar Vivadent	Total etch
RelyX ARC	3M ESPE	Total etch
C&B Luting Cement	Bisco	Total etch
Choice	Bisco	Total etch
Duo-Link	Bisco	Total etch
Insure/Insure Lite	Cosmedent	Total etch
Ultrabond Plus	Denmat	Total etch
Calibra	Dentsply Caulk	Total etch
Nexus third/optibond solo plus	Kerr	Total etch
Cement-it	Pentron	Total etch
Lute-it	Pentron	Total etch
Panavia F 2.0	Kuraray Dental	Self etch
Panavia 21	Kuraray Dental	Self etch
Clearfil Esthetic Cement	Kuraray Dental	Self etch
Panavia EX	Kuraray Dental	Self etch
C&B Metabond	Parkel	Self etch
Nexus third/Optibond all in one	Denstply Caulk	Self etch
SpeedCEM	Ivoclar Vivadent	Self adeziv
Rely X Unicem/ Rely X 100	3M ESPE	Self adeziv
Biscem	Bisco	Self adeziv
SmartCem 2	Dentsply Caulk	Self adeziv
G-Cem	GC-Dental	Self adeziv
Maxcem Elite	Kerr	Self adeziv
Breeze	Pentron	Self adeziv
Clearfil SA	Kuraray Dental	Self adeziv
Multilink Automix	Ivoclar Vivadent	Self adeziv

2.2.2. Işık ile Polimerize olan Kompozit Rezin Simanlar

Işık ile polimerize olan kompozit rezin simanlar, firmalar tarafından tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Tek pat halindeki bu simanlarda, ışık emici olarak kamforokinon ve hızlandırıcı olarak alifatik amin bulunur. Bunlar, tüp içinde birlikte olmalarına rağmen ışık uygulanmadıkça, polimerizasyon reaksiyonu başlamaz. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık, ortalama 420-450 nm dalga boyundadır. Işık ile polimerize olan simanlar, görünür ışığın penetrasyonuna tamamen izin veren, kalınlığı 1.5-2 mm'den az olan ve translusent yapıdaki seramik veya kompozit laminate veneerlerin yapıştırılmasında kullanılır. Bu simanlar kimyasal ve dual olarak sertleşen bazı simanlar gibi zamanla renk değişimi göstermezler. Çalışma süreleri, kronun yerleştirilmesi ve taşan simanın temizlenmesi için uygundur (Zaimoğlu ve Can, 2004, s. 247).

2.2.3. Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize olan (Dual-cure) Kompozit Rezin Simanlar

Hem kimyasal hem de ışıkla aktive olan bu sistemler, iki pat (ana madde-katalizor) veya toz-likit şeklinde bulunurlar. Dual sertleşen simanın ana madde kısmında kamforkinon gibi ışığa hassas polimerizasyon sistemleri, katalizör kısmında ise kimyasal polimerizasyon sistemleri vardır. Dual sertleşen simanların yapılarında hem bir polimerizasyon başlatıcı (kamforkinon); hem de kimyasal aktivatör komponentleri (peroksitamin) bulunur. Çevre dokuların veya alttaki diş dokusunun rengini yansıtacak (bukalemun etkisi), restorasyonun rengiyle uyum sağlayacak şekilde genellikle translüsent yapıdadırlar. Dual olarak polimerize olan simanlar, seramik inley ve onley restorasyonların ve tam seramik kronların yapıştırılmasında kullanılmaktadır. Ayrıca; bu tip simanlar, restorasyonun bir

miktar ışık penetrasyonuna izin verecek kadar translüsent olduğu, ancak sadece ışık ile polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı kalınlıktaki (1.5-2 mm' den fazla olan) restorasyonlarda kullanılır. Dual rezin simanların kimyasal aktivasyonlarının etkinliği yetersiz olduğundan, uygun ışık aktivitasyonu materyalin tamamen polimerize olması için çok önemlidir. Işıkla ve dual olarak polimerize olan sistemlerde ışık, restorasyonun her yüzeyinden yaklaşık olarak 20 saniye süresince uygulanmalıdır. Maksimum sertliğe genellikle polimerizasyondan 10 dakika sonra ulaşılır ve 24 saat içinde küçük değişiklikler izlenir (Zaimoğlu ve Can, 2004, s. 248).

Mevcut kompozit rezin simanlar oksijen varlığında polimerize olamazlar; bu durum özellikle restorasyon kenarlarında çok önemlidir. Eğer siman sertleşmeden önce temizlenirse, restorasyon ile diş arasında marjinal bölgede açıklık kalmasına, post operatif hassasiyete ve devamında da çürük oluşmasına neden olabilir. Bununla beraber simanın tamamen donmasına izin verilirse, frez yardımı olmadan temizlenmesi hemen hemen imkansızdır. Bu yüzden restorasyon yerleştirildikten sonra taşan siman temizlenmeli ve hava ile temasını bloke eden ajanlar (Ör: Oxyguard, Kuraray Dental, Okayama, Japonya) marjinal bölgeye derhal yerleştirilmelidir (Zaimoğlu ve Can, 2004, s. 249).

2.3. Adeziv Sistemlerin Laboratuvar Performanslarının Değerlendirilmesi

2.3.1. Bağlanma Dayanım Testleri

Dental materyallerin değerlendirilmesinde in vivo testler önemli bir yer tutmaktadır. Ancak bu testler, oral kavite içerisinde aynı zamanda oluşan farklı streslerin restorasyon üzerindeki etkilerini doğru olarak ayırt edemeyebilir. Modern bağlayıcı sistemlerin hızlı gelişimi ve sağlam/güvenilir ürün dökümanı ihtiyacı sebebiyle in vitro testlere ihtiyaç duyulmaktadır. Laboratuvar testleri ile diğer değişkenler sabit tutulurken, tek bir etki değerlendirilebilir. Diğer yandan, klinik denemeler (in vivo çalışmalar) çoğunlukla retansiyon oranlarının incelenmesiyle kısıtlanmakta ve geleceğe dönük ürün gelişimi için bir açıklık getirmemektedir. Bu sebepten dolayı in vitro testler ürün kontrolü için bir fırsat sağladığından, materyal gelişimindeki rolü açıktır. İn vitro araştırmalar temel alınarak diş hekimlerine dental materyallerin seçimi ve uygun kullanımı ile ilgili tavsiyeler oluşturulabilir (Eliades, 1994).

Restoratif ve adeziv sistemlerin klinik performansını değerlendirmek amacıyla genellikle 'Bağlanma dayanım testleri' kullanılır (Erickson, 1992; Lin ve diğerleri, 1999; Üşümez ve diğerleri, 2002). Bağlanma dayanım testlerinde, mine ve dentinde oluşturulan adeziv bağlanma yüzeylerine kuvvet uygulanır. Bu testler, uygulanan kuvvetin yönüne göre 'Gerilme bağlanma kuvveti (tensile bond strength) testi' ve 'Makaslama bağlanma kuvveti (shear bond strength) testi' olarak adlandırılmaktadırlar. Gerilme bağlanma dayanımı testinde, diş yüzeyine dik olarak gelen kuvvetler esas alınırken, makaslama bağlanma dayanım testinde ise diş yüzeyine paralel kuvvetler uygulanmaktadır (Oilo, 1993). Bağlanma kuvveti testlerinden en kolay uygulanıp, standardize edilebilen, makaslama bağlanma kuvveti testleridir. Gerilme testleriyle karşılaştırıldığında, makaslama

testlerinin ağız ortamının karışık karakterdeki kuvvetlerini daha iyi taklit ettiği belirtilmektedir (Leinfelder, 2001).

Bağlanma testleri, bağlanma alanının büyüklüğü esas alınarak makro ve mikro testler olmak üzere iki grupta incelenebilir (Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Makro testlerde 3 mm^2 ve daha geniş bağlanma yüzeyleri kullanıldığı için, örneklerde oluşan kopmalar sıklıkla dentinde veya örnekte koheziv olarak meydana gelmektedir ve bu da bağlayıcı ajanın gerçek fiziksel özelliklerini yansıtmamaktadır. Ayrıca bu testlerde, bağlanma yüzeyinde oluşan streslerin homojen olmaması ve düzensiz stres dağılımının lokal stres alanları yaratması da makro testlerin dezavantajları arasında sayılabilir (Cardoso ve diğerleri, 1998; Özyeşil ve diğerleri, 2009; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010).

Makaslama dayanımı testlerinde çeşitli test konfigürasyonları bulunmaktadır. Bu tip testlerde, loop (ilmik), bıçak sırtı veya çentikli uçlar kullanılabilir (Cekic-Nagas ve diğerleri, 2008). Makaslama dayanımı test metodunda diş yüzeyine bağlanmayı ayıracak şekilde bıçak sırtı şeklinde bir aparat yardımı ile test uygulanır (Olio, 1993). ISO standardında kesici ucun hızının 0,45 ve 1,05 mm/dk arasında olması gerektiği belirtilmiştir (International Organization For Standardization, 2003). Bir bağlanma ajanıyla iki materyalin bağlandığı yüzeye fraktür oluşana kadar sabit hızla kuvvet uygulanması esasına dayanan bu testte, bağlanma dayanımı değeri, maksimum elde edilen kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır. Bağlanma kuvveti, pound/$inch^2$, kg/cm^2, MN/m^2 veya N/mm^2 (Megapaskal, MPa) olarak ifade edilir (Behr ve diğerleri, 2006). Bağlanma dayanımı, bağlanma alanının boyutuyla yakından ilgilidir ve bağlanma dayanımını hesaplayabilmek için gereklidir (MPa) (Olio, 1993).

Ortalama stres altında gözlenen bağlanma dayanımının geçerliliğinin, bağlanma ara yüzündeki stres dağılımının farklılıkları nedeni ile şüpheli olduğu bildirilmiştir (Pashley ve diğerleri, 1995a). Bu sınırlamaların üstesinden gelmek için yeni teknik ihtiyacı, araştırmacıları daha küçük bağlanma yüzeyleri bulunan örneklerin kullanımına yönlendirmiştir ve 'mikro' makaslama ve gerilme testleri kullanılmaya başlanmıştır (Sano ve diğerleri, 1994a). Uygulamasının kolay olması, minimal donanım ve örnek hazırlanması ihtiyacı nedeni ile konvansiyonel makaslama ve gerilme testleri daha çok tercih edilmiştir. Fakat mikro bağlanma testleri için, makro bağlanma testlerine nazaran daha çok örnek geometrisi ve diğer test değişkenleri ile ilgili bilgi mevcuttur (Poitevin ve diğerleri, 2008).

Mikro bağlanma dayanım testlerinin avantajları (Pashley ve diğerleri, 1995a; Pashley ve diğerleri 1999);

- Daha fazla adeziv başarısızlık
- Daha az koheziv başarısızlık
- Daha yüksek ara yüz bağlanma dayanım ölçümü
- Ortalama değerler ve değişkenlerin tek bir diş için hesaplanması
- Düzensiz yüzeylerin test edilebilmesi
- Daha küçük alanların test edilebilmesi
- Başarısız bağlanmaların SEM yada TEM ile incelenebilmesi

Mikro bağlanma dayanıklılığı testlerinin dezavantajları ise (Pashley ve diğerleri, 1995a; Pashley ve diğerleri 1999);

- Emek yoğunluğu ve mekanik ihtiyacın fazla olması
- Çok düşük bağlanma dayanımlarının ölçülmesinin zor olması
- Örneklerin kolaylıkla dehidrate olabilmesi
- Örneklerin kolaylıkla zarar görebilmesi

- Kırılan örneklerin, yapıştırıcı kullanılan aktif kavrama apareylerinden ayrılırken kaybolabilmesi ve zarar görebilmesi
- Özel bir ekipman yardımı olmadan, uygun geometri ve yüzey cilasının oluşturulmasının zor olması
- Örneklerin belirlenmiş test yüzeyleri dışındaki kırıkların oluşumu
- Testin yapılışı ile ilgili bir fikir birliğinin olmaması olarak sayılabilir.

2002 yılında tanıtılan mikro makaslama testi, bir mikro bağlanma dayanım testidir (Shimada ve diğerleri, 2002). Diş dokusunun veya bir materyalin üzerine yerleştirilen 1 mm^2'den daha küçük yüzey alanlarına sahip örneklerin, bir tel yardımıyla koparılarak bağlanma dayanım değerlerinin ölçüldüğü bu test için; bir dişten birden fazla örnek elde edilmesi, tek bir diş için ortalama değerlerin hesaplanabilmesi, düzensiz yüzeylerde çalışmaya izin vermesi ve örneklerin deneyden sonra SEM'de daha kolay incelenebilmesi avantajlarını saymak mümkündür (Armstrong ve diğerleri, 2010).

Bağlanma kuvveti test sonuçlarını etkileyecek çok sayıda değişkenin varlığı nedeni ile farklı araştırmacılar ve üreticilerin ayni ürünler ile ilgili sunduğu sonuçlar farklıdır ve karşılaştırılmaları mümkün değildir (Sano ve diğerleri, 1994a). Bu amaçla, Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (ISO), 'Dental Materyaller-Diş Dokusuna Adezyon Testleri' başlıklı dökümanı yayınlayarak, üreticiler ve araştırmacıların belirtilen prosedürleri takip etmeleri durumunda elde edilecek verilerin, klinik sonuçlarla kıyaslanabilecek standartlara ulaşmasını hedeflemiştir (International Organization For Standardization, 2003).

2.3.2. Bağlanma Dayanım Testleri Sırasında Meydana Gelen Kırık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Bağlanma dayanımlarının test edildiği örneklerde, adeziv bir bağlanma gösteren materyallerin kütlesel dirençleri meydana gelen kırıkların şeklini etkiler. Test sonrası kopma yüzeyleri, görsel olarak ya da ışık mikroskobu altında incelenerek başarısızlık tipleri belirlenmektedir. Buna göre, kırık tipleri oluşma şekillerine bağlı olarak; adeziv, koheziv veya karışık (mixed) kırık olarak isimlendirilir.

Adeziv kırıklar, dentin ile rezin esaslı siman gibi farklı materyaller arasında oluşan kırılmalardır.

Koheziv kırıklar, dentin veya rezinin yani aynı materyalin kendi içinde gösterdiği kırılmalardır.

Karışık kırıklar, hem koheziv hem de adeziv kırık tiplerinin ayni anda gözlenebildiği kırıklardır (Price ve Hall, 1999).

Zayıf bağlayıcı sistemlerde izlenen kırık tipi adezivdir. Dentin yüzeyi ile rezin materyal veya bağlayıcı sistem birbirinden ayrılır. Bu sistemlerde sadece minimal rezin penetrasyonu gerçekleşir. Daha çok güçlü sistemlerde görülen koheziv dentin kırığı, bağlayıcı sistemle dentin arasındaki bağın, dentinin koheziv kuvvetinden yüksek olduğunu gösterir (Triolo ve Swift, 1992). al-Salehi ve Burke (1997) yüksek bağlanma dayanımlarında daha fazla dentin kırığı ve karışık kırık gözlediklerini ve kırık tipi ile bağlanma kuvveti arasında bir ilişki olduğunu bildirmişlerdir. Günümüz bağlayıcı sistemleriyle yapılan makaslama bağlanma kuvveti testlerinde, dentinde koheziv kırıklara daha sık rastlanmakta ve bu koheziv kırıklar bağlayıcı sistemin başarısını göstermektedir (Mason ve diğerleri 1996).

2.4. SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Analizi

Diş hekimliğinde yüzey incelemesi için ışık mikroskobu; yüzeyin daha ayrıntılı görüntüsü için ise taramalı elektron mikroskobu (SEM-Scanning Electron Microscopy) kullanılabilir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM), katı cisimlerin mikro yapılarını değerlendirmek amacıyla kullanılan bir mikroskobik inceleme yöntemidir (Taylor ve Lynch, 1992). Dolayısıyla diş dokuları ile restoratif sistemler arasındaki dinamik ve kimyasal etkileşimi değerlendirmede yüzey analiz tekniği olarak kullanılabilir (Cowen ve diğerleri, 1996). SEM, elektron-optik denen bir sistemle çalışır ve yüzeyleri tararken elektron kaynağı kullanılır. SEM' de görüntü alma işlemi yüksek hızlarda hızlandırılan elektronların incelenecek örnek üzerine gönderilmesi esasına dayanır. Yüzey incelemeleri için örnek üzerine gönderilen hızlandırılmış elektronlar örnek tarafından saçılır. Elektron akışının sürekli olması için incelenecek cismin iletken hale getirilmesi gerekir. Bunun için cisimlerin, 20-1000 nm kalınlıkta altın (Au) ve palladyum (Pd) ile kaplanarak incelendiği bildirilmiştir (Ergün ve Yenisey, 2006). SEM' de sıvı olmayan ve sıvı özellik taşımayan her türlü, iletken olan veya olmayan örnek incelenebileceği rapor edilmiştir. Ayrıca, SEM tekniklerinin kullanılmasının, görüntülerde mükemmel alan derinliği sağladığı ve morfolojiyi tanımlamaya oldukça elverişli olduğu da bildirilmiştir (Yanez ve Barbosa, 2003).

2.5. Dentin Yüzeyi Hazırlanmasında Kullanılan Yöntemler

Rezin simanların, dentin yüzeyine bağlanabilmelerini sağlayacak uygun yüzeylerin oluşturulması, restorasyonun başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Simantasyon öncesi uygun dentin yüzeyleri oluşturmak için, kimyasal, mekanik veya termal yöntemler kullanılabilmektedir.

2.5.1. Pürüzlendirme İşlemi ve Pürüzlendirme Yöntemleri

Dişe adezyondaki başarısızlıkları elimine edip, restorasyonla, prepare edilen diş yüzeyi arasındaki tutuculuğu artırmak için dentinin pürüzlendirilmesi kaçınılmazdır. Bu amaçla uygulanabilecek olan birden fazla pürüzlendirme işlemi vardır. Bunlar kimyasal, ısısal ve mekanik yollarla gerçekleştirilebilir. Kimyasal olarak asit ve şelatörler, ısısal olarak lazerler ve mekanik olarak ise mikroabrazyon kullanılır (Bertolotti, 1992).

- Kimyasal yöntem (Asitle pürüzlendirme): Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ilk kez Fusayama ve arkadaşları (1979) tarafından ortaya atılmıştır. Dentin bağlanma sisteminin ilk basamağı olan dentinin asitle pürüzlendirilmesi, yüzeyi dentin bonding ajanının mikromekaniksel ve kimyasal bağlanmasına uygun hale getirir. Dentin pürüzlendirilmesinin temel etkileri, fiziksel ve kimyasal değişiklikler olmak üzere iki başlık altında toplanabilir. Fiziksel değişiklikler, dentin tübüllerinin şeklinde ve smear tabakasının morfolojisi ve kalınlığındaki değişmedir. Kimyasal değişiklikler ise organik madde modifikasyonu ve inorganik kısım dekalsifikasyonudur (Pashley ve diğerleri, 1981). Dentinin asitle pürüzlendirilme işlemi, smear tabakasının yapısını değiştirerek veya bu tabakayı tümüyle ortadan kaldırarak, alttaki dentinle bağlanmayı sağlamak, rezinin yüzeye infiltrasyonuna izin verecek şekilde yüzeyel dentini demineralize etmek, intertübüler ve peritübüler dentini dekalsifiye etmek ve dentin yüzeyini temizlemek amacıyla yapılır. Preparasyon sırasında dentin kontamine olur ve artıklar rezinin dentin yüzeyinde oluşan porözitelere infiltrasyonunu engeller. Asitler, smear tabakasını çözerek artıkları dentin yüzeyinden uzaklaştırır (Bertolotti, 1992; Pashley ve diğerleri, 1981). Smear tabakasının kollajen kısmı asitte çözünmez; pürüzlendirilmiş yüzeyde kalır. Smear

tabakasının tübüllere doğru değişik boyutlarda uzanması ile oluşan smear tıkaçları, dentin geçirgenliğinin azalmasından sorumludur. Smear tıkaçları, adeziv rezinin tübüllere penetrasyonunu engeller. Asitin yeterli süre uygulanması, hem smear tabakasını hem de smear tıkaçlarını çözecektir. Smear tabakasının mineral kısmı, asitin pH'ına, kimyasal birleşimine ve viskozitesine bağlı olarak birkaç saniyede çözülür (Bertolotti, 1992). Dentinin asitle pürüzlendirilmesi ile dentin tübülleri açılır, dentin geçirgenliği artar, intertübüler ve peritübüler dentin dekalsifiye olarak, dentin porözitesi artar. Dentin porözitesi, dentin matriksinin kollajen kısmındaki hidroksiapatit mineral kristallerinin çözünmesiyle oluşur (Tagami ve diğerleri, 1990). Pürüzlendirme paterni ve diğer asitlere oranla daha yüksek rezin penetrasyonu sağlaması nedeniyle, genelde %37'lik fosforik asit tercih edilmektedir. Adeziv sistemlerde mine pürüzlendirilmesinde değişik konsantrasyonlarda kullanılan fosforik asidin yanında, hem mine hem de dentini pürüzlendiren %10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, %2.5'luk oksalik asit, %2.5'luk nitrik asit ya da prüvik asit gibi alternatif asitler kullanılmaktadır. Bu asitlerin etkileri zayıf olmakla birlikte, dentin ile uyumludurlar (Latta ve Barkmeier, 1998).

Kimyasal pürüzlendirme, asit kullanımından başka bağlanma ajanı kullanılmasıyla da gerçekleştirilebilir. EDTA (Etilen diamin tetra asetik asit) gibi bağ güçlendirici ajanların dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde kullanılması, asitlerden farklı olarak demineralizasyon oluşturmadan smear tabakası kaldırması şeklindedir (Bertolotti, 1992).

- Isısal/Termal yöntem (Lazer): Lazer uygulaması mine yüzeyi üzerinde temel olarak termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Lazer uygulanan

yüzeydeki hidroksiapatit matriks içinde sıkışmış bulunan su sürekli buharlaşmakta ve bu esnada mikropatlamalar meydana gelmektedir. Kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerji miktarına bağlı olarak yüzeyde 10-20 μ derinliğinde, asit uygulamasına benzer bir pürüzlendirme ve düzensizlik meydana gelmektedir (Fraunhofer ve diğerleri, 1993). Lazer dalgalarının diş yüzeyine uygulanması ile elde edilen pürüzlendirme, asit ile pürüzlendirmeye alternatif olarak denenmiştir. Değişik çalışmalarda, diş dokusunun pürüzlendirme amacıyla, Nd:YAG (Neodimyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet), Er:YAG (Erbiyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet) ve Er, Cr:YSGG (Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet) gibi değişik lazer tipleri kullanılmıştır (Eversole ve Rizoiu, 1995; Visuri ve diğerleri, 1996).

- Mekanik yöntem (Air abrazyon): Dentinden smear tabakasının uzaklaştırılması için alternatif bir yol olarak air abrazyon kullanılabilir. Alüminyum oksit ile yapılan air abrazyon, sağlıklı ve sağlıksız dentini uzaklaştırır ve kendine özgü bir smear tabaka oluşturur. Alüminyum oksitin abrazyon etkisi, partikül büyüklüğüne olduğu kadar hızına da bağlıdır. Partiküller dentin yüzeyinde sığ çukurcuklar oluşturarak yüzey alanını arttırırlar ve smear oluştururlar. Bu yüzey üzerinde bağlanma mekanizmasına smear tabakasını dahil eden bonding ajanlar kullanılarak bağlanma sağlanabilir (Bertolotti, 1992).

2.5.2. Siman Artıklarının Dentin Yüzeyi ve Tübüllerinden Elimine Edilmesi

Yapılan çalışmalar sonucu, geçici simanların ekskavatör ile mekanik olarak dentin yüzeyinden tamamen temizlenemedikleri ve mikroskopik incelemelerde, dentin yüzeyinde daimi simanın etkinliğini bozacak ve sertleşmesini engelleyecek sorunlara neden olabileceği bildirilmiştir (Terata, 1993; Watanabe ve diğerleri, 2000). Geçici siman artıklarının dentin yüzeyinde bıraktıkları artık miktarı, dentinin yüzey ıslanabilirliği ve reaktivitesini değiştirdiğinden daimi simanların dentine bağlanma dayanımını olumsuz yönde etkilemektedir (Ganss ve Jung, 1998). Geçici simanların dentin yüzeyinden uzaklaştırılmasından sonra, total pürüzlendirme tekniği ile dentine uygulanan asitler, bir miktar dentinin demineralize olarak yüzeyden uzaklaşmasını ve beraberinde siman artıklarının da uzaklaşmasını sağlar. Ancak bu aşamada dentin kanalları içindeki siman artıkları ön plana çıkar (Hasanreisoğlu ve diğerleri, 2005).

Asitle pürüzlendirilme işleminin tek başına yüzeyi geçici siman artıklarından temizlemeye yetmeyeceği yönündeki bulgular, SEM görüntülerinde de özellikle öjenol içerikli geçici siman uygulanan grupta izlenilen kısa, seyrek rezin tag'lerin oluşum nedenlerini destekler niteliktedir (Hasanreisoğlu ve diğerleri, 2005). En iyi yöntemlerden birisi olarak kabul edilen tekrar pürüzlendirme işleminde dahi dentin tübüllerinin içinde geçici siman artıklarının bulunduğu saptanmıştır (Terata, 1993; Watanabe ve diğerleri, 1998).

Dentin yüzey ve dentin tübüllerinden elimine edilemeyen geçici siman artıklarının, bağlanmayı olumsuz etkileyebileceğinden yola çıkılarak, tekrarlayan daimi simantasyonlarda da bağlanmanın bir önceki siman artıklarından negatif yönde etkileneceği öngürülebilir. Dental literatürde geçici siman artıklarının elimine edilmesine yönelik araştırmalar (Hasanreisoğlu ve diğerleri, 2005; Saraç ve diğerleri, 2005) yapılmış olmasına rağmen, yapılan taramalar sonucu tekrarlayan

simantasyonlarda daimi siman artıklarını temizlenmesine yönelik herhangi bir çalışmaya rastlanılmamıştır.

2.5.2.1. Organik Çözücü Ajanlar

Yapılan bazı çalışmalarda, geçici siman artıklarının, dentin yüzeyinden mekanik olarak temizlenmesine ilave olarak %0.12'lik klorheksidin glukonat ve %96'lık etanol gibi farklı dentin yüzeyi temzileyici ajanları kullanılmıştır (Ganss ve Jung, 1998; Grasso ve diğerleri, 2002). Ayrıca dentin yüzeyinden suyun uzaklaştırılarak temizlenmesinde, etanol ve aseton gibi organik çözücüler içeren temizleme ajanlarının etkili olduğu bildirilmiştir (Gökalp ve Kiremitçi, 2001). Bu amaçla içeriğinde etanol, etil asetat ve aseton bulunduran ajanların geçici simantasyon sonrası kullanılması üretici firmalar tarafından önerilmektedir (Saraç ve diğerleri, 2005).

Dentin yüzeyine adeziv rezinlerin uygulanmasından önce uygulanan Etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) gibi yüzey hazırlayıcılar uygulanarak daha uzun ömürlü ve dirençli bağlanma elde edilmesi hedeflenmektedir (Ersin ve diğerleri, 2006).

2.5.2.1.1. Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA)

EDTA, 1957 yılında Nygaard-Østby tarafından endodontide kullanılmaya başlanmıştır. EDTA, etilen diamin bağlı dört farklı asetil grubu içerir. Alkali toprak iyonları ve ağır metaller ile stabilitesi oldukça fazla olan metal bağları oluşturur. EDTA, dentin yapısındaki kalsiyum iyonları ile bağlanma yaparak inorganik dokunun uzaklaştırılmasına yardımcı olmaktadır. (Hülsmann ve diğerleri, 2003).

EDTA'nın % 10 - % 17 arası konsantrasyonlarda kullanılabildiği bildirilse de en sıklıkla kulanılan konsantrasyonunun % 17 olduğu belirtilmiştir (Serper ve Çalt, 2002). % 17 EDTA, 17 gram EDTA disodyum tuzu, 9.25 ml 5N sodyum hidroksit, 100 ml'ye tamamlanacak şekilde distile su eklenerek hazırlanmaktadır (Alaçam, 2000, s. 289). Serper ve Çalt (2002), farklı konsantrasyon ve pH'lardaki EDTA'nın demineralizasyon etkisini inceledikleri çalışmalarında, % 17'lik konsantrasyonda uygulanan EDTA'nın, % 10 konsantrasyona göre dentin yüzeyinde daha etkin olduğunu bildirmiştir. EDTA'nın etkinliği, konsantrasyonundan başka uygulama süresi ile de ilgilidir. Çalt ve Serper (2002), dentin yüzeyine % 17 konsantrasyonlu EDTA uygulayarak gerçekleştirdikleri SEM çalışmasında; EDTA'nın 1 dakika süreyle uygulanmasının smear tabakasını uzaklaştırdığını, sürenin artırılması sonucunda ise peritübüler ve intertübüler dentinde erozyon meydana geldiğini göstermişlerdir.

Simanların mine ve dentin dokularına adezyonu, adeziv rezin ve diş dokuları arasındaki bağlanmayı sağlayacak dentin bağlanmasındaki hibridizasyonunun kalitesine ve devamlılığına bağlıdır. Dentinde yapılan farklı yüzey hazırlıkları, hibrit tabakanın klinik performansını etkileyen faktörlerdendir. EDTA, özellikle total-etch sistemlerle uygulandığında hibrit tabakanın bozulmasını engellemektedir (Sancaklı, 2010). Ayrıca, EDTA uygulanmış dentin yüzeyinin makaslama dayanımı, işleme tabi tutulmamış yüzeylerden anlamlı derecede farklı bulunduğundan, dentin hazırlama yöntemlerine bir alternatif olarak gösterilmiştir (Cederlund ve diğerleri, 2001). Dentin pürüzlendirme işleminde kullanılmasının yanında, geçici siman artıklarının dentin kanallarından temizlenmesine yönelik EDTA'yı kullanan araştırmacılar da mevcuttur (Munirathinam ve diğerleri, 2012). Bu araştırmacılar, EDTA'nın, daha iyi rezin penetrasyonuna olanak tanıyarak; dentin ile kompozit rezin siman arasında

istenilen fiziksel ve kimyasal bağlanmayı gerçekleştireceğini ve geçici siman artıklarının elimine edilmesinde kullanılan yöntemlere alternatif olabileceğini bildirmiştir (Munirathinam ve diğerleri, 2012).

2.5.2.1.2. Endosolv R

Endosolv R, diş hekimliğinin endodonti dalında kullanılmak üzere geliştirilmiş bir çözücüdür. Bu çözücü, günümüzde sert rezinlerin veya kalıntılarının dentin kanallarından elimine edilmesi için frez, eğe ya da ultrasonik aletlerle gerçekleştirilen mekanik yöntemlere alternatif olarak geliştirilmiştir. Mekanik temizleme yöntemlerinin kanal perforasyonu, kanal düzleştirme ya da orijinal kanalların alterasyonuna neden olması gibi dezavantajları ve mekanik temizleme kaynaklı potansiyel problemlerin üstesinden gelmek için, Endosolv R gibi çözücüler kullanılmaktadır (Jeng ve Deeb, 1987, Vranas ve diğerleri, 2002). Endosolv R' nin ana maddesi olan rezorsinol, çapraz fenolik halka içerdiğinden çözücü, rezorsinol-formalin içerikli materyalleri üzerinde yumuşatıcı/çözücü etki göstermektedir. Endosolv R, rezinlerin çözünmesini sağlayarak, elimine edilmesini sağlamaktadır (Vranas ve diğerleri, 2002).

2.5.2.2. Lazer

Lazer, 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation' kelimelerinin baş harflerinden oluşmuş ve 'ışığın uyarılarak güçlendirilmesi' veya daha açık bir ifade ile 'hızlandırılmış ve yoğunlaştırılmış yüksek enerji taşıyan ışık demeti' anlamına gelmektedir. Lazer teorisi Albert Einstein' ın 1900' lü yıllarda fotonlar ve uyarılmış emisyon ile ilgili ortaya attığı fiziksel prensibe dayanmaktadır (Coluzzi, 2000). İlk lazer cihazı 1960 yılında Theodore Harold Maiman tarafından sentetik bir yakut çubuk kullanılarak geliştirilmiştir

(Büyükakyüz ve Tunalı, 1998). Günümüzde teknik dallarda ve tıp alanında oldukça yaygın kullanım alanı bulan lazer tedavileri, Amerika Birleşik Devletleri'nde FDA (Food and Drug Administration) tarafından onaylanarak diş hekimliği pratiğinde de yerini almıştır (Kimura ve diğerleri, 2000).

Lazer sistemlerinde, dışarıdan enerji verilmesiyle, kaynak olarak kullanılan ve lazere adını veren sıvı, gaz ya da kristal fazda bulunan aktif maddelerin yapısını oluşturan atomların en son yörüngelerindeki elektronların bir üst yörüngeye çıkmaları sağlanır. Enerji kesildiği zaman, elektronlar tekrar kararlı konuma geçer ve kazanmış oldukları enerjiyi foton şeklinde yayarlar. Yayılan bu enerji, lazer kaynağının iki tarafında bulunan yansıtıcı özelliğe sahip aynalar ile paralel hale getirilerek, sistem dışına ışık enerjisi halinde gönderilir (Büyükakyüz ve Tunalı, 1998; Coluzzi, 2004).

Lazer ışığının beklenen işlevleri yerine getirebilmesi eş fazlı (coherent; fotonların birbirine uyumlu hareketler yapması), paralel (collimated; fotonların aynı yönde hareket ederek herhangi bir sapma veya yayılma göstermemesi) ve tek renkli (monochromatic; dalga boyundaki bütün fotonların aynı enerji seviyesinde olması) olması ile mümkün olmaktadır (Coluzzi, 2000; Dederich ve Bushick, 2004). Lazer ışığının bu özellikleri, kontrol edilebilen seviyelerde enerji üretilmesine olanak vermektedir. Enerji birimi olarak en çok Joule (J) kullanılmaktadır. Güç ise, birim zamanda yapılan iştir ve Watt (W) cinsinden ifade edilir. Lazer ışığının operasyon alanına iletilmesinde, (bir) saniyedeki atım sayısı, Hertz (Hz) veya pulse per second (pps) olarak ifade edilir (Coluzzi, 2000).

Lazer ışığı operasyon alanına iki şekilde iletilmektedir. Birinci iletim şekli pedala basıldığı sürece ışığın aralıksız olarak gönderilmesidir ve ''sürekli iletim''(continious mode) olarak adlandırılmaktadır. Bu iletim şeklinin bir alt grubu olarak kabul edilen ''mekanik atımlı iletim'' de (gated-pulse mode)

mekanik bir engel ile aralıksız devam eden ışık akımının önü kesilerek lazer ışığında periyodik olarak kesintiler oluşturulmaktadır. İkinci iletim şekli olan ''serbest atımlı iletim'' (free-running pulse mode)' de ise kesintiler sürekli bir ışık akımının perdelenmesi yerine, cihazın aktif hale geçtikten sonra tekrar pasif hale gelmesiyle elde edilmektedir (Coluzzi, 2000; Dederich ve Bushick, 2004). Lazer dokuya belli bir süre uygulandığı zaman ışık enerjisi ısı etkisi yaratmaktadır. Mekanik veya serbest atımlı iletime sahip sistemlerde dokular tekrar enerjiye maruz kalmadan önce soğuma zamanı bulabilmektedir. Enerjinin sürekli uygulandığı sistemlerde gerekli olan soğuma zamanının kullanıcı tarafından verilmesi gerekmektedir (Coluzzi, 2000).

Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerde; cihazın teknik özellikleri, işlem yapılacak olan dokulara gönderilecek ışığın sayısal değerleri ve uygulama süreleri bazı parametreler kullanılarak belirlenmektedir (Dederich, 1993).

2.5.2.2.1. Lazer Uygulama Parametreleri

Dalga boyu: Dalga boyu ışığın dokuya olan etkisinin belirlenmesinde en önemli parametredir. Elektromanyetik veya ışık dalgasının birbirine komşu pik noktaları arasındaki mesafedir. Kısacası dalga boyu, lazer ile doku arasındaki ilişkinin kalitesini veya reaksiyon tipini belirlerken, enerji miktarı ve doku özellikleri ise bu reaksiyonun miktarını veya derinliğini belirler (Dederich, 1993). Dalga boyunun ne kadar olacağı kullanılan aktif maddeye bağlı olarak değişir. Dalga boyu, absorbsiyonun oluşup oluşmayacağını belirler. Örneğin; Karbondioksit (CO_2) lazerden çıkan 0.6 μm dalga boylu ışık birçok materyal tarafından iyi bir şekilde absorbe edilirken, Neodimyum:İtriyum-Aliminyum-Garnet (Nd:YAG) lazer ise suda, yumuşak ve pigmentli dokularda etkilidir (Baratieri ve diğerleri, 1998).

Lazer seçimi yapılırken en önemli nokta, lazer uygulanacak dokunun hangi dalga boyunu en iyi absorbe ettiğidir. Bunu cihazın çıkış gücü ve darbe özellikleri takip eder. 400-700 nm' lik görünen ışık dalga boylarında suyun bilindiği gibi şeffaf olduğu, buna karşılık 300 nm' nin altındaki mor ötesi bölgede ve kızılötesi bölgede enerjiyi iyi absorbe ettiği görülmektedir. Bu durumda etkili bir ablasyon yapılmak istendiğinde, suyun absorbsiyonunun yüksek olduğu bir dalga boyu seçilmelidir (Miserendino ve diğerleri, 1995). Diş sert dokularındaki etkili uygulamalar için 2940 nm dalga boyundaki Er:YAG ve 2780 nm dalga boyundaki Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er, Cr:YSGG) lazerler geliştirilmiştir.

Pulsasyon süresi: Diş sert dokusunda termo-mekanik etkilerden dolayı pulsasyon lazeri kullanılmaktadır. Plazma oluşumunun engellenmesi için nanosaniye düzeyinde çok kısa süreli pulsasyonlar diş sert dokuları için uygun değildir. Ayrıca bu süre kısaldıkça, mikropatlamalara bağlı dalgalar halinde oluşan itme gücü de şiddetlenir. Diş sert dokularını yüzeyden uzaklaştırmada ise, bu mikroskobik mekanik parçalanma istenmeyen etkidir. Milisaniyeler düzeyindeki uzun pulsasyon sürelerinde ise mikropatlama etkisi kaybolduğundan, termomekanik etki zayıflamaktadır. Bu süre içinde aynı anda ısı iletimi de kendini belli etmeye başlamaktadır. Isı yükselmesine bağlı su kaybı ve çatlakların oluşumu önemli problem olarak ortaya çıkmaktadır. Bu nedenlere bağlı olarak 100-350 milisaniye arasındaki bir pulsasyon süresi ve ayrıca sprey şeklinde soğutma kabul edilecek bir çözümdür. Böylece çok az termik yüklenme ile hasar oluşturmadan yeterli derecede mekanik etki elde edilebilir. Aralıklı darbelerle elde edilen ablasyon, etraftaki dokuyu daha az ısıttığından, kömürleşmeyi engeller ve iyileşmeyi hızlandırır (Önal, 1993).

Frekans/ Pulsasyon sıklığı: Sert dokudan mümkün olduğunca fazla madde uzaklaştırabilmek için lazer puls enerjisi ya da sıklığı artırılmalıdır. İlk ışıkta olanaklar plazma oluşumu ile sınırlıdır; ikinci ışıkta ise çevre bölgede soğuma süresi kısalacağı için ısı artışı söz konusudur. Pulsasyon mikrosaniyelerde olduğu sürelerde frekans 2-10 Hz arasında ise en uygun çalışma şartlarının olduğu görülmektedir. Prensip olarak, pulsasyon sıklığını yükseltmektense lazerin enerjisini yükseltmek daha iyi sonuçlar vermektedir (Dederich, 1993).

Güç: Lazer uygulamalarında Güç (Watt) aşağıdaki formül ile hesaplanabilmektedir.

P (Güç-Watt) = Lazer enerjisi X Puls sayısı (puls frekansı)

Enerji, belli bir süre boyunca uygulanan güç olarak ifade edilebilir ve matematiksel olarak: Enerji (Joule) = Güç (watt) X Süre (saniye) şeklinde hesaplanabilir. (1 Joule = 1 W X 1 s).

Güç yoğunluğu (power density): Birim alandaki (cm^2) foton konsantrasyonu (W) ya da birim alandaki lazer ışık kaynağının yüzey alanı güç olarak ifade edilmektedir.

Güç yoğunluğu (Power Density) : Güç (W)/Alan (cm^2).

Enerji yoğunluğu: (Enerji/alan) Birim alandaki enerji olarak hesaplanır (Dederich, 1993).

Dalga formu: Dalga formu ise zamana bağlı olarak çıkan lazer gücünü ifade eder. Sürekli, parçalı ve pulsasyonlu olarak üç şekildedir. Sürekli dalga boyunda, lazer kesintisiz bir şekilde uygulanabilir. Parçalı formda ise lazer ışıklarının süresi ayarlanabilir. Pulsasyonlu formda ise, fotoğraf makinesinin flaşına benzer şekilde, lazerin çıktığı ve çıkmadığı anlar vardır (Dederich, 1993).

Uygun soğutma: Sert dokularda çalışılırken en uygun parametreler kullanılsa dahi kavite preparasyonu gibi büyük miktarda diş dokusu kaldırılması gereken uygulamalar sırasında soğutma gerekmektedir. Sadece hava soğutması kullanmak yetersiz kalırken, suyun lazer absorbsiyonunun yüksek olması sebebiyle soğutmada su kullanılmasının lazer etkinliğini azaltacağı düşünülmüştür. Ancak, soğutma özelliğinin yanında, ortaya çıkan debrisi uzaklaştırma fonksiyonu da olan suyun ablasyon etkinliğini düşürecek kadar etki yapmadığı belirlenmiştir (Tokonabe ve diğerleri, 1999).

2.5.2.2.2. Lazerin Dokulara Etkisi

Değişik tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilir. Benzer şekilde, bir lazer uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle her tip lazerin aynı uygulamada aynı dokuda benzer etkiler yaratmayacağı unutulmamalıdır. Lazerlerin dokular üzerine etkisi kullanılan lazer tipi ve uygulama yapılan doku çeşidi gibi parametrelere göre farklı olsa da, dental dokular üzerinde primer olarak oluşan etki genellikle fototermal etkidir (Coluzzi, 2000; Coluzzi, 2003; Dederich ve Bushick, 2004). Lazer ışığı uygulandığında ısı açığa çıkmakta, bu da yumuşak ve sert dokuların yapısında ve birleşiminde denatürasyon, vaporizasyon, karbonizasyon, erime ve rekristalizasyon gibi değişmelere yol açmaktadır (Dederich ve Bushick, 2004). Lazerin ısı etkisi temel olarak dokuların su içeriği üzerinde olmaktadır. Su içeren hedef doku 100° C ısıya yükseltildiği zaman, doku içerisindeki su buharlaşmakta ve sonrasında ablasyon gerçekleşmektedir (Coluzzi, 2000; Coluzzi, 2003). Ablasyon, bu şekilde meydana gelen hacim artışı ile mikroyapıların (hücre/kristal) patlayarak dokudan uzaklaşmasıdır. Lazerlerin istenilen etkilerinden, bu mekanizmayla

yararlanılmaktadır. Proteinler 60-100°C arasındaki ısılarda dokuların alt katmanlarında buharlaşma olmadan denatüre olmakta, ısı 200°C seviyesine yükseldiği zaman ise dokular önce dehidrate olup daha sonra yanmaktadırlar (karbonizasyon) (Büyükakyüz ve Tunalı, 1998; Coluzzi, 2000; Coluzzi, 2003).

Lazerin dokuya olan etkileri bazı faktörlere bağlıdır (Dederich, 1993; Dederich ve Bushick, 2004);

-Uygulama süresi (Saniye)

-Uygulama şekli (Sürekli/atımlı)

-Uygulanan güç miktarı (Watt)

-Lazerin dalga boyu ve tipi

-Odaklama uzaklığı (Doku ile arasındaki uzaklık)

-Dokuya değdiği yüzeyin yarıçapı (Milimetre)

-Hedef dokunun özelliği (Sert/Yumuşak, pigmentli/pigmentsiz, sudan zengin/yoksun, saydam/opak).

Lazer enerjisinin dokular tarafından emilimi sırasında fotokimyasal, fototermal, fotomekanik olmak üzere üç tip etkileşim/doku cevabı meydana gelmektedir. Bu etkileşimlerin klinik uygulamalara göre oluşumları farklıdır (Coluzzi, 2004).

Fotokimyasal doku cevabı, biyostimülasyonu içermektedir. Bu etkileşim, belirli bir dalga boyunda olan lazer ışığının, kromoforlar ve ışığı absorbe edebilen maddeler tarafından emilerek, hücresel seviyede biyokimyasal olayların gerçekleşmesi şeklindedir (Glinkowski ve Pokora, 2001, s. 31).

Fototermal etkileşimde, ışık enerjisi doku tarafından emildikten sonra ısı enerjisine dönüştürülür. Özellikle cerrahi uygulamalarda bu doku etkileşiminden

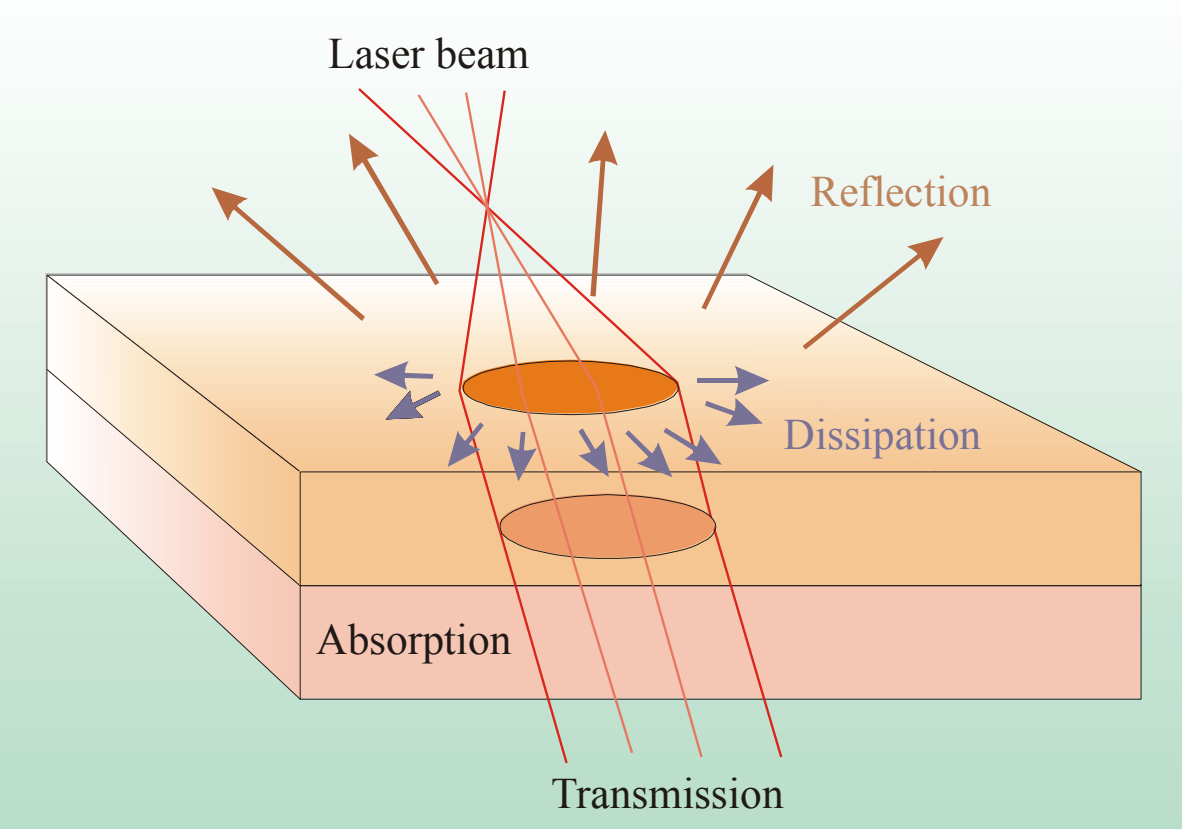
söz edilebilir. Dokuda buharlaşma ve koagülasyon oluşumu bu etkileşime örnek olarak verilebilir (Glinkowski ve Pokora, 2001, s. 31).

Fotomekanik etkileşim, termal olmayan etkileşimler olup klinikte görünüşleri fotoablasyon ve fotodistrupsiyon şeklindedir. Bu etkiler lazer ışığının çevre dokulara ısı iletmeden kısa süreli uygulanması ile gerçekleşir (Glinkowski ve Pokora, 2001, s. 31).

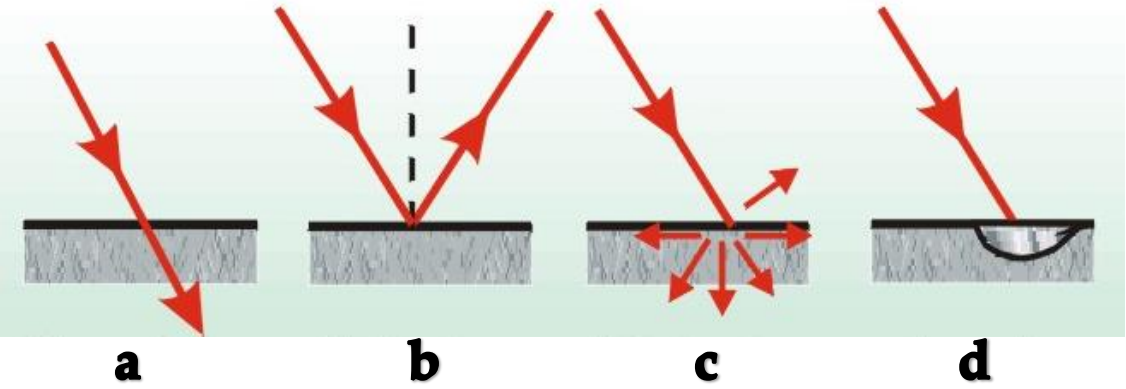
Fotoablasyon, dokuların, doku sıvısının buharlaşma ve süper ısınması ile uzaklaştırılmasıdır ve yüzeyel dokuda oluşur. Sert dokudaki lazer uygulamalarında, etkileşimin genellikle bu şekilde olması arzulanır (Glinkowski ve Pokora, 2001, s. 47).

Fotodistrupsiyon ise, dokuların lazer ışığı ile parçalanması anlamına gelir; bu etki dokunun şeffaf ve derin tabakalarında olur. Lazer ışığının doku ile temasında oluşan bu etkileşimler, sadece dalga boyuna bağlı değildir. Doku cevabı; güç yoğunluğu, süre, frekans, dokunun optik özellikleri ve yapısı gibi parametrelere bağlıdır (Glinkowski ve Pokora, 2001, s. 31).

Lazerin oluşturduğu ışık enerjisi dokular üzerinde dokuların optik özelliklerine göre etki göstermektedir. Lazer ışığının dokuya ulaşması (Şekil 2.1, Şekil 2.2); yansıma (reflection) , yayılma (scatter/dissipation) , emilim (absorpsiyon) ya da dokuda herhangi bir etki yaratmadan dokuyu terkederek iletimle (geçiş/transmisyon) sonuçlanabilir (Glinkowski ve Pokora, 2001, s. 26).



Şekil 2.1. Lazer ışını-doku etkileşimleri (Glinkowski ve Pokora, 2001, s. 26).



Şekil 2.2. Primer olarak gözlenen ışık-doku etkileşim şekilleri

a: Geçiş (Transmission), b: Yansıma (Reflection), c: Dağılma (Scatter/Dissipation), d: Emilim (Absorbtion) (Glinkowski ve Pokora, 2001, s. 26).

Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılmaktadır. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi istenilen enerjinin yeterli miktara ulaşamayacağı anlamına gelmektedir. Yansıma sırasında lazer enerjisi miktarı ve zararı, uygulanan dokuya ve enerji miktarına göre değişir. Doku içerisine giren enerji miktarı, yansımanın oluşumu ile azalır ve ışık enerjisi başka moleküllere sıçrayınca yayılma meydana gelir. Buna "scatter" etkisi denir. Yayılma lazer enerjisinin çevre dokuya sıçraması ve hedeflenen bölgeden farklı yönlere sapan kısmıdır. Scatter, enerjinin dokuda daha geniş bir hacime dağılmasından sorumludur. Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra absorbsiyon meydana gelir. Emilim, enerjinin hedeflenen doku tarafından absorbe edilmesidir. Bu etki hedef dokunun absorbsiyon gücü, yoğunluğu, mineral ve su oranları ile lazerin dalga boyu ve iletim şekline bağlı istenen bir etkidir. Absorbsiyonu etkileyen ikincil faktörler arasında ışının geliş açısı, süre, yüzey nemliliği ve dokunun kalınlığı gösterilebilir (Dederich, 1993). Emilim arttıkça saçılma azalır ve enerji daha geniş bir alana yayılır. Emilimin gerçekleşmesi, doku içerisinde oluşacak termal etkilerden sorumludur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilir. Emilim meydana gelmesi ışık enerjsinin ısı enerjisine dönüşümü olarak bilinir. Geçiş yani transmisyon ise dalga boyuna bağlı olarak lazer ışınının, doku içerisinden geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliğidir. Yansıma, yayılma ve transmisyon doku içerisinde bir etki meydana getirmezken, absorbe olan ışık farklı etkilere yol açmaktadır. Bu etkilerin içinden en önemlisi, doku içinde ani ısı oluşumu olarak tarif edilebilen fototermal etkidir. Bu etki, yumuşak dokulardaki intraselüler sıvının kaynayarak buharlaşması sonucunda hücrenin patlayarak, devamlılığının bozulması ile ortaya çıkmaktadır. Sert dokularda da hidroksiapatit yapı içindeki su moleküllerinde benzer etkiler görülmektedir (Hibst ve Keller, 1989, Sasaki ve diğerleri, 2002).

Diş hekimliğinde lazer uygulamalarının çevreye etkileri çoğunlukla ısı ile olmaktadır. Sert dokularda fotoablasyon ile yüksek atım enerjisine bağlı olarak minik patlamalar sonucu su ve organik matriks buharlaşır. Diş sert dokularında lazer ışını almayan bölgelerin termik zarar görmeden, dokuyu kaldırması istenir. Bu amaçla dalga boyu, atım süresi ve sıklığı, enerji yoğunluğu, uygulama yapılan doku ve soğutma gibi faktörler mutlaka çok iyi değerlendirilmelidir (Coluzzi, 2004).

2.5.2.2.2.1. Lazer-Diş Etkileşimi

Diş sert dokularında kullanılabilecek lazer sistemleri, yeterli miktarda sert dokuyu uzaklaştırmanın yanında termal zarar oluşturmayacak özelliklere sahip olmalıdır. Pulpanın korunması için ortaya çıkacak ısının ve sıcaklık iletiminin kontrol altında olması önemlidir. Yüksek enerjili ve kısa darbe süreli lazer ışığı, küçük bir hedef alanda hızlı bir ısınmaya yol açar. Bu ısınmayla sert doku yapısı içindeki su hacimsel genleşme sonucunda patlar ve mekanik bir şok dalgası ortaya çıkararak sert dokunun ablasyonuna sebep olur (Coluzzi, 2004; Gimbel, 2000). Yüksek enerji seviyeli darbeler kullanılarak elde edilen mikropatlamalarla oluşan fotoablasyon etkisi, darbe sürelerinin çok kısa olması nedeniyle ışın almayan bölgelere ısı iletimine sebep olmaz. Bu şekilde organik matriks ve su buharlaşarak mikroskobik boyutlarda parçacıklar uzaklaştırılmış olur (Wigdor ve diğerleri, 1995). Ancak yalnız yüksek enerji seviyesi ya da kısa darbe süreleri etkin ve zararsız bir etki için yeterli değildir. Lazer ve dental dokular söz konusu olduğunda dalga boyu, enerji yoğunluğu, darbe sıklığı ve dokunun absorbsiyon, yansıma, transmisyon ve saçılma özellikleri gibi etkenler göz önüne alınmalıdır (Gimbel, 2000).

2.5.2.2.2.1.1. Lazerin Dentin Dokusuna Etkisi

Dentine lazer uygulandığında, dentin kısmen buharlaşır ve bir oyuk oluşur. Lazerin intertübüler dentinde selektif bir çözünme etkisi vardır. Çünkü intertübüler dentin, peritübüler dentine oranla daha fazla organik ara madde içerir (Arima ve Matsumoto, 1993). Lazer uygulanmış dentin yüzeyi, asitlere karşı dirençli, daha sert ve kırılgan bir hal almıştır (Cooper ve diğerleri, 1988).

Kantola (Kantola, 1973), X-ray difraksiyon analizi ile lazer uygulanmış dentinde, kristallerin değiştiğini ve normal mine hidroksiapatitine benzer bir şekil aldığını göstermiştir. Mikroskobik düzeyde, lazer uygulanmış dentin yüzeyi düzensiz bir görünümdedir. Yüzeyde bölgesel olarak erime, rekristalizasyon ve fungiform çıkıntılar oluşur (Cernavin, 1995; Cooper ve diğerleri, 1988). Yapılan bazı SEM analizi çalışmalarında, lazerin etkisiyle dentin tübüllerinde açılma gözlenmiştir (Neev ve diğerleri, 1993; Visuri ve diğerleri, 1996). Bu yüzey yapıları, kompozit rezinin bağlanması için arzu edilen bir durumdur (Cooper ve diğerleri, 1988).

2.5.2.2.3. Diş Hekimliğinde Lazer Kullanımının Tarihçesi ve Diş Hekimliğinde Lazer

İlk lazeri Thedore H. Maiman bulmuştur. Einstein'ın teorisine uygun olarak, kristal ortama enerji vermiş ve kristalden lazer ışınının yansıdığını kesfetmiştir. Snitzer, Neodimyum lazeri tanıtmış; diş hekimliği üzerine çalışmalar ilk olarak 1964 yılında Stern tarafından yapılmış ve Neodimyum lazerin mine ve dentini kesmede etkin olmadığı bulunmuştur. O zamanlar kullanım amacı minenin fizikokimyasal yapısının değişmesiyle demineralizasyona direncini artırmak yoluyla, çürük oluşumunu önlemek olmuştur. 1965 yılında yüksek

enerjili ışın demetine sahip lazerlerin mine yüzeyinde buharlaşma ve kraterleşme oluşturduğu gösterilmiştir. Lazerlerin ilk defa kullanılmasından bu yana bu konudaki ilgi lazerlerle yumuşak ve sert doku lezyonlarının tedavisi, pürüzlendirme uygulamaları, kavite preparasyonları, kök kanal preparasyonu ve dezenfeksiyonu, beyazlatma tedavileri ve dişlerin hassasiyetinin giderilmesi üzerine olmuştur (Çelik ve Gökay, 2005; Üşümez ve diğerleri, 2000).

Diş hekimliğinde kullanılan lazer dalga boyları 193 nanometreden 106000 nanometreye kadar değişerek ultravioleden uzak kızılötesi aralığına kadar geniş bir spektrum oluşturmakta olup (Sulewski, 2000), birçok dalda kendisine yer bulmuştur (Tablo 2.2) (Convissar, 2004);

Periodontoloji

- Başlangıç periodontal tedavi
- Frenilektomi, gingivektomi, greft gibi yumuşak doku cerrahisi
- Periodontal rejeneratif cerrahi

Sabit Protez

- Yumuşak doku müdahalesi ile kuron boyu uzatma
- Kemik müdahalesi ile kuron boyu uzatma
- Pürüzlendirme uygulamaları
- Ağartma

İmplantoloji

- İmplant üstünün açılması
- Peri-implantitis

Pedodonti/ Ortodonti

- Dişin açığa çıkarılması
- Ortodonti hastalarında yumuşak doku uygulamaları

Oral Cerrahi

- Biyopsi
- Operkülektomi
- Apikal rezeksiyon
- Oral yumuşak doku patolojileri
- Epulis fissuratumun uzaklaştırılması
- Protez stomatitinin tedavisi
- Rezidüel kret düzeltilmesi
- Tüber çıkıntılarının düzeltilmesi
- Torus azaltılması
- Yumuşak doku düzeltilmesi

Operatif Diş Hekimliği ve Endodonti

- Süt dişlerinin konservatif ve endodontik tedavilerinde
- Daimi dişlerin konservatif ve endodontik tedavilerinde (kök kanal dezenfeksiyonu ve preparasyonu, kuafaj, amputasyon, retreatment vakalarında vb.).

Tablo 2.2. Diş hekimliğinde kullanılan lazer sistemlerinin dalga boyları ve dokudaki fonksiyonları (Uyar, 2009).

LAZER TİPİ	DALGA BOYU	KULLANIM ALANI
ArF (Argon Florür) Excimer lazer	193 nm	Çürük temizliği Sert doku uygulamaları Endodonti
KrF Excimer lazer	248 nm	
XeCl (Xenon Klorür) Excimer lazer	308 nm	
Frequency Doubled Alexandrite lazer	377 nm	Diş taşı temizliği
Argon iyon lazer	488 nm	Yumuşak doku Kompozit polimerizasyonu, Beyazlatma Hipersensivite tedavisi
Diyot (Düşük seviye) lazer	600-908nm	Biyostimülasyon
Altın buharı lazer	628 nm	
Argon pumped Dye lazer	630 nm	
Copper vapor pumped Dye lazer	630 nm	
Helyum-Neon lazer	632 nm	
Ruby lazer	694.3 nm	-
Diyot (GaAlAs: Galyum-Alüminyum-Arsenid, GaAs: Galyum-Arsenid) lazer	800-830 nm, 904-950 nm	Yumuşak doku işlemleri (Periodontal ve endodontik uygulamalar) Analjezi Beyazlatma Çürük ablasyonu
Nd:YLF (Neodimyum:İtriyum-Lantanum-Florür) lazer	1053 nm	
Nd:YAG (Neodimyum:İtriyum-Alimünyum-Garnet) lazer	1064 nm	
Nd:YAP (Neodimyum:İtriyum-Alimünyum-Perovskit) lazer	1340 nm	
Ho:YAG (Holmiyum:İtriyum-Alimünyum-Garnet) lazer	2120 nm	
Er, Cr:YSGG (Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet) lazer	2780 nm	Sert doku uygulamaları Sınırlı yumuşak doku uygulamaları
Er:YAG (Erbiyum, İtriyum-Alüminyum-Garnet) lazer	2.940 nm	
CO_2 (Karbon dioskit) ve TEA CO_2 lazer	9300, 9600, 10600 nm	Yumuşak doku ve sert doku uygulamaları

Lazerlerin diş hekimliğinde kullanılmasının birtakım avantajları vardır (Akgün, 2004);

- Anesteziye daha az gereksinim olması ya da hiç olmaması
- Kanama kontrolü
- Dokuların kontrolü
- Frezlerin titreşimine bağlı olarak meydana gelen mikroçatlakların önlenmesi
- Smear tabakasının oluşmaması, buna bağlı olarak asit uygulama işleminin gerekmemesi, sızıntı ve bakteri içermemesi
- Doku iyileşmesinin çabuk olması
- Enfeksiyonun kontrolü
- Sessiz operasyon
- Titreşim ve basıncın olmaması
- Titreşim ve buna bağlı olarak gelişen ağrının önlenmesi
- Antibakteriyel etkisinin olması

Lazerin diş hekimliği pratiğine sunduğu avantajlar dışında bazı dezavantajları da mevcuttur (Akgün, 2004);

- Bütün girişimler için tam olarak uygulanacak dalga boyunun dolayısıyla aletin bulunmaması
- Bazı işlemlerde geleneksel yöntemlere oranla daha yavaş çalışılması
- Operasyon sırasında dokulara temas duygusunun olmaması
- Hedef bölgede ısının kontrol altına alınması gerekliliği
- Operasyon alanında minimum yansıtıcı yüzey gereksinimi
- Operasyon ortamına girişin sınırlı olması
- Ortamda bulunan herkes için koruyucu gözlük gereksinimi

- Yüksek maliyetinin olması

2.5.2.2.4. Lazerlerin Sınıflandırılması

Lazerler, kaynağındaki aktif maddesine, lazer ışığı hareketlerine, lazer dalga boylarına veya ışınlarının enerjisine göre sınıflandırılabilir (Coluzzi, 2004);

A- *Kaynağındaki aktif maddelerine göre* (Özkoçak, 2011);

1- Katı maddeler içeren lazerler: Yakut, Granit, Aleksandrit, İtriyum-Aliminyum-Garnet patikülleri (Nd:YAG, Holmiyum:İtriyum-Aliminyum-Garnet (Ho-YAG), Er:YAG, Er, Cr:YSGG, Ruby lazerler)

2- Gazlar içeren lazerler: CO_2 Argon, Kripton, Excimer, Helyum, Neon

3- Yarı iletken lazerler/ Uyarılmış asal gazlar: Galyum arsenid (Xenon, Florür, Argon, Klor, Excimer)

4- Kimyasallar içeren: Boya tanecikleri (Dye lazer)

5- Yarı iletken çubuklar içeren lazerler (Diyot lazer)

B- *Lazer ışınlarının hareketlerine göre* (Arcoria ve diğerleri, 1991);

1- Devamlı (continious) ışık verenler

2- Nabızsal (atımlı/pulse) şekilde ışık verenler

3- Dalgalı akım olarak ışık verenler

C- *Lazer dalga boylarına göre* (Coluzzi, 2000);

1- Ultraviyole (UV Morötesi): spektrum 140-400 nm arası

2- Visible (Görünür ışık): spektrum 400-700 nm arası

3- Infrared (Kızılötesi): spektrum 700 nm ve üzeri

D-*Işınların enerjisine göre* (Midda ve Renton-Harper, 1991);

1. Yumuşak lazerler
2. Orta lazerler
3. Sert lazerler

E-*Klinik uygulamalarına göre* (Frentzen ve Koort, 1990); kullanımında en iyi performans gösterdiği doku tipine göre 'Yumuşak doku lazerleri' veya 'Sert doku lazerleri' olarak gruplandırılabilir.

Ancak lazerler, genelde kullandığı aktif madde ile anıldıklarından dolayı, genel sınıflandırmayı aşağıdaki gibi de yapabilmekteyiz (Wintner ve Strassl, 2006):

* Argon lazerler
* Diyot lazerler
* Neodimyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet (Nd:YAG) lazerler
* Holmiyum:İtriyum-Alüminyum-Garnet (Ho:YAG) lazerler
* Karbondioksit (CO_2) lazerler
* Erbiyum, Kromiyum:İtrium-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er, Cr:YSGG) ve Erbiyum:İtrium-Alüminyum-Garnet (Er: YAG) lazerler

2.5.2.2.4.1. Er, Cr:YSGG Lazerler

Daha önceki lazer sistemlerinin kullanımıyla sert dokuları buharlaştırmada, eritmede, karbonizasyonda, çevre dokularda çatlak ve fissür oluşturmada, pulpa dokusunda ısı artışı gibi büyük yan etkilerin görülmesi dolayısıyla yeni bir lazer sistemi ihtiyaç haline gelmiştir. Sert doku uygulamaları esnasında oluşabilecek

termal yan etkileri azaltmak ve sistemin kesme etkinliğini artırmak amacıyla yeni bir teknoloji geliştirilerek, aktif maddeleri Erbiyum, Krom ile kaplanmış İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet kristali olan Er, Cr:YSGG lazer kullanıma sunulmuştur (Hossain ve diğerleri, 2002).

2780 nm dalga boyuna sahip, nabızsal şekilde ışın oluşturan Er, Cr:YSGG hidrokinetik lazer sistemi, ilk kez 1995 yılında Eversole ve Rizoiu tarafından kullanılmıştır. Bu sistem, su taneciklerini atomize hale getirerek doku yüzeyinde lazer enerjisi ile su zerreciklerini birleştirmektedir; dolayısıyla doku üzerinde istenen etki çok daha net şekilde sağlanabilmektedir. Bu nedenle sisteme hidrokinetik sistem adı da verilmektedir (Eversole ve diğerleri, 1997; Rizoiu ve diğerleri, 1996).

0.1–8.0 Watt (W) güç aralığı ile tam ve hızlı doku ablasyonu sağlayan Er, Cr:YSGG lazer sisteminin, 10–50 Hz aralığında seçilebilir puls tekrarlama frekansı ve 300 mJ'lük puls enerjisi mevcuttur. Bu lazer sistemlerinin enerjisinin dokuya iletiminde aeratör formundaki başlık dizaynından istifade edilmektedir. Bu dizayn sayesinde ağız içinde değişik bölgelere rahat erişim mümkün olmaktadır. Er; Cr:YSGG lazer, başlığının uç kısmında özel safir uç bulunan ve 16 adet farklı hazır kullanıcı fabrikasyon programına sahip bir lazer sistemidir. Aletin başlığında bulunan ışık, Light-emitting Diode (LED) ışıklandırma sistemine sahiptir ve kavite içerisinde gölgesiz ışıklandırma özelliği ile maksimum görüş sağlamaktadır. Başlık kısmının 360° dönebilmesi ile en uç noktalara bile rahatlıkla ulaşılma olanağı sağlamaktadır. Bu lazer ünitinin ekran kısmı dijitaldir ve su/hava ayarları manüel olarak ayarlanabilmekte ve bu sayede ablasyon oranını ve lazerin dokuları kaldırmadaki etkinliğini arttırılabilmektedir.

Er, Cr:YSGG lazerler, dental sert ve yumuşak doku işlemleri için diş hekimliğinde kullanılan lazerler arasında en yüksek su absorbsiyonuna sahip ve hidroksiapatit afiniteleri de yüksek olan lazer sistemleri olup kesme işlemine katkı amacıyla kullanılmaktadır (Coluzzi, 2000; Coluzzi, 2004). Su tanecikleri elektromanyetik enerji yardımıyla (lazer enerjisi tarafından meydana getirilen mikropatlamalarla) daha küçük enerjili su damlacıklarına çevrilerek mine, dentin, çürük, kemik ve yumuşak dokular gibi oral dokuları atravmatik ve mekanik biçimde kesme/uzaklaştırma işlemine aktif olarak katılır. Aletin ucundan çıkan lazer ışığı, su ve hava karışımına çarpar ve su moleküllerini parçalar. Enerji yüklenmiş bu su molekülleri, mine ve dentin dokusu içerisindeki hidroksil gruplarını etkileyerek doku uzaklaştırmasını yapar. Enerji ile güçlendirilmiş su molekülleri doku tarafından mükemmel şekilde absorbe edilir ve hedef doku yüzeyindeki hücrelerde ablasyona neden olur. Bu tip lazerin uygulandığı yüzeyde, organik bileşenler ablasyona uğramakta, inorganik bileşenler ise olduğu gibi kalmaktadır. Bu hidrokinetik enerji sistemi, doku yüzeyindeki kalsifiye sert dokularda ayırma, kesme, yumuşatma ve doku uzaklaştırılmasını sağlar (Hossain ve diğerleri, 2002; Rizoiu ve diğerlei, 1998). Yapılan kesimler elektron mikroskobunda incelendiğinde, minimum debris içerdiği ve smear tabakası içermediği gözlenmiştir (Hossain ve diğerleri, 2002; Rizoiu ve diğerleri, 1998).

Er, Cr:YSGG lazer sistemi ile uygulanan tüm tedavilerin geleneksel aeratör kullanımı ile gündeme gelen basınç, titreşim, ses gibi etkileri elimine ettiği de bildirilmektedir. Er, Cr:YSGG lazer sisteminde, hasta aletin dişine temas ettiğini hissetmemekte ve bu nedenle konvansiyonel frez sistemindeki basınç, sürtünme, vibrasyon, aletin sesi gibi dezavantajlarından dolayı oluşabilecek korku, endişe ve ağrı hissi elimine edilmektedir. Sistemin bir diğer avantajı ise dentin yüzeyinde kalsiyum ve fosfor miktarını arttırması, asit ataklarına karşı daha azalmış

çözünürlüğü olan bir yüzey oluşturması ve böylece diş yüzeyini koruyup çürük oluşumunu önlemesi şeklinde ifade edilmektedir (Üşümez ve Aykent, 2003).

Diş hekimliğinde Er, Cr:YSGG lazerler, hem yumuşak hem de sert dokularda kullanılmaktadır:

Er, Cr:YSGG lazer sisteminin diş hekimliğinde sert dokuda kullanım alanları (Dederich ve Bushick, 2004; Walsh, 2003);

- Kavite preperasyonlarında (Sınıf I-VI) ve giriş kavitesinin açılmasında
- Kök kanal preperasyonu ve genişletilmesinde
- Kemiğin kaldırılıp, kök apeksine ulaşılmasında
- Kök ucu rezeksiyonunda (ampütasyonu)
- Kök ucunun kompozit yada amalgam restorasyon için hazırlanmasında
- Kök ucundaki patolojik dokuların uzaklaştırılmasında
- Mine, dentin, sement ve kemik gibi dokularda çürük temizlenmesinde
- Sert doku yüzeyinin koşullarının değiştirilmesi işleminde
- Pit ve fissürlerin örtücü için enameloplastisi ve ekskavasyonunda
- Asitlere karşı diş sert dokusunun direncini arttırıcı etkisi nedeniyle koruyucu diş hekimliğinde ve bu özelliği sebebiyle yeni oluşacak çürüklerin önlenmesinde
- Dentin kanallarını tıkama özelliği ile diş hassasiyeti tedavilerinde
- Bleaching (beyazlatma) tedavilerinde
- Oral kemik dokuların kesilmesi, traşlanması, kontur verilmesinde
- Osteoplasti ve osteotomide
- Kuron boyu uzatılmasında

Er, Cr:YSGG lazer sisteminin diş hekimliğinde yumuşak dokuda kullanım alanları (Dederich ve Bushick, 2004; Walsh, 2003);

- İnsizyonel ve eksizyonel biyopsileri içine alan oral biyopsiler
- Yumuşak dokuların insizyonu, eksizyonu, vaporizasyonu, ablasyonu ve koagülasyonunda
- Yumuşak doku kesilmesi, flep kaldırılması ve kemiğe ulaşılmasında
- Kök kanal içeriğinin temizlenmesinde
- Pulpa ekstirpasyonunda
- Pulpatomide
- Sürmemiş dişlerin üzerinin açılmasında
- Fibroma çıkartılmasında
- Flep operasyonunda
    - Tam flep kaldırılmasında
    - Kısmi flep kaldırılmasında
- Frenotomi ve frenektomide
- Gingivektomi ve gingivoplastide
- Hemostazın sağlanmasında
- İmplantın çıkarılmasında
- İnsizyon ve abse drenajında
- Lökoplaki tedavisinde
- Operkuloktomide
- Oral papillektomide
- Pulpatomide
- Pulpa ekstirpasyonunda
- Gingival hiperplazi azaltılmasında
- Aftöz ülser tedavisinde
- Vestibüloplastide
- Sulküler debridmanın sağlanmasında

- Granülasyon defektlerinin uzaklaştırılmasında
- Yumuşak doku küretajında kullanılabilmektedir.

Hem sert hem de yumuşak dokuda kullanılabilen Er, Cr:YSGG lazerlerin, bu dokuların su miktarlarının farklı olmasından dolayı, uygulanacağı enerji seviyeleri de farklı olmasının gerekliliği vurgulanmıştır. Bu seviyeler lazer cihazı üzerindeki panelde belirtilmiştir; minede 4-8 W, dentinde 2-5 W, çürük dokularda 1-3 W, kemikte 1.5-3 W ve yumuşak dokularda 1-3 W enerji düzeyleri uygun olduğu bildirilmektedir (Van, 2004).

Er, Cr:YSGG lazerler, yukarıda da belirtildiği gibi hem yumuşak hem de sert dokularda değişik güç ayarlarında diş hekimliğinin birçok dalında, farklı uygulama alanları bulmuştur. Bu uygulamalara ilaveten, son zamanlarda, daimi simantasyon öncesi geçici siman artıklarının, dentin yüzey ve kanallarından temizlenmesine yönelik Er, Cr:YSGG lazer kullanılmıştır (Hasanreisoğlu ve diğerleri, 2005). Yapılan bu Er, Cr:YSGG lazer uygulamalarının amacı, dentin yüzey ve kanallarından geçici siman artıklarının temizlenmesiyle, daimi simantasyonun oluşturulacak rezin siman dentin bağlanmasının negatif yönde etkilenmesinin önüne geçilmesidir (Aranha ve diğerleri, 2010; Zortuk ve diğerleri, 2005).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Tekrarlayan rezin simantasyonlarda dentin kanallarından siman artıklarını temizlemek/elimine etmek için kullanılan değişik yöntemlerin kullanılabilirliğini değelendirmeyi amaçladığımız bu çalışmada;

- Tekrarlayan rezin simantasyon öncesinde, 3 farklı güç parametresinde Er, Cr:YSGG lazer, EDTA ve Endosolv R uygulanan dentin yüzey özellikleri SEM'de analiz edilmiş,

- Tekrarlayan rezin simantasyon öncesinde dentin yüzeylerine uygulanan 3 farklı güç parametresinde Er, Cr:YSGG lazer, EDTA ve Endosolv R'nin rezin-dentin mikro-makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisi değerlendirilmiş,

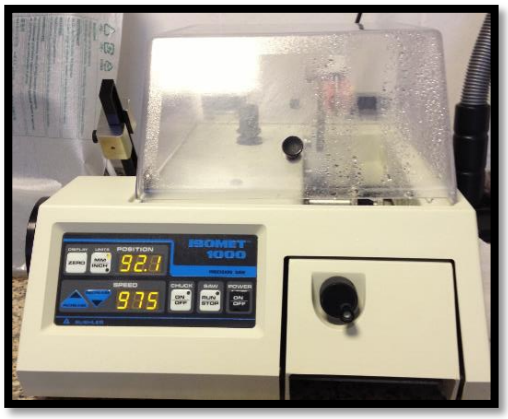
- Tekrarlayan rezin simantasyon öncesi 3 farklı güç parametresinde Er, Cr:YSGG lazer, EDTA ve Endosolv R uygulanan dentin yüzeylerinin mikro-makaslama bağlanma dayanımı testinde meydana gelen kırık tipleri de ışık mikroskobunda incelenmiştir.

3.1. Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanılmak üzere 90 adet, çekim endikasyonu olan, çürüksüz, restorasyonsuz molar diş toplandı. Bu dişler Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi bölümünde hastaların aydınlatılmış onamları alınarak çekildi ve bu dişlerin çalışmamızda kullanılması için Yakın Doğu Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Değerlendirme Etik Kurulu'ndan gerekli izinler alındı (Karar no: 79, 17.01.2013). Dişlerin üzerindeki plak ve yumuşak doku artıkları su altında fırça yardımıyla temizlendikten sonra dişler, deney zamanına kadar 40^0 C distile suda bekletildi (International Organization For Standardization, 2003).

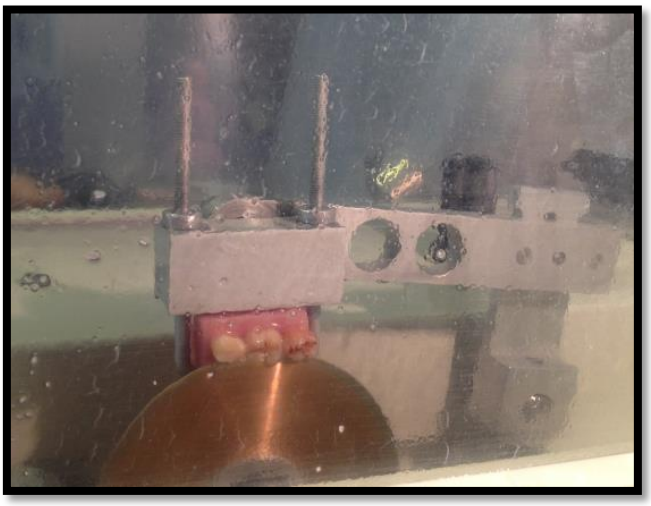
3.2. Dentin Kesitlerinin Elde Edilmesi

Çalışma için gerekli olan dentin kesitleri, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protez Araştırma ve Geliştirme Laboratuvarı'nda bulunan hassas kesim cihazı (ISOMET 1000, Precision Saw, Buehler, Illinosis, ABD) kullanılarak elde edildi (Şekil 3.1). Mikro kesit alma cihazına adapte edebilmek için dişler, servikal hattın 1 mm apikalinden oklüzal yüzleri horizontal düzleme paralel olacak şekilde, akrilik rezin (Heraeus Kulzer Ltd, Newbury, İngiltere) bloklara gömüldü (Şekil 3.2) ve daha sonra kesme cihazına yerleştirildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.1. Hassas kesim cihazı

Şekil 3.2. Akrilik rezin bloklara gömülmüş molar dişler



Şekil 3.3. Hassas kesim cihazına yerleştirilmiş akrilik rezin blok

Kesme cihazıyla su soğutması altında, her bir dişten 1 adet olmak üzere toplam 90 adet 1 mm'lik horizantal kesit elde edildi (Şekil 3.4). Kesitler elde edildikten sonra dentin yüzeylerini standart, düzgün bir hale getirmek için diş yüzeyleri 600 gritli silikon karpit zımpara (ZiBo Sisha MT Coated Abrasives CO., Ltd., Shandong, Çin) kullanılarak zımparalandı (International Organization For Standardization, 2003).

Şekil 3.4. 1 mm'lik dentin kesitleri

Hazırlanacak örneklerin, daha sonraki aşamalardaki ölçümlerinde kullanılacak olan universal test cihazına yerleştirilmesini sağlamak için 1 mm'lik dentin kesitleri 2 cm çaplı, 1.5 mm yüksekliğinde hazırlanmış otopolimerizan akrilik rezin (Heraeus Kulzer Ltd, Newbury, İngiltere) bloklara siyanoakrilat yapıştırıcı (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, ABD) ile sabitlendi/yapıştırıldı (Şekil 3.5). Dişler siman uygulamasına kadar oda sıcaklığında distile su dolu kap içerisinde bekletilmiştir.

Şekil 3.5. Akrilik rezin bloklara yapıştırılmış 1 mm'lik dentin kesitleri

3.3. Dentin Kesitlerinin Üzerine İlk Rezin Siman Uygulaması

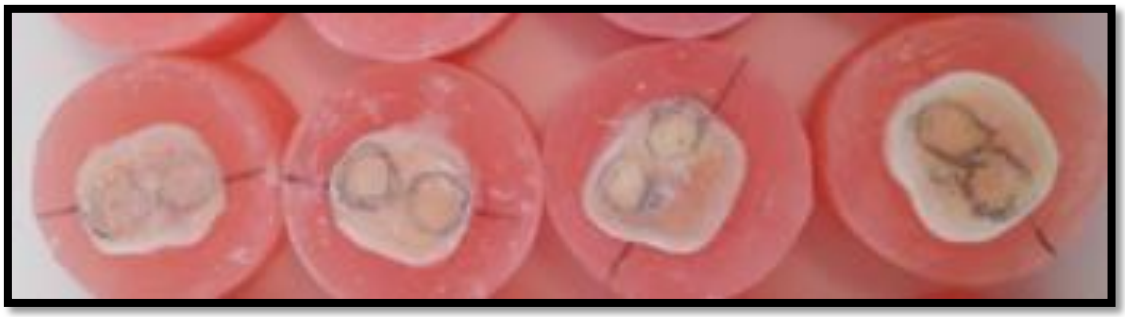
Başlangıç/ilk dual-cure rezin siman (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Şekil 3.6), dentin kesitler üzerine yerleştirilirken 4 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde şeffaf lastik tüpler kullanıldı. Kompozit rezin silindirler, 1 mm'lik dentin kesitleri üzerindeki, mine-dentin birleşiminden en az 1 mm uzaklıktaki bölgeler seçilerek, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak uygulandı. Her disk üzerine 2 adet birbirine paralel kompozit rezin silindir yerleştirildi (Şekil 3.7).

Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan kompozit rezin siman (Variolink N)

Şekil 3.7. Dentin kesitleri üzerine silindir tüpler yardımıyla yerleştirilen kompozit rezin simanlar

Şekil 3.8. Sabit kalemle belirlenmiş kompozit rezin–dentin birleşim bölgeleri

Rezin silindirler yerleştirilirken, diş yüzeyine tam olarak adaptasyon sağlamasına ve hava boşluğu oluşturmamasına dikkat edildi. Simanların polimerizasyonu üç kez art arda 20 saniye boyunca halojen ışık kaynağı (Hilux Dental Curing Light Unit 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) uygulamasıyla gerçekleştirildi. Şeffaf plastik tüplerin çıkarılmasını (Şekil 3.8) takiben, rezin simanların dentine bağlandığı bölgeler, siman temizleme prosedürlerine ve tekrarlayan siman uygulamasına rehber olması ve doğru bölgede temizleme işlemi ve ikinci uygulama yapılması amacıyla sabit bir kalemle belirlendi. İlk debonding, tam polimerizasyonun gerçekleşmesi amaçlı simantasyondan 24 saat sonra yapıldı. Simanlar, herhangi bir diş dokusuna zarar verilmemesine dikkat edilerek bir küret yardımıyla kaldırıldı. Bu mekanik işleme, diş yüzeyinin makroskopik olarak siman artıklarından arınmış olana dek devam edildi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. İlk rezin simanları mekanik olarak kaldırılmış dentin kesitleri

3.4. Debonding Sonrası Dentin Yüzey ve Tübül Temizleme Prosedürleri/Yöntemleri

90 dentin disk, her grupta 15 kesit/30 örnek (n=30) olacak şekilde rastgele 6 gruba ayrılmıştır. Adeziv siman kalıntılarının dentin yüzey ve tübüllerinden temizlenme yöntemlerine göre oluşturulan 6 grup Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Rezin siman kalıntılarının dentin yüzey ve tübüllerinden eliminasyonu için kullanılan metodlar

Gruplar	Deney grupları	Uygulanan yöntem
Grup 1	Kontrol grubu	Dentin yüzeyine herhangi bir uygulama yapılmadı.
Grup 2	%17 EDTA (Etilen diamin tetra asetik asit)	15 saniye süreli (organik çözücü) uygulaması, suyla yıkama, kurutma
Grup 3	Endosolv R (33.5 g fenil-etil alkol+66.5 g formamid)	15 saniye süreli (rezin çözücü) uygulaması, suyla yıkama, kurutma
Grup 4	1.25 W güç ayarında Er, Cr:YSGG (Erbiyum, Kromiyum:İtrium-Skandiyum Galyum-Garnet) hidrokinetik lazer	MMG6 uç kullanılarak, 15 saniye süreyle lazer uygulaması
Grup 5	2 W güç ayarında Er, Cr:YSGG (Erbiyum, Kromiyum:İtrium-Skandiyum-Galyum-Garnet) hidrokinetik lazer	MMG6 uç kullanılarak, 15 saniye lazer uygulaması
Grup 6	3.5 W güç ayarında Er, Cr:YSGG (Erbiyum, Kromiyum:İtrium-Skandiyum Galyum-Garnet) hidrokinetik lazer	MMG6 uç kullanılarak, 15 saniye süreyle lazer uygulaması

3.4.1. Organik Çözücü Uygulaması

Grup 2 ve Grup 3'teki örneklere organik çözücü uygulaması yapılmıştır.

Grup 2'deki örnekler (n=30) üzerindeki işaretli alanlara 15 saniye boyunca %17 konsantrasyonunda EDTA (Henry Schein Inc., NY, ABD) uygulaması yapılmıştır (Şekil 3.10). Daha sonra dentin yüzeyine uygulanmış EDTA, su yardımıyla dentin kesitlerinden uzaklaştırılmış ve örnek yüzeyleri dentin dehidrasyonunu önlemek amaçlı abzorban kağıt yardımıyla kurutulmuştur.

Şekil 3.10. Dentin yüzeyindeki işaretli alanlara EDTA uygulaması

Grup 3'teki örneklerdeki (n=30) belirlenmiş alanlara ise 15 saniye süreyle, Endosolv R (Septodont, Cedex, Fransa) aplikatör yardımıyla uygulanmıştır (Şekil 3.11). Daha sonra Endosolv R, dentin kesitlerinden su yardımıyla uzaklaştırılıp, örnek yüzeyleri abzorban kağıt yardımıyla kurutulmuştur.

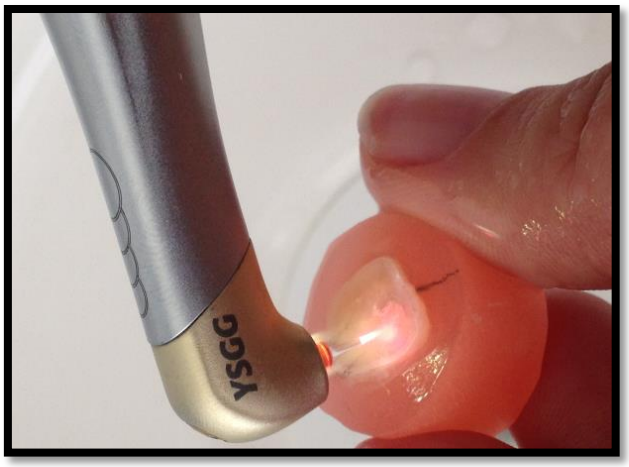
Şekil 3.11. İşaretli dentin alanlarına, aplikatörle Endosolv R uygulaması

3.4.2. Lazer İrradiasyonu

Grup 4, Grup 5 ve Grup 6'da bulunan örneklere (her grup için n=30) lazer irradiasyonu yapılmıştır.

Grup 4'teki örneklere, 2,780 nm dalga boyundaki Er, Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology Inc, CA, ABD) (Şekil 3.12) uygulaması yapılmıştır. Bu lazer cihazından lazer enerjisi fiber optik sistem yardımıyla 600 µm çaplı safir uç terminaline ulaştırılır. 140-200 µm atım aralığı olan Er, Cr:YSGG lazer sistemi, üretici firma önerileri doğrultusunda 1.25 W, 20 Hz parametreleri ve MMG6 tip uç (MMG6, Biolase MD Technology Inc, CA, ABD) kullanılarak yapılmıştır. Hava ve su seviyeleri 1.25 W güç ayarı için sırasıyla %65 ve %55 oranında tutulmuştur. Örnekler 15 saniye süreyle non kontakt modda, düz örnek yüzeyine 85°-95° açıyla, 1 mm mesafeden süpürme hareketiyle uygulanmıştır (Şekil 3.13).

Şekil 3.12. Çalışmamızda kullanılmış olan Er, Cr:YSGG lazer cihazı (Waterlase MD, Biolase Technology Inc, CA, ABD)



Şekil 3.13. 1 mm mesafeden 85°-95° açı ve süpürme hareketiyle, örnek yüzeylerine uygulanan lazer irradiasyonu

Grup 5'teki örneklere, 2,780 nm dalga boyundaki Er, Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology Inc, CA, ABD) uygulaması yapılmıştır. Bu lazer cihazından lazer enerjisi fiber optik sistem yardımıyla 600 µm çaplı safir uç terminaline ulaştırılır. 140-200 µm atım aralığı olan Er, Cr:YSGG lazer sistemi, üretici firma önerileri doğrultusunda 2 W, 20 Hz parametreleri ve MMG6 tip uç (MMG6, Biolase MD Technology Inc, CA, ABD) kullanılarak yapılmıştır. Hava ve su seviyeleri 2 W güç ayarı için sırasıyla %65 ve %55 oranında tutulmuştur (Şekil 3.14). Örnekler 15 saniye süreyle non kontakt modda, düz örnek yüzeyine 85°-95° açıyla 1 mm mesafeden süpürme hareketiyle uygulanmıştır.

Şekil 3.14. 20 Hz, 2 W güç ,%65 hava ve %55 su oranında ayarlanmış Er, Cr:YSGG Lazer cihazı ekranı (Waterlase MD, Biolase Technology Inc, CA, ABD)

Grup 6'daki örneklere, 2,780 nm dalga boyundaki Er, Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology Inc, CA, ABD) uygulaması yapılmıştır. Bu lazer cihazından lazer enerjisi fiber optik sistem yardımıyla 600 µm çaplı safir uç terminaline ulaştırılır. 140-200 µm atım aralığı olan Er, Cr:YSGG lazer

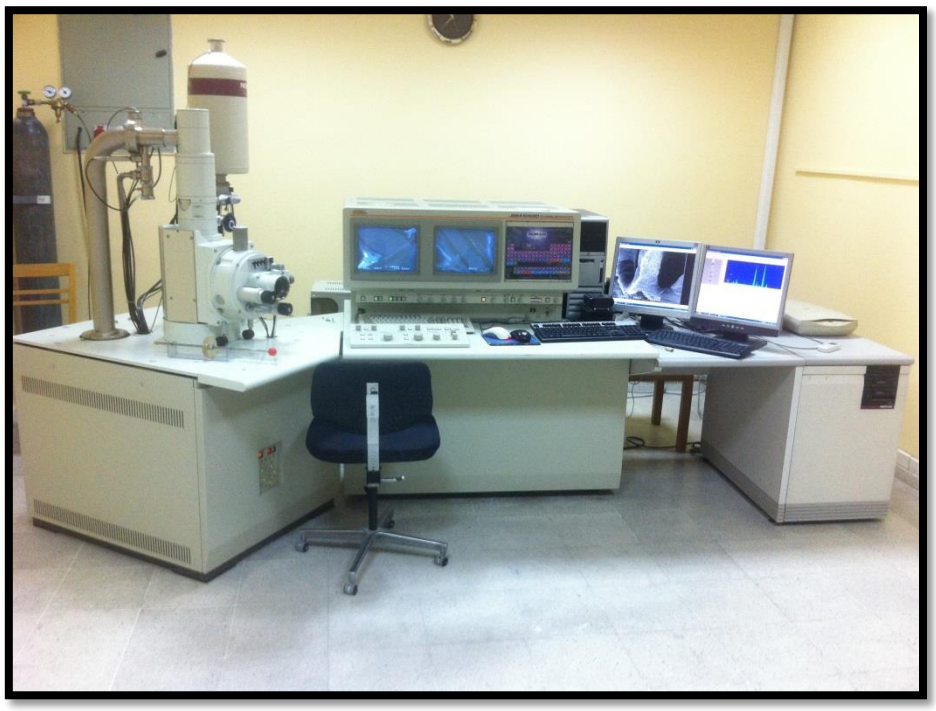
sistemi, üretici firma önerileri doğrultusunda 3.5 W, 20 Hz parametreleri ve MMG6 tip uç (MMG6, Biolase MD Technology Inc, CA, ABD) kullanılarak yapılmıştır. Hava ve su seviyeleri 3.5 W güç ayarı için sırasıyla %65 ve %55 oranında tutulmuştur. Örnekler 15 saniye süreyle non kontakt modda, düz örnek yüzeyine 85°-95° açıyla 1 mm mesafeden süpürme hareketiyle uygulanmıştır.

Grup 4, Grup 5 ve Grup 6'da bulunan örnekler için, irradiasyon sırasında 1 mm'lik mesafeyi standardize edebilmek amaçlı akrilik diskler hazırlanmıştır. 4 x 4 mm deliği mevcut olan akrilik rezin diskler, lazer uygulanacak işaretli diş yüzeylerine yerleştirildikten sonra lazer irradiasyonu gerçekleştirilmiştir. Her 3 lazer uygulamasından sonra üretici firma talimatları doğrultusunda safir lazer uçları izopropil alkol ile temizlenmiş (Şekil 3.15) ve her 6 uygulamada yeni lazer ucu kullanımına geçilmiştir. Ayrıca, tüm lazer irradiasyonları ayni operatör tarafından gerçekleştirilmiştir.

Şekil 3.15. İzopropil alkolle temizlenen safir lazer ucu (MMG6, Biolase MD Technology Inc, CA, ABD)

3.5. SEM

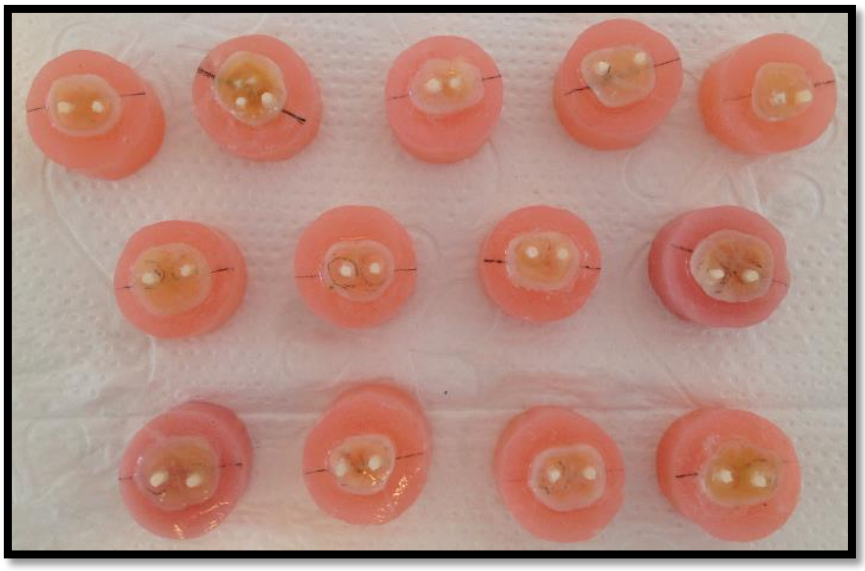
Dentin ve dentin tübüllerinden rezin siman temizlemeye yönelik prosedür uygulanmış örneklerdeki dentin yüzeyleri, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji Bölümü SEM Laboratuvarında, SEM (QUANTA™ 400F Field Emission SEM, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.16) analiziyle incelenmiştir. Her gruptan rastgele 2 dentin kesiti (n=4) seçilmesiyle, inceleme gerçekleştirilmiştir. Örnekler %37'lik formaldehit, %25'lik gluteraldehit, NaH_2PO_4, NaOH ve distile su içeren TRUMP's solüsyonunda 24 saat 37°C'de fikse edilmiştir. Fiksasyonu tamamlanan dişler basınç altında ısıtılmış, alkol ile CO_2'in yer değiştirmesi sağlanarak kurutulmuştur. 100 Angstrom (Å) kalınlıktaki altın-palladyum ile kaplanan bu örnekler X 1500-2000 büyütme oranlarında incelenmiş ve değerlendirilmesi yapılmıştır.



Şekil 3.16. Orta Doğu Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji Bölümünde bulunan SEM Laboratuvarındaki Taramalı elektron mikroskobunun (QUANTATM 400F Field Emission SEM, Tokyo, Japonya) görüntüsü

3.6. Tekrarlayan Rezin Siman Uygulaması

Çalışmada yüzey işlemi uygulanan ya da uygulanmayan tüm gruplardaki örneklerin (her grup için n=26) işaretli alanlarına, 1 mm çaplı ve 1 mm yüksekliğindeki tüpler yardımıyla tekrardan dual-cure kompozit rezin siman (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulaması yapıldı. Polimerizasyon için 3 kez, 20 saniye boyunca halojen ışık kaynağından (Hilux Dental Curing Light Unit 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) ışık uygulandı. Simantasyonun her basamağı üretici firmanın talimatları doğrultusunda gerçekleştirildi. Simantasyonun tamamlanmasından sonra, tüpler dikkatli biçimde simanların etrafından çıkarıldı (Şekil 3.17).



Şekil 3.17. Tekrarlayan simantasyonda etraflarından tüpleri çıkarılmış rezin kompozit silindirler

3.7. Mikro makaslama Bağlanma Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi

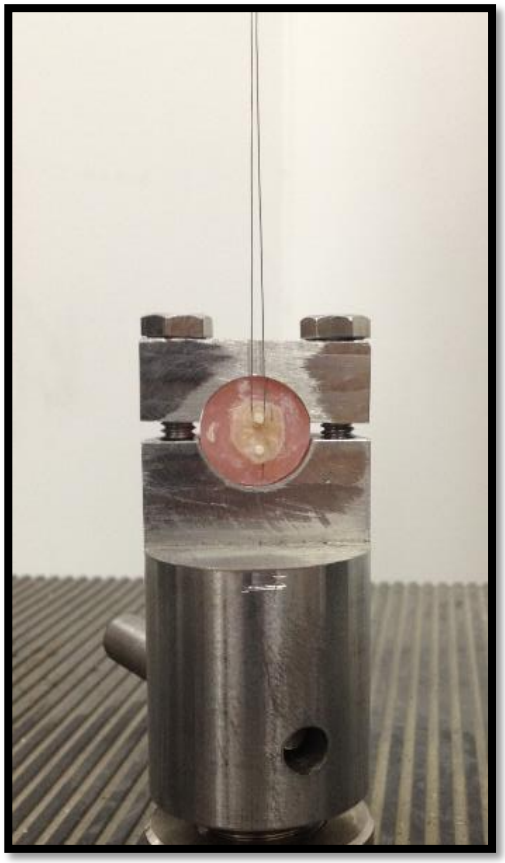
Bağlanma dayanım testi için Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Araştırma Laboratuvarı' nda bulunan universal test cihazı (EZ-test-500 N Shimadzu, Kyoto, Japonya) (Şekil 3.18) kullanıldı.

Şekil 3.18. Universal test cihazı (EZ-test- 500 N Shimadzu, Kyoto, Japonya)

Çalışmamızda, kompozit rezin silindirlerin yerleştirilmiş olduğu 1 mm kalınlığındaki dentin kesitlerin, universal test cihazına monte edilebilmesi için metal çene kullanıldı. Yakın Doğu Üniversitesi Mühendislik Fakültesi torna atölyesinde üretilen tasarım, 2 parçadan oluşmakta ve bu parçalar yanlarda bulunan 2 vida sayesinde birleşmektedir (Şekil 3.19). Bu birleşme sonrası ortada kalan ve akrilik blokların istenilen yöne hareket ettirilmesine izin veren silindir şeklindeki boşluğun çapı 20 mm, yüksekliği 17 mm olup dentin kesitlerin yapıştırıldığı akrilik blokların yerleştirilmesine uygun olarak tasarlanmıştır.

Şekil 3.19. Universal test cihazı için hazırlanmış metal çene

Örneklerin (her grup için n=26) yapışmış olduğu akrilik bloklar, ölçüm yapılması amacıyla universal test cihazına yerleştirildi. 0,2 mm çapında paslanmaz çelik bir tel (3M Unitek, Monrovia, ABD) kompozit rezin silindirin yarısını saracak ve kompozit rezin ile dişin bağlantı yüzeyine bitişik olacak şekilde kompozit rezin örneklere bağlandı (Şekil 3.20)(Shimada ve diğerleri, 2002).



Şekil 3.20. Paslanmaz çelik telin metal çeneye yerleştirilmiş örnek üzerindeki rezin silindirlere tespiti

Bu bağlantı yapılırken, yük merkezinin, telin ve kompozit rezinle dişin bağlantı yüzeyinin vertikal olarak aynı düzlemde olmasına dikkat edildi. Örnekler ve tel test cihazına yerleştirildikten sonra, en üstteki örnekten başlayarak sırayla kompozit rezin örnekler diş yüzeyinden ayrılıncaya kadar, 1mm/dk'lık kafa

hızıyla/yaklaşım hızıyla makaslama kuvveti uygulandı. Elde edilen kopma değerleri MPa cinsinden kaydedildi. Dentin kesitlerinde 2 adet rezin silindir bulunduğundan dolayı her örnek için 2 defa ölçüm yapıldı.

3.8. Kompozit Rezin Simanların Kırılma Tiplerinin İncelenmesi

Çalışmamızın bu bölümünde, universal test cihazıyla gerçekleştirilen mikro makaslama bağlanma dayanım testindeki bıçak kenarı şeklindeki test ucunun, kompozit rezin simanların dentine bağlanma bölgelerine uygulanmasını takiben, dentin yüzey ve rezin simanda meydana gelen kırılma tipleri ışık mikroskobunda X100 büyütme kullanılarak (Olympus SZ 40, SZ-PT, Tokyo, Japonya) incelenmiştir. Örneklerde meydana gelen kırıklar adeziv, koheziv veya karışık (hem adeziv hem de koheziv kırık içeren) kırıklar olarak sınıflandırılmıştır.

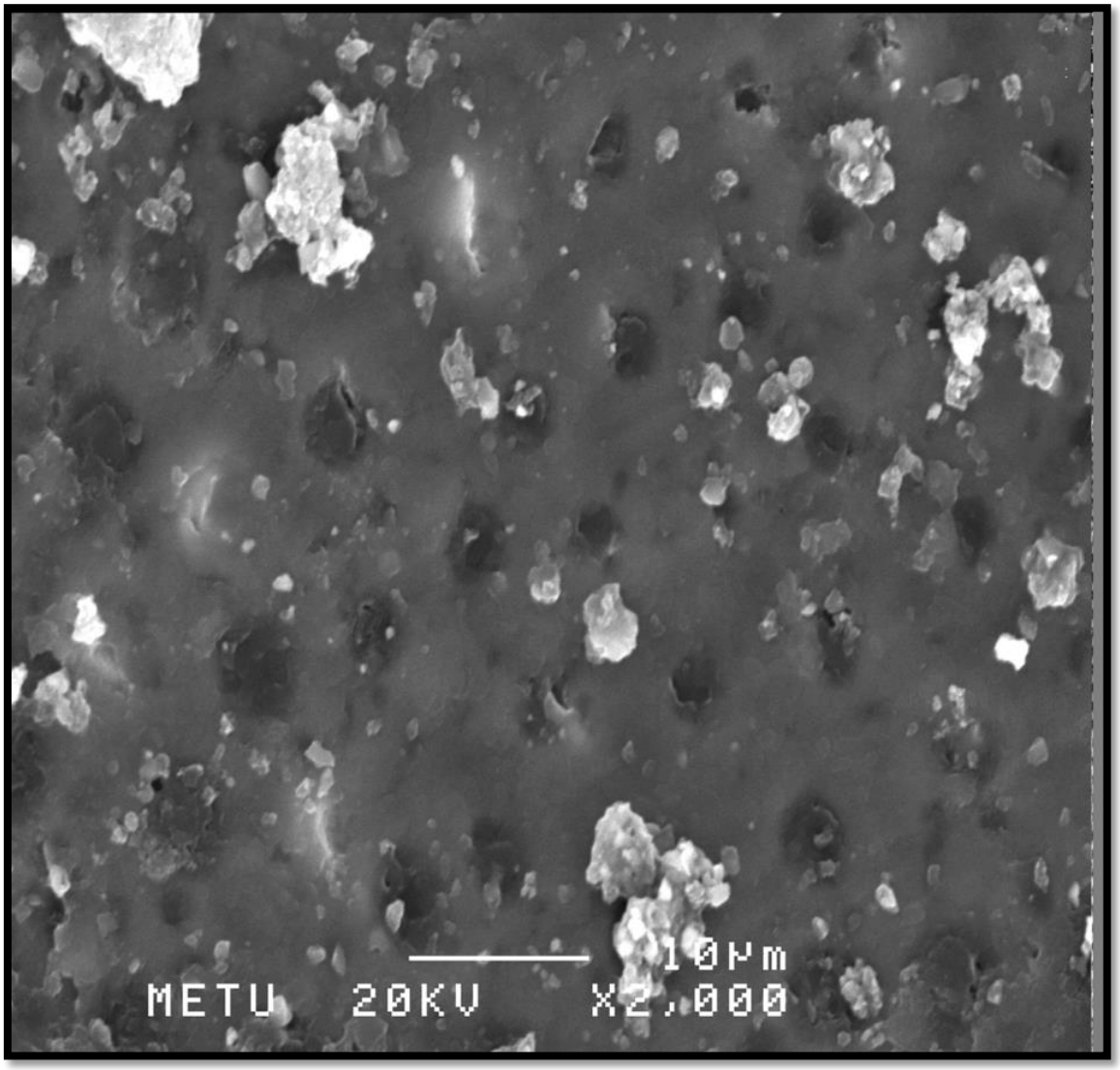
3.9. İstatiksel Değerlendirmeler

Çalışmada elde edilen tüm verilerin istatiksel analizi 'Statistical Analysis for the Social Sciences' yazılımı (SPSS 20 for Windows, SPSS Inc., Chicago, Illinosis, ABD) kullanılarak yapılmıştır. Çalışmadaki her 6 grup için ortalama, median, standart deviasyon, en düşük ve en yüksek değerleri içeren tanımlayıcı istatistiksel veriler hesaplanmıştır. Mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin normal dağılımının Shapiro-Wilk (sig) testiyle analiz edilmesinden sonra varyasnların homojenliği ve 6 grubun mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin medianlarının karşılaştırılması ise Bonferroni düzeltmeli Kruskall Wallis H Testi ile yapılmıştır. $p<0.05$ için sonuçlar istatiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

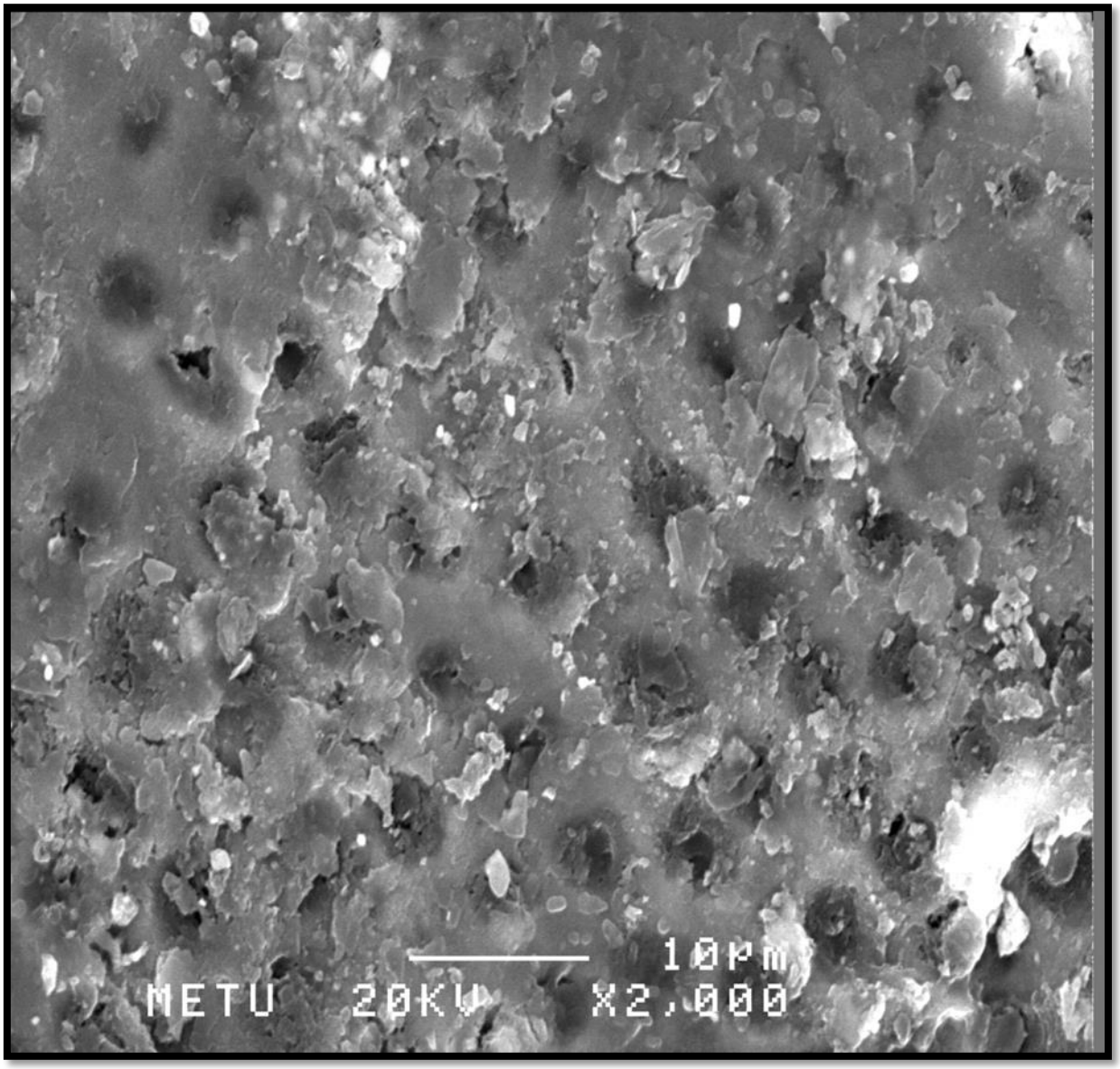
4.1. SEM Bulguları

Dentin yüzey ve tübüllerinden rezin simanlarını temizleme amaçlı, prosedür uygulanan ve uygulanmayan dentin kesitlerinin topografi ve morfolojisi SEM ile analiz edilmiştir. Kontrol grubunda (Grup 1) bulunan dentin kesitlerinin SEM incelenmesinde çiziklere, smear tabakası ve tıkaçlara rastlanılmıştır (Şekil 4.1).



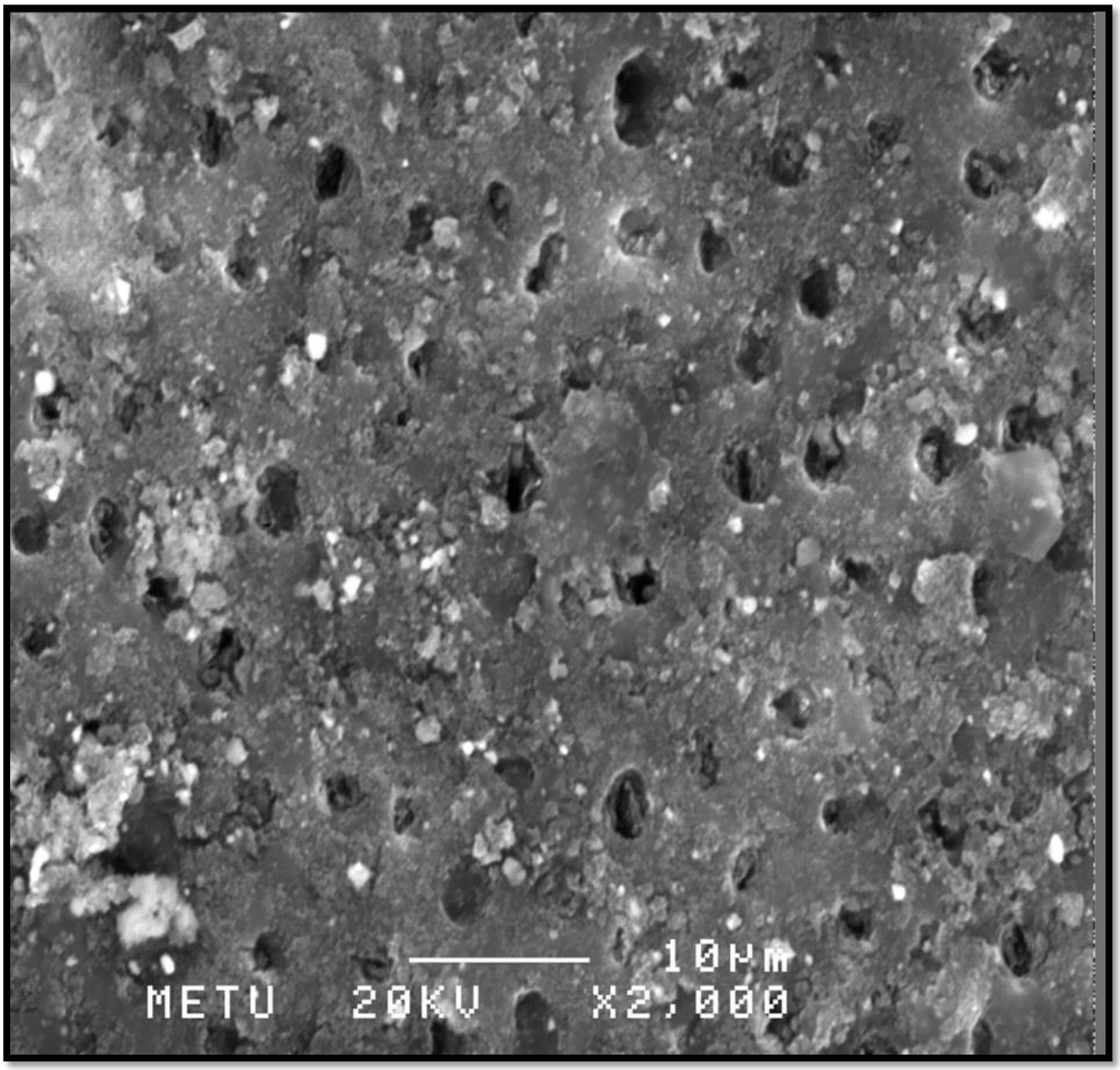
Şekil 4.1. Rezin siman artıklarını temizlemeye yönelik herhangi bir işlem uygulanmamış (Kontrol grubu) dentin yüzeyinin SEM görüntüsü

Grup 2'deki örneklerin SEM incelemesinde, dentin yüzeylerinde sadece yer yer adacıklar halinde temizlenmiş, yaygın siman tabakası izlenmiştir. Bu adacıklarda dentin gözlenmektedir. Simanın elimine edildiği sınırlı alanda ise smear mevcuttur (Şekil 4.2).



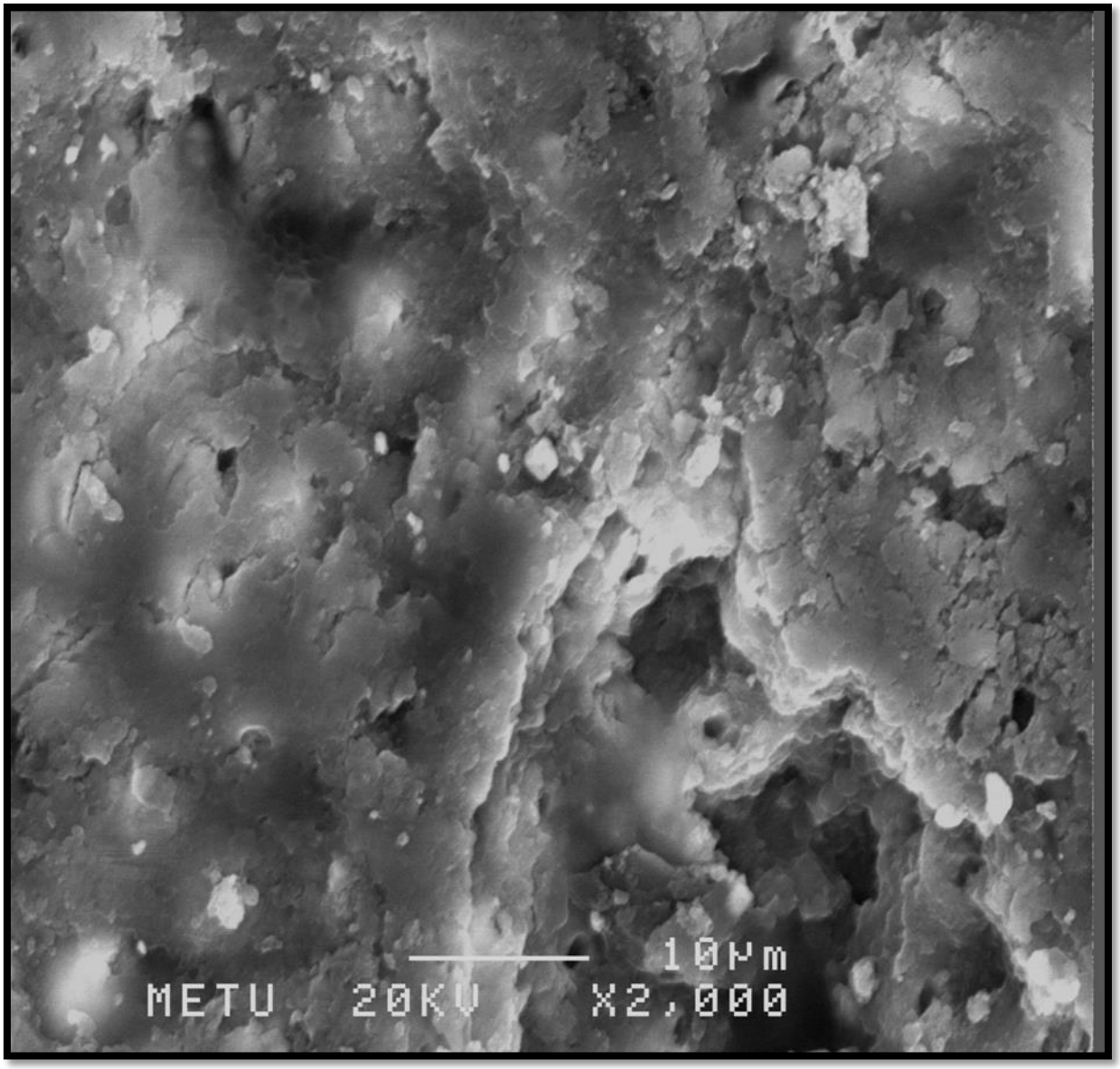
Şekil 4.2. EDTA uygulanmış dentin yüzeylerinin (Grup 2) SEM görüntüsü

Grup 3'teki örneklerde; yani Endosolv R uygulanmış dentin kesitlerinin taramalı elektron mikroskobu incelemesinde, yer yer kapalı dentin tübülleri izlenmiştir (Şekil 4.3).



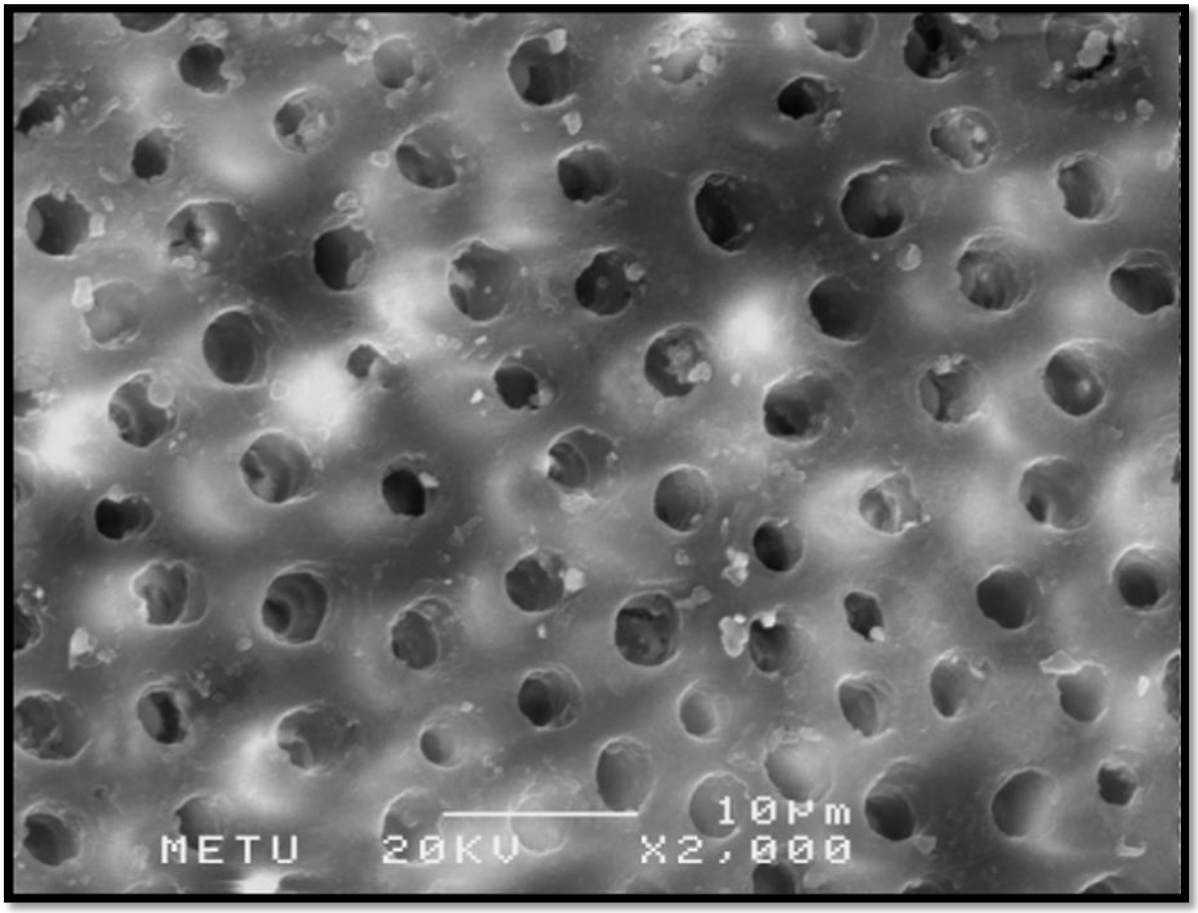
Şekil 4.3. Endosolv R uygulanmış dentin kesitlerinin (Grup 3) SEM görüntüsü

Grup 4'te, 1.25 W güç ayarında lazer uygulaması dentin yüzeylerindeki simanı birkaç noktada perfore etmiştir (Şekil 4.4). Ancak, bu örneklerde lazerle hiç etkileşimde bulunmamış alanlar da mevcuttur. Bu alanlarda, uygulanan lazerin lokal olarak etki göstermiş olduğu izlenimi oluşmaktadır. Şekil 4.4'te lazerle kısmen açılmış dentin tübülleri görülmektedir.



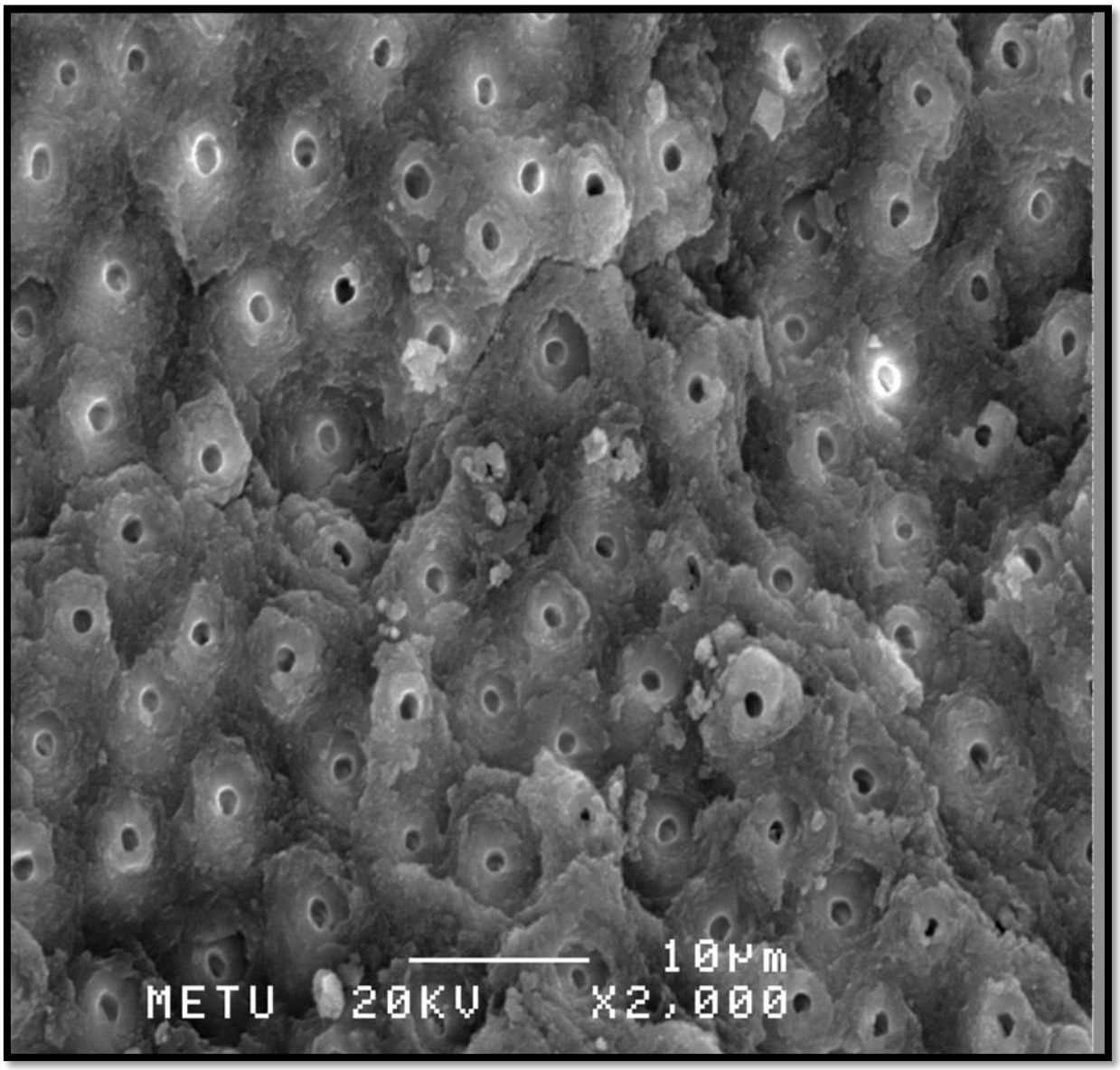
Şekil 4.4. 1.25 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonu uygulanmış dentin kesitinin (Grup 4) SEM görüntüsü

2 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış olan Grup 5'teki dentin kesitlerinin incelemesinde, lazerce oluşturulmuş sirküler alanlar izlenmiştir (Şekil 4.5). Bu sirküler alanlar incelendiği zaman, bazılarının kapalı olduğu, bazılarının ise mine dentin sınırına kadar perfore olduğu bulunmuştur. Hatta siman kalıntısının bulunmadığı dentin yüzey ve açık dentin tübülleri izlenmiştir.



Şekil 4.5. 2 W Er, Cr:YSGG lazer ile irradiasyonu yapılmış dentin kesitinin (Grup 5) SEM görüntüsü

3.5 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerde neredeyse tüm dentin kesit alanlarında temiz dentin yüzeyi ve açık tübüller ortaya çıkmıştır (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. 3.5 W Er, Cr:YSGG lazerle irradiasyonu yapılmış dentin kesitlerinin (Grup 6) SEM görüntüsü

2 W ve 3.5 W güç ayarlı lazer uygulaması yapılan dentin yüzeylerinde, smear tabakasının neredeyse tamamen uzaklaştığı, dentin tübüllerinin açık olduğu

izlenmiştir. Ayrıca dentin yüzeylerinde herhangi bir kömürleşme, karbonizasyon ya da mikro kırık oluşumu gözlenmemiştir. Peritübüler dentine oranla intertübüler dentinde daha fazla ablasyon gerçekleştiğinden dolayı dentin tübüllerinin ağızları daha belirgin olarak izlenmiştir.

4.2. Mikro Makaslama Bağlanma Kuvvetlerinin Değerlendirilmesi

Çalışmamızın ikinci bölümünde, desimantasyon sonrası dentin yüzeyine değişik güç ayarlarında Er, Cr:YSGG lazer uygulaması, EDTA ve Endosolv R organik çözücüleri uygulaması yapıldıktan sonra gerçekleştirilen resimantasyonlarda, dentin-rezin mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri ölçülmüştür. Bu bölümde,

- Çalışmada elde edilen veriler SPSS 20 paket programı ile değerlendirilmiştir. Mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin dağılımının normal olup olmadığı, Shapiro-Wilk (sig) testiyle analiz edilmiştir. Gruplar arasında mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri açısından farklılık olup olmadığı belirlenirken ise Bonferroni düzeltmeli Kruskal Wallis H Testi kullanılmıştır.

- Gruplar arası farklılık incelenirken; anlamlılık seviyesi olarak 0,05 kullanılmış olup $p<0,05$ olması durumunda gruplar arası anlamlı farklılığın olduğu, $p>0,05$ olması durumunda ise gruplar arası anlamlı farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

- Tüm gruplar arasında, 2 W güç ayarında lazer uygulaması yapılmış örnekler (Grup 5) en yüksek (ortalama 44.4 ± 13.6 MPa), 1.25 W güç ayarında lazer uygulaması yapılmış örnekler (Grup 4) ise en düşük (ortalama 31.3 ± 12.7 MPa) bağlanma kuvveti değerleri göstermiştir. Çalışmada 6 gruptaki örneklerin bağlanma dayanım dirençlerinin ölçümünün istatistiksel değerlendirilmesiyle elde edilen bulgular Tablo 4.1'de ve Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

- 6 grup kendi içinde ikili karşılaştırmalara ($p<0.05$) tabii tutulmuştur.

- Yapılan karşılaştırmalar sonucu aşağıdaki gruplar arasında istatistikel olarak anlamlı bir fark bulunmuştır (Tablo 4.2);

  - **Grup 1** (Kontrol grubu) ve **Grup 5** (2 W güç değerinde Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış grup)

  - **Grup 2** (EDTA uygulaması yapılan grup) ve **Grup 5** (2 W güç değerinde Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış grup)

  - **Grup 4** (1.25 W güç değerinde Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış grup) ve **Grup 5** (2 W güç değerinde Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış grup)

  - **Grup 4** (1.25 W güç değerinde Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış grup) ve **Grup 6** (3.5 W güç değerinde Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış grup)

✓ Yapılan ikili karşılaştırmalarda, yukarda belirtilen gruplar dışında kalan grupların mikro makaslama dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

✓ Gruplar arasında mikro makaslama bağlanma dayanım kuvvetleri (MPa) değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir($p<0,05$). Grup 5'te bu değerler kontrol grubu ile 2. ve 4. gruplara göre anlamlı derecede yüksektir. Grup 6'daki mikro makaslama bağlanma dayanım direnç değerleri de Grup 4'e göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir.

Tablo 4.1. Mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel değerlendirilmesiyle elde edilen bulgular

Gruplar	Örnek sayısı (n)	Ortalama (MPa)	Median (MPa)	Standart sapma	Minimum	Maksimum
Grup 1	26	34.9	34.2	17.7	7.3	67.7
Grup 2	26	32.1	32.2	15.8	5.78	60.9
Grup 3	26	37.8	39.1	19.3	8.9	79.4
Grup 4	26	31.3	31.7	12.7	13.24	70.9
Grup 5	26	44.4	48.4	13.6	10.76	64.5
Grup 6	26	40.2	41.0	13.2	10.31	67.27

Tablo 4.2. 6 grubun kendi içinde yapılan ikili karşılaştırmalar sonucu elde edilen istatiksel bulgular

		Kruskall-Wallis H Testi			
		Mean Rank	**H**	**p**	**İkili karşılaştırma**
Maksimum yükle oluşan stres (MPa)	Grup 1	66,5	13,9	0,016*	Grup 1-5 Grup 2-5 Grup 4-5 Grup 4-6
	Grup 2	60,4			
	Grup 3	73,8			
	Grup 4	55,4			
	Grup 5	93,3			
	Grup 6	81,6			

*p<0,05

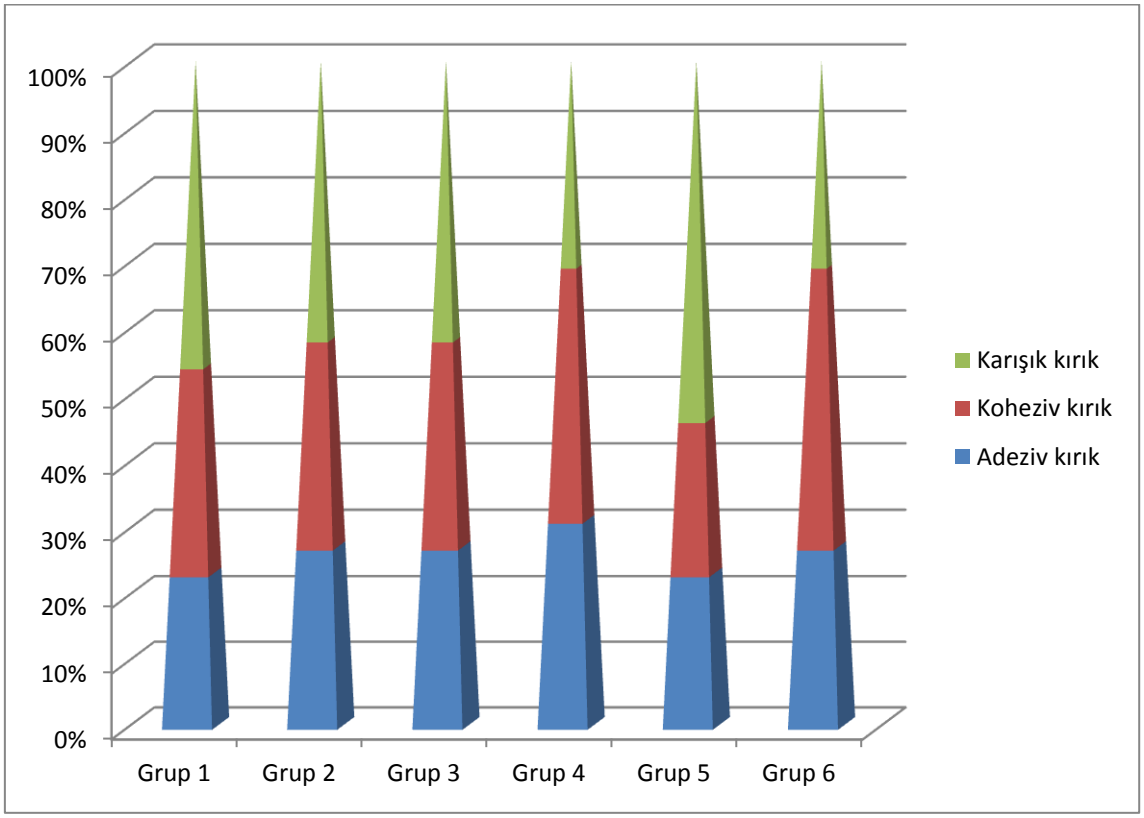
4.3. Rezin Simanın Kırılma Tiplerinin Işık Mikroskobunda İncelenmesi

Grup 1'deki örneklerin 12'sinde yani %46'sında, karışık kırığa rastlanmıştır. Geriye kalan kırıklar, %23 (6 örnek) oranında adeziv ve %31 (8 örnek) oranında koheziv tiptedir. EDTA uygulaması yapılmış olan örneklerde (Grup 2) %27 adeziv kırılma (7 örnek), %31 siman veya dentinde gerçekleşen koheziv kırılma (8 örnek) görülmüştür. Geriye kalan %42 oranındaki örnekte (11 örnek) ise karışık tipte kırılma izlenmiştir. Endosolv R uygulanmış örneklerdeki (Grup 3) adeziv, koheziv ve karışık kırıkların yüzdeleri, Grup 2'deki kırılma yüzdelikleriyle ayni değerlere sahip olarak bulunmuştur. Grup 4'teki örneklerin %38'inde koheziv kırık izlenirken, geriye kalan %62'lik kırılma (16 örnek) oranı eşit olarak adeziv ve karışık kırık olarak belirlenmiştir. 2 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulaması yapılmış dentin kesitlerinin (Grup 5) çoğunda (%54'ünde) karışık tip kırık izlenirken, 6 örnekte (%23) adeziv, 6 örnekte ise (%23) koheziv kırık bulunmuştur. Grup 6'daki örnekler en çok (%42-11 örnek) koheziv kırılma gösteren grup olmuştur. Geriye kalan 15 kırığın

%31'i (8 örnek) karışık, diğer %27'si (7 örnek) ise adeziv tiptedir. (Tablo 4.3, Şekil 4.7).

Tablo 4.3. Mikro makaslama bağlanma dayanım testi sonrası, rezin siman ve dentin yüzeyleri arasında meydana gelen kırık tipleri ve yüzdeleri

Gruplar	**Dentin-siman arası oluşan adeziv kırık**	**Simanda veya dentinde oluşan koheziv kırık**	**Karışık kırık**
Grup 1	**6 (%23)**	**8 (%31)**	**12 (%46)**
Grup 2	**7 (%27)**	**8 (%31)**	**11 (%42)**
Grup 3	**7 (%27)**	**8 (%31)**	**11 (%42)**
Grup 4	**8 (%31)**	**10 (%38)**	**8 (%31)**
Grup 5	**6 (%23)**	**6 (%23)**	**14 (%54)**
Grup 6	**7 (%27)**	**11 (%42)**	**8 (%31)**



Şekil 4.7. Rezin siman ve dentin yüzeyleri arasında meydana gelen kırık tipleri ve yüzdeleri

5. TARTIŞMA

Ağız boşluğundaki dentin gibi karmaşık dokuların varlığı ve bu yapıların farklı kimyasal ajanlara, ısı, basınç gibi değişen durumlara maruz kalması, dental uygulamaların ve dental materyallerin geliştirilmesini zorunlu kılmaktadır. Son yıllarda diş hekimliğindeki materyal ve teknolojik gelişmeler, biyomekanik özelliklerin yanı sıra estetik beklentileri de artırmıştır. Artan estetik talepler doğrultusunda gün ve gün dental materyaller geliştirilip, her vaka için en uygun tedavi alternatifinin sunulmasına yönelik ilerlemeler kaydedilmektedir. Tam seramik kron ve köprüler, doğal görünümlü restorasyonların yapımına olanak sağlayan translüsentlik, biyouyumluluk ve mekanik özelllikleri sayesinde protetik diş hekimliğine yeni ufuklar açmıştır (Kim ve diğerleri, 2011). Estetik olarak üstün özelliklere sahip olan tam seramik sistemlerin bir takım dezavantajları da vardır. Sabit parsiyel protez başarı/başarısızlık (kayıp)/komplikasyonlarını kapsayan, klinik verileri de içeren çalışmaların incelendiği araştırmada, tam seramik sistemlerde en çok karşılaşılan 3 komplikasyonun diş-kron kırıkları, retansiyon kaybı ve endodontik tedaviye gereksinim olduğu görülmüştür (Goodacre ve diğerleri, 2003).

Retansiyon kaybına bağlı sabit protetik restorasyonların desimantasyonu da sık karşılaşılan ve arzu edilmeyen bir durumdur. Bir defadan fazla desimante olan restorasyonlardaki bağlanma kaybının arkasında yatan nedenin iyice araştırılması ve tekrar simantasyon işlemine geçilmeden önce bu nedenin bulunması gerekmektedir. Simantasyon işleminin başarısızlığına bağlı retansiyon kayıplarının olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Walton ve diğerleri, 1986). Yapılan bir çalışmada, tekrarlayan simantasyonlarda, makaslama bağlanma dayanımının, geçici rezin artıklarından dolayı, yaklaşık

%61 düşüş gösterdiği bulgulanmıştır (Bishara ve diğerleri, 2000). Rezidüel siman ve debrisler, diş yüzeyinin pürüzlendirme kalitesini, adeziv sistemlerin infiltrasyonunu etkileyebilir; hatta restorasyonun final bağlanma ve uyumunu etkileyecek olan rezin polimerizasyonunu inhibe edebilir (Altıntaş ve diğerleri, 2011). Dental literatürde, geçici siman artıklarının, daimi simanın makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisinin ve/veya bu artıkları temizleme yöntemlerinin incelendiği çalışmaların mevcudiyetine rağmen (Bachmann ve diğerleri, 1997; Hasanreisoğlu ve diğerleri, 2005; Paul ve Schrarer, 1997; Saraç ve diğerleri, 2005), tekrarlayan daimi simantasyonlarda siman kalıntılarını temizlemeye yönelik herhangi bir araştırmaya rastlanmamıştır. Daimi simantasyon kalitesinin, geçici siman artıklarından etkilenmesinden yola çıkılarak, tekrarlayan simantasyonlardaki siman artıklarının benzer şekilde retansiyon kaybını etkileyebileceği hipoteziyle bu tez çalışmasının gerekliliği düşünülmüştür.

Bu bilgiler doğrultusunda, bu çalışmada, 1.25 W, 2 W ve 3.5 W güç ayarlarında kullanılan Er, Cr:YSGG hidrokinetik lazerin ve Endosolv R ile EDTA organik çözücülerinin, tekrarlayan simantasyonlarda dentin tübüllerinden siman kalıntılarını temizlemedeki etkinliğinin in vitro ortamda karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Adeziv sistemlerin performanslarının değerlendirilmesinde ve geliştirilmesinde klinik çalışmalar en etkin yöntemdir. Ancak, klinik çalışmalar maliyetlerinin yüksek oluşu, hasta takibi ve fazla zaman gerektirmeleri, değişken ağız içi durumlarının standardize edilememesi gibi zorlukların yanısıra başarısızlık sebebinin belirlenmesinde de yeterli bilgi sağlayamadıkları için değişik laboratuvar testlerine ihtiyaç duyulmaktadır (De Munck ve diğerleri, 2005). In vitro testlerde tek bir değişken, diğer faktörler sabit tutularak

değerlendirilebildiği için çalışmamız in vitro bağlanma testleri ile gerçekleştirilmiştir. Bağlanma dayanım testleri, restorasyonların oral çevrede maruz kalabilmesi olası kuvvetleri taklit ederek, materyallerin direncini değerlendirmek amaçlı kullanılan testlerdir (Ayaz ve diğerleri, 2011). Bağlanma kuvveti, bağlanma kesit alanında kopmanın meydana geldiği anda ölçülen mekanik yük olarak tanımlanmaktadır. Bağlanma dayanım testleri de temel olarak uygulanan mekanik kuvvetin yönüne göre sınıflandırılmakta, gerilim ve makaslama olarak iki esas grupta kategorize edilmektedir (De Munck ve diğerleri, 2005; Oilo, 1993). Diş yüzeyine paralel yönde gelen kuvvetler makaslama stresleri olarak adlandırılırken, dik yönde gelenler ise gerilim stresleridir (Orhan ve Öz, 2011). Makaslama bağlanma dayanım testi, materyallerin farklı diş yapılarına bağlanma dirençlerini değerlendirmede kullanılan geçerli ve güvenilir bir test metodudur (Bedran-de-Castro ve diğerleri, 2004). 90'lı yılların ortalarına kadar bağlanma dayanım testleri genellikle 3-6 mm çapında, dental restorasyon ebatlarına benzer, geniş bağlanma yüzeyleri olan örneklerde gerçekleştirilmekteydi. Bu geniş bağlanma yüzeyleri olan örneklerde gerçekleştirilen testlere, makro testler denilmiştir (Karasu ve Sertgöz, 2012). Ancak ortalama stres altındayken gözlemlenen bağlanma dayanımının geçerliliğinin, bağlanma ara yüzündeki stres dağılımının farklılıkları sebebiyle şaibeli olduğu öne sürülmüştür (Pashley ve diğerleri, 1995). Örneklerdeki bağlanma alanının büyük olması, nispeten daha düşük bir kuvvet karşısında koheziv fraktür görülme oranını artırmaktadır. Küçük bağlanma yüzeylerinde ise stres dağılımı daha homojen olup, stres birikimi daha az olmaktadır. Araştırmacılar, bu sınırlamaları aşmak için, geleneksel yöntemlere göre daha küçük bağlanma yüzeyleri bulunan örnekleri kullanmaya yönelmiş ve mikro gerilim ve mikro makaslama testleri

geliştirilmiştir (Pashley ve diğerleri, 1995; Van Meerbeek ve diğerleri, 2003). Mikro gerilim testinin tanıtılmasıyla, bağlanma yüzeylerinin yaklaşık 1 mm^2 olmasına bağlı dentindeki koheziv kopmaların oranı azalmıştır (Sano ve diğerleri, 1994b). Mikro testlerin koheziv kopmayı azaltma artısından başka diğer avantajları ise; bir diş kesitinden çok miktarda örnek sağlanabilmesi, tek bir diş için ortalama bağlanma dayanım değeri hesaplanabilmesi ve SEM'de kolayca incelenmesine olanak sağlaması olarak sıralanabilir. Mikro test sistemlerinden mikro makaslama ve mikro gerilim testinin karşılaştırıldığı çalışmada, iki metodla ölçülen bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark elde edilememiştir (Özyeşil ve diğerleri, 2009). Mikro gerilim testi için örnek hazırlama safha işlemlerinin hassas olup, özel teknik gerektirmesi kısıtlayıcı faktör olarak bildirilmiştir (Armstrong ve diğerleri, 2010; Van Meerbeek ve diğerleri, 2010). Çalışmamızda kullanılan mikro makaslama bağlanma dayanım testi, mikro gerilme testlerinin yukarıda bahsi geçen avantajlarıyla birlikte, daha basit örnek hazırlama işlemi gerektirmekte ve örneklerin daha az strese maruz kalmaları avantajlarını da sağlamaktadır.

Ayrıca, makaslama kuvvetlerinin klinik ortamı daha iyi yansıttığı kabul edilmektedir (Cardoso ve diğerleri, 1998). Mikro makaslama bağlanma testlerinin artılarına ek olarak, mikro gerilim testlerinin aksine, 5 MPa'dan daha düşük kuvvetlerin ölçümünün kolayca gerçekleştirilmesine olanak tanıması ve kuvvet akslarının düzgün olması için özel ekipman gerektirmemesi sayılabilir (Pashley ve diğerleri, 1995). Çalışmamızda, bir diş kesitinden birden fazla ölçüm yapılabilmesi ve stres dağılımının daha homojen olması nedenleriyle geleneksel makaslama testi yerine mikro makaslama testi seçilmiştir.

Mikro makaslama testlerinde, kuvvet uygulaması makro makaslama testlerindeki gibi bıçakla yapılabildiği gibi ince bir telle de yapılabilmektedir. Kuvvet uygularken tel ve bıçak uygulamasının bağlanma dayanım değerleri üzerine olan etkisi araştırılmış ve kuvvet uygulama elemanı olarak tel kullanımının daha basit olduğu öne sürülmüştür. Rezinin dişe bağlanmasının olduğu alana bıçağın pozisyonlandırılamaması kaynaklı ortaya çıkan sorunların, tel kullanımıyla ortadan kaldırılabildiği ve sonuçlar üzerinde daha az değişkenliğe sebep olduğu bulgulanmıştır (Foong ve diğerleri, 2006). Makro test uygulamalarındaki bıçak pozisyonlandırma kaynaklı problemleri elimine etmek için çalışmamızda, mikro test düzeneğinde bıçak yerine 0.2 mm çapında paslanmaz çelik tel kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Bağlanma dayanımlarının ölçülmesi için uygulanan testlerin iyi standardize edilebilmesi gerekmektedir (Lin ve diğerleri, 1999). Çünkü bu testlerin sonuçlarını etkileyecek çok sayıda değişken vardır. Bu faktörler arasında örneğin geometrisi, yüzey alanı, kullanılan materyalin tipi gibi birçok parametre gösterilebilir (De Munck ve diğerleri, 2005; Oilo, 1993). Materyallerin diş yapısına bağlanması test edilirken, bu değişken faktörler göz önüne alınmalıdır. Eğer adezyon çalışmalarının standardizasyonu sağlanamazsa, büyük varyasyonlara neden olunur ve sonuçları farklı araştırmalarla karşılaştırmak imkansızlaşır (Rueggeberg, 1991). Bir çalışmada, aynı test metodlarını kullanan iki farklı araştırmacının, deney üzerindeki etkisi değerlendirilmiş; iki araştırmacıdan biri gruplar arası istatistiksel anlamlı farklar bulurken, diğeri herhangi bir farklılık bulamamıştır (Moll ve diğerleri, 2004).

Standardizasyonun sağlanması için çalışmamızın her aşamasındaki test ve incelemeler ISO standartları ve prosedürleri esas alınarak yapılmıştır (International Organization For Standardization, 2003) .

In vitro çalışmalarda kullanılan dişlerin yapısal özellikleri, test yöntemi, test öncesi dişlerin bekletme koşulları, kullanılan materyal ve uygulama şekli gibi faktörler bağlanma dayanımı test sonuçlarını etkilemektedir (Pashley ve diğerleri, 1995; Van Meerbeek ve diğerleri, 2003).

In vitro ortamda gerçekleştirilen diş dokusuna adezyon çalışmalarında genelde insan veya sığır dişi kullanılmaktadır. Sığır dişleri, temininin daha kolay olması ve ebatlarının büyüklüğünden, geniş çalışma alanı sağladığından tercih edilse de, dentin içerik ve yapılarının insan dişinden farklı olmasından dolayı en gerçekçi sonuç insan dişleriyle elde edilmektedir (Mason ve diğerleri, 1996; Rueggeberg, 1991). ISO standartlarınca, bağlanma kuvvet ölçümünün yapıldığı bağlanma dayanım testlerinde, 5 yaşından küçük sığır mandibular kesici diş ya da insan daimi premolar/molar dişleri kullanılması gerekmektedir. Ayrıca, 16-40 yaş aralığındaki çürüksüz ve restorasyonsuz üçüncü molar dişlerinin de kullanılabileceği bildirilmiştir (International Organization For Standardization, 2003). Bağlanma dayanım testlerindeki ölçümlerin, gömülü ve sürmüş 3. molar diş kullanımıyla değiştiği bildirilmiştir; gömük 3. molar dişin, sürmüş olana göre daha nemli ve geçirgen olması sebebiyle, sürmemiş 3. molar dişe bağlanma dayanımları daha düşük kaydedilmiştir (Pashley ve diğerleri, 1995). Diğer taraftan, ağız içinde en son süren dişler olan üçüncü büyük azı dişlerin çürük, atrizyon, çatlak gibi olaylara en az maruz kaldıkları bildirilmiş; bu dişlerin nispeten değişime uğramamış dentine sahip olması dolayısıyla çalışmalarda kullanılabileceği öne sürülmüştür (Proença ve diğerleri, 2007). Bu tez araştırmasında, ISO standartları takip edilerek çürüksüz, restorasyonsuz

insan molar dişleri kullanılmıştır. Çürükten etkilenmiş dentinin, sağlam dentinden daha yumuşak olduğu ve hibrit tabakalarının daha kalın olduğu gösterilmiştir (Nakajima ve diğerleri, 1999). Ayrıca, rezin dentin ara yüzeyi için yapılan değerlendirme ve incelemelerde, ideal ölçümler yapılabilmesi ve güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için çürük dişlerin kullanılmamasının gerekliliği vurgulanmıştır (Shashikiran ve diğerleri, 2002). Bu sebeplerden ötürü, çalışmada kullanılacak dişler çürüksüz ve restorasyonsuz olması kriteriyle toplanmıştır.

Bazı araştırmacılar, yaş faktörünün dentin bağlanma dayanım değeri üzerindeki etkisini değerlendiren çalışmalar gerçekleştirmiştir. Yapılan bu araştırmalarda, adeziv sistemlerin dentine bağlanması üzerinde yaş etkeni önemli bir faktör olarak bulunmamıştır (Brackett ve diğerleri, 2008; Giannini ve diğerleri, 2003). Oysa, yaşlanma ile dentin yapımı görevi olan odontoblast hücrelerinde dejeneretif değişimler ve atrofi izlendiği rapor edilmiştir. Ayrıca dişin oluşumundan itibaren devam eden sekonder dentin yapımı ve uyaranlara bir cevap olarak üretilen tersiyer dentin formasyonuna bağlı olarak, dentinin mineral içeriğinde zamanla artış, organik içeriğinde ise düşüş gözlendiği sonucuna varılmıştır. Sekonder dentin ve sklerotik dentin oluşumu, dentin tübüllerin zamanla daralması ve hatta tıkanarak dentin tübül sayısında ve dentin geçirgenliğinde azalmaya sebep olduğu bulgulanmıştır (Morse, 1991; Zilberman ve Smith, 2001). Yaşla dentinde gerçekleşen bu yapısal değişikliklere rağmen, Lopes ve diğerleri (2011) de yaşın bağlanma dayanımı ölçümlerini önemli derecede etkileyen bir faktör olmadığını bulgulamıştır. Ancak, aynı çalışmada, genç dentin yapısında daha fazla sayıda ve geniş tag'ler izlenirken, yaşlı dentinin intertübüler alanında oluşan hibrit tabakanın çok ince olduğu rapor edilmiştir (Lopes ve diğerleri, 2011). Dentine bağlanmanın temelleri,

kimysal bağlanmadan çok modern adezyon teorisine göre; mikromekanik retansiyonu sağlayan rezin tag ve hibrit tabaka oluşumunana dayandırılmaktadır (Langer ve Ilie, 2013). Rezinin ekspoze dentin kollajen tabakasına infiltrasyonuyla oluşan hibridizasyon ve dentin tübüllerindeki rezin tag ataçmanlarının istenilen dentin bağlanmasının sağlaması için elzem olduğu öngörülmektedir (Langer ve Ilie, 2013; Lohbauer ve diğerleri, 2008). Oysa, dentin tübüllerine rezin tag penetrasyonunun, final bağlanma kuvveti üzerinde intertübüler dentinden daha az katkı sağlayacağı yönünde düşünceler de mevcuttur (Albaledjo ve diğerleri, 2010; Van Meerbeek ve diğerleri, 1992). Bazı araştırmacılar, rezin tag'lerin oluşumu ve bağlanma dayanım kuvveti arasında korelasyon bulamazken (Giachetti ve diğerleri, 2004; Tao ve Pashley, 1988), diğer çalışmalarda, rezin tag'lerin toplam rezin-dentin bağlanma dayanım kuvvetinin yaklaşık %30'una katkıda bulunduğu (Gwinnett, 1993; Van Meerbeek ve diğerleri, 1992) ya da en azından bağlanma dayanımını etkileyen majör faktör olduğu savunulmaktadır (Nakabayashi, 1985). Dentine adezyonun, inorganik diş yapısının rezinle yer değiştirmesiyle gerçekleştiği sonucuna varılmıştır (Peumans ve diğerleri, 2005; Van Meerbeek ve diğerleri, 2001; Van Meerbeek ve diğerleri, 2003). Buradan yola çıkılarak, yaşla beraber dentin yapısındaki morfolojik değişikliklerin bağlanma dayanım test sonuçlarını etkileyeceği düşüncesiyle; çalışmada 20-30 yaş aralığındaki genç bireylerin çekilmiş dişleri kullanılmıştır.

Çekilmiş dişler üzerinde yapılan in vitro bağlanma dayanım çalışmalarında kullanılan dişlerin saklama koşullarının önemli olduğu, çalışma sonuçlarının bu şartlardan etkilendiği bildirilmiştir (Tosun ve diğerleri, 2007). Diş çekiminden sonra dentinde meydana gelen farklılıkları önlemek, dehidratasyonu engellemek ve dişleri sterilize etmek için çekilmiş dişlerin

uygun solüsyonlar içerisinde muhafaza edilmesi önerilmektedir (Titley ve diğerleri, 1998; Tosun ve diğerleri, 2005; Tosun ve diğerleri 2007). Genelde kullanılan solüsyonlar distile su ve salin olup, bu solüsyonlara mikroorganizma oluşumunu engellemek amaçlı formalin, sodyum hipoklorit, kloramin T, homofiks, timol, metanol ve gluteraldehit gibi antibakteriyel ajanlar ilave edilebilmektedir. Ancak bu solüsyonların kimyasal içeriklerinin, dentinin organik-inorganik yapısını ve uygulanacak dental materyalin fiziksel-kiyasal karakteristiğini değiştirebileceği rapor edilmiştir (Lee ve diğerleri, 2009). Formalin, sodyum hipoklorit, kloramin, homofiks, distile su, timol, metanol ve gluteraldehit solüsyonlarında bekletilen çekilmiş dişlerin makaslama bağlanma dayanımı değerleri karşılaştırıldığında, farklı bekletme solüsyonlarının sonuçları anlamlı derecede etkilemediği bulunmuştur (Titley ve diğerleri, 1998). %5.25 konsantrasyonundaki sodyum hipoklorit solüsyonu içerisinde tutulan örneklerin bağlanma dayanım değerleri ise distile su, %0.9'luk sodyum klorid, %2'lik gluteraldehit ve %10'luk formalin solüsyonlarında bekletilen örneklere nazaran anlamlı derecede düşük kaydedilmiştir (Lee ve diğerleri, 2009). Başka bir çalışmada, bekletme solüsyonu olarak %0.1 konsantrasyonunda timol, %10'luk formol ve distile su kullanılmış ve en yüksek bağlanma dayanım değerleri distile suda saklanmış örneklerden elde edilmiştir (Tosun ve diğerleri, 2005). Formol gibi protein içeriğiyle metilen köprüleri oluşturabilen antibakteriyel ajanların da adezyonu olumsuz yönde etkileyebileceği ve özellikle organik içeriği fazla olan dentinde yapılan ölçümlerde yanlış sonuçlar elde edilebileceği bildirilmiştir (Tosun ve diğerleri, 2005; Tosun ve diğerleri, 2007). Ancak bahsi geçen solüsyonlardan hangisinin kullanılması gerektiği kesinlik kazanmamıştır. ISO standartlarına göre dişler kullanılana kadar, ya en uzun 1 hafta olacak şekilde %0.5 kloromin-T trihidrat solüsyonunda ve

sonrasında distile suda ya da +4°C distile su içinde tutulmalıdır (International Organization For Standardization, 2003). ISO standartları uyarınca çalışmada kullanılacak dişler, periyodik olarak suyu değiştirilerek distile suda bekletilmiştir.

Bağlanma dayanım testlerinde kullanılacak dişlerin ekstraksiyondan sonra solüsyon içerisinde muhafaza edildiği süre de önemlidir. ISO standartlarınca, bağlanma dayanım ölçümlerinin ekstraksiyonun hemen sonrası yapılması gerekmektedir. Ancak, bu durumun pratikte pek mümkün olmaması nedeniyle dişlerin ekstraksiyonundan sonra maksimum 6 ay içerisinde kullanılmasının gerektiği yayınlanmıştır (International Organization For Standardization, 2003). Stackhouse ve diğerleri (1986), makaslama bağlanma dayanım testinde kullanacakları dişlerin, çekimden sonra 2 saat ve 28 gün süreyle solüsyonda bekletmenin arasında anlamlı fark olmadığını vurgulamışlardır. Mitchem ve Gronas (1986) de çekim sonrası geçen zamanın, bağlayıcı sistemlerin dentine bağlanma dayanımları üzerinde göz ardı edilebilecek oranda etkili olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmalarda çekimden sonra geçen sürenin bağlanma dayanımı değerleri üzerinde etkisiz olduğu ortaya koyulsa da, 6 aylık saklama zamanının çalışmalar arasında benzerlik sağlayacağı düşünülmektedir (Rueggeberg, 1991). Araştırmamız için kullanılan dişler, 6 aylık süreyi geçemeyecek şekilde distile suda tutulmuştur.

Adezyon deneylerinde dental materyalin uygulanacağı diş yüzeyinin düzgünlüğünün kontrol edilebilmesine yönelik, dişin akrilik gibi bir tutucuya fikse edilmesi gerekmektedir. Fikse etmek için kullanılan sabitleyicinin, rezin abzorbsiyonu ve polimerizasyon ısısının diş dokusunu etkileyebileceği riski dolayısıyla yavaş sertleşen bir madde seçilmelidir. Kontaminasyonu engellemek amacıyla diş, tutucu materyalden daha yukarıda

pozisyonlandırılarak sabitlenmelidir. Tutucu materyale sabitlenen dişlerin, hızlıca suya yerleştirilmesi önerilmektedir (International Organization For Standardization, 2003). Bizim çalışmamızda dişler, diğer makaslama bağlanma çalışmalarına (Gürgan ve diğerleri, 2009; Zortuk ve diğerleri, 2008) benzer olarak, mine-sement birleşiminin 2-3 mm altında gömülü olacak şekilde, polivinil siloksan kalıp yardımıyla dual-cure pembe akrilik rezin (Meliodent, Heraeus Kulzer, Almanya) içine yerleştirilmiştir.

Bağlanma dayanım testinde kullanmak üzere kesit alınacak dişlerin 100, 200 ve 400 devir/dakika hızla kesilmesinin, mine için bağlanma dayanım değerlerini değiştiren bir faktör olduğu, ancak dentin için bu hız değerinin anlamlı derecede önemli olmadığı bildirilmiştir (Sadek ve Cury, 2005). Araştırmamızda bağlanma dayanım değerleri incelenecek dentin kesitlerinin elde edilmesi, dentin yüzeyinde oluşabilecek negatif etkileri önlemek amaçlı, düşük devirlerde, hassas kesim cihazında (ISOMET 1000, Precision Saw, Buehler, Illinosis, ABD), su soğutması altında elmas frezlerle gerçekleştirilmiştir.

Bağlanma dayanım testlerinde, mine ve dentin yüzeyleri kullanılmaktadır (Powers ve diğerleri, 2003). İndirekt restorasyonlar mineden çok dentine adezyon sağladığından bizim çalışmamız dentin yüzeyleri kullanılarak bağlanma dayanım değerleri ölçülmüştür. Pashley ve diğerleri (1995), çalışmalarda kullanılacak dentin kesitlerinin hangi bölgelerden elde edilmiş olduğunun önemli olduğuna dikkat çekmiş; oklüzal, proksimal ve bukkal dentine adezyon arasında farklar bulunduğunu kaydetmişlerdir. Dentin tübüllerinin lokalizasyon ve oriyentasyonlarının bölgesel olarak büyük farklılıklar göstermesi nedeniyle oklüzal dentinin, bukkal veya proksimal dentinden daha düşük bağlanma dayanım değerleri gösterdiği kaydedilmiştir

(Oilo ve Olsson, 1990). Adeziv sistemlerin gelişmesiyle, bu bölgesel farklılıkların ekarte edilebileceği öngörülmüştür (Pashley ve diğerleri, 1995). Son yıllarda muhtemelen adeziv sistemlerin hızlı gelişmesine bağlı olarak, daha geniş örnek hazırlamaya olanak verdiği için oklüzal dentin yüzeyleri birçok bağlanma dayanım test çalışmalarında kullanılmıştır (Lee ve diğerleri, 2007; Özdemir ve diğerleri, 2010). Bu çalışmalarda, horizontal ve aksiyel olmak üzere iki çeşit kesit elde edilebilmektedir. Bir çalışmada, oklüzal yüzeye paralel ve dik alınan diş kesitlerinin kullanılmasının bağlanma dayanım değerlerini değiştirmediği bulgulanırken (Adebayo ve diğerleri, 2008), başka bir araştırmada, horizontal ve aksiyel diş kesit kullanımının bağlanma dayanım değerlerini etkilediği rapor edilmiştir (Ogata ve diğerleri, 2001). Horizontal kesitlerde, dentin tübüllerinin oklüzale dik olarak seyrettiği ve bu tübüllerin adezyon esnasında oluşturduğu rezin tag'lerin uzun ve güçlü olduğu belirtilmiştir (Schiltz-Taing ve diğerleri, 2011). Rezin tag'lerin bağlanmaya olan katkısının intertübüler dentine göre göreceli olduğu ve dentin tübüllerinin oriyantasyonuna ve dentin derinliğine bağlı olduğu rapor edilmiştir (Langer ve Ilei, 2012). Dentin tübüllerinin oriyantasyon ve yerleşimininin bağlanma dayanım değerlerine etkileri göz önüne alınarak, çalışmamızda dişlerden sadece horizontal kesitler alınmıştır.

İn vitro bağlanma dayanım testlerindeki sonuçları dentin tübül oriyantasyonu gibi faktörler etkilerken, kalan dentin kalınlığı, dentin geçirgenliği ve dentin konumu da bu sonuçlar üzerinde etkili olabilir (Sano ve diğerleri, 1994a). Dentinin değişik bölgelerinde farklı yoğunluklarda intertübüler dentin, peritübüler dentin ve tübüllerinin bulunması, geçirgenliğin lokal farklılıklar göstermesine sebebiyet vermektedir. Bu yüzden ıslanabilirlik, bağlanma kuvveti ve makaslama kuvveti gibi özellikler de lokalizasyona bağlı

olarak değişebilmektedir (Marshall ve diğerleri, 1997; Pashley ve Carvalho, 1997). Dentin derinliği ile bağlanma dayanım değerleri arasında, negatif bir korelasyon bulunmuştur (Villela-Rosa ve diğerleri, 2011). Derin dentinin, yüzeyel dentinden daha düşük bağlanma dayanım değerleri gösterdiği kabul görmektedir (Sano ve diğerleri, 1994a). Düşük bağlanma değerlerinin elde edilmesinin nedenleri, dentinden pulpaya doğru peritübüler dentinin azalması, dentin kanallarının ve dentinal sıvının artması olarak sıralanabilir (Villela-Rosa ve diğerleri, 2011). Dentin derinliğinden kaynaklanabilecek varyasyonları elimine etmek amacıyla çalışmamızda, mine yüzeyleri uzaklaştırıldıktan sonra 1 mm derinlikteki yüzeyel dentin kesitleri kullanılmıştır.

Bağlanma dayanım testlerinde kullanılacak dentin kesitlerinin, yüzey düzgünlüğünün ve smear tabakasının standardazisyonu sağlanmalıdır (International Organization For Standardization, 2003). Yüzey preparasyonu için silikon karpit zımpara, elmas diskler, alüminyum diskler, karpit ve elmas frezler kullanılabilmektedir. Son bitirme işleminde ise 1200 grene kadar değişebilen zımparaların kullanıldığı bildirilmiştir (Rueggeberg, 1991). Elmas frez kullanılarak prepare edilen dentin yüzeylerinin bağlanma dayanım değerleri, silikon karpit frezle prepare edilen yüzeylerin bağlanma dayanım değerlerinden daha yüksek bulunmuştur (Hosoya ve diğerleri, 2004). Ayrıca, klinik olarak dentin dokusunun, asla silikon karpit frezle prepare edilmediği bildirilmiştir (Pashley ve diğerleri, 1995). Diğer taraftan Dias ve diğerleri (2004), silikon karpit frez veya elmas frez kullanılarak yüzey düzgünlüğü sağlanmış yüzeylerdeki bağlanma dayanımları arasında bir fark bulamamıştır. Van Meerbeek ve diğerleri (2003) ise, silikon karpit uygulamasının dişlerde bağlanma dayanım değerlerini artırdığını ileri sürmüştür. Bizim çalışmamızda, elmas frezlerle kesit alındıktan sonra son bitirme işlemi, ISO standartlarına

uygun olarak 600 grenlik silikon karpit zımpara kullanılarak gerçekleştirilmiştir (International Organization For Standardization, 2003).

Bağlanma dayanım değerlerinin substrata bağlı olduğu kadar adeziv sisteme de bağlı olduğu rapor edilmiştir (Yousry ve diğerleri, 2011). In-ceram ve zirkonyum oksit benzeri yüksek dayanıklılığa sahip tam seramik restorasyonların yapıştırılmasında, geleneksel simanlardan yararlanılabileceği bildirilmiştir (Uludamar ve diğerleri, 2011). Diğer yandan, çinko fosfat, çinko polikarboksilat ve geleneksel cam iyonomer simanlar; sertleşmelerinin seramik restorasyonlardaki yüzey çatlaklarını artıran bir asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşmesi ve cam iyonomer simanların erken dönemde neme hassas olmaları sebebiyle, tam seramik restorasyonların simantasyonunda önerilmemektedir (Condrad ve diğerleri, 2007). IPS e-max gibi sistemlerde doğal ışık geçişine izin veren kompozit rezin esaslı yapıştırma simanlarının kullanılmasının gerekliliği vurgulanmıştır (Uludamar ve diğerleri, 2011). Ayrıca, cam seramiklerin sınırlı bükülme dayanıklılığını artırmak ve kırılganlığını azaltmak için adeziv simantasyon yapılmasının gerekliliğine dikkat çekilmiştir (Türkoğlu ve diğerleri, 2010). Adeziv rezin simanların baskı dayanım değerleri (320 MPa) , çinko fosfat simanların baskı dayanımından (121 MPa) daha fazla olması nedeniyle restorasyonlara daha fazla desteklik sağladığı bulunmuştur (Bindl ve diğerleri, 2005). Birçok çalışmada, rezin simanlarla simante edilen indirek restorasyonların, uzun dönem klinik başarısı rapor edilmiştir (El-Mowafy ve Rubo, 2000; Malament ve Socransky, 2001). Olumlu fiziksel özelliklere sahip adeziv simanlarla desteklenen tam seramik restorasyonların, çiğneme kuvvetlerine karşı direnç ve gelişmiş performans sergilediği aktarılmıştır (Bindl ve diğerleri, 2005). Özetle, rezin simanlar, tutuculuk özelliklerinin diğer simanlardan daha iyi olması, marjinal

uyumsuzluk problemleriyle daha az karşılaşılması ve kırılma dayanıklılıklarının yüksek olması nedeniyle tam seramik restorasyonların simantasyonunda en uygun seçenek olarak kabul edilmekte, adeziv materyallerle birlikte sıklıkla kullanılmakta ve başarılı biyomekanik davranış sergilemektedir. Bu bilgiler ışığında araştırmamızdaki simantasyonlar kompozit rezin siman (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Tam seramik restorasyonların adeziv simantasyonunda, ışıkla, dual (hem ışık hem kimyasal) yolla veya kimyasal (otopolimerizan) olarak sertleşen kompozit rezin simanlar kullanılabilmektedir (Türkoğlu ve diğerleri, 2010; Uludamar ve diğerleri, 2011). Kimyasal olarak sertleşen rezin simanların, içerdikleri amin grubunun zamanla renklenmeye sebebiyet verdiği aktarılmıştır (Blatz ve diğerleri, 2003). Işıkla sertleşen rezin simanlar renk stabilitesi avantajı ve uzun çalışma süresi gibi özellikleriyle, tam seramik simantasyonunda büyük ölçüde kullanılmaktadırlar. Ancak, bu materyallerin, aradaki restorasyon kalınlığının fazla olduğu durumlarda polimerizasyon derinliğinin yetersiz olması gibi bir dezavantajı mevcuttur (Uludamar ve diğerleri, 2011; Üşümez ve Aykent, 2003). Dual-cure adeziv simanlar ise, ışıkla polimerize olan yapıştırma simanlarındaki polimerizasyon derinliği dezavantajını ekarte etmek için geliştirilmiştir. Dual-cure kompozit rezin simanlar veya kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezin simanla simante edilen tam seramik restorasyonların ömürlerinin kıyaslandığı çalışmada, dual-cure özellikteki simanlarla yapıştırılan restorasyonlar daha düşük klinik ömür sergilemiştir (Sjogren ve diğerleri, 2004). Oysa, dual-cure rezin simanlar, ışık derinliğinin ya da geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda, tam polimerize olamayan yapının kimyasal olarak polimerizasyonuna olanak tanır (Blatz ve diğerleri, 2003). Bunlara ek olarak,

dual-cure rezin simanların, ince bir film tabakası oluşturabilmeleri, ağız likitleri karşısında düşük çözünürlüğe sahip olmaları ve çiğneme kuvvetlerine yüksek oranda dirençli olmaları gibi özelliklerinden dolayı tam seramik restorasyonların dentine yapıştırılmasında yaygın olarak kullanıldıkları bildirilmiştir (Rasetto ve diğerleri, 2004; Türkaslan, 2008). Dual-cure rezin simanların 10., 30., ve 90. dakika ile 1 hafta süre sonra ölçülen dentine bağlanma dayanım değerleri, kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlardan daha yüksek olarak bulunmuştur (Braga ve diğerleri, 1999). Bu çalışmada, tam polimerizasyonun sağlanmasına yönelik diğer bağlanma dayanım çalışmalardaki (Bachmann ve diğerleri, 1997; Fiori-Junior ve diğerleri, 2010) gibi dual-cure bir rezin siman kullanılarak örnekler hazırlanmıştır.

Rezin simanlar simantasyon öncesinde kullanılan adeziv sisteme bağlı olarak da bağlanma dayanım değerlerinde farklılık gösterebilir. Kendinden pürüzlendirmeli (self-etch) adeziv sistemlerde elde edilen bağlanma dayanım değerlerinin düşük olduğu rapor edilmiştir. Bunun nedeni ise, suyun dentin yüzeyinden tam olarak uzaklaştırılamadığından rezin materyalin polimerizasyonunun tam olarak gerçekleşmemesine bağlanmaktadır (Özdemir ve diğerleri, 2010). Panavia F 2.0, RelyX Unicem ve Multilink gibi self-etch rezin simanlar diş yüzeyinde herhangi bir ön hazırlık gerektirmemeleri, smear tabakasının kaldırılmadan uygulanmasından dolayı total-etch sistemlerde görülen post operatif hassasiyetin oluşmaması ve neme karşı toleranslı olmaları gibi özellikleriyle simantasyon işlemlerini kolaylaştırmanın yanısıra teknik hassasiyet nedeniyle oluşacak hataları en aza indirgemiştir. Ancak, self-etch simanların içerikleri ve adeziv özellikleri hakkındaki bilgilerin sınırlı olduğu bildirilmiştir (Çilingir ve Gömeç, 2008). Bağlayıcı sistemlerin herhangi bir farklılık oluşturmayacağını savunan araştırmacılar da bulunmaktadır (Deliperi

ve diğerleri, 2004). Self-etch adeziv siman olan RelyX Unicem, total-etch adeziv sistemlerden Variolink II ile karşılaştırılmış ve bağlanma dayanım değerleri arasında anlamlı derecede fark bulunmadığı aktarılmıştır (Çilingir ve Gömeç, 2008). Başka bir araştırmada ise RelyX Unicem, Variolink II ye göre daha düşük bağlanma direnci gösterdikleri bulunmuştur (Yang ve diğerleri, 2006). Yang ve diğerlerinin araştırmasını (2006) destekler biçimde, self-etch bağlayıcı sistemlere göre, total-etch bağlayıcı sistemlerin daha iyi bağlanma dayanım sonuçları sağladığı bildirilmiştir (Kimmes ve diğerleri, 2010). Bizim çalışmamızda, teknik olarak self-adeziv rezin simanlardan daha az hassasiyet gerektiren ve daha yüksek bağlanma dayanım değerleri gösteren total-etch adeziv sistemli bir rezin siman (Uludamar ve diğerleri, 2011) olan Variolink N (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanımı tercih edilmiştir.

Farklı ışık kaynaklarının, restoratif materyallerin yüzey özellikleri üzerindeki farklı etkiler oluşturabileceği bildirilmiştir (Martinelli ve diğerleri, 2006). Işık yayan diyot (LED) ışık kaynakları, geleneksel quartz-tungsten halojen lambalarının oluşturduğundan daha düşük miktarda ısı oluşturdukları rapor edilse de, günümüzde pek çok ışık cihazında bu ısı artışının kontrol edilebilir bir faktör olduğu düşünülmektedir (Türkaslan, 2008). Türkaslan (2008), yapıştırma simanlarının polimerizasyonu için kullanılan farklı ışık kaynaklarının (halojen ve LED ışık kaynağı) siman özellikleri üzerinde etkisiz olduğunu bulgulamıştır. Bizim çalışmamızda halojen ışık kaynağı (Hilux Dental Curing Unit 250, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, Türkiye) kullanılmıştır. Her ışık kaynağı uygulamasından önce ışık yoğunluğu bir radyometre (Curing Light Meter, Hilux/Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) ile ölçülmüştür. Polimerizasyon derinliğinin etkin biçimde sağlanması için, halojen ışık kaynağı

ile örneklerdeki silindirlerin her tarafı ışık alacak şekilde 20"'lik saniyelik periyotlarla üç kez ışık uygulanmıştır.

Kompozit rezin simanların, ayni markaya ait dentin adezivlerle birlikte kullanımı önerilmektedir (Hasshoff ve diğerleri, 2004). Farklı firmalara ait olan dentin bonding ajan ve kompozitlerin kullanımının, bağlanma dayanım değerleri üzerinde etkili olabildiği gösterilmiştir (Peutzfeldt, 2001). Bir başka çalışmada, farklı firmalara ait bağlayıcı sistemler ve kompozit rezinlerin değiştirilerek kullanılmasının, bağlanma dayanım değerleri arasında bir farklılık yaratmadığını bulgulanmıştır (Eren, 2006). Araştırmamızda, adeziv sistem ve kompozit rezin siman arasında farklı bir etkileşime neden olup, polimerizasyon büzülmesine bağlı aralık oluşumunu elimine etmek (Sorensen ve Munksgaard, 1996) ve sonuçların etkilenmemesi amacıyla aynı markaya ait adeziv ve kompozit rezin siman kullanılmıştır.

Bağlayıcı sistemlerden istenilen sonuçların elde edilmesi için, kullanıcıların üretici firma talimatlarına mutlaka uymaları gerekmektedir. Dentine bağlanma çalışmalarında adeziv sistem uygulamalarında yapılan yanlışlıkların, adeziv performansta düşüşlere neden olabileceğini kaydedilmiştir (Tyas ve Burrow, 2004). Yapılan bir araştırmada, üretici firma talimatlarına uyulmamasının bağlanma dayanım değerlerinde önemli derecede düşüş gösterdiği bulgulanmıştır (Peutzfeldt, 2000). Olası bağlanma dayanım değer düşüşlerinin önüne geçilmesi için, bizim çalışmamızda da tüm dental materyaller üretici firma talimatları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

Merkezi ya da perifer dentine bağlanma dayanımları arasında farklılık olabileceği bildirilmiştir. Bunun sebebi ise mine-dentin sınırında ya da pulpa yakınlarında dentin yerleşiminin değişiklik göstermesi olarak aktarılmıştır

(Eick ve diğerleri, 1997). Ancak araştırmacılar, perifer ve merkezi dentine adezyonda anlamlı olarak farklı değerler elde edememiştir (Yeşilyurt ve Bulucu, 2006). Bizim çalışmamızda, standardizasyonun sağlanmasına yönelik, kompozit rezin (Variolink N Professional Set, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) silindirler 1 mm'lik yüzeyel dentin kesitlerin yüzeyinde, mine-dentin sınırından 1 mm uzaklıkta olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Adezyon testlerinde, dental materyalin bağlandığı yüzey alanının büyüklüğü, bağlanma dayanımının hesaplanabilmesi için önemli bir faktördür. Bu yüzey alanın olması gereken kati bir değeri olmamasına rağmen, 3-10 mm çapında olmalarının tercih edildiği rapor edilmiştir (Pahley ve diğerleri, 1995). Diğer taraftan, 1.1 mm^2 -1.5 mm^2 kesitlerde bağlanma dayanımının anlamlı derecede değişmediği; 3.1 mm^2 kesitli örneklerde ise bu değerlerin önemli derecede düşüş gösterdiği bulgulanmıştır (Phrukkanon ve diğerleri, 1998). Bizim çalışmamız, hem mikro makaslama dayanım testi kriterlerini sağlamak hem de, sonuçlarda yüzey alan büyüklüğünden kaynaklanabilecek düşüşleri ekarte etmek amaçlı 1 mm^2 çaplı rezin silindirler oluşturularak gerçekleştirilmiştir.

Kompozit rezin silindirlerin dentin yüzeyine yerleştirilmesi için genelde polietilen tüpler kullanılmaktadır. Rezin siman uygulamalarında polietilen tüpler kullanılırken, örnek hazırlanması esnasında baloncuk oluşumu, interfasiyel boşluk defekt oluşumu veya polietilen tüpün çıkartılmasına bağlı örnek kaybı gerçekleşebilir (Harnirattisai ve diğerleri, 2012). Polimerize edilen kompozit rezin simanların etrafından bu tüplerin çıkarılması genelde küret yardımıyla mekanik olarak gerçekleştirilmektedir. Ancak, operatörün polietilen tüpü çıkartmak için uyguladığı kuvvetin, rezin silindirlere transfer edilebildiği ve örnek yüzeyinde veya içinde çatlaklara sebebiyet verebildiği bildirilmiştir

(Shimada ve diğerleri, 1999). Mikro makaslama test yöntemi üzerine etkili olan değişkenlerin test edildiği çalışmada, rezin silindirlerin etrafından polietilen tüplerin çıkarılmasının, test sonuçları üzerinde etkisiz olduğu bulgulanmıştır (Andrade ve diğerleri, 2012). Ayrıca, diğer bir çalışmada polietilen tüpler çıkartılarak veya çıkartılmadan ölçüm yapılmasının bağlanma dayanım değerleri üzerinde fark yaratmadığı sonucuna varılmıştır (Foong ve diğerleri, 2006). Oysa, aynı materyalin farklı örnek geometrisi, yükleme konfigürasyonu ve materyal sertliği gibi özelliklerinin, bağlı yüzeydeki stres dağılımında farklılık yaratacağından bağlanma dayanım değerlerinin farklılık göstermesi kaçınılmazdır (Van Noort ve diğerleri, 1989); bu yüzden bizim çalışmamızda kullanılan şeffaf lastik tüpler, rezin polimerizasyonun tam gerçekleşmesi için olan 24 saat sonunda, küret yardımıyla minumum kuvvet uygulayarak çıkartılmıştır.

Yüzey preparasyonu sonrasında, dental materyalin uygulanmasına kadar geçen sürenin de bağlanma dayanım testlerini etkileyen önemli bir değişken olabileceği aktarılmıştır (Rueggeberg, 1991). Bizim çalışmamızda, klinik koşullardakine benzer olarak lazer ve organik çözücülerin uygulamalarının hemen sonrasında 2. rezin silindirlerin uygulaması yapılmıştır. Böylece yüzey koşulları değiştirilen dentin özelliklerinin, tekrar saklama solüsyonları içerisinde çözünen maddelerle temas etmesi önlenmiştir (Pashley ve diğerleri, 1995).

İn vitro olarak gerçekleştirilen çoğu bağlanma dayanım testi uygulamaları, kompozit rezin siman uygulamasından sonraki 24 saat sonra gerçekleştirilmektedir. Bağlanma işleminden 10 dakika ve 24 saat sonra yapılan makaslama ve mikro makaslama değerlerinin ölçüldüğü bir çalışma sonucunda, 24 saat saat sonra ölçüm yapılmasının, daha yüksek bağlanma

değerleri sağladığı kanısına varılmıştır (Harnirsttisiai ve diğerleri, 2012). Oysa bağlanan yüzeyler, klinik olarak restorasyonun hemen uygulanması sonrası değişik streslere maruz kalmaktadır. Bu çalışmada, ISO 11405 standardı (International Organization For Standardization, 2003) takip edilerek, örnek hazırlanmasından (2. kompozit rezin uygulamasından) sonra örnekler 37±1°'de 24 saat suda bekletilmiş ve bağlanma dayanım değerleri ölçümleri gerçekleştirilmiştir.

Başka bir çalışmada, makaslama bağlanma dayanım testlerinde uygulanan kafa/yaklaşım hızının, elde edilen ölçüm değerlerinin ve başarısızlık tipleri üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir. Rezin-dentin bağlanma dayanımlarını ölçmek için 0.5, 0.75, 1 ve 5 mm/dk uygulama hızlarının uygulandığı örneklerden, 5 mm/dk hız uygulananlar en yüksek bağlanma dayanım değerleri gösterirken; 0.75 mm/dk uygulaması yapılanlarda ise en düşük bağlanma değerleri elde edilmiştir (Hara ve diğerleri, 2001). Yükleme hızı arttıkça, dental materyalde fraktür oluşması için yeterli süre oluşmadığından, yanlış sonuçlar elde edilebileceği öngörülmüştür (Kelly, 1995). Ayrıca, hızın artmasıyla birlikte koheziv fraktür oranında artış izlendiği bildirilmiştir (Hara ve diğerleri, 2001). Ayırıcı ucun örneğe yaklaşma hızı, ISO tarafından 0.75±0.30 olarak belirtilmiştir (International Organization For Standardization, 2003). Bu çalışmada koheziv kırıklara sebebiyet vermemek için 1 mm/dak hız kullanılarak, bakır tel yardımıyla dentin-rezin ara yüzeyinde kopmalar oluşturulmuş ve bağlanma dayanım değerleri ölçümü gerçekleştirilmiştir.

TEM (Geçirmeli elektron mikroskobu) ve SEM, dokularda bağlanma yüzeylerini incelemek amacıyla kullanılan yöntemlerdir. SEM incelemesinde örnek hazırlama, TEM analizine göre daha basittir. Dolayısıyla, dentin yüzey ve

tübül özelliklerinin incelendiği çalışmalarda, bilgi sağlanmasında en sıklıkla tercih edilen metod SEM incelemeleridir. SEM, adezivlerin, restoratif dental materyallerin, hibrit tabakasının, rezin tag'lerin, dentin strüktürüyle olan ilişkisini mikro seviyede incelemek için kullanılmaktadır (Taylor ve Lynch, 1992). Ayrıca bağlanma dayanım çalışmalarından elde edilen sonuçların yorumlanmasına da yardımcı olabilmektedir. Bizim çalışmamızdaki örneklerin yüzey işlemleri sonrası, SEM incelemesi gerçekleştirilmiştir. SEM analizinin temel yöntemsel problemleri arasında, yakınlaştırmada sadece küçük alan incelenebilmesi veya çalışma sonucunu etkileyecek en uygun/ uygunsuz bölgelerden seçilebilmesi gösterilmektedir. Diğer bir dezavantajı ise, kesit alınması esnasındaki oluşabilecek boşlukların yanılgıya sebebiyet vermesidir. Yakınlaştırma farklılıklarından ötürü, elde edilen veriler birbiriyle gerçek anlamda kıyaslanamaması da diğer bir sorun olarak gösterilmektedir (Gulabivala ve diğerleri, 2005). Bu dezavantajın ekartasyonuna yönelik, bu çalışmada standart X1500-2000 yakınlaştırma yapılmış ve ayni örnek üzerinden rastgele üç bölgeden ayni operatör tarafından elde edilen verilerin ortalaması kullanılarak bir örneğin verisi toplanmıştır.

Araştırmacılar, farklı çalışmalarda değişik dentin-rezin bağlanma dayanım değerleri elde etmişlerdir (Chou ve diğerleri, 2009; Cvikl ve diğerleri, 2012; Jaberi Ansari ve diğerleri, 2012). Bazı raporlarda bu değerlerin 15-30 MPa makaslama bağlanma değeri gösterdikleri bildirilmektedir (Cardoso ve diğerleri, 1998; Tezvergil ve diğerleri, 2003). Bizim çalışmamızda ise bu değerler 31.3 ± 12.7 MPa ile 44.4 ± 13.6 MPa arasında bulunmuştur. Değerlerdeki bu değişkenlik test metod ve şartları, dentin substratının karakteristiği, kullanılan rezin kompozitle ve yukarıda tartışılmış olan deney değişkenleriyle bağdaşlaştırılabilir.

Tartışmanın bu kısmına kadar, test düzeneği ve bu düzeneğe ilişkin değişkenlerle, kullanılan deney materyalleri üzerinde durulmuştur. Bu bölümden sonra değişik yöntemlerle değiştirilen dentin yüzey koşullarının bağlanma dayanım bulguları irdelenecektir.

Adezyon, iki maddenin fiziksel veya kimyasal olarak çok sıkı biçimde temasta olmasını gerektirmektedir. Rezinin dentin yüzeyini tamamen ıslatmasıyla, tam adezyon gerçekleşebilmektedir. Ancak yapılan çalışmalar, dentin yüzeyindeki geçici siman kontaminasyonunun, dentinal tübüllere rezin penetrasyonu ve infiltrasyonunu engelleyebileceğini göstermiştir (Ayad ve diğerleri, 1996; Saraç ve diğerleri, 2005). Geçici siman artıklarının, kompozit rezin siman fiziksel özellikleri üzerinde zararlı etkilerinin olduğu, eğilme direncinde düşüşlere neden olabildiği, yüzey sertliğini etkilediği, dentine rezinin bağlanmasını inhibe edebildiği ve makaslama dayanımında düşüşlere neden olabildiği kaydedilmiştir (Terata ve diğerleri, 1994). Bazı araştırmacılar, makaslama dayanımının, geçici siman uygulamalarından etkilenmediğini rapor etse de (Lacy ve diğerleri, 1991; Schwartz ve diğerleri, 1990), geçici siman uygulanmış örneklerde dentin rezin ara yüzeyinde kontraksiyon aralığının belirgin şekilde izlenmiş olması bu hipotezini çürütüp, Terata ve diğerlerinin bulgularını (1994) doğrulamıştır (Terata, 1993).

Restorasyonun klinik başarısı, restoratif materyal seçimi, kullanılan yapıştırma simanının tipi, restorasyonun uyumu, diş preparasyon şekli, kullanılan geçici siman çeşidi gibi faktörler dışında simantasyon öncesi rezidüel siman temizlemede kullanılan tekniklerden de etkilenmektedir (Munirathinam ve diğerleri, 2012). Terata (1993), rezidüel siman artıklarının rezin yapıştırma

simanlarının dentine bağlanma dayanımı üzerinde düşüşlere neden olduğunu göstermiştir. Bundan ötürü, kalan siman artıklarının elimine edilmesi önem taşımaktadır (Munirathinam ve diğerleri, 2012). Mekanik olarak ekskavatör kullanımıyla geçici simanların dentin yüzeyinden tamamen temizlenmesinin imkansız olduğu belirtilmiştir (Terata ve diğerleri, 1994). Geçici simanlardan tam olarak elimine edilemeyen dentin yüzeylerinin kontakt açısı, dentin geçirgenliği gibi özelliklerinin ve yapısının değişikliğe uğrayabileceği de not edilmiştir (Terata, 1993). Ayrıca, geçici siman uygulanmış örneklerin rezin simantasyonu sonrası yapılan SEM analizinde, dentin-rezin ara yüzeyinde boşluk izlenmiştir (Terata ve Kubato, 1990). Geçici simanların mekanik olarak uzaklaştırılmasından sonra total yüzey koşul değiştirme tekniği ile dentine uygulanan değişik yapı ve konsatrasyondaki asitlerin bir miktar dentinin demineralize olarak yüzeyden uzaklaşmasını ve beraberinde siman artık eliminasyonunu sağlayabileceği düşüncesi mevcuttur (Hasanreisoğlu ve diğerleri, 2005). Terata (1993) bir çalışmasında, bazı araştırmacıların (Schwartz ve diğerleri, 1990; Xie ve diğerleri, 1993) düşüncesinin aksine mekanik temizliğe ilave olarak rezin siman uygulaması öncesi asit uygulamasının da, rezidüel siman artıkları üzerinde etkisiz olduğu; dentin tübül ağızlarında açıklık gözlense de tüm rezidüel simanları temizleyemediği; sadece ıslanabilirliği az derecede arttırdığını bildirmiştir. Geçici simanların, dentin yüzeyinin ıslanabilirliğini ve reaktivitesini değiştiriken, uzaklaşmaları sırasında yüzeyde artık bırakabilecekleri ve dolayısıyla uygulandığı yüzeyde kalan bu artıkların bağlanma yüzeyini küçülterek veya adezivin polimerizasyonuna engel olarak bağlanma dayanımlarında da düşüşler sağlayacağı bildiriminden (Hasanreisoğlu ve diğerleri, 2005) yola çıkılarak, tekrarlayan daimi rezin simantasyonlarda da aynı sıkıntıların oluşabileceği ve retansiyon kaybının bu

durumla ilişkilendirilebileceği düşüncesiyle, çalışmamızda değişik temizleme yöntemlerinin mikro makaslama dayanım değerleri üzerine etkisi değerlendirilmiştir.

Değişik dentin temizleme metodları tanıtılmıştır (Paul ve Schrarer, 1997; Yap ve diğerleri, 2001). Siman kalıntılarını temizlemek için hava abrazyon, ponza proflaksisi, ulrasound hava-su spreyi, ponza proflaksisi ve kompozit rezin yapıştırıcının dentine bağlanma direncini artıran ve dentin yüzeyinin su temas açısını etkileyen temizleme ajanları kullanılmıştır (Grasso ve diğerleri, 2002; Terata, 1993). Bunlardan başka, etanol ve aseton gibi organik çözücüler de geçici siman kalıntılarını temizlemek amaçlı kullanılmaktadır (Saraç ve diğerleri, 2005). Birçok farklı temizleme tekniği kullanılmasına rağmen, EDTA ve ponza uygulamaları dentinal yüzeyde kalan rezidüel debrisleri temizlemede daha etkili bulunmuştur (Grasso ve diğerleri, 2002; Munirathinam ve diğerleri, 2012). Ponza uygulamasının geçici siman artıklarının eliminasyonundaki efektifliğinin, %0.2 klorheksidin glukonat ya da mekanik (hava-su/eksplorer) yöntemlerinkinden daha fazla olduğu bildirilmiştir (Grasso ve diğerleri, 2002). Munirathinam ve diğerleri (2012), çalışmalarında, rezin siman uygulaması öncesi dentin yüzeyinin ponza, %0.2'lik klorheksidin glukonat ile elektronik scaler ve %17 konsantrasyonunda EDTA ile muamele edilmesinin, rezin dentin makaslama bağlanma dayanımı üzerine etkisini değerlendirmiş; yapılan araştırmada, %17 konsantrasyonunda EDTA muamelesi yapılan örneklerin tüm gruplar arasında en yüksek bağlanma dayanım değerleri ve en düşük kontakt açı gösterdikleri sonucuna ulaşmışlardır. Yine başka bir araştırmacı, %17 konsantrasyonunda EDTA kullanılmasının inorganik komponentleri çözerek, debris ve rezidüel siman temizlemede etkin olduğunu göstermiş; böylece rezin

penetrasyonunun mükemmel şekilde gerçekleşip, ardından makaslama bağlanma dayanım değerlerinin artış göstereceğini vurgulamıştır (Hülsmann ve diğerleri, 2003). Bunlara ek olarak, başka bir çalışmada yapılan SEM analizinde, hiçbir uygulama yapılmayan kontrol grubunda tamamen siman artıkları ile dolu dentin tübülleri, %17'lik EDTA uygulanmış örneklerde ise düzgün ve temiz dentin tübülleri izlenmiş ve EDTA'nın rezin penetrasyonu için ideal olan yüzeyler oluşturduğu kanısına varılmıştır (Munirathinam ve diğerleri, 2012). EDTA'nın geçici siman artıklarını temizlemede etkinliğinin araştırılmış olması ve geçici yapıştırma sonrası kullanılmasının etkin olduğu noktasından yola çıkarak rezin siman ve dentin arasında istenilen fiziksel ve kimyasal interaksiyonları yaratabileceği kanısına varılmıştır. Daha birçok çalışmada, EDTA uygulamasının, rezin-dentin bağlanması üzerinde tercih edilen etkiler yarattığı gösterilmiştir (Carvalho ve diğerleri, 2000; Cederlund ve diğerleri, 2002; Sauro ve diğerleri, 2009). EDTA'nın dentinin kollajen fibriler yapılarında majör değişiklikler yapmadan mineral fazını çözebileceği rapor edilmiştir. Ayrıca, EDTA uygulamasının rezin-dentin bağlanması için zayıf nokta olan hibrit tabakayı güçlendirdiği ve geliştirdiği de bildirilmiştir (Carvalho ve diğerleri, 2000). Cederlund ve diğerleri (2002), dentine EDTA uygulanmasını takiben, makaslama bağlanma dayanım değerlerinin yükseldiğini bulgulamıştır.

Bütün bunların yanında, EDTA kullanımının bağlanma dayanım değerlerini değiştirmediğini (Fawzi ve diğerleri, 2010) veya düşüşlere neden olduğunu (Adebayo ve diğerleri, 2008; Attal ve diğerleri, 1994; Hashem ve diğerleri, 2009) bildiren çalışmalar da bulunmaktadır.

Bu araştırmada, 15 saniye süreyle %17 konsantrasyonunda EDTA uygulanan örneklerin (Grup 2) mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri

(32.1 ± 15.8 MPa) kontrol grubundaki örneklerin bağlanma dayanım değerlerinden (34.9 ± 17.7 MPa) daha düşük tespit edilmiş olmasına rağmen, aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Grup 2'de bulunan örneklerdeki, mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı olmaması, EDTA organik çözücüsünün dentin tübül ve yüzeyinden rezin siman artıklarını temizlemede etkisiz olduğunu göstermektedir. EDTA uygulanan örneklerin SEM incelemesinde izlenen yer yer açığa çıkmış dentin yüzeyi ile yoğun siman tabakası ve kapalı dentin kanal ağızları, elde edilen mikro makaslama dayanım değerleriyle örtüşmekte olup; 15 saniye süreli % 17 konsantrasyonunda EDTA uygulamasının, rezin siman artıklarını temizlemede alternatif olamayacağını ortaya koymuştur. EDTA çeşitli konsantrasyon ve kombinasyonlarda kullanılabilmektedir. Bu solüsyonun etkinliğinin, materyalin penetrasyon derinliği, dentin sertliği, uygulama süresi, konsantrasyonu ve pH'sına bağlı olduğu bildirilmiştir (Çalt ve Serper, 2002). EDTA genellikle %10-17 konsantrasyonunda kullanılmasına rağmen, %17'lik konsantrasyonda daha başarılı sonuçlar ortaya koyduğu gösterilmiştir (Serper ve Çalt, 2002). Bizim çalışmamızda da çoğu çalışmadaki (Adebayo ve diğerleri, 2008; De-Dues ve diğerleri, 2008; Munirathinam ve diğerleri, 2012) gibi %17 konsantrasyonunda EDTA kullanılmıştır. Bunlara ek olarak, bizim çalışmamızda uzun süre uygulamayla olası dentin erozyonuna sebebiyet vermemek (Çalt ve Serper, 2002) için, EDTA uygulaması 15 saniye ile sınırlandırılmıştır. Araştırmacılar, EDTA'nın temizleme etkinliğinin uygulama süresine bağlı olabileceğini; en etkili temizleme sonuçlarının 30 saniye-5 dakika arasında uygulanmasıyla elde edildiğini bildirilmiştir (Cederlund ve diğerleri, 2001; Çalt ve Serper, 2002; Scelza ve diğerleri, 2003). Bizim çalışmamızda EDTA uygulamasının rezidüel

simanları temizlemede başarılı olmamasının nedeni olarak, 15 saniye uygulama süresinin yetersizliği olarak düşünülebilir. EDTA'nın rezidüel siman artıklarını uzaklaştırmadaki etkinliği üzerine farklı süre ve konsantrasyonlarda, daha ileri çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Çalışmamızda kullanılan diğer bir organik çözücü olan Endosolv R (Septodont, Cedex, Fransa), dentin tübüllerine sıkıca infiltre olan fenolik tip rezinlerin çözücüsü olarak geliştirilmiş (Vranas ve diğerleri,2003) olduğundan, tekrarlayan simantasyonlardaki kompozit rezin siman artıkların elimine etmek için de kullanılabileceği düşünülmüştür. 15 saniye süreli Endosolv R uygulaması yapılan örnekler (Grup 3), kontrol grubundan daha yüksek ve de 2 W ve 3.5 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulanan iki lazer grubuyla (sırasıyla Grup 5, Grup 6) karşılaştırılabilir mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri göstermiştir. Roberts ve diğerleri (2009), bizim çalışmamızı destekler nitelikte, Endosolv R'nin rezin-dentin bağlanma gücü üzerindeki negatif etkileri ve bağ kaybını önleyebileceğine değinirken, Shokouhinejad ve diğerleri (2010) Endosolv R'nin bağlanma dayanım değerleri üzerinde pozitif etkilerinin olmadığı sonucuna varmıştır. Çalışmamızda bu organik çözücünün, lazer gruplarıyla karşılaştırılabilir bağlanma dayanım değerleri göstermesi, SEM incelemesinde yer yer açık tübül ağızları gözlenmesi ve lazer sistemlerine göre daha makul fiyatlı olması, rezin siman kalıntılarını temizlemede klinik olarak başarılı bir şekilde kullanılabileceğini göstermektedir. Üstün penetrasyon ve rezidüel materyalleri eredike etme özelliklerine rağmen (Gambrel ve diğerleri, 2005; Ramzi ve diğerleri, 2010), üretici firmaların ürünü art arda iki kez uygulamanın daha etkili sonuçlar elde edilmesi için gerekliliğini bildirmesi, Endosolv R (Septodont, Cedex, Fransa) uygulamalarını hem hasta hem hekim için zaman alıcı uygulama haline getirmektedir. Ayrıca, Endosolv

R'nin ko-çözücülerinden biri olan formamidin potansiyel teratojen olduğuna dikkat çekilmiştir. Bundan dolayı, özellikle doğum yapma yaşındaki bayan doktor ve yardımcı personel ile hastaların, bu organik çözücünün olası teratojen etkilerinden haberdar edilerek, materyal çalışmalardan elde edilen direktifler doğrultusunda kullanılmalıdır (George ve diğerleri, 2001; Roberts ve diğerleri, 2009). Endosolv R kullanımını içeren kısıtlı sayıda çalışma varlığı, Endosolve R uygulamaları ile ilgili ileri araştırmaların yapılmasını gerekli kılmaktadır (Roberts ve diğerleri, 2009).

Son zamanlarda, Erbiyum familyasındaki lazerlerin bağlanma dayanım değerleri üzerindeki etkisinin değerlendirildiği çalışmalar gerçekleştirilmektedir (Chou ve diğerleri, 2009; Cvikl ve diğerleri, 2012; Gürgan ve diğerleri, 2008; Ishida ve diğerleri, 2011; Obeidi ve diğerleri, 2010). Araştırmacılar, lazer kullanımının makaslama bağlanma dayanım dayanımı üzerindeki etkilerini araştırırken, geçici siman artıklarının eliminasyonunda lazer kullanımının etkilerini de değerlendirmişlerdir (Zortuk ve diğerleri, 2012). Araştırmamızdaki altı gruptan üç tanesinde (Grup 4, Grup 5, Grup 6) Zortuk ve diğerlerininkine (2012) benzer amaçla ancak bu sefer tekrarlayan simantasyonlarda rezidüel siman artıklarının dentin tübüllerinden temizlenmesine yönelik, 1.25 W, 2 W ve 3.5 W güç ayarlarında Er, Cr:YSGG lazer uygulaması yapılmıştır.

Lazer uygulamalarının diş yapısı üzerindeki etkileri kontakt/non kontakt modda uygulama yapılması veya insidans açısıyla alakalıdır. Non kontakt modda Er:YAG lazer uygulaması yapılan dentin yüzeylerinin mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri, kontakt modda lazer uygulaması

yapılan dentin yüzeylerinin mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinden düşük bulunmuştur (de Carvalho ve diğerleri, 2008). Lazer uygulamalarında insidans açısının mikro makaslama dayanım değerleri üzerinde etkisiz olduğu gösterilse de (de Carvalho ve diğerleri, 2008), üretici firmalar, Er, Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase Technology Inc, CA, ABD) ile 85°-95° açıyla yapılan irradiasyonun ideal olduğunu belirtmektedir. Başaran ve diğerleri (2011), 1 mm uzaklıktan yapılan Er, Cr:YSGG lazer uygulamasının, dentine bağlanmayı güçlendirdiğini rapor etmişlerdir. Bizim çalışmamızda dentin yüzeyine yapılan lazer uygulamaları, üretici firma talimatları doğrultusunda, non kontakt modda, 1 mm mesafe uzaklıkta, 85°-95° açıyla süpürme hareketi uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

Diğer bir tartışma konusu, Er, Cr:YSGG lazerin atımlı ve non kontakt modda uygulanmasının kontrollü bir uygulama olmadığı ve lazere maruz kalmayan bölgelerin olabileceği ve standart bir irradiasyon yapılamayacağı öngörüsüdür (Francescut ve Lussi, 2006). Bu sorunu ortadan kaldırmak için çalışmamızda tüm lazer irradiasyonları, ayni operatör tarafından ve 1 mm uzaklıktan akrilik disk yardımıyla, sadece ilk siman uygulanan bölgelere süpürme hareketiyle gerçekleştirilmiştir. 1 mm uzaklığın standardizasyonuna ek olarak, işleme maruz kalmamış dentin yüzeyleri dışındaki alanların lazer irradiasyonuna maruz bırakmamak için, başka bir çalışmadaki gibi (Basaran ve diğerleri, 2007) 4 mm X 4 mm çapında delikleri olan akrilik rezin blok uygulanarak lazer irradiasyonu gerçekleştirilmiştir.

Er, Cr:YSGG lazerlerin sert dokulara uygulanması esnasında açığa çıkan ısı ve fototermal etki, dentin dokusunun ultrastrüktürel yapısını ve kompozisyonunda değişimlere neden olabilmektedir. Histopatolojik çalışmalarda, lazer uygulanmış dentinin yüzeyel bazofilik tabakasında, termal

ve mikrostrüktürel dejenerasyonlar tespit edilmiştir. Ayrıca lazerler, yüzeyde erime, karbonizasyon ve füzyon oluşturarak dentin dokusunun sertliğini etkileyebilmektedir. Lazer uygulamalarının dentin tübül ve kollajen yapılarına zarar verebilmesi, diş sert dokularında adezyonu da azaltmaktadır (Çelik ve diğerleri, 2006). Bu etkilere maruz kalınmaması için kullanılan lazer enerjisinin tipi, parametreleri ve su soğutması gibi farklılıklara bağlı olduğu düşünülmektedir. Dalga boyundan dolayı diğer lazerlerden daha fazla suda soğurulma katsayısı olan Er, Cr:YSGG lazer, özellikle sert doku uygulamalarında, suyun buharlaşması sonucu çevre dokularda minimal termal hasara neden olmaktadır. Ayrıca hava-su spreyi ile birlikte kullanımında bölgedeki enerji absorbe edilerek ısı oluşumu da azaltılmaktadır (Hossain ve diğerleri, 2001). Bizim çalışmamızdaki SEM analizinde, bu termal ve kimyasal etkilerin izlenmemiş olması, çalışmada kullanılan lazer tip ve lazer parametrelerinin uygunluğunu göstermektedir.

Dentin yüzeyine Er, Cr:YSGG lazer uygulaması yapan çeşitli araştırmacılar, 1.25 W'tan 5 W'a kadar değişen güç ayarlarını kullanmışlardır (Chou ve diğerleri, 2009; Gürgan ve diğerleri, 2008; Moretto ve diğerleri, 2011). 5 W güç ayarında hidrokinetik lazer uygulamasının, artmış enerji dansitesi yaratıp, daha fazla ablasyon etkisi yaratacağı düşünülmüştür (Chou ve diğerleri, 2009). Ancak, yüksek enerji dansite değerlerinin dental sert dokuda daha fazla zararlı termal etkiyle ilişkili olduğunun unutulmaması gerektiği belirtilmiştir. Termal kaynaklı zararların dentinde oluşabilecek mikro çatlaklara neden olabileceği, substratı zayıflatıp, bağlanma testlerinde erken kırılmalara ve yanlış ölçüm değerleri elde edilmesine sebebiyet verebileceği belirtilmektedir (Chou ve diğerleri, 2009). Yüksek güç ayarlarının mikrosızıntıyı azalttığı bulgulansa da,

diş sert dokularında erime ya da yanma izlenebileceği not edilmektedir (Van, 2004). Er, Cr:YSGG lazerin güç (watt) ayarlarının artmasıyla birlikte karbonizasyon ile karşılaşılabileceği bildirilmektedir. Daha yüksek güç ayarlarında yapılan lazer uygulamalarında, karbonizasyondan başka, pulpa odasında ısı artışı, pulpal enflamasyon, artmış mikro çatlak oluşumu ve hastada ağrı semptomları görülebilmektedir. Hidrokinetik lazer sisteminde hava-su spreyi kullanılmaması durumunda da karbonizasyon oluşabileceği belirtilmektedir (Meister ve diğerleri, 2006). Bu olası riskleri ekarte etmek amaçlı bizim çalışmamızda (daha) düşük güç ayarlarında ve devamlı hava su spreyi (%65 hava, %55 su) kullanılarak lazer uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda, enflamatuar pulpal cevap oluşmasını sağlayacak ani sıcaklık artışı oluşturmaması, çok az ısı artışı göstermesi nedeniyle (Başaran ve diğerleri, 2011) bir hidrokinetik sistem olan Er, Cr:YSGG lazer kullanılmıştır. Er, Cr:YSGG lazeri tercih etmemizin diğer sebebi ise, bu dalga boyundaki lazer sistemlerinin su molekülleri tarafından maksimum derecede emilmesi (Çelik ve diğerleri, 2006) ve dolayısıyla zarara sebebiyet vermeden, maksimum verimi sağlayacağı düşüncesidir.

Bu çalışmada, yüksek dozdaki iki lazer uygulamasına tabi tutulan örnekler (Grup 5 ve Grup 6) yüksek mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri (Grup 5: 44.4 ± 13.6, Grup 6: 40.2 ± 13.2) gösterirken, düşük güç ayarındaki lazer irradiasyonu yapılan örnekler (Grup 4) düşük mikro makaslama bağlanma dayanım sonuçları (31.3 ± 12.7) göstermiştir. Kruskal Wallis testi ile yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda, 2 W ve 3.5 W lazer irradiasyonu uygulan örneklerde, 1.25 W lazer irradiasyonu yapılan örneklere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri rapor edilirken, 2 W ve 3.5 W Er, Cr:YSGG lazer

uygulamaları arasında belirgin bir fark saptanmamıştır. 1.25 W lazer uygulaması yapılan gruptaki örneklerin mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri, kontrol grubundan anlamlı derecede farklı bulunmamıştır. Ticari dental lazer firma ve üreticileri, Erbiyum lazerlerin düşük güç ayarlarıyla mine ve dentinde başarılı şekilde kullanılabileceği ve pozitif sonuçlar elde edilebileceğini iddia etmektedirler. Ancak, araştırmacılar ablasyon eşiğinin altında kalan değerlerde uygulanan Er:YAG ve Er; Cr:YSGG lazerlerin, dental yapılarda mikro çatlak geliştirme riski olduğunu rapor etmektedirler (Apel ve diğerleri, 2002). Bu çatlakların fraktür oluşturarak ya da bağlanma kaybının başlangıç noktası olarak davranarak, Erbiyum lazer irradiasyonunun pozitif etkilerini azaltabileceği ya da elimine edebileceği öngörülmektedir (Apel ve diğerleri, 2002). Dahası, lazer uygulanmış dentin yüzeylerini ışık mikroskobuyla değerlendiren bazı araştırmacılar, lazer uygulamasıyla dentin yüzeyinde istenilen etkinin yaratılabilmesi için gerekli minumum güç ayarının 1.5 W değerinde olması gerektiği sonucuna varmıştır (Chou ve diğerleri, 2009). Çalışmamızdaki 1.25 W Er, Cr:YSGG lazer uygulanan dentin yüzeylerinin, çalışmadaki diğer iki lazer gurubundaki örneklerden (Grup 5 ve Grup 6) önemli derecede daha düşük mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri göstermiş olmaları bu teoriyle bağdaşlaşabilir. 1.25 W lazer irradiasyonu yapılmış dentin yüzeylerinin SEM incelemesinde, sadece birkaç noktada perfore edilmiş yoğun siman tabakasının varlığı ve örneklerde lazerle etkileşime girmemiş yüzeylerin bulunması, dentinde pozitif etki için daha yüksek güç değerlerinin gerekliliğini doğrulamaktadır.

Lazer uygulamalarıyla bağlanma dayanımı üzerinde istenilen seviyelerde etkinin elde edilememesinin sebebi, açığa çıkan termal etkiler sonucu mikroyapılarda erime veya camlaşma meydana gelmesi olarak da belirtilmiştir

(Yazıcı ve diğerleri, 2001). SEM analiziyle lazerin tübül morfolojisinin incelendiği başka bir çalışmada ise, lazer uygulanmış dentin yüzeyinde dentinin eriyerek tübül ağızlarını kapattığı bulgulanmıştır (Liu ve diğerleri, 1997). Bu çalışmadaki SEM analizinde de tübül ağızlarının neredeyse kapalı olarak izlenmesinin sebebi, dentinde meydana getirilmiş bir değişikliğe işaret olabilir; ancak bunun yapısal değişiklikten çok 1.25 W'ın dentin tübüllerinden artık simanın eliminasyonu için yetersiz bir güç ayarı olduğu kanısındayız.

Er, Cr:YSGG lazerler, doku ablasyonu sırasında mikropatlamalara yol açarak makroskopik ve mikroskobik düzensizlikler yaratırlar. Er, Cr:YSGG lazerlerin oluşturduğu bu düzensiz yüzeylerin, yüzey alanı artırarak adeziv sistemlerin dentine mikromekanik retansiyonunu geliştirebilecekleri ve dentin yüzeyinde etkili olabilecekleri öngörülmektedir (Başaran ve diğerleri, 2011). Literatürde, 2 W Er, Cr:YSGG lazer uygulamasının yapılmasıyla, düzensiz yüzeyler yaratıldığı ve pürüzlendirme gerçekleştiği yer almaktadır (Basaran ve diğerleri, 2007; Ergücü ve diğerleri, 2009). Bu noktada, çalışmamızda kullanılan 2 W lazerin pürüzlendirme ajanı olarak davranıp, düzensiz dentin yüzeyleri yarattığı ve dolayısıyla da Grup 5'teki örneklerin mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerindeki artışın, sadece mekanik olarak pürüzlendirme ile alakalı olduğu düşünülebilir. Oysa birçok çalışmada, lazerin dentin yüzeyinde pürüzlendirme ajanı olarak kullanılabileceği görüşünün tersine, lazer irradiasyonunun rezin simanın dentine bağlanma dayanım değerleri üzerinde pozitif etki yaratmadığı bulunmuştur (Cvikl ve diğerleri, 2012; Lee ve diğerleri, 2007; Obeidi ve diğerleri, 2010). Başka bir deyişle bu araştırmacılar (Cvikl ve diğerleri, 2012; Çehreli ve diğerleri, 2006; Lee ve diğerleri, 2007; Obeidi ve diğerleri, 2010), lazer kullanımıyla dentin yüzeyinde pürüzlendirme yapılmadığına/pürüzlü yüzeyleri artırmadığına dikkat çekmiştir. Moretto ve

diğerleri (2011) yaptıkları SEM incelemesinde, pürüzlendirme yapmak için sert dokularla interaksiyona giren lazerin, kollajen fibril ve dentinde spesifik morfolojik patern oluşturup, rezin dentin bağlanması üzerinde negatif etkiler oluşturduğunu kaydederek, diğer araştırmacıların (Cvikl ve diğerleri, 2012; Çehreli ve diğerleri, 2006; Lee ve diğerleri, 2007; Obeidi ve diğerleri, 2010) bulgularını desteklemişlerdir. Lee ve diğerleri (2007) ise, çalışmalarında lazerle yüzey koşul değiştirilmesi yapılan örneklerde, en düşük makaslama bağlanma dayanım değerleri izlediklerini raporlamışlardır. Tarçın ve diğerleri (2009), Er, Cr:YSGG lazer uygulanarak pürüzlendirilen örneklerde mikro gerilim bağlanma dayanım değerlerini düşük olarak bularak, lazer uygulamasının tek başına yeterli olmayacağı, asit uygulamasının şart olduğunu bildirmiştir.

Schein ve diğerleri (2003) lazerle pürüzlendirilmiş örneklerinin SEM incelemesinde, lazer uygulanmamış örneklere göre daha az ve ince rezin tag oluşumunu bulgulamıştır. Daha az rezin tag oluşumunun ise hibridizasyon ile ilgili olduğunu bildirmişlerdir. Hibridizasyonun gerçekleşmemesi, hibrit tabakanın oluşmaması veya yer yer izlenmesi, lazerin oluşturduğu ablasyon etkisine, daha az kollajen dokusu kalmasına, lazerin hibridizasyon etkisini kısıtlamasına bağlanmaktadır. Bunu doğrular biçimde, Erbiyum lazer uygulaması ile dentin yüzeyindeki tüm organik bileşenlerin uzaklaştığı, bu nedenle de hibrit tabakasının oluşmasının mümkün olmayacağı ve rezin tag'lerin ise kontrol grubuna göre daha ince ve silindirik şekilli olarak izlendiği bildirilmiştir (Armengol ve diğerleri, 2003; Bertrand ve diğerleri, 2004). İnce, düzensiz ya da hiç oluşmayan hibrit tabaka, düşük bağlanma dayanım değerlerinin oluşmasından sorumlu tutulmaktadır (Al Qahtani ve diğerleri, 2003). Bir pürüzlendirme çalışmasında ise lazer ile hazırlanan yüzeylerde, mekanik bağlanma oluşmadığı ve rezin tag'lerde kopmalar izlendiği rapor

edilmiştir (Ergucu ve diğerleri, 2007). Lazer uygulanmış dentin yüzeylerinde çatlaklar oluştuğu ve muhtemelen yüzey denatüre olduğu için, mikromekanik tutuculuk ve bağlanma dayanımı yetersiz olacaktır. Bu bölgede mikromekanik tutuculuk için sadece rezin tag oluşumu ile sağlanır (Obeidi ve diğerleri, 2010). Diğer bir çalışmada, lazer uygulaması ile pürüzlendirme işleminin mekanik bağlanmaya katkıda bulunmadığı, hatta bağlanmada primer unsur olan rezin tag'lerin, bu işlem ile modifiye edildiği; dolayısıyla modifiye rezin tag'lerin oluşumunun bağlanma üzerinde negatif etkiye sebep olduğu bildirilmiştir (Moretto ve diğerleri, 2011). Tüm bunlar, lazerle pürüzlendirilen diş yüzeylerinin düşük bağlanma dayanımı göstermelerini açıklamaktadır.

Lazerle gerçekleştirilen ilk simantasyon öncesi pürüzlendirme işleminin mikro makaslama değerlerini düşürdüğü bulguları (Lee ve diğerleri, 2007), bizim çalışmamızdaki sonuçlarla tamamen farklılık göstermektedir. Bu bulgulara dayanarak, bu çalışmada 2 W ve 3.5 W güç ayarlarında uygulanan lazerin mikro makaslama bağlanma dayanımı değerlerini artırması; yapılan işlemin, dentin mikroyapıları üzerinde değişikliğe neden olmadan ya da negatif etki (erime, karbonizasyon, kömürleşme, mikro kırık) yaratmadan, efektif biçimde rezin siman eliminasyonu olduğu düşünülmektedir. Zortuk ve diğerlerinin (2012), 2 W gücündeki lazer uygulamasının, lazerin geçici siman temizleme üzerindeki etkisini değerlendirdiği çalışma da bu görüşü desteklemektedir. 2 W ve 3.5 W Er, Cr:YSGG lazer uygulanmış dentin kesitlerinin (Grup 5) SEM incelemesinde siman kalıntısının bulunmaması, dentin yüzeyinde açık dentin tübüllerinin izlenmesi, mikro makaslama bağlanma dayanım testlerindeki sonuçlarımızla tutarlıdır. Bu çalışmada yapılan değerlendirmeler; lazer uygulaması ile dentin yüzeylerinde primer olarak pürüzlendirme yapılmadan, dentin tübüllerinden rezin siman artıklarının temizlendiği tekrarlayan

simantasyonlarda, yeni rezin tag oluşumuna olanak sağlandığı ve böylelikle mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin yükseldiği sonucunu göstermektedir. Ayrıca, desimante olmuş ortodontik braketlerin tekrarlayan rezin simantasyonu öncesi Er, Cr:YSGG lazerin, rezidüel rezin siman eliminasyonundaki başarılı bir şekilde kullanılabileceği bulgusu da, bu sonucu desteklemektedir (Ahrari ve diğerleri, 2012; Ahrari ve diğerleri, 2013).

Makaslama bağlanma dayanım test ölçümü sonrasında, dentin yüzeylerinde meydana gelen kırıklar adeziv, koheziv ve karışık tip kırıklar olarak sınıflandırılmıştır. Zayıf adeziv sistemlerde, minimal rezin penetrasyonu kaynaklı kırık tipi adeziv olarak gözlenirken, koheziv kırığın daha güçlü bağlayıcı sistemlerde izlendiği bildirilmiştir (Triolo ve Swift, 1992). Koheziv kırığın dentin ve rezin arasında iyi adezyonu işaret ettiği ve yüksek bağlanma dayanım değerlerinin elde edildiği örneklerde koheziv ya da karışık kırık izlendiği gösterilmiştir (Price ve diğerleri, 2003). Bağlanma dayanım değerleri ile kırık paternlerinin ilişkili olduğunu bildiren araştırmacıların (Price ve diğerleri, 2003; Triolo ve Swift, 1992) yanısıra, kırık tiplerinin bağlanma kuvvetleriyle alakalı olmadığını savunanlar da vardır (Araujo ve diğerleri, 1997). Bağlayıcı ajanların geliştirilmesiyle, koheziv kırık görülme insidansının arttığı bildirilmiştir (Pashley ve diğerleri, 1993). Adeziv sistemlerin mekanik özelliklerinin dentinden daha düşük olmasından dolayı, dentinde koheziv kırık oluşmasının çok da akılcı bir sonuç olmadığı da, Pashley ve diğerlerine (1993) karşıt bir görüş olarak bildirilmiş; böyle kırıkların ancak hibrit tabakası veya dehidratasyonu zayıflatan dentin alanlarının varlığında oluşabileceği öngörülmüştür (Versluis ve diğerleri, 1997). Makaslama bağlanma dayanımları arttıkça, dentinde görülen koheziv kırık insidansının da arttığı rapor edilmiştir

(Perdigão ve diğerleri, 2000). Bunlardan başka, yüksek bağlanma dayanım değerleri gösteren örneklerde karışık veya koheziv tipte kırılmalara rastlandığı bulgulanmıştır (Al-Salehi ve Burke, 1997). Ayrıca dentinde meydana gelen kırıkların %80'inin 25 MPa'dan sonra ve koheziv olarak gerçekleştiği bulunmuştur (Pashley ve diğerleri, 1993). Çalışmamızdaki tüm gruplarda en fazla koheziv ve karışık tipte kırık tespit edilmiş olması ve tüm örneklerin 25 MPa'dan daha yüksek bağlanma dayanım değerlerini göstermiş olması, dentin rezin arasında iyi bir adezyonun varlığının işareti olarak yorumlanabilir. Çalışmamızdaki kırık tip ve yüzdeleri, mikro makaslama dayanım değerlerini destekler biçimdedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tekrarlayan rezin simantasyonlarda dentin kanallarından siman artıklarını temizlemek/elimine etmek için EDTA, Endosolv R, 1.25 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonu, 2 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonu ve 3.5 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonu uygulamaları sonrası yapılan;

- Kontrol grubu, üç farklı güç parametresinde Er, Cr:YSGG lazer, EDTA ve Endosolv R uygulanan dentin yüzey özelliklerinin SEM analizinde,

- Kontrol grubuna benzer olarak EDTA uygulaması yapılan grupta, diffüz siman tabakası izlenmiştir.

- Endosolv R uygulanan örneklerde kısmen açılmış dentin tübülleri izlenmiştir.

- 1.25 W güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerde, lazerin sadece lokal olarak etkili olduğu ve kapalı dentin tübülleri görülmüştür.

- 2 W ve 3.5 W güç ayarında güç ayarında Er, Cr:YSGG lazer uygulanan örneklerde, açık dentin tübül ağızları izlenmekte olup, karbonizasyon, kömürleşme, erime, camlaşma gibi dentin yapısında herhangi bir değişikliğe rastlanılmamıştır.

- Mikro makaslama bağlanma dayanım testi sonucu değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi (Kruskal Wallis testi) sonucunda,

- 2 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonuna tabi tutulan örneklerin mikro makaslama bağlanma dayanım değerleri kontrol grubu, EDTA organik çözücüsüyle muamele görmüş örnekler ve 1.25 W güç ayarında lazer irradiasyonu uygulanan örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek saptanmıştır.

- 3.5 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonun yapıldığı gruptaki örneklerin mikro makaslama bağlanma değerleri, 1.25 W güç ayarında lazer irradiasyonu uygulanan örneklerin mikro makaslama bağlanma değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

- Geriye kalan gruplar arasında istatistiksel anlamlı bir fark elde edilmemiştir.

- <u>Mikro makaslama bağlanma dayanımı testinde meydana gelen kırık tiplerinin ışık mikroskobu incelemesinde,</u>

- Tüm gruplarda en çok koheziv ve karışık tipte kırık bulgulanmıştır.

Çalışmamızın sonuçları, değişik güç ayarlarında lazer uygulamalarıyla, değişik mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin elde edilebileceğini işaret etmektedir. Bu çalışmanın sınırları dahilinde, 2 W ve 3.5 W Er, Cr:YSGG lazer irradiasyonunun mikro makaslama bağlanma dayanım değerlerinin yükseltilmesinde efektif olup, rezidüel simanları temizlemede iyi bir alternatif olacağı gösterilmiştir. Ayrıca, çalışmada kullanılan organik çözücülerden Endosolv R'nin, rezidüel siman temizlemedeki etkinliği lazer gruplarıyla kıyaslanabilecek düzeyde bulunurken, EDTA dentin tübüllerinden rezin siman artıklarının temizlenmesinde etkisiz bulunmuştur. Bu çalışma ışığında, in vivo

olarak yapılacak longitudal araştırmalarla gözlemlerin, bulgularımızı güçlendirebileceği kanaatındayız.

KAYNAKLAR

Adebayo, O.A., Francis Burrow, M. ve John Tyas, M. (2008). Bonding of one-step and two-step self-etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. *Acta Odontologica Scandinavica,* 66(3), 159-168.

Ahrari, F., Basafa, M., Fekrazad, R., Mokarram, M. ve Akbari, M. (2012). The efficacy of Er,Cr:YSGG laser in reconditioning of metallic orthodontic brackets. *Photomedicine in Laser Surgery*, 30:41-46.

Ahrari, F., Fekrazad, R., Kalhori, K.A.M ve Ramtin, M. (2013). Reconditioning of ceramic orthodontic brackets with an Er,Cr:YSGG laser. *Lasers in Medical Science,* 28(1), 223-228.

Alaçam, T. (2000). *Endodonti*. Ankara: Barış Yayınları.

Albaladejo, A., Osorio, R., Toledano, M. ve Ferrari, M. (2010). Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. *Medicana Oral, Patologica Oral y Cirigua Bucal,* 15(1), e112-118.

Al-Makramani, B.M., Razak, A.A. ve Abu-Hassan, M.I. (2008). Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera all-ceramic copings. *Journal of Contemporary Dental Practise 1, 9(2), 33-40.*

Al Qahtani, M.Q., Platt, J.A., Moore, B.K. ve Cochran, M.A. (2003). The effect on shear bond strength of rewetting dry dentin with two desensitizers. *Operative Dentistry,* 28, 287-296.

aL-Salehi, S.K. ve Burke, F.J. (1997). Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence International, 28, 717–723.*

Altintas, S.H., Tak, O., Secilmis, A. ve Usumez, A. (2011). Effect of provisional cements on shear bond strength of porcelain laminate veneers. *European Journal of Dentistry,* 5, 373-379.

Akgün, B. (2004). Diş Hekimliğinde Lazer. *Dentalife Dergisi*, 9, 14-19.

Andrade, A.M., Garcia, E., Moura, S.K., Reis, A., Loguercio, A. Silva, L.M. ve diğerleri. (2012). Do the microshear test variables affect the bond strength values?. *International Journal of Dentistry,* 2012, (1-4). Erişim: 4 Kasım 2012. Kayıt no: 10.1155/2012/618960.

Apel, C., Meister, J., Ioana, R.S., Franzen, R., Hering, P. ve Gutknecht, N. (2002). The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel. *Lasers in Medical Science,* 17, 246-252.

Araujo, F.B., Garcia-Godoy, F. ve Issao, M. (1997). A comparison of three resin bonding agents to primary tooth dentin. *Pediatric Dentistry,* 19(4), 253–257.

Arcoria, C.J., Steele, R.E., Wagner, M.J., Judy, M.M., Matthews, J.L. ve Hults, D.F. (1991). Enamel surface roughness and dental pulp response to coaxial carbon dioxide neodymium:YAG laser irradiation. *Journal of Dentistry*, 19, 85- 91.

Arima, M. ve Matsumoto, K. (1993). Effects of ArF:Excimer laser irradiation on human enamel and dentin. *Lasers in Surgery and Medicine,* 13, 97-105.

Armengol, V., Laboux, O., Weiss, P., Jean, A. ve Hamel H. (2003). Effects of Er.YAG and Nd:YAP laser irradiation on the surface roughness and free surface energy of enamel and dentin: An in vitro study. *Operative Dentistry,* 28, 67-74.

Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L.H., Soares, C.J. ve Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), 50-62.

Attal, J.P., Asmussen, E. ve Degrange, M. (1994). Effects of surface treatment on the free surface energy of dentin. *Dental Materials,* 10(4), 259-264.

Ayad, M.F., Rosenstiel, S.F. ve Hassan, M.M. (1996). Surface roughness of dentin after tooth preparation with different rotary instrumentation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 122-128.

Ayad, M.F., Rosenstiel, S.F. ve Salama, M. (1997). Influence of tooth surface roughness and type of cement on retention of complete cast crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(2), 116-121.

Ayaz, F., Tagtekin, D. ve Yanikoglu F. (2011). Dentin bonding and evaluation methods. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 4, 49-56.

Bachmann, M., Paul, S.J., Luthy, H. ve Scharer, P. (1997). Effect of cleaning dentine with soap and pumice on shear bond strength of dentine-bonding agents. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(6), 433-438.

Baratieri, L.N., Ritter, A.V., Perdigão, J. Ve Felippe, L.A. (1998). Direct posterior composite resin restorations: current concepts for the technique. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry, 10(7), 875-886.*

Barghi, N. (1998). Enhancing the esthetics of porcelain veneers with luting resin. *Compendium*, 10(5), 1-10.

Basaran, G., Ozer, T., Berk, N. ve Hamamci, O. (2007). Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium: yttrium-scandium-galliumgarnet laser system. *Angle Orthodontist*, 77(1), 117-123.

Başaran, E.G., Ayna, E., Başaran, G. ve Beydemir, K. (2011). Influence of different power outputs of erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser and acid etching on shear bond strengths of a dual-cure resin cement to enamel. *Lasers in Medical Science*, 26, 13-19.

Bedran-de-Castro, A.K., Cardoso, P.E., Ambrosano, G.M. ve Pimenta, L.A. (2004). Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. *Operative Dentistry*, 29, 42-48.

Behr, M., Rosentritt, M., Bettermann, K. ve Handel, G. (2006). The influence of electron beam irradiation on the shear bond strength of glass-reinforced frameworks and veneer composites. *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, 17(7), 659-665.

Bertolotti, R.L. (1992). Conditioning of the dentin substrate. *Operative Dentistry, 5* Suppl, 131-136.,

Bertrand, M.F., Hessleyer, D., Muller-Bolla, M., Nammour, S. ve Rocca, J.P. (2004). Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers in Surgery and Medicine,* 35, 51-57.

Bindl, A., Richter, B. ve Mormann, W.H. (2005). Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *International Journal of Prosthodontics,* 18, 219-224.

Bishara, S.E., VonWald, L., Laffoon, J.F. ve Warren, J.J. (2000). The effect of repeated bonding on the shear bond strength of a composite resin orthodontic adhesive. *Angle Orthodontist*, 70, 435-441

Blatz, M.B., Sadan, A. Ve Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: areview of literature. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 89, 268-274.

Brackett, W.W., Tay, F.R., Looney, S.W., Ito, S., Haisch, L.D. ve Pashley, D.H. (2008). The effect of subject age on the microtensile bond strengths of a resin and a resin-modified glass ionomer adhesive to tooth structure. *Operative Dentistry*, 33, 282-286.

Braga, R.R., Ballester, R.Y. ve Carrilho, M.R. (1999). Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(3), 285-289.

Buonocore, M.G. (1981). Retrospections on bonding. Dental Clinics of North America, 25, 241-255.

Burke, F.J., Oualtrough, A.J. ve Hale, R.W. (1998). Dentin bonded all ceramic crowns: Current status. *Journal of the American Dental Association,* 129(4), 455-460.

Büyükakyüz, N. ve Tunalı, B. (1998). Dişhekimliği ve lazer. *Dişhekimliği Dergisi*, 28, 82-85.

Cardoso, P.E., Braga, R.R. ve Carrilho, M.R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials,* 14 (6), 394-398.

Carvalho, R.M., Tay, F.R., Sano, H., Yoshiyama, M. ve Pashley, D.H. (2000). Long-term mechanical properties of EDTA-demineralized dentin matrix. *Journal of Adhesive Dentistry,* 2, 193-199.

Cederlund, A., Jonsson, B. ve Blomlöf, J. (2001). Shear strength after ethylendiaminetetraacetic acid conditioning of dentin. *Acta Odontologica Scandanavica*, 59(6), 418-422.

Cederlund, A., Jonsson, B. ve Blomlof, J. (2002). Do intact collagen fibers increase dentin bond strength?. *Swedish Dental Journal,* 26, 159-166.

Cehreli, S.B., Gungor, H.C. ve Karabulut, E. (2006). Er,Cr:YSGG laser pretreatment on primary teeth for bonded fissure sealent application: a quantative micro leakage study. *Journal of Adhesive Dentistry,* 8, 381-386.

Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Tezvergil, A., Vallittu, P.K. ve Lassila, L.V.J. (2008) Effect of fiber reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. Dental Materials, 27(5), 736-743.

Cernavin, I. (1995). A comparison of the effects of Nd-YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentine and enamel. *Australian Dental Journal,* 40, 79-84.

Chou, J.C., Chen, C.C. ve Ding, S.J. (2009). Effect of Er,Cr:YSGG laser parameters on shear bond strength and microstructure of dentine. *Photomedicine and Laser Surgery*, 27, 481-486.

Coluzzi, D.J. (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4), 753-765.

Coluzzi, D.J. (2003). Lasers in dentistry-wonderful instruments or expensive toys? *International Congress Series*, 1248, 83-90.

Coluzzi, D.J. (2004). Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dental Clinics of North America*, 48(4), 751-70.

Condrad, J., Seong, W.J. ve Pesun, I.J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 389-404.

Convissar, R.A. (2004). The biologic rationale for the use of lasers in dentistry, *Dental Clinics of North America*, 48, 771-794.

Cooper, L.F., Myers, M.L., Nelson, D.G.A. ve Mowery, A.S. (1988). Shear bond strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 60, 45-49.

Cvikl, B., Moser, G., Wernisch, J., Raabe, M., Gruber, R. ve Moritz, A. (2012). The impact of Er,Cr:YSGG laser on the shear strength of the bond between dentin and ceramic is dependent on the adhesive material. *Lasers in Medical Science*, 27, 717-722.

Çalt, S. ve Serper, A. (2002). Time-dependent effects of EDTA on dentin structures. *Journal of Endodontics*, 28(1), 17-19.

Çelik, E.U. ve Gökay, N. (2005). Diş hekimliğinde kullanılan lazerler. *Akademik Dental Diş Hekimliği Dergisi*, 26(1), 1-10.

Çelik, E.U., Ergücü, Z., Türkün Ş.L. ve Türkün, M. (2006). Er, Cr:YSGG lazer uygulamasının dentinin kompozisyonu ve mikrosertliği üzerine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(1), 15-20.

Çilingir, A.Ç. ve Gömeç, Y. (2008). Self-adesif reçine simanlar. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 42(3-4), 31-40.

Dayangaç, G.B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Ankara: Güneş Kitapevi.

de Carvalho, R.C.R., de Freitas, P.M., Otsuki, M., de Eduardo, C.B. ve Tagami, J. (2008). Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin. *Lasers in Medical Science,* 23, 117-124.

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

Dederich, D.N. ve Bushick, R.D. (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *Journal of American Dental Association,* 135(2), 204-212.

De Deus, G., Reis, C., Fidel, S., Fidel, R.A.S. ve Paciornik, S. (2008). Longitidunal and quantative evaluation of dentin demineralization when subjected to EDTA, EDTAC, and citric acid: a co-site digital optical microscopy study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics,* 105, 391-397.

Deliperi, S., Bardwell, D.N., Papathanasiou, A., Kastali, S. ve Garcia-Godoy, F. (2004). Microleakage of a microhybrid composite resin using three different adhesive placement techniques. *Journal of Adhesive Dentistry,* 6(2), 135-139.

De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. ve diğerleri. (2005). A ciritical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *Journal of Dental Research,* 84: 118-132.

Dias, W.R.L., Pereira, P.N.R. ve Swift, E.J.Jr. (2004). Effect of bur type on microtensile bond strength of self-etching systems to human dentin. *Journal of Adhesive Dentistry,* 6, 193-203.

Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A. ve Haselton, D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 81(2), 135-141.

Eick, J.D., Gwinnett, A.J., Pashley, D.H. ve Robinson, S.J. (1997). Current concepts on adhesion to dentin. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 8(3), 306-335.

Eliades, G. (1994). Clinical relevance of the formulation and testing of dentin bonding systems. *Journal of Dentistry.* 22(2), 73–81.

El-Mowafy, O.M. ve Rubo, M.H. (2000). Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *Journal (Canadian Dental Association),* 66(3), 147.

Eren D. (2006). *Farklı Adeziv Sistemlerin ve Kompozit Rezinlerin Birbirleri Arasında Değiştirilerek Kullanılmasının Mikro-Makaslama Bağlanma Dayanımı ve Mikrosızıntı Yönünden İncelenmesi*. Doktora tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas.

Ergucu, Z., Celik, E.U. ve Turkun, M. (2007) Microleakage study of different adhesive systems in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser and bur preparation. *General Dentistry*, 55(1), 27-32.

Ergücü, Z., Celik, E.U., Unlü, N., Türkün, M. ve Ozer, F. (2009). Effect of Er,Cr:YSGG laser on the microtensile bond strength of two different adhesives to the sound and caries-affected dentin. *Operative Dentistry*, 34, 460-466.

Ergün, G. Ve Yenisey, M. (2006). Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 7:73-81.

Erickson, R.L. (1992). Surface interactions of dentin adhesive materials. *Operative Dentistry*, 5 Suppl, 81-94.

Eskimez, Ş. ve İzgi, A.D. (2008). Giriş. Ş. Eskimez ve A.D. İzgi. *Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları.* (s. 9-14). İstanbul: Quintessence Yayıncılık.

Eversole, L.R. ve Rizoiu, I.M. (1995). Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG Laser. *Journal of the Califorian Dental Association*, 23(12), 41-47.

Eversole, L.R., Rizoiu, I. ve Kimmel, A.I. (1997). Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *Journal of American Dental Association*, 128(8), 1099-1106.

Fawzi, E.M., Elkassas, D.W. ve Ghoneim, A.G. (2010). Bonding strategies to pulp chamber dentin treated with different endodontic irrigants: microshear bond strength testing and SEM analysis. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12, 63-70.

Fiori-Junior, M., Matsumoto, W., Silva, R.A.B., Porto-Neto, S.T. ve Silva, J.M.G. (2010). *Journal of Applied Oral Science,* 18(1), 30-36.

Foong, J., Lee, K., Nguyen, C., Tang, G., Austin, D., Ch'ng, C. ve diğerleri (2006). Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Australian Dental Journal*, 51(3), 252-257.

Francescut, P. ve Lussi, A. (2006). Performance of a conventional sealant and a flowable composite on minimally invasive prepared fissures. *Operative Dentistry*, 31(5), 543-550.

Fraunhofer, J.A., Allen, D.J. ve Orbell, G.M. (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. *The Angle Orthodontist,* 63, 73-76.

Frentzen, M. ve Koort, H.J. (1990). Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology?. *International Dental Journal,* 40, 323-332.

Fusayama, T., Nakamura, M.,Kurosaki, N. Ve Iwaku, M. (1979). Adhesion of a new adhesive restorative resin. *Journal of Dental Research, 58, 1364-1370.*

Gambrel, M.G., Hartwell, G.R., Moon, P.C. ve Cardon, J.W. (2005). The effect of endodontic solutions on resorcinol-formalin paste in teeth. *Journal of Endodontics*, 31, 25-29.

Ganss, C. ve Jung, M. (1998). Effect of eugenol-containing temporary cements on bond strength of composite to dentin. *Operative Dentistry*, 23(2), 55-62.

George, J.D., Price, C.J., Marr, M.C., Myers, C.B. ve Jahnke, G.D. (2002). Evaluation of the developmental toxicity of formamide in New Zealand white rabbits. *Toxicological Sciences*, 69, 165-174.

Giachetti, L., Bertini, F. ve Scaminaci Russo, D. (2004). Investigation into the nature of dentin resin tags: a scanning electron microscopic morphological analysis of demineralized bonded dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 233-238.

Giannini, M., Chaves, P. ve Oliveira, M.T. (2003). Effect of tooth age on bond strength to dentin. *Journal of Applied Oral Science*, 11, 342-347.

Gimbel, C.B. (2000). Hard tissue laser procedures, *Dental Clinics of North America*, 44(4), 931-953.

Glinkowski, W. ve Pokora, L. (2001). *Lasers in Theraphy*. Warsaw: Quintessence Publishing Co. Inc.

Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. ve Kan, J.Y. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90, 31-41.

Gökalp, S. ve Kiremitçi, A. (2001). Dentin adezivler. (2000). *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 44–51.

Gökalp, S. ve Ayvaz. E.Y. (2002). Dental adezivler. *Türk Diş hekimleri Birliği Dergisi*, 71, 10-14.

Grasso, C.A., Caaluori, D.M., Goldstein, G.R. ve Hittelman, E. (2002). In vivo evaluation of three cleansing techniques for prepared abutment teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(4), 437-441.

Gregoire, G.L., Akon, B.A. ve Millas, A. (2002). Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water and solvent-based dentin bonding systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 633–641.

Gulabivala, K., Patel, B., Evans, G. ve Ng, Y. L. (2005). Effects of mechanical and chemical procedures on root canal surfaces. *Endodontic Topics*, 10, 103-122.

Gurgan, S., Kiremitci, A., Cakir, F.Y., Gorucu, J., Alpaslan, T., Yazici, E. ve diğerleri. (2008). Shear bond strength of composite bonded to Er,Cr:YSGG laser-prepared dentin. *Photomedicine and Laser Surgery*, 26, 495-500.

Gurgan S., Kiremitci, A., Cakir, F.Y., Yazici, E., Gorucu, J. ve Gutknecht, N. (2009). Shear bond strength of composite bonded to erbium:yttrium-aluminum – garnet laser-prepared dentin. *Lasers in Medical Science*, 24(1), 117-122.

Gwinnett, A.J. (1993). Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *American Journal of Den*tistry, 6(1), 7-9.

Hara, A.T., Pimenta, L.A. ve Rodrigues A.L.Jr. (2001). Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. Dental Materials, 17(2), 165-169.

Harnirattisai, C., Roengrungreang, P., Rangsisiripaiboon, U. ve Senawongse, P. (2012). Shear and micro-shear bond strengths of four self-etching adhesives measured immediately and 24 hours after application. *Dental Materials Journal*, 31(5), 779-787.

Hasanreisoğlu U., Bağış B. ve Bağış Y.K. (2005). Geçici yapıştırıcı simanların rezin içerikli daimi yapıştırıcıların dentine bağlanma yüzeylerine etkileri. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 32(2), 123-133.

Hashem, A.A., Ghoneim, A.G., Lutfy, R.A. ve Fouda, M.Y. (2009). The effect of different irrigating solutions on bond strength of two root canal filling systems. *Journal of Endodontics, 35(4), 537-540.*

Hasshoff, G., Schneider, H. ve Merte, K. (2004). Tooth-composite interface from specific and nonspecific adhesive restorative systems. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 15, 71(1), 38-45.

Hibst, R. ve Keller, U. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers in Surgery and Medicine*, 9, 345-351.

Hosoya, Y., Shinkawa, H., Suefiji, C., Nozaka, K. ve Garcia-Godoy, F. (2004). Effects of diamond bur particle size on dentin bond strength. *American Journal of Dentistry,* 17, 359-364.

Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Suzuki, N., Murakami, Y. Ve Matsumoto, K. (2001). Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *Journal of Clinic Laser Medicine Surgery*, 19(6), 297-303.

Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Murakami, Y. ve Matsumoto, K. (2002). Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. The *Jounal of Clinical Pediatric Dentistry*, 26(4), 377-382.

Hülsmann, M., Heckendorff, M. ve Lennon, A. (2003). Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *International Endodontic Journal*, 36(12), 810-830.

International Organization For Standardization. (2003). Dental Materials-Guidance On Testing Of Adhesion To Tooth Structure. ISO TR 11405.

Ishida, K., Endo, T., Shinkai, K. ve Katoh, Y. (2011) Shear bond strength of rebonded brackets after removal of adhesives with Er,Cr:YSGG laser. *Odontology*, 99, 129-134.

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

Jeng, H.W. ve Deeb, M.E. (1987). Removal of hard paste fillings from the root canal by ultrasonic instrumentation. *Journal of Endodontics,* 13, 295-308.

Kantola, S. (1973). Laser induced effects on tooth structure. VII. X-ray diffraction study of dentin exposed to a CO_2 laser. *Acta Odontologica Scandanavica,* 31, 381-388.

Karasu, P. ve Sertgöz, A. (2012). Adezivlerin diş dokusuna olan bağlantı dayanıklılığının değerlendirilmesinde kullanılan in vitro test metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 6 Suppl, 142-146.

Kelly, J.R. (1995). Perspectives on strength. Dental Materials, 11(2), 103-110.

Kim, H.J., Lim, H.P., Park, Y.J. ve Vang, M.S. (2011). Effect of zirconia surface treatments on the shear bond strength of veneering ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105, 315-322.

Kimmes, N.S., Barkmeier, W.W., Erickson, R.L. ve Lata, M.A. (2010). Adhesive bond strengths to enamel and dentin using recommended and extended treatment times. *Operative Dentistry,* 35(1), 112-119.

Kimura, Y., Wilder-Smith, P. ve Matsumoto, K. (2000). Lasers in endodontics: A review. *International Endodic Journal*, 33(3), 173-185.

Külünk, Ş., Saraç, D. ve Saraç, Ş. (2006). Simanların dentine makaslama bağlanma dayanımı üzerinde aşırı duyarlılık giderici ajanların etkisi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi,* 30(2), 83-89.

Lacy, A.M., Fowell, I. ve Watanabe, L.G. (1991). Resin-dentin bond strength following pretreatment with temporary cement. *Journal of Dental Research,* 70, 39.

Langer, A. ve Ilie, N. (2013). Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems. *Clinical Oral Investigations*, 2013, 17:205-216.

Latta, M.A. ve Barkmeier, W.W. (1998). Dental adhesives in contemporary restoratif dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 34-58.

Lee, J.J., Nettey-Marbell, A., Cook, A. Jr., Pimenta, L.A., Leonard, R. ve Ritter, A.V. (2007). Using extracted teeth for research: The effect of storage medium and sterilization on dentin bond strength. *Journal of American Dental Association*, 138(12), 1599-1603.

Leinfelder, K.F. (2001). Dentin adhesives fort he twenty-first century. *Dental Clinics of North America*, 45, 1-6.

Lin, C.P., Chen, R.C. ve Liu, C.C. (1998). Failure criteria of dentin-resin tensile bond test-a fracture mechanics approach. *Scripta Materialia*, 38, 115-121.

Lin, S., Caputo, A.A., Eversole, L.R. ve Rizoiu, I. (1999). Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 82(4), 451-455.

Liu, H.C., Lin, C.P. ve Lan, W.H. (1997). Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *Journal of Endodontics,* 23, 691-693.

Lohbauer, U., Nikolaenko, S.A., Petschelt, A. ve Frankenberger, R. (2008). Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10, 97-103.

Lopes, G.C., Vieirai L.C., Araújo, E., Bruggmann, T., Zucco, J. ve Oliveira, G. (2011). *E*ffect of dentin age and acid etching time on dentin bonding. *Journal of Adhesive Dentistry,* 13(2), 139-145.

Lührs, A.K., Guhri, S., Günay, H. ve Geurtsen, W. (2010). Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clinical Oral Investigations,* 14(2), 193-199.

Malament, K.A. ve Socransky, S.S. (2001). Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: Effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 86(5), 511-519.

Marshall, G.W.J., Marshall, S.J., Kinney, J.H. ve Balooch, M. (1997). The dentin subsrate: Structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25, 441-458.

Marshall, S.J., Bayne, S.C., Baier, R., Tomsia, A.P. ve Marshall, G.W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), 11-16.

Martinelli, J., Pires-de-Souza Fde, C., Casemiro, L.A., Tirapelli, C. ve Panzer, H. (2006). Abrasion resistance of composites polymerized by light-emitting diodes (LED) and halogen light-curing units. *Brazilian Dental Journal,* 17, 29-33.

Mason, P.N., Ferrari, M., Cagidiaco, M.C. ve Davidson, C.L. (1996). Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. *Journal of Dentistry*, 24(3), 217–222.

Meister, J., Franzen, R., Forner, K., Grebe, H., Stanzel, S., Lampert, F. ve diğerleri, (2006). Influence of water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers. *Journal of Biomedical Optics,* 11(3), 340-343.

Midda, M., Renton-Harper, P. (1991). Lasers in dentistry. *British Dental Journal*, 170, 343- 346.

Miserendino, L.J., Levy, G.C. ve Rizoiu, I.M. (1995). Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. *Journal of Endodontics, 21(2), 83-87.*

Mitchem, J.C. ve Gronas, D.G. (1986). Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *Journal of the American Dental Association,* 113(2), 285–287.

Moll, K., Fritzenschaft, A. Ve Haller, B. (2004). In vitro comparison of dentin bonding systems: Effect of testing method and operator. *Quintessence International,* 35, 845-852.

Moretto, S.G., Azambuja N.Jr., Arana-Chavez, V.E., Reis, A.F., Giannini, M., Eduardo, Cde P. ve diğerleri. (2011). Effects of ultramorphological changes on adhesion to lased dentin-Scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis. Microscopy Research and Technique, 74, 720-726.

Morse, D.R. (1991). Age-related changes of dental pulp complex and their relationship to systemic aging. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology,* 75(5), 721-745.

Munirathinam, D., Mohanaj, D. ve Beganam, M. (2012). Efficiancy of various cleansing techniques on dentin wettability and its influence on shear bond strength of a resin luting agent. *Journal of Advanced Prosthodontics,* 4(3), 139-145.

Nakabayashi, N. (1985). Bonding of restorative materials to dentine: the present status in Japan. *International Dental Journal*, 35, 145-154.

Nakajima, M., Sano, H., Zheng, L., Tagami, J. ve Pashley, D.H. (1999). Effect of moist vs. dry bonding to normal vs. caries-affected dentin with scotchbond multi-purpose plus. *Journal of Dental Research*, 78, 1298-1303.

Neev, J., Stabholtz, A., Liaw, L., Torabinejad, M., Fujishige, J.T., Ho, P. ve Berns, M.W. (1993). Scanning electron microscopy and thermal characteristics of dentin ablated by a short-pulse XeCl excimer laser. *Lasers in Surgery and Medicine,* 13, 353-362.

Nicholson, J.W. (2006). Biological consideration. J.B. Summitt, J.W. Robbins, T.J. Hilton ve R.S. Schwartz (Ed.). *Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach* (s. 1-25). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.

Obeidi, A., Liu, P.R., Ramp, L.C., Beck, P. ve Gutknecht, N. (2010). Acid-etch interval and shear bond strength of Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel and dentin. *Lasers in Medical Sciences*, 25, 363-369.

Ogata, M., Okuda, M., Nakajima, M., Pereira, P.N., Sano, H. ve Tagami, J. (2001). Influence of the direction of tubules on bond strength to dentin. *Operative Dentistry,* 26(1), 27-35.

Oilo, G. ve Olsson, S. (1990). Tensile bond strength of dentin adhesives: A comparison of materials and methods. *Dental Materials,* 6, 138-144.

Oilo, G. (1993). Bond strength testing- what does it mean?. *International Dental Journal*, 43, 492-498.

Orhan, A.I. ve Öz, F.T. (2011). Sık Kullanılan Bağlanma Dayanım Test Metotları: Derleme Çalışması. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi,* 2(2), 31-40.

Ölmez, A., Öztaş, N., Başak, F. ve Erdal, S. (1998). Comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry.* 22(4), 293–298.

Önal, B. Diş sert dokularında laser kullanımı. (1993). *İstanbul Diş Hekimleri Odası Klinik Dergisi*, 2, 61-64.

Özdemir, E. (2008). Rezin simanlar. Ş. Eskimez ve A.D. İzgi. Adeziv köprüler ve klinik uygulamaları. (s. 149-160). İstanbul: Quintessence Yayıncılık.

Özdemir, R., Tuna, D., Odabaş, M.E ve Tulunoğlu, Ö. (2010). Süt ve daimi diş minesinde üç farklı kendinden pürüzlendirilmeli adeziv sistemin mikromakaslama bağlanma kuvvetlerinin *in vitro* olarak değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 27(3), 181-186.

Özkoçak, İ. (2011). *Er: YAG lazer ve irrigasyon solüsyonlarının dentin yüzeyine uygulanmasının farklı kanal dolgu patlarının adezyonuna etkilerinin değerlendirilmesi*. Doktora tezi. Ankara Üniversitesi. Ankara.

Özyeşil, A.G., Günal, Ş., Belli, S., ve Eskitaşçıoğlu, G. (2009). İki Farklı Bağlanma Dayanımı Testinin Karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *Selçuk Üniversitesi Dişhekimlği Fakültesi Dergisi,* 18, 118-121.

Pashley, E.L., Michelic, V. ve Kehl T. (1981). Dentin permeability: Effects on smear layer removal. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 46, 531-537.

Pashley, D.H. (1992). The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Operative Dentistry*, 17, 229-242.

Pashley, D.H., Ciucchi, B., Sano, H. ve Horner, J.A. (1993). Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence International,* 24(9), 618–631.

Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M. ve Carvalho, R.M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 11(2), 117–125.

Pashley, D.H. ve Carvalho, R.M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry,* 25(5), 355-372.

Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y. Ve diğerleri. (1999). The microtensile bond test: a review. Jounal of Adhesive Dentistry, 1(4), 299–309.

Paul, S.J. ve Schärer, P. (1997). Effect of provisional cements on the bond strength of various adhesive bonding systems on dentine. *Journal of Oral Rehabilitation,* 24, 8-14.

Perdigão, J., May, K.N.., Wilder, A.D. ve Lopes, M. (2000). The effect of depth of dentin demineralization on bond strengths and morphology of the hybrid layer. *Operative Denistry,* 25(3), 186–194.

Perdigão, J. ve Swift, Jr, E.J. (2002). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. T.M. Roberson, H.O. Heymann ve E.J. Swift, Jr (Ed.). *Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry* (s.234-268). St. Louis: Mosby.

Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dental Materials*, 21, 864-881.

Peutzfeldt, A. (2001). Indirect resin and ceramic systems. *Operative Dentistry,* 6 Suppl, 153–176.

Phrukkanon, S., Burrow, M.F. ve Tyas MJ. (1998). The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental Materials*, 14, 212-221.

Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2008). Critical analysis of the influence of different parameteron the microtensile bond strength of adhesives to dentin. Journal of Adhesive Dentistry, 10(1), 7-16.

Powers, J.M., O'Keefe, K.L. ve Pinzon, L.M. (2003). Factors affecting in vitro bond strength of bonding agents to human dentin. *Odontology*, 91(1), 1-6.

Price, R.B. ve Hall, G.C. (1999). In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence International,* 30, 122-134.

Price, R.B., Derand, T., Andreou, P. ve Murphy, D. (2003). The effect of configuration factors, time and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials,* 24(6), 1013–1021.

Proença, J.P., Polido, M., Osorio, E., Enhardt, M.C., Aguilere, F.S., Garcia-Godoy, F. ve diğerleri. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dental materials,* 23(12), 1542-1548.

Ramzi, H., Shokouhinejad, N., Saghiri, M.A. ve Samieefard, A. (2010). Efficacy of Three Different Methods in the Retreatment of Root Canals Filled with Resilon/Epiphany SE. *Iran Endodontic Journal*, 5, 161-186.

Rasetto, F.H., Driscoll, C.F., Prestipino, V., Masri, R. ve Fraunhofer, J.A. (2004). Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry, 91(5), 441-446.*

Rizoiu, I.M., Eversole, L.R. ve Kimmel, A.I. (1996). Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutanous soft tissues. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 82(4), 386-395.

Rizoiu, I., Kohanghadosh, F., Kimmel, A.I. ve Eversole, L.R. (1998). Pulpal thermal responses to an erbium,chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 86(2), 220-223.

Roberts, S., Kim, J.R., Gu, L.S., Kim, Y.K., Mitchell, Q.M., Pashley, D.H. ve diğerleri. (2009). The efficacy of different sealer removal protocols on bonding of self-etching adhesives to AH plus-contaminated dentin. *Journal of Endodontics*, 35, 563-567.

Rueggeberg, F.A. (1991). Substrate for adhesion testing to tooth structure- review of the literatüre. *Dental Materials,* 7(1), 2-10.

Sadek, F.T. ve Cury A.H. (2005). The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dental Materials*, 21, 114-119.

Sancaklı, H.Ş. (2010). Dentin bağlayıcı sistemler ve hibrid tabakanın oluşturulması. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 44(2), 189-195.

Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R. ve diğerleri. (1994a). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236–240.

Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W.G. ve Pashley, D.H. (1994b). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *Journal of Dental Research,* 73(6), 1205-1211.

Saraç, Y.Ş., Saraç, D., Kurt, Ş. ve Yüzbaşıoğlu, E. (2005). Dentin yüzeyinden geçici simanın temizlenmesinde kullanılan iki farklı ajanın etkinliğinin değerlendirilmesi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 22(2), 83-87.

Sasaki, K.M., Aoki, A., Ichinose, S. ve Ishikawa, I. (2002). Ultrastructural analysis of bone tissue radiated by Er:YAG laser. *Lasers in Surgery and Medicine*, 31, 322-332.

Sauro, S., Mannocci, F., Toledano, M., Osorio, R., Pashley, D.H. ve Watson, T.F. (2009). EDTA or H_3PO_4/NaOCl dentine treatments may increase hybrid layers' resistance to degradation: A microtensile bond strength and confocal-micropermeability study. *Journal of Dentistry,* 37, 279-288.

Schein, M.T., Bocangel, J.S., Nogueira, G.E. ve Schein, P.A. (2003). SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using ER:YAG laser. *Journal of Dentistry*, 31(2), 127-135.

Schiltz-Taing, M., Wang, Y., Suh, B., Brown, D. ve Chen, L. (2011). Effect of tubular orientation on the dentin bond strength of acidic self-etch adhesives. *Operative Dentistry,* 36(1), 86-91.

Schwartz, R., Davis, R. ve Mayhew, R. (1990). The effect of ZOE temporary cement on the bond strength of a resin luting cement. *American Journal of Dentistry,* 3, 28-30.

Serper, A. ve Calt, S. (2002). The demineralizing effects of EDTA at different concentrations and pH. *Journal of Endodontics*, 28(7), 501-502.

Shashikiran, N.D., Gunda, S., Subba Reddy, V.V. (2002): Comparison of resin dentine interface in primary and permanent teeth for three different durations of dentine etching. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry,* 20(4), 124–131.

Shimada, Y., Antonucci, J.M., Schumacher, G.E., McDonough, W.G. ve Tagami, J. (May, 1999). Effects of regional tooth structure and sectioning orientation on micro-shear bond strength. *3rd International Kuraray Symposium Advanced Adhesive Dentistry*, Granada, Spain.

Shimada, Y., Yamaguchi, S. ve Tagami, J. (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials,* 18(5), 380-388.

Shokouhinejad, N., Sabeti, M.A., Hasheminasab, M., Shafiei, F. ve Shamshiri, A.R. (2010). Push-out bond strength of Resilon/Epiphany self-etch to intraradicular dentin after retreatment: a preliminary study. Journal of Endodontics, 36, 493-496.

Shortall, A.C., Baylis, R.L., Fisher, S.E. ve Harrington, E. (1993). Operating variables affecting the working time of a dual-cure composite luting cement. *European Journal of Prosthodontic and Restorative Dentistry*, 1(4), 185-188.

Sjogren, G., Molin, M. ve Van Dijken, J.W. (2004). A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM manufactured (cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual cured resin composite. *International Journal of Prosthodontics,* 17, 241-246.

Sorensen, J.A. ve Munksgaard, E.C. (1996). Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(5), 472-476.

Stackhouse, J.A., Kristol, D.S., Von Hagen, S. ve Rao, G. (1986). Effect of dentin location and post extraction time on TDI/dentin bond strength. *Journal of Dental Research,* 65, 812.

Sulewski, J.G. (2000). Historical survey of laser dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44, 717-752.

Swift, E.J., Perdigao, J. ve Heymann, H.O. (1995). Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence International,* 26(2), 95–110.

Swift, E.J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24, 456-461.

Tagami, J., Tao, L. ve Pashley, D.H. (1990). Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dental Materials,* 6, 45-50.

Tanumiharja, M., Burrow, M.F. ve Tyas, M.J. (2000). Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental Materials,* 16(3), 180-187.

Tao, L. ve Pashley, D.H. (1988). Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dental Materials*, 4, 371-378.

Tarcin, B., Gunday, M., Ovecoglu, H.S., Turkmen, C., Ovecoglu, M.L., Oksuz, M. ve diğerleri. (2009). Tensile bond strength of dentin adhesives on asid-and laser-etched dentin surfaces. *Quintessence International,* 48, 865-874.

Tay, F.R. ve Pashley, D.H. (2004). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials,* 17, 296-308.

Taylor, M.J. ve Lynch, E. (1992). Microleakege. *Journal of Dentistry,* 20, 3-10.

Terata, R. ve Kubota, M. (1990). Studies on removal of temporary cement from enamel and dentin. *Dental Materials,* 4(transactions), 110-111.

Terata R. (1993). Characterization of enamel and dentin surfaces after removal of temporary cement-study on removal of temporary cement. *Dental Materials,* 12(1), 18-28.

Terata, R., Nakashima, K., Obara, M. ve Kubota, M. (1994). Characterization of enamel and dentin surfaces after removal of temporary cement-effect of temporary cement on tensile bond strength of resin luting cement. *Dental Materials Journal,* 13(2), 148-154.

Tezvergil, A., Lassila, L.V.J. ve Vallittu, P.K. (2003). Composite–composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *Journal of Dentistry*, 31, 521-525.

Titley, K.C., Chernecky, R., Rossouw ,P.E. ve Kulkarni, G.V. (1998). The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of Oral Biology*, 43, 305-311.

Tokonabe, H., Kouji, R., Watanabe, H., Nakamura, Y., ve Matsumoto, K. (1999). Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. Journal of Clinical Laser Medicine and Surgery, 17(1), 7-12.

Tosun, G., Şener, Y. ve Şengün, A. (2005). Kompozit rezinin mineye bağlanma dayanımı üzerine farklı saklama solüsyonlarının etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 2-6.

Tosun, G., Şener, Y. ve Şengün, A. (2007). Effect of storage duration/solution on micro shear bond strength of composite to enamel. *Dental Materials Journal*, 26(1), 116-21.

Triolo, P.T. ve Swift, E.J. (1992). Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dental Materials,* 8(6), 370–374.

Türkaslan, S. (2008). Dual sertleşen bir yapıştırma simanının farklı bitime ve parlatma işlemleri ardından yüzey özelliklerinin incelenmesi: sem çalışması. *Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 15(1), 28-34.

Türkoğlu, P., Bultan, Ö. Ve Öngül, D. (2010). Tam seramik restorasyonlarda dayanıklılığı etkileyen faktörler. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 44(1), 45-53.

Tyas, M.J. ve Burrow, M.F. (2004). Adhesive restorative materials: A review. *Australian Dental Journal,* 49(3), 112–121.

Uludamar, A., Aygün Ş., ve Kulak Özkan, Y. (2011). Tam seramik restorasyonların simantasyonu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 21(2), 150-162.

Uno, S. ve Finger, W.J. (1995). Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence International,* 26(10), 733–738.

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

Usumez, A. ve Aykent, F. (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. *Jounal of Prosthetic Dentistry*, 90(1), 24-30.

Uyar, H.A. (2009). *İki farklı lazer cihazı ve klasik hava türbini ile prepare edilen dişlerdeki intrapulpal sıcaklık değişimlerinin ve mine pürüzlülüğünün karşılaştırılması*. Doktora tezi. Gülhane Askeri Tıp Akademisi. Ankara.

Üşümez, S., Orhan, M. ve Malkoç, S. (2000). Er,Cr:YSGG hidrokinetik lazer sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,* 3(1), 6-8.

Van As, G. (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dental Clinics of North America,* 48, 1017-1059.

Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Inokosho, S., Braem, M. ve Vanherle, G. (1992). Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Operative Dentistry, 5 Suppl*, 111–124.

Van Meerbeek, B., Dhem, A., Goret-Nicasie, M., Braem, M., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1993). Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research,* 72(2), 495–501.

Van Meerbeek, B., Perdigo, J., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, 26, 1-20.

Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative Dentistry,* 6 Suppl, 119–144.

Van Meerbek, B., Munck, J.D., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M.A., Vijay, P. ve diğerleri. (2003). Buonocure memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28, 215-235.

Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J. ve diğerleri (2006). Bonding to Enamel and Dentin. J.B. Summitt, J.W. Robbins, T.J. Hilton ve R.S. Schwartz (Ed.). *Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach* (178-260). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.

Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve diğerleri (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials,* 26(2), 100-121.

Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I.C. ve Cerdew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry.* 17(2), 61–67.

Velazquez, E., Vaidyanathan, J., Vaidyanathan, T.K., Houpt, M., Shey, Z. ve Von Hagen, S. (2003). Effect of primer solvent and curing mode on dentin shear bond strength and interface morphology. *Quintessence International,* 34(7), 548–555.

Versluis, A., Tantbirojn, D. ve Douglas, W.H. (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of Dental Research*, 76(6), 1298-1307.

Villela-Rosa, A.C., Gonçalves, M., Orsi, I.A. ve Miani, P.K. (2011). Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. *Brazilian Oral Research,* 25(2), 109-115.

Visuri, S.R., Gilbert, J.L., Wright, D.D., Wigdor, H.A. ve Walsh, J.T. (1996). Shear bond strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *Journal of Dental Research,* 75, 599-605.

Vranas, R.N., Hartwell, G.R. ve Moon, P.C. (2003). The effect of endodontic solutions on resorcinol-formalin paste. *Journal of Endodontics,* 29(1), 69-72.

Walsh, L.J. (2003). The current status of laser applications in dentistry. *Australian Dental Journal,* 48(3),146-155.

Walton, J.N., Gardner, F.M. ve Agar, J.R. (1986). A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *Journal of Prosthetic Dentistry,* 56(4), 415-421.

Watanabe, E.K., Yamashita, A., Imai, M., Yatani, H. ve Suziki, K. (1997). Temporary cement remnants as an inhibiting factor in the interface between resin cements and bovine dentin. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5), 440-452.

Watanabe, E.K., Yamashita, A., Yatani, H., Ishikawa, H. ve Suziki, K. (1998). Improvement in the tensile bond strength between resin cement and dentin surfaces after temporary cement application. *International Journal of Prosthodontics,* 11(3), 203-211.

Watanabe, E.K., Yatani, H., Ishikawa, K., Suziki, K. ve Yamashita, A. (2000). A pilot study of conditioner/primer effects on resin-dentin bonding after provisional cement contamination using SEM, energy dispersive x-ray spectroscopy and bond strength evaluation mesaures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83, 349-355.

Wigdor, H.A., Walsh, J.T., Featherstone, J.D.B., Visuri, S.R., Fried, D. ve Waldvogel, J.L. (1995). Lasers in Dentistry, *Lasers in Surgery and Medicine*, 16, 103-133.

Xie, J., Powers, J.M. ve McGuckin, R.S. (1993). In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dental Materials,* 9, 295-299.

Yanez, M. ve Barbosa, S.E. (2003). Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microscopy Research and Techique,* 61(5), 463–468.

Yang, B., Ludwig, K., Adelung, R. ve Kern, M. (2006). Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dental Materials,* 22, 45-56.

Yap, A.U., Shah, K.C., Loh, E.T., Sim, S.T. ve Tan, T.C. (2001). Influence of eugenol-containing temporary restorations on bond strength of composite to dentin. *Operative Dentistry,* 26(6), 556-561.

Yazıcı, A.R., Frentzen, M. ve Dayangaç, B. (2001). In vitro analysis of the effects of acid or laser etching on microleakage around composite resin restorations. *Journal of Dentistry,* 29, 355-361.

Yeşilyurt, C. ve Bulucu, B. (2006). Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: A microtensile bond strength test. *Journal of Conemporary Dental Practise,* 7(2), 26–36.

Yousry, M.M., ElNaga, A.A., Hafez, R.M. ve El-Badrawy, WW. (2011). Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quintessence International,* 42(9), e96-e106.

Zaimoğlu, A. ve Gülşen, C. (2004). *Sabit Protezler*, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi.

Zilberman, U. ve Smith, P. (2001). Sex-and age-related differences in primary and secondary dentin formation. *Advances in Dental Research,* 15, 42-45.

Zortuk, M., Kılıç, K., Bolpaça, P., Akdoğan, G. ve Kesim, B. (2008). Üç farklı rezin esaslı simanla dentine simante edilen vita celay alümina seramik disklerin makaslama bağlanma dirençleri. *Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 17, 93-97.

Zortuk, M., Gumus, H.O, Kilinc, H.I. ve Tuncdemir, A.R. (2012). Effect of provisional cement remnant cleaning procedures including Er:YAG laser on shear bond strength of ceramic. *Journal of Advanced Prosthodontics,* 4, 192-196.

YAYINLAR

1. Uluslararası hakemli dergilerdeki (SCI ve SCI-expanded) yayınlar

Taşar, S., Meriç, G. ve Ulusoy, M.M. (2014). Microshear Bond Strength According to Dentin Cleansing Methods Before Recementation. *Journal of Advanced Prosthodontics, http://dx.doi.org/on.4047/jap.2014, in press.*

2. Diğer Uluslarası hakemli dergilerdeki yayınlar

Yilmaz, H.G., Bayindir., Seker, B.K., Tasar, S. ve Yilmaz, S.K. (2010). Treatment of amalgam tattoo with an Er,Cr:YSGG laser. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 1(1), 50–54.

Ramoglu, S., Tasar, S., Gunsoy, G., Ozan, O. ve Meric, G. (2013). Tooth-implant connection: a review. *ISRN Biomaterials*, 2013, (1-7). vol. 2013, Article ID 921645, 7 pages. doi:10.5402/2013/921645.

Meriç, G., Tasar, S. ve Ulusoy, M.M. (2013). Esthetic Rehabilitation of Anterior Teeth with Devital Bleaching and Porcelain Restorations. *International Journal of Dental Clinics*, 4(4), 39-40.

Meriç, G., Tasar, S. ve Ulusoy, M.M. (2013). Dental ethiology triggering pressure dermographism: a case report. *IBIMA Publishing Journals*, vol. 2013, Article ID 333789, 8 pages. doi:10.5171/2013.333786.

2. Ulusal hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

Taşar, S., Meriç, G. ve Ozan, O. (2011). Anterior tek diş eksikliklerinin immediat uygulamalarıyla birlikte adeziv köprüler ile restorasyonu: Olgu sunumu. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 20,188-193.

3. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

Taşar, S., Seker, E., Yılmaz, S.K., Seker, B.K., Ozan, O., Orhan, K., Ulusoy, M.M. (April-May, 2011). The evaluation of available bone height in poster edentulous maxillary regions using CBCT. [Poster]. 16th Congress of the Balkan Stomatological Society, Bucharest, Romania.

Taşar, S., Ulusoy, M.M. ve Meriç, G. (May, 2012). An alternative design for restoring fractured teeth by using metal post with ceramic core: Five year follow up. [Oral Presentation] 17th Congress of the Balkan Stomatological Society, Tirana, Albania.

Meriç, G., Taşar, S., Günsoy, S. ve Ulusoy, M.M. (August, 2013). Evaluation of maxillar incisor proportions in Turkish population. [Oral Presentation]. FDI Annual World Dental Congress, İstanbul, Turkey.

Taşar, S., Meriç, G. ve Ulusoy, M.M. (August, 2013). Dental ethiology triggering pressure dermographism: a case report. [Poster]. FDI Annual World Dental Congress. İstanbul, Turkey.

Ongun, S., Durmayüksel, T.M., Meriç, G., Taşar, S. ve Günsoy, S. (April, 2014). Anterior teeth reconstruction designed with 'digital smile system' software. [Poster]. *19th Congress Of The Balkan Stomatological Society,* Belgrade, Serbia.