

T.C.  
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ORTODONTİ ANABİLİM DALI



LAZERLE PÜRÜZLENDİRİLEN MİNE YÜZEYİNE  
UYGULANAN FARKLI ADEZİV SİSTEMLERİN  
DEMİNERALİZASYONA VE BRAKETLERİN BAĞLANMA  
DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Serpil ÇOKAKOĞLU

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Ruhi NALÇACI

Tez No: 100

ISPARTA-2014

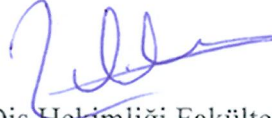
## KABUL VE ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğü'ne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Ortodonti Anabilim Dalı** **Doktora Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:19.06.2014

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ruhi NALÇACI



Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD

Üye : Prof. Dr. Hakan TÜRKKAHRAMAN



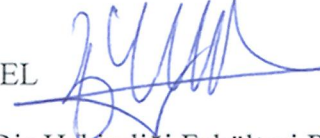
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD

Üye : Doç. Dr. Fırat ÖZTÜRK



Pamukkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD

Üye : Yrd. Doç. Dr. Uğur Burak TEMEL



Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi AD

Üye : Yrd. Doç. Dr. Hüseyin ALKIŞ



Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti AD

ONAY: Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Nejdet ADANIR  
Enstitü Müdürü

## BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYAN

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

Çalışmamız esnasında kullanılan malzemeleri sağlayan ve/veya üreten herhangi bir firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.

“Lazerle Pürüzlendirilen Mine Yüzeyine Uygulanan Farklı Adeziv Sistemlerin Demineralizasyona ve Braketlerin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi” adlı doktora tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

**Serpil ÇOKAKOĞLU**

  
İmza

Danışman

**Doç. Dr. Ruhi NALÇACI**

  
İmza

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince her konuda desteğini benden esirgemeyen, bana özveriyle yol gösteren, çalışmalarımız sırasında pratikliği ve bilgi birikimiyle ufkumu açan çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Ruhi Nalçacı'ya,

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgilerini, yardımlarını ve katkılarını benden esirgemeyen çok değerli hocam Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi dekanı ve Ortodonti Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Hakan Türkkahraman'a

Eğitimim süresince bilgileri ve tecrübelerinden istifade ettiğim Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı öğretim üyelerinden değerli hocalarım Yrd. Doç. Dr. Neslihan Ebru Şenışık ve Yrd. Doç. Dr. Hüseyin Alkış'a

Lazer konusunda teorik ve pratik anlamda tüm bilgilerini benimle paylaşan, lazer cihazını kullanma olanağı sağlayan ve yardımlarını benden esirgemeyen değerli hocalarım Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Aslıhan Üşümez'e ve Ortodonti Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Serdar Üşümez'e,

Mikro-BT analizlerinin yapılması aşamasında sabırla, bıkmadan, yorulmadan çalışan, yol gösteren ve bilgilerini paylaşmaktan çekinmeyen değerli hocam İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı başkanı Prof. Dr. Sıddık Malkoç'a,

Doktora tezim süresince tez izleme komitemde bulunan ve çalışmalarımız sırasında değerli fikirleri ile bana yol gösterici olan Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Uğur Burak Temel'e,

Tezimin istatistiksel danışmanlığını üstlenerek, bulguların analizi ve yorumlanması aşamasında yardımlarını esirgemeyen Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı başkanı Doç. Dr. Hikmet Orhan'a,

Doktora eğitimim süresince hep yanımda olan ve desteklerini benden esirgemeyen değerli asistan arkadaşlarıma ve anabilim dalı çalışanlarına,

Doktora eğitimim ve tezimin tamamlanması sürecinde maddi destek sağlayan Süleyman Demirel Üniversitesi Öğretim Üyesi Yetiştirme Programı Koordinatörlüğü (Proje No: ÖYP05243-DR-12) ve Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi'ne (Proje No: 3629-ÖYP-D2-13),

Doktora eğitimim süresince sağladığı yurtiçi doktora burs olanağı için TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı'na,

Bugünlere gelmemi sağlayan, bana her zaman güvenerek, sonsuz desteklerini benden esirgemeyen canım annem Meryem Çokakoğlu, sevgili babam Mehmet Çokakoğlu ve biricik ablam Ayşen Çokakoğlu'na,

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Serpil ÇOKAKOĞLU

*Aileme ithaf ediyorum...*

*Saygılarımla...*

*Isparta, 2014*

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
<b>KABUL VE ONAY .....</b>	<b>ii</b>
<b>BEYAN.....</b>	<b>iii</b>
<b>TEŞEKKÜR .....</b>	<b>iv</b>
<b>İÇİNDEKİLER .....</b>	<b>vii</b>
<b>ŞİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....</b>	<b>x</b>
<b>TABLolar DİZİNİ .....</b>	<b>xii</b>
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ .....</b>	<b>xiii</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ .....</b>	<b>xiv</b>
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER.....</b>	<b>3</b>
2.1. Lazer Fiziği.....	3
2.1.1. Lazeri Oluşturan Bölümler .....	4
2.1.2. Lazer Işığının Karakteristik Özellikleri .....	5
2.1.3. Lazerlerin Sınıflandırılması .....	7
2.1.4. Lazer-Sert Doku Etkileşimi .....	8
2.2. Diş Hekimliğinde Sık Kullanılan Lazer Sistemleri .....	9
2.2.1. Argon Lazer .....	9
2.2.2. Diyot Lazer .....	9
2.2.3. Neodymium:YAG (Nd:YAG) Lazer .....	10
2.2.4. Karbondioksit (CO <sub>2</sub> ) Lazer .....	10
2.2.5. Erbiyum Lazerler .....	11
2.3. Ortodontide Lazer Kullanımı .....	12
2.4. Ortodontide Bonding .....	13
2.4.1. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi .....	13
2.4.1.1. Asitle Pürüzlendirme.....	13
2.4.1.2. Kumla Pürüzlendirme .....	15
2.4.1.3. Lazerle Pürüzlendirme .....	16
2.4.2. Ortodontide Kullanılan Güncel Adeziv Sistemler .....	17
2.4.2.1. Asitlenen-Yıkanan (Etch&Rinse) Adeziv Sistemler.....	17
2.4.2.2. Kendinden Asitli (Self-Etch) Adeziv Sistemler.....	17
2.5. Ortodontik Tedavi ve Mine Demineralizasyonları.....	18

2.6. Beyaz Nokta Lezyonlarının Oluşumu, Yapısı ve Lokalizasyonu .....	20
2.7. Beyaz Nokta Lezyonlarını Önleme Yöntemleri .....	22
2.7.1. Flor Uygulamaları.....	22
2.7.2. Fosfopeptit (CPP)-Amorf Kalsiyum Fosfat (ACP) Uygulamaları .....	22
2.7.3. Yapıştırıcı Maddeler .....	23
2.7.4. Yüzey Koruyucuları.....	24
2.8. Beyaz Nokta Lezyonlarının Önlenmesinde Lazerin Kullanılması.....	25
2.9. Lazerle Pürüzlendirmenin Braket Bağlanma Dayanımına Etkisi.....	27
2.10. Mine Demineralizasyonunu Değerlendirme Yöntemleri .....	29
2.10.1. İnvaziv Yöntemler .....	29
2.10.2. İnvaziv Olmayan (Non-İnvaziv) Yöntemler.....	30
2.10.2.1. Konvansiyonel Yöntemler .....	30
2.10.2.2. Mikro- Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT).....	31
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>32</b>
3.1. Çalışmamızda Kullanılacak Örnek Sayısının Belirlenmesi .....	32
3.2. Örneklerin Hazırlanması .....	32
3.3. Hazırlanan Örneklerin Gruplara Ayrılması .....	33
3.4. Çalışmamızda Kullanılan Lazer Cihazı.....	36
3.5. Çalışmamızda Kullanılan Adeziv Sistemler.....	38
3.6. Demineralizasyon-Remineralizasyon Siklusu (pH Siklusu) Uygulaması.....	39
3.7. Termal Siklus Uygulaması .....	40
3.8. Demineralizasyonun Mikro-BT Yöntemiyle Değerlendirilmesi.....	40
3.9. Sıyırma Testlerinin Uygulanması.....	45
3.10. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi .....	46
3.11. İstatistiksel Analiz .....	46
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>48</b>
4.1. Lezyon Derinliği Ölçümlerine Ait Bulgular .....	48
4.1.1. Kontrol Gruplarına Ait Lezyon Derinliği Bulguları.....	48
4.1.2. Gücü 1W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait Lezyon Derinliği Bulguları.....	48
4.1.3. Gücü 2W Olan Er: YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait Lezyon Derinliği Bulguları.....	49
4.1.4. Tüm Gruplara Ait Lezyon Derinliği Bulguları.....	50
4.2. Sıyırma Testlerine Ait Bulgular .....	51



4.2.1. Kontrol Gruplarına Ait Sıyırma Testi Bulguları.....	51
4.2.2. Gücü 1W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait Sıyırma Testi Bulguları .....	52
4.2.3. Gücü 2W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait Sıyırma Testi Bulguları .....	53
4.2.4. Tüm Gruplara Ait Sıyırma Testi Bulguları.....	55
4.3. AAE Bulguları.....	56
4.3.1. Kontrol Gruplarına Ait AAE Bulguları .....	56
4.3.2. Gücü 1W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait AAE Bulguları .....	56
4.3.3. Gücü 2W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait AAE Bulguları .....	57
4.3.4. Tüm Gruplara Ait AAE Bulguları .....	58
4.4. AAE Bulgularına Ait Işık Mikroskobu Görüntüleri.....	59
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>63</b>
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>76</b>
<b>ÖZET.....</b>	<b>78</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>79</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>80</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>95</b>

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

<b>%</b>	: Yüzde oranı
<b>AAE</b>	: Artık Adeziv Endeks
<b>ARI</b>	: Adhesive Remnant Index
<b>Bis-GMA</b>	: Bisfenol a glisidil metakrilat
<b>CaCl<sub>2</sub></b>	: Kalsiyum klorür
<b>cm<sup>2</sup></b>	: Santimetrekare
<b>dk</b>	: Dakika
<b>HEMA</b>	: Hidroksietilmetakrilat
<b>Hz</b>	: Hertz
<b>J</b>	: Joule
<b>KCl</b>	: Potasyum klorür
<b>kV</b>	: Kilowatt
<b>L</b>	: Litre
<b>mA</b>	: Miliamper
<b>MDP</b>	: Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
<b>MDPB</b>	: Methacryloyloxydodecyl pyridinium bromide
<b>mJ</b>	: Milijoule
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>MMA</b>	: Metil metakrilat monomer
<b>mmol</b>	: Milimol
<b>Mp</b>	: Megapiksel
<b>Mpa</b>	: Megapaskal
<b>mW</b>	: Miliwatt
<b>N</b>	: Newton
<b>NaF</b>	: Sodyum florür
<b>NaHPO<sub>4</sub></b>	: Sodyum hidrojen fosfat
<b>nm</b>	: Nanometre (1 nm=10 <sup>-6</sup> mm)
<b>°C</b>	: Santigrad Derece
<b>pH</b>	: Hidrojen konsantrasyonunun eksi logaritması
<b>r</b>	: Yarıçap

<b>SEM</b>	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
<b>sn</b>	: Saniye
<b>ss</b>	: Standart Sapma
<b>TCP</b>	: Trikalsiyum fosfat
<b>W</b>	: Watt
<b><math>\mu\text{m}</math></b>	: Mikron (mikrometre)
<b><math>\mu\text{s}</math></b>	: Mikrosaniye
<b><math>\pi</math></b>	: Pi sayısı

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerlerin dalga boyları, etkiledikleri dokular ve biyolojik komponentler tarafından emilimi .....	12
<b>Tablo 2.</b> Çalışmamızda oluşturulan grupların dağılımı .....	35
<b>Tablo 3.</b> Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemler ve içeriği .....	38
<b>Tablo 4.</b> Kontrol gruplarına ait lezyon derinliği ölçümlerinin mikrometre cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri. ....	48
<b>Tablo 5.</b> Gücü 1W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait lezyon derinliği ölçümlerinin mikrometre cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri. ....	49
<b>Tablo 6.</b> Gücü 2W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait lezyon derinliği ölçümlerinin mikrometre cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri. ....	50
<b>Tablo 7.</b> Tüm gruplara ait lezyon derinliği ölçümlerinin mikrometre cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri. ....	50
<b>Tablo 8.</b> Kontrol gruplarına ait bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri. ....	51
<b>Tablo 9.</b> Gücü 1 W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri. ....	52
<b>Tablo 10.</b> Gücü 2 W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri. ....	54
<b>Tablo 11.</b> Tüm gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri. ....	55
<b>Tablo 12.</b> Kontrol gruplarına ait AAE skorları .....	56
<b>Tablo 13.</b> Gücü 1W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait AAE skorları .....	57
<b>Tablo 14.</b> Gücü 2W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait AAE skorları .....	58
<b>Tablo 15.</b> Tüm gruplara ait AAE skorlarının dağılımı .....	59

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.</b> Lazer cihazının bölümleri ve ışığının oluşumu .....	4
<b>Şekil 2.</b> Dental lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki dalga boyları.....	7
<b>Şekil 3.</b> Örnek bir dişe ait mikro-BT analiziyle elde edilen 3 boyutlu modelleme ...	41
<b>Şekil 4.</b> NRecon programında görüntünün analize hazırlanması.....	42
<b>Şekil 5.</b> Dataviewer programı ile konumsal hataların giderilmesi.....	43
<b>Şekil 6.</b> CTAn programı ile inceleme alanı sınırlandırılması .....	43
<b>Şekil 7.</b> Bölgesel ayrıştırma (Region of interest).....	44
<b>Şekil 8.</b> Siyah-beyaz görüntü (Binary page) .....	44
<b>Şekil 9.</b> Kontrol gruplarına ait bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi.....	52
<b>Şekil 10.</b> Gücü 1W olan lazerle pürüzlendirme yapılarak üç farklı adeziv sistemin kullanıldığı gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi. ....	53
<b>Şekil 11.</b> Gücü 2W olan lazerle pürüzlendirme yapılarak üç farklı adeziv sistemin kullanıldığı gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi. ....	54
<b>Şekil 12.</b> Tüm gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi.....	56

## RESİMLER DİZİNİ

<b>Resim 1.</b> Demineralizasyonun değerlendirileceği dişlere ait bir örnek.....	33
<b>Resim 2.</b> Bağlanma dayanımının değerlendirileceği dişlere ait bir örnek.....	33
<b>Resim 3.</b> Çalışmamızda kullanılan lazer cihazı.....	36
<b>Resim 4.</b> Kullanılan lazerin ekranı ve uygulanan parametreler.....	37
<b>Resim 5.</b> Lazerin çeşitli açılardan kullanımı .....	37
<b>Resim 6.</b> Lazer uygulanarak pürüzlendirilmiş mine yüzeyi .....	38
<b>Resim 7.</b> Çalışmamızda kullanılan termal siklus cihazı .....	40
<b>Resim 8.</b> Çalışmamızda kullanılan mikro-BT cihazı.....	41
<b>Resim 9.</b> Çalışmamızda kullanılan universal test cihazı .....	45
<b>Resim 10.</b> Universal test cihazına örneğin yerleştirilmesi.....	46
<b>Resim 11.</b> AAE skoru 1 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. ....	60
<b>Resim 12.</b> AAE skoru 2 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. ....	60
<b>Resim 13.</b> AAE skoru 3 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. ....	61
<b>Resim 14.</b> AAE skoru 4 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. ....	61
<b>Resim 15.</b> AAE skoru 5 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. ....	62
<b>Resim 16.</b> Mine kırığı gözlenen örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü.....	62

## 1. GİRİŞ

Lazer cihazının 1960'li yılların başında Theodore Maiman tarafından keşfinin hemen ardından lazerler sanayi, teknoloji, iletişim ve sağlık alanlarında yaygın kullanım alanı bulmuştur. Tıpta özellikle dermatoloji ve oftalmoloji alanında yerleşmiş lazer uygulamaları vardır (1). Önceleri uygulama bölgesi olarak yumuşak doku ile sınırlı olan lazerler, 1990'lı yıllarda diş hekimliği pratiğinde de kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde lazerler, klinikte periodontal cerrahi, gingivektomi, kron boyu uzatma, adeziv sistemlerin polimerizasyonu, frenektomi, diş beyazlatma, aftöz ülserasyonların tedavisi, endodontik işlemler ve diş çürüklerinin ortadan kaldırılması gibi işlemlerde kullanılmaktadır. Lazer uygulamalarının daha iyi kanama kontrolü ve steril çalışma alanı sağlaması, post operatif ağrının ve ödemin azalması gibi avantajları vardır.

Teknolojik ilerlemelere bağlı olarak lazer cihazlarının gelişmesi, lazerlerin ortodonti alanında da kullanılmasına imkân sağlamıştır. Özellikle diş hareketini ve kemik yapım sürecini hızlandırma, ortodontik kuvvet uygulanmasını takiben gözlenen ağrının azaltılması, braket yapıştırılması öncesi mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, seramik braketlerin sökümü ve minenin demineralizasyona karşı korunması ortodonti pratiğinde lazerlerin en yaygın kullanım alanlarıdır (2).

Adeziv sistem uygulamasından önce minenin fosforik asit ile pürüzlendirilmesi braketlerin mineye bağlanmasında altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak asitle pürüzlendirme yönteminin mine yapısındaki inorganik materyali çökertmesi ve çürük ataklarına karşı savunmasız bir yüzey oluşturması özellikle kötü ağız hijyeni olan hastalarda beyaz nokta lezyonlarının oluşumuna sebep olur (3-5).

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde lazerler, asitle pürüzlendirmeye alternatif olarak kullanılmıştır (6-20). Lazer uygulaması sonrasında dişin yapısındaki kalsiyum/fosfat oranının değişmesi ve karbonat/fosfat oranının azalmasının mine yüzeylerini aside ve çürüğe karşı daha dirençli hale getirdiği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir. (16,21). Sabit ortodontik tedavi sırasında braket çevresinde izlenen beyaz nokta lezyonlarının oluşumundan asidin sorumlu tutulması, asitle pürüzlendirme yönteminin teknik hassasiyet gerektirmesi, nem kontrolünü

sağlamanın zor olduğu durumlarda lazerin uygulama kolaylığı, ortodontistleri braket yapıştırılması öncesi mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinde lazer kullanmaya yöneltmiştir.

Özellikle de sabit ortodontik tedavi esnasında ağız hijyenini sağlamakta güçlük çeken hastalarda braket çevresinde oluşabilecek demineralizasyon riskini azaltan ancak aynı zamanda klinik açıdan yeterli bağlanma dayanımı da sağlayan, uygulanabilirliği kolay bir bonding prosedürü halen tam olarak geliştirilememiştir.

Yapılan literatür incelemesinde, Er:YAG lazerlerin farklı güçlerde ve tek tip adeziv sistemle veya farklı adeziv sistemlerin tek bir lazer gücüyle birlikte uygulanarak lazerin demineralizasyona ve braketlerin bağlanma dayanımına etkisini inceleyen çalışmaların olduğu gözlenmiştir. Ancak farklı enerji düzeylerinde Er:YAG lazer pürüzlendirmeyeyle birlikte uygulanan farklı adeziv sistemlerin hem mine demineralizasyonuna hem de braketlerin bağlanma dayanımına etkisini inceleyen kapsamlı bir çalışmaya raslanılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı iki farklı enerji düzeyinde (100 mJ ve 200 mJ) uygulanan Er:YAG lazer ile birlikte farklı adeziv sistemler (Transbond XT Primer, Transbond Plus SEP ve Clearfil Protect Bond) kullanılarak yapıştırılan braketlerin çevresinde deneysel olarak oluşturulan demineralizasyonun incelenmesi ve yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesidir.

Farklı dozlarda Er:YAG lazer pürüzlendirmeyeyle kombine edilmiş farklı adezivlerin braket çevresi mine demineralizasyonuna etkisinin invaziv olmayan bir yöntem olan mikro-BT ile değerlendirilmesi çalışmamızın özgünlüğünü ortaya koymaktadır.

Başlangıç hipotezimiz, “Farklı dozlarda lazer pürüzlendirmeyeyle kombine edilerek uygulanan farklı adeziv sistemlerin mine demineralizasyonu ve braketlerin bağlanma dayanımı üzerine herhangi bir etkisi yoktur” şeklinde kurulmuştur.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Lazer Fiziği

Lazer kelimesi; “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir kısaltmadır. Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi anlamına gelmektedir.

Lazer günümüzden yaklaşık 50 yıl kadar önce Gordon Gould tarafından bulunmuş olmakla birlikte, bu buluşun dayandığı bilimsel temeller yaklaşık 100 yıl öncesinde yayımlanmıştır. Günümüzde ileri teknoloji ürünü olan lazerler hemen hemen her alanda kullanılmaktadır (1).

Sadece tek ve belirli bir dalga boyunda ışıyan lazer yapımının mümkün olması lazerin ayrıcalıklı bir özelliğidir. Bir başka deyişle, bütün enerjisini tek bir frekansta yoğunlaştıran ve kendisini oluşturan ışık dalgalarının tümünün aynı evrede olduğu lazer fiziğinin anlaşılması için ışığın parçacıklı yapısı hakkında bazı bilgilerin bilinmesi gerekmektedir (1).

Belirli bir atomun elektronları en düşük enerji durumunda bulunduğunda ait oldukları atom taban durumundadır. Atom enerji aldığıında yani soğurduğunda, daha yüksek bir enerji seviyesine geçer. Enerji seviyelerindeki değişiklik, bir elektronun düşük enerji seviyesinden daha yüksek enerji seviyesine geçmesiyle meydana gelir. Enerji soğurarak düşük enerji durumundan daha yüksek bir enerji durumuna geçiş süreci tersine çevrilebilir bir süreçtir. Tekrar daha düşük enerji durumlarına geri dönerken belirli miktarlarda elektromanyetik enerji salan taban durumundan daha yüksek enerji seviyesindeki “uyarılmış” atomlar için de aynı ifadeler kullanılabilir. Atomların düşük enerji durumundan yüksek enerji durumuna geçiş yaparken ve tekrar düşük enerji durumlarına geri dönerken soğurdukları veya saldıkları belirli miktarlardaki enerji, bazen doğru frekansta olduklarında ışık olarak algıladığımız ve elektromanyetik ışımaya birimi olarak tanımlanan “fotonlar” olarak gözlenebilir (22).

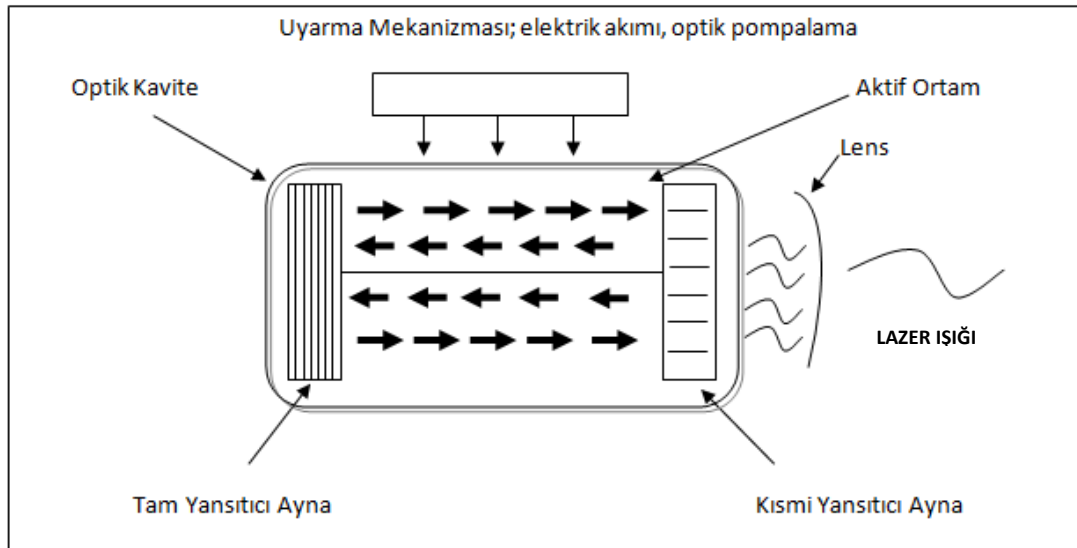
Einstein, 1917 yılında uygun boyutlu bir fotonun hali hazırda uyarılmış durumda bulunan bir moleküle çarpması halinde, bu molekülün daha düşük enerji seviyesine inerken, kendisine çarpan fotonla tamamen aynı büyüklükte ve o fotonla aynı doğrultuda hareket eden başka bir fotonu salacağı fikrini ortaya koymuştur (23).

Daha sonra bir gaz odacığının mikrodalga ışınları vasıtasıyla uyarılması sonucunda Einstein'ın ileri sürdüğü “uyarılmış salınımın” gerçekleşmesi ile Townes, Prokharov ve Basov tarafından lazere benzer bir aygıt olan “Maser” cihazı yapılmıştır (24).

İlk lazer cihazı ise 1960 yılında alüminyum oksit ve kromyum oksitten yapılmış sentetik yakut kristali kullanılarak Theodore Harold Maiman tarafından geliştirilmiştir (25).

### 2.1.1. Lazeri Oluşturan Bölümler

Enerji yüklenmiş atomların foton salınımını kontrol eden lazer cihazı 3 ana bölümden oluşmaktadır (Şekil 1) (23).



**Şekil 1.** Lazer cihazının bölümleri ve ışığın oluşumu Coluzzi, (2004)'den modifiye edilmiştir.

1- Optik Kavite: Lazer cihazının merkezinde bulunur. Optik kavitenin de merkezinde kimyasal maddelerin ve moleküllerin oluşturduğu katı, sıvı, gaz ve yarı iletken formda bulunabilen aktif ortam yer almaktadır. Lazerler aktif ortamın materyaline göre adlandırılabilir.

2- Yansıtıcılar: Tam veya kısmi yansıtıcı olan aynalar, fotonları yansıtarak daha sonraki uyarılmış salınımın oluşmasını sağlar. Aynalar aktif ortamın iki ucuna aktif ortamdaki ışınları dik gelecek şekilde yerleştirilir. Aynalardan biri üzerine düşen ışığın tümü, diğer ayna üzerine düşen ışığın sadece bir kısmı optik kaviteye geri yansıtılır. Kalan kısım ikinci aynadan dışarı çıkarak, lazer ışığını oluşturur.

3-Uyarma Mekanizması: Aktif ortamın aynı fazda olmayan fotonlarına yeniden yön vererek doğrusal, tek renkli ve aynı fazda ışık oluşturan kısımdır. Uyarma mekanizması yarı iletken ve gaz lazerlerde aktif ortamdan elektrik akımı geçirilerek, katı ve sıvı lazerlerde ise genellikle optik pompalama yöntemi kullanılarak gerçekleştirilir.

Optik kavite, yansıtıcılar ve uyarma mekanizması dışında soğutma sistemi, odaklı lensler, kontrol parçaları ve dokuya iletim sistemleri lazer cihazının diğer bölümlerini oluşturmaktadır.

Lazer ışığının hedef dokuya iletimini sağlayan iki tip iletim sistemi mevcuttur. Birinci sistem, ucu yansıtıcı ayna ile sonlanan hareketli bükülebilir kollardır. İkincisi ise cam fiber optik kablolu sistemlerdir.

Sert doku lazerlerinde dalga boyunun büyük olması ve enerjinin hedef doku tarafından yüksek oranda absorbe edilmesi sebebiyle dağıtım sistemlerindeki özel fiber uca soğutucu hava ve su eklenmiştir. Suyun kullanımı sert doku yapısının mikrofraktürünü engeller ve karbonizasyon olasılığını azaltır.

Lazerler kontak veya non-kontak konumda çalışmaya olanak sağlar. Lazerin non-kontak konumda kullanımı ışının hedeften birkaç milimetre uzağa ulaştırılmasına yol açarak dokunun kontrollü olarak uzaklaştırılmasını sağlasa da dokunma hissini olmayışı dikkatli ve özenli çalışmayı gerektirir.

### **2.1.2. Lazer Işığının Karakteristik Özellikleri**

Lazer ışığı diğer ışık türleriyle pek çok ortak özelliğe sahip olmasına rağmen elde edilme biçiminden dolayı diğer ışık türlerinden farklı bazı karakteristik özelliklere sahiptir.

1. Tek renklilik (monokromatik): Işığın sadece tek renk ve dalga boyuna sahip olmasıdır.
2. Koherentlik: Lazer cihazından üretilen tüm ışık dalgalarının aynı fazda bulunmasıdır.
3. Doğrusallık: Lazer optik kavitesinden yayılan ışığın sabit bir şekli ve boyutunun olmasıdır (23).

Lazer kavitesinden yayılan ışık yoğun ve güçlüdür, sapma olasılığı çok düşüktür. Lazer ışığı etrafa dağılmadığı için hedef dokuda istenen etki sağlanırken, çevre doku tahribatı minimum düzeyde tutulabilmektedir.

Lazer uygulamalarında hedef dokuda istenen etkinin elde edilmesi için bilinmesi gereken bazı parametreler ve tanımlar vardır (22).

**Enerji Yoğunluğu:** Atımlı lazerlerde birim alandaki enerji miktarını ifade eder, birimi  $J/cm^2$  'dir.

**Güç Yoğunluğu:** Sürekli lazerlerde enerji yoğunluğu yerine güç yoğunluğu kavramı kullanılmaktadır. Güç yoğunluğu, birim alanda bulunan güç miktarı veya foton konsantrasyonu olarak tanımlanır, birimi  $W/cm^2$  'dir. Enerji yoğunluğu ve güç yoğunluğu terimleri yerine doz terimi de kullanılmaktadır.

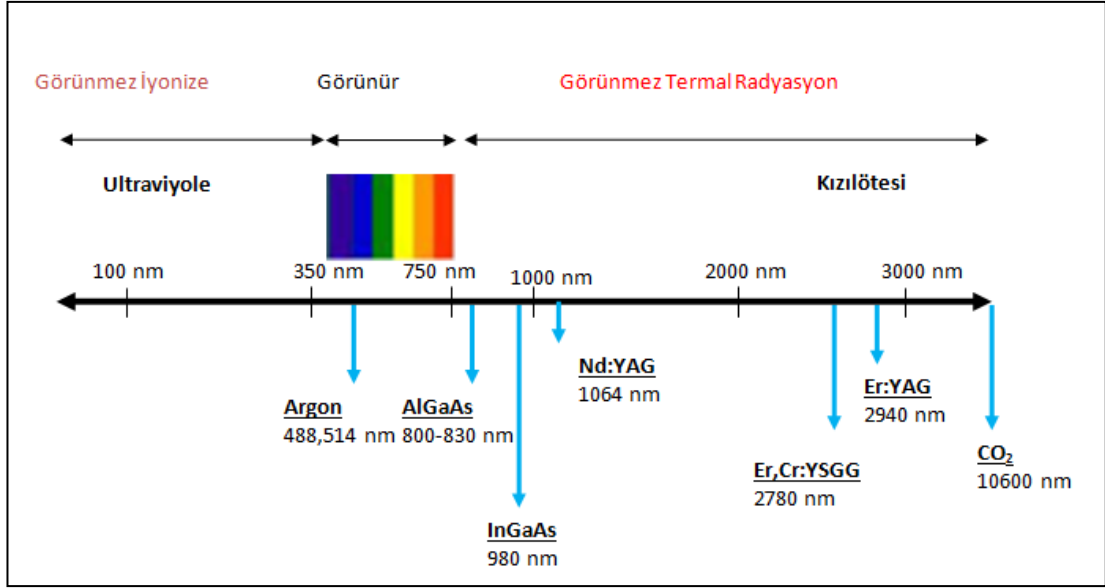
**Frekans:** Bir saniyede tekrarlanan atım sayısıdır, birimi Hertz (Hz) 'dir.

**Atım Süresi:** Tek bir lazer atımının oluşturduğu süredir, birimi sn'dir.

**Işığın çapı:** Dokunun üzerindeki hedef alınan alan ile ilgilidir, birim alandaki ( $cm^2$ ) W ya da J cinsinden bulunan enerjideki foton yoğunluğudur.

Diğer önemli bir parametre ise dalga boyudur. Dalga boyu lazer ışımına karakteristik özelliğini verir, klinik uygulama alanlarını ve cihazın dizaynını etkiler. Çoğu kez nm cinsinden ifade edilir.

Diş hekimliği pratiğinde kullanılmakta olan lazerlerin dalga boyları 488-10600 nm arasında değişmektedir. Dental lazerler elektromanyetik spektrumun görünür ya da görünmez iyonize olmayan kısmına dahildir ve termal radyasyon yayarlar (23) (Şekil 2).



**Şekil 2.** Dental lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki dalga boyları Coluzzi, (2004)'den modifiye edilmiştir.

### 2.1.3. Lazerlerin Sınıflandırılması

Lazerler elde edildiği aktif ortam, uygulanan doku, enerji seviyeleri ve ışımının niteliği esas alınarak sınıflandırılabilir.

1. Elde edildikleri aktif ortama göre lazerler: Katı, gaz, sıvı ve yarı iletken aktif ortamdan elde edilen lazerlerdir. Ruby (yakut), Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG gibi lazerler katı aktif ortamdan elde edilen lazerlere; argon, CO<sub>2</sub> lazerler ise gaz aktif ortamdan elde edilen lazerlere örnek olarak verilebilir.
2. Uygulandıkları dokuya göre lazerler: Sert ve yumuşak doku lazerleri.
3. Enerji seviyelerine göre lazerler:
  - a. Düşük enerjili lazerler: Güç düzeyleri 1-500 mW arasında olan terapötik amaçla kullanılan lazerlerdir. Uygulanan dokuda yaklaşık olarak 1°C ısı artışına neden olduğundan termal etkileri bulunmamaktadır.
  - b. Yüksek enerjili lazerler: Güç düzeyleri 30-100 W arasında olan cerrahi amaçla kullanılan lazerlerdir. Termal etkiye sahiptirler.

4. Işımanın niteliğine göre lazerler: Sürekli, kesikli ve serbest atımlı lazerler şeklinde sınıflandırılabilir.

#### **2.1.4. Lazer-Sert Doku Etkileşimi**

Lazer-doku etkileşimi, hedef alınan dokunun optik özelliklerine göre değişmekle birlikte lazer ışığı yansıtılabilir, absorbe edilebilir, iletilebilir veya saçılabilir (26). Hedef dokuda istenen etkiyi sağlamak için dokuda hangi moleküllerin bulunduğu, bu moleküllerin hangi dalga boylarındaki ışığı soğurduklarını veya geçirdiklerini bilmek gerekir. Örneğin Nd:YAG ve diyet lazerler gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler, su içerisine yüksek derecede geçiş özelliğine sahiptir. Ancak erbiyum ve CO<sub>2</sub> lazerler gibi uzun dalga boyuna sahip lazerlerin doku sıvıları tarafından emilimi daha fazla olmaktadır (23).

Dokular tarafından emilen enerji miktarı dokunun pigmentasyonu, kalınlığı, içerdiği su miktarı gibi özelliklere ve ayrıca lazerin dalga boyu ile emisyon moduna bağlıdır. Emilimi etkileyen diğer faktörler ise; yüzey nemliliği, ışığın geliş açısı, lazerin uygulama süresi ve kontak ya da non-kontak şekilde uygulanmasıdır (26,27).

Lazer ışığının, diş sert dokuları üzerine kullanımı ilk kez 1965 yılında Goldman ve ark. tarafından incelenmiştir (28). Diş sert dokularında lazerler dokuların su ve hidroksiapatit içeriğine etki ederek işlev görür. Hidroksiapatit diş sert dokularının en önemli bileşenidir ve dalga boylarına göre absorpsiyon oranı değişiklik göstermektedir. Lazer enerjisi ile hidroksiapatit kristalindeki hidroksil grubu ve interkristalin boşluklarda bulunan su molekülü yüklendikleri enerji ile hızla buharlaşmaya çalışırken mikropatlamlar oluşur ve moleküller arası bağları çözen bu patlamalarla birlikte ablasyon gerçekleşir. Ablasyon, diş yüzeyinden buharlaşma veya kopma yoluyla oluşan doku kaybıdır (23).

Ablasyon esnasında ortaya çıkan ısı artışı diş dokuları tarafından tolere edilebilir. Lazerler üzerine yapılan tüm klinik çalışmalar pulpa odasındaki olası ısı artışının çok düşük olduğunu ve herhangi bir tehlike oluşturmadığını göstermiştir (29-31).

## **2.2. Diş Hekimliğinde Sık Kullanılan Lazer Sistemleri**

Uygulanan tedavi süresince istenen etkilerin sağlanması lazer ışığının dalga boyuna, gücüne ve dokuya verilen enerji miktarına bağlıdır. Argon, Nd:YAG, diyot, CO<sub>2</sub>, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler aktif ortamları, dalga boyları, iletim sistemleri, dokuda oluşturdukları absorpsiyon miktarı dikkate alınarak diş hekimliğinin farklı bölümlerinde kullanılmaktadır (2). Bu lazerlerin dalga boyu, etkilediği dokular ve biyolojik dokular tarafından emilimi Tablo 1’de detaylı olarak özetlenmiştir.

### **2.2.1. Argon Lazer**

Aktif maddesi argon gazı olan lazerlerdir. Görünür spektrumda yer almaktadır. Mavi renkli, 488 nm ve mavi-yeşil renkli, 514 nm olmak üzere iki farklı dalga boyuna sahiptir. Diş hekimliğinde her iki dalga boyu da kullanılmaktadır (23).

Kompozit restoratif materyallerin polimerizasyonunda, bazı beyazlatıcı ajanların ve ölçü maddelerinin aktivasyonunda 488 nm dalga boyundaki argon lazer kullanılmaktadır (32). Dalga boyu 514 nm olan argon lazer ise hemoglobin, hemosiderin, melanin gibi pigment moleküllere sahip dokularda maksimum absorpsiyon gösterdiğinden mükemmel hemostaz sağlamaktadır (23). Özellikle diş eti cerrahisinde kanama kontrolünde kullanılır. Argon lazerin her iki dalga boyu da dental sert dokular ve su tarafından az miktarda emilir. Gingival cerrahiler sırasında diş sert dokularına zarar vermeden çalışmaya olanak sağlar (23). Her iki dalga boyu da transillüminasyon tekniğiyle çürük teşhisinde de kullanılabilir. Çürük alanlar koyu kırmızı veya turuncu renk ışık vererek çevre sağlıklı dokulardan kolaylıkla ayırt edilebilir (33).

### **2.2.2. Diyot Lazer**

Katı hal aktif ortamı bulunan alüminyum veya indiyum, galyum ve arseniğin bazı kombinasyonları ile yarı iletken üretilen bir lazerdir. Dental uygulamalarda kullanılabilen tipinin dalga boyu 800 ile 980 nm arasındadır. Bu dalga boyları elektromanyetik spektrumun görünmez iyonize olmayan kızılötesi bölgesine yakın bir bölgededir.

Bütün dalga boylarındaki diyet lazerler, pigmente dokularda çok yüksek oranda emilmekte ve dokulara derin penetrasyon göstermektedir. Ancak hemostaz sağlamada argon lazerler kadar hızlı değildir. Diş sert dokuları tarafından emilimi azdır. Diyet lazerler diş dokuları tarafından çok az absorbe edildiğinden dolayı mine, dentin ve semente yakın çalışılması gereken yumuşak doku cerrahilerinde güvenle kullanılabilir (23). Ayrıca diş sert dokularında çürük olan bölgelerde floresan özellik göstererek, klinikte çürük tespitini kolaylaştırırlar (34).

En büyük avantajları maliyeti düşük, taşınabilir ve kompakt yapıda olmaları diş hekimleri tarafından daha çok tercih edilmelerine neden olmuştur (35).

### **2.2.3. Neodymium:YAG (Nd:YAG) Lazer**

Nd:YAG lazerler garnet kristalinin ve alüminyum gibi yeryüzünde oldukça seyrek bulunan elementler ile kombine edilmiş olan katı aktif ortama ve 1064 nm dalga boyuna sahiptir. Elektromanyetik spektrumda görünmez kızılötesine yakın bir bölgede bulunur (23). Argon lazer ile kıyaslandığında, Nd:YAG lazer enerjisi melanin tarafından daha fazla, hemoglobin tarafından ise daha az emilir. Enerjisinin yaklaşık olarak %90'ı sudan iletilir. Dental sert dokularda oldukça az miktarda emilmektedir. Bu özelliğinden dolayı yüzeysel çürük lezyonları sağlıklı mine dokusuna zarar verilmeden Nd:YAG lazer ile uzaklaştırılabilir (36). Dişe komşu yumuşak dokularda güvenli bir şekilde çalışmayı sağlar (23). Nd:YAG lazer, kalın bir koagülasyon tabakası ve güçlü bir hemostaz oluşturur. Daha çok dental yumuşak dokularda kesme, kanama kontrolü ve yumuşak dokunun küretajında kullanılmaktadır (35).

### **2.2.4. Karbondioksit (CO<sub>2</sub>) Lazer**

CO<sub>2</sub> lazerler, aktif ortam maddesi olarak CO<sub>2</sub> gazı içermektedir. Gaz lazerler içinde verimi en yüksek olanıdır. Dalga boyu 10600 nm'dir. Elektromanyetik spektrumun orta kızılötesi görünmez iyonize olmayan kısmının sonunda yer alır. Bu dalga boyunun en önemli özelliği erbiyum lazerlerden sonra su tarafından çok iyi absorbe olması ve bu sayede doku ablasyonu elde edilebilmesidir. Yumuşak dokuyu kolaylıkla keser ve kanama kontrolü sağlar. Doku içerisinde sığ bir penetrasyon gösterir. Yoğun fibröz dokuyu kesmede çok başarılıdır ve doku etkileşimi oldukça



hızlıdır. Diğer dental lazerlerden daha yüksek hidroksiapatit emilimi gösterir. Bu nedenle yumuşak doku cerrahi bölgesine komşu diş yapısı dikkatlice korunmalıdır (23).

Dentin hassasiyetinin giderilmesinde, minenin asit ataklarına karşı direncinin artırılmasında ve pulpotomi gibi işlemlerde kullanılabilirliği yapılan in vitro çalışmalarda gösterilmiştir (37,38). Bu lazerlerin kemik cerrahisi ve diş preparasyonu gibi sert doku işlemleri için kullanımı uygun değildir.

### **2.2.5. Erbiyum Lazerler**

Diş hekimliğinde en yaygın kullanılan lazer sistemi erbiyum lazerlerdir. Erbiyum: yittriyum alüminyum garnet (Er:YAG) ve erbiyum, krominyum, yittriyum skandiyum galyum garnet (Er,Cr:YSGG) lazer olmak üzere iki çeşittir. Her iki lazerin dalga boyu elektromanyetik spektrumunun iyonize olmayan görünmez orta kızılötesi bölgesindedir (23).

Er,Cr:YSGG lazerlerin aktif ortamı, erbiyum ve krominyum ile kaplanmış katı ittriyum-skandiyum-galyum-garnet katı kristalidir. Dalga boyu 2780 nm'dir. Er:YAG lazerin aktif ortamı ise ittriyum-alüminyum-garnet kristalidir ve dalga boyu 2940 nm'dir (23).

Her iki lazer de hem yumuşak dokunun hem de dişin inorganik matriks ve hidroksiapatit bileşenleri tarafından çok güçlü bir şekilde emilir. Suda en iyi absorbe olan lazerdir (39-41).

Erbiyum lazerler dişte olduğu gibi kemikte de hidroksiapatit ve suyun yoğun miktarlarda bulunmasından dolayı kemiği ilgilendiren cerrahilerde ve kemik kaldırma işlemlerinde başarıyla kullanılabilir. Her iki lazer tipi de yüksek su içeriğinden dolayı yumuşak doku cerrahilerinde hızlıca dokuyu eksise edebilmektedir.

**Tablo 1.** Diş hekimliğinde sık kullanılan lazerlerin dalga boyları, etkiledikleri dokular ve biyolojik komponentler tarafından emilimi

<b>Diş hekimliğinde sık kullanılan lazer sistemleri</b>	<b>Dalga boyu (nm)</b>	<b>Etkilenen doku</b>	<b>Biyolojik komponentler tarafından emilimi</b>
Argon	488 ve 514 nm	Yumuşak	Melanin, hemoglobin
Diyot	810-940 nm	Yumuşak	Melanin, hemoglobin
Nd:YAG	1064 nm	Yumuşak	Melanin, hemoglobin
CO <sub>2</sub>	10600 nm	Yumuşak	Su, hidroksiapatit
Er:YAG	2940 nm	Sert ve yumuşak	Su, hidroksiapatit
Er,Cr:YSGG	2780 nm	Sert ve yumuşak	Su, hidroksiapatit

### **2.3. Ortodontide Lazer Kullanımı**

Dental lazerler, ortodonti alanında özellikle ortodontik kuvvete bağlı gözlenen ağrının azaltılması, diş hareketi ve alveoler kemik remodelling sürecinin stimülasyonu, seramik braketlerin sökümünü kolaylaştırma, mine yüzeyini pürüzlendirme, pürüzlendirme sonucu minenin asit ataklarına karşı direncini artırma, frenektomi, papillektomi, gingival insizyon gibi minör cerrahi uygulamalarda kullanılmaktadır (2).

Ortodontik kuvvet uygulamasını takiben gözlenen ağrının azaltılması amacıyla Nd:YAG, CO<sub>2</sub>, diyot yumuşak doku lazerleri kullanılabilir (42-44). Ayrıca düşük doz lazerin biyostimülatif etkisini ele alan bir çalışmada lazerin fibroblast büyüme gelişiminde, yara iyileşmesinde, kemik remodelling sürecinin stimülasyonu ya da osteoblastların farklılaşması ile hücreler arası değişimlerde önemli rol oynadığı belirtilmiştir (45).

Ortodonti pratiğinde seramik braketlerin sökümü esnasında mine ve braket kırıkları ile çatlaklar karşılaştığımız en önemli yan etkiler arasında yer almaktadır. Lazer kullanımının bu problemleri azalttığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (46-50). Nd:YAG, CO<sub>2</sub>, Er:YAG ve diyot lazerler porselen braketlerin debonding işleminde güvenle kullanılabilir.

Ortodontik tedavi ile ilişkili frenektomi, papillektomi, gingival insizyon gibi minör cerrahi işlemlerde Nd:YAG lazerlerden, ortodontik tedavi sonrası diş etinin yeniden şekillendirilmesi amacıyla diyet lazerlerden yararlanılabilir (2).

## **2.4. Ortodontide Bonding**

Ortodontik ataçmanlar ve mine yüzeyi arasında yeterli adeziv bağlantının sağlanması ortodontik tedavinin başarılı olmasında en önemli faktörlerden biridir (51). İlk olarak 1955 yılında Buonocore, mine yüzeyine %85'lik fosforik asidi 30 saniye süreyle uygulayarak, akrilik rezinlerin mineye tutuculuğunu artırdığını göstermiştir (52). Ardından Newman, 1965 yılında %40'lık fosforik asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyine ortodontik braketleri epoksi reçine kullanarak doğrudan yapıştırmıştır (53). Direkt bonding üzerine yapılmış ilk klinik değerlendirme 1977 yılında yayımlanmıştır (54). Braketleri arka dişlere daha doğru pozisyonda yerleştirmeye olanak sağlayan indirekt bonding tekniği ise (55-59), Silverman ve ark. tarafından 1972 yılında geliştirilmiştir (56). Mine yüzeyi asitlenerek ortodontik ataçmanların direkt veya indirekt olarak diş yüzeyine yapıştırılması, 1970'li yıllardan günümüze birçok klinisyen tarafından tercih edilmektedir (51).

Ortodontik ataçmanların direkt veya indirekt bonding teknik kullanılarak diş yüzeyine yapıştırılması amacıyla ortodonti kliniklerinde rutin olarak uygulanan prosedür; diş yüzeyinin temizlenmesi, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, bağlayıcı ajan uygulanması ve braketin diş yüzeyine yapıştırılması basamaklarını içerir (51).

### **2.4.1. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi**

Minenin yüzey enerjisini değiştirerek yüzeyin mikromekanik retansiyona hazırlanması amacıyla asit ile pürüzlendirme, kumla pürüzlendirme ya da lazer ile pürüzlendirme gibi birçok farklı yöntem kullanılmaktadır.

#### **2.4.1.1. Asitle Pürüzlendirme**

Asit, mine yüzeyinde primer etki olarak yüzey alanını artırmakta ve mikromekanik tutuculuk sağlayan mikropöroziteleri oluşturmaktadır. Dolayısıyla

düşük enerjili hidrofobik bir yüzeye göre, yüksek enerjiye sahip hidrofilik bir mine yüzeyi meydana gelmektedir (61).

Mine yüzeyine uygulanan asit sonrasında meydana gelen etki; kullanılan asidin çeşidi, konsantrasyonu, formu ve uygulama süresine bağlı olarak değişmektedir (62-64).

Mineye bağlanma kuvvetini artırmak amacıyla sıklıkla fosforik asit kullanılmasına rağmen poliakrilik asit (65), maleik asit (62,66,67), sitrik, oksalik veya nitrik asit gibi farklı asitler de kullanılabilir (68-71).

Asitle pürüzlendirme tekniğinde kullanılan asit konsantrasyonları geniş bir aralıktadır. İlk olarak %85'lik konsantrasyonda kullanılan fosforik asidin (51) daha sonraları %2'lik konsantrasyonu da kullanılmıştır (72). Günümüzde sıklıkla %35-37'lik konsantrasyonu kullanılmaktadır (73).

Uygulanacak asit, solüsyon veya jel kıvamında olabilir. Solüsyon formdaki asitlerin mineye uygulandığında kontrol edilmesi oldukça güçtür. Bir miktar asit, asitleme gerekmeyen alanlarla temasa geçebilmektedir. Bu durum ağız hijyeni yetersiz hastalarda yüksek asidite varlığında demineralizasyon riskini artırır. Bu problem jel formdaki asitlerin geliştirilmesiyle çözülmüştür. Jel formdaki asit, asitlenecek alanın sınırlandırılmasında daha iyi kontrol sağlar (63). Ayrıca jele renk verici maddeler ilave edilerek kontrollü uygulama daha da kolaylaştırılmıştır (74). Brannström ve ark. yaptıkları çalışmada solüsyon veya jel formdaki asit ile pürüzlendirme sonrası yüzey pürüzlülüğü açısından herhangi bir farklılık olmadığını rapor etmiştir (63).

Asitle pürüzlendirmenin başarısını asidin uygulama süresi de etkiler. Yapılan araştırmalarda daimi dişlerde uygulama süresinin 15 saniye olmasının yeterli olduğu gösterilmiştir (63,75-77).

Mine yüzeyleri SEM'de incelendiğinde, kullanılan asidin konsantrasyonu ve uygulama süresine bağlı olarak, üç farklı pürüzlenme tipi gerçekleştiği gözlenmiştir. En sık görülen pürüzlenme Tip 1'dir. Mine prizmalarının periferlerinin bozulmadan kalarak, kor kısımlarının selektif olarak uzaklaştığı pürüzlenme tipidir. Ortaya çıkan görüntüye "bal peteği görünümü" adı verilir. Tip 2 pürüzlenme paterni Tip 1'in tam tersidir. Prizmaların kor kısımları bozulmadan, periferleri selektif olarak uzaklaşır.

Tip 3 pürüzlendirmede ise hem Tip 1 hem de Tip 2'ye benzer alanlarla birlikte mine prizma morfolojisi ile ilgisi olmayan farklı alanlar da izlenmiştir (78).

Asitle pürüzlendirme öncesi dişler üzerindeki bakteriyel plağın kaldırılması son derece önemlidir. Asitleme işleminden önce pamuk rulolar, dudak yanak ekartörleri ve tükürük emici gibi gereçler ile nem kontrolü de mutlaka sağlanmalıdır. İzolasyon başarıyla sağlandıktan sonra %37'lik fosforik asit ile mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, adeziv materyalin retansiyonunu sağlayan mikropöröziteleri oluşturmak için kullanılan standart yöntemdir. Asit uygulaması ardından oluşan debris yüzeyden uzaklaştırmak amacıyla mine yüzeyi bol su ile yıkanır ve diş yüzeyi tebeşirimsi bir alan elde edilene kadar hava spreyi ile kurutulur. Ortamdaki asidin uzaklaştırılarak yüzeyin nemden ve tükürükten korunması, mineye bağlantının daha güçlü olması ve artırılan yüzey enerjisinin adezyon işlemi sırasında korunması açısından oldukça önemlidir (51).

Asitle pürüzlendirme, özellikle tedavi sırasında ağız hijyenini sağlamada güçlük yaşayan hastalarda, bakteriyel plağın yeteri kadar iyi uzaklaştırılmamasına bağlı olarak artan asidite varlığında daha çabuk çürük oluşmasına neden olur (3-5). Ayrıca asitle pürüzlendirmenin çok aşamalı olması, yıkama ve kurutma işlemlerinin hassasiyet gerektirmesi, yıkama sonrası ağızda acı bir tat bırakması tekniğin diğer dezavantajlarıdır.

#### **2.4.1.2. Kumla Pürüzlendirme**

Yüksek hava basıncı yardımıyla alüminyum oksit partiküllerini diş yüzeyine püskürtmek suretiyle mine yüzeyinin pürüzlendirildiği alternatif bir tekniktir. Kumla pürüzlendirme ile minede oluşan yüzey düzensizliği; kumlamada kullanılan materyalin partikül büyüklüğü, partiküllerin şekli, abrazivin sertliği, partiküllerin uygulanış hızı, uygulama süresi, uygulama mesafesi ve açısı, hava basıncı ve pürüzlendirilen yüzeyin mikroyapısı gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir (79).

Kumla pürüzlendirme tekniğinin daha az mine kaybı ile daha iyi tutuculuk sağlayacağı fikrinden yola çıkılarak bonding işlemi öncesi bağlanma kuvvetinin artırılması amacıyla bu teknik birçok çalışmada kullanılmıştır (80-84). Ancak yapılan

çalışmalarda kumla pürüzlendirilen mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin, asitle pürüzlendirilerek yapıştırılan braketlere göre daha düşük bağlanma dayanımı gösterdiği gözlenmiştir (81-83).

Kumlama ile pürüzlendirme işleminin en büyük dezavantajı klinik olarak uygulanabilirliğinin yeterince pratik olmayışıdır. Kumlama eğer ağız ortamında uygulanacaksa çevreye saçılacak partikülleri önlemek için güçlü bir aspiratöre ihtiyaç duyulur. Aksi halde saçılan partiküller yanak mukozasında batma hissi uyandıracak ve çalışma ortamında kirliliğe yol açacaktır (84).

#### **2.4.1.3. Lazerle Pürüzlendirme**

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla ilk kez 1992 yılında Roberts-Harry ve ark. tarafından Nd:YAG lazer kullanılmıştır (85). Ardından Corpas ve ark. yaptıkları çalışmada asitle ve Nd:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarını incelemişlerdir (86). Yapılan her iki çalışmada da Nd:YAG lazerin mine yüzeyini pürüzlendirmede etkili bir yöntem olmadığı sonucuna varılmıştır.

Er:YAG lazerlerin su tarafından soğurulması diş hekimliğinde kullanılan diğer tüm lazerlerden daha fazladır ve hidrosiapatite karşı yüksek afiniteye sahiptirler (23). Ayrıca Er:YAG lazerler çevre dokularda ve pulpada termal hasara neden olmaksızın mine yüzeyindeki hidroksiapatit kristallerini selektif olarak kaldırarak düzensiz bir yüzey oluşturur ve adezivlerin mekanik retansiyonunu artırır. Lazer uygulanan mine yüzeyinde hidroksiapatit matriks içinde sıkışmış bulunan su buharlaşmakta ve bu esnada mikropatlamlar meydana gelmektedir. Kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerji miktarına bağlı olarak mine yüzeyinde 10-20 µm derinliğinde, asit uygulanmasındakine benzer bir pürüzlenme ve düzensizlik meydana geldiği görülmüştür. Bu enerji seviyesi temelde lazerin dalga boyuna bağlıdır (6).

Özellikle de izolasyonu sağlamanın zor olduğu durumlarda mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla lazer kullanımı oldukça avantajlıdır. Lazer uygulamasının bir diğer üstünlüğu ise aside dirençli yüzey oluşturmasıdır. Aside dirençli yüzey oluşmasının altında yatan mekanizma, diş sert dokularına uygulanan lazerin

kalsiyum/fosfat oranını değiştirmesi, karbonatın fosfata oranını, su ve organik bileşenlerin miktarını azaltması ile açıklanabilir (16,21).

Ortodontik ataçmanların bonding işleminde, mine yüzeyinin lazer kullanılarak przlendirilmesinin asitle pürüzlendirmeye alternatif olarak sunulduğu çalışmalar son yıllarda artmaktadır (8-19). Ancak araştırmalarda kullanılacak lazer parametreleri hususunda görüş birliği sağlanamamıştır. Lazerle mine yüzeyinin etkili ve doğru bir şekilde pürüzlendirilmesi için uygulanacak en uygun parametrenin belirlenmesi daha etkili bir bağlanma sağlarken, geleneksel adezivlerin uygulamasında temel olan asitle pürüzlendirme aşamasını da elimine edebilecektir.

#### **2.4.2. Ortodontide Kullanılan Güncel Adeziv Sistemler**

Ortodontide kullanılan adeziv sistemler “etki mekanizmaları” esas alınarak asitlenen-yıkanan (etch-rinse) ve kendinden asitli (self-etch) adeziv sistemler olarak sınıflandırılabilir.

##### **2.4.2.1. Asitlenen-Yıkanan (Etch&Rinse) Adeziv Sistemler**

Geleneksel üç aşamalı adeziv sistemlerde, asitle przlendirmeyi primer ve adeziv rezin uygulaması takip eder. Bu teknik son derece etkili olmasına rağmen uygulama esnasında aşırı hassasiyet gerektirmektedir. Zamanla kullanım kolaylığı sağlamak amacıyla basitleştirilmiş iki basamaklı asitlenen-yıkanan adeziv sistemler geliştirilmiş, primer ve adeziv tek aşamada uygulanmıştır (87).

Adeziv sistemlerin uygulanmasında asitle pürüzlendirme aşamasında sıklıkla %37’lik fosforik asit kullanılmaktadır. Asitlenen-yıkanan adeziv sistemlerde yıkama işleminin sonra mine yüzeyi tebeşirimsi bir görüntü elde edilene kadar kurutulur (51). Asitle pürüzlendirme sonrası oluşan przly mine yapısı, normal mineden daha fazla çözünürlüğe sahiptir. Bu nedenle bazı araştırmacılar braketler çevresinde oluşan beyaz nokta lezyonlarından fosforik asit uygulamasını sorumlu tutmaktadır (16,21).

##### **2.4.2.2. Kendinden Asitli (Self-Etch) Adeziv Sistemler**

Kendinden asitli adeziv sistemler, braketlerin mine yüzeyine yapıştırılması sırasında hasta başında geçen sürenin kısaltılması ve uygulama sırasındaki

basamakların azaltılarak hata payını düşürmeye yönelik avantajlar sağlamaktadır (88).

Asidik primer olarak adlandırılabilen self-etching primer (SEP), hidroksiapatitin kısmi olarak çözünmesini ve aynı zamanda monomerlerin difüze olabildiğini sağlayan asidik fonksiyonel monomerler içermektedir. Bu şekilde minerallerle çevrelenmiş ve rezinin infiltre olabileceği bir bölge ortaya çıkar. SEP'in aktif içeriği fosforik asit ve metakrilattır. Bu içerikteki fosfat grubu hidroksiapatitten kalsiyumu uzaklaştırır. Mineden ayrılan kalsiyum suyla yıkanıp uzaklaştırılmaz, primerin polimerize olması ile birlikte karmaşık bir ağ içine katılır (89).

Kendinden asitli adeziv sistemler, ayrı bir bağlayıcı ajanın uygulanıp uygulanmamasına göre iki basamaklı ve tek basamaklı olarak sınıflandırılmaktadır. İki basamaklı sistemler iki solüsyon halinde bulunur. İlk solüsyon, kendinden asidik primer içeren hidrofilik solüsyondur. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ve primer uygulanması tek basamakta gerçekleştirilir. Diğer şişedeki solüsyon da hidrofobik adeziv rezindir ve bonding uygulamasını sağlar (87).

Tek basamaklı self-etch adeziv sistemler ile yüzeyin pürüzlendirilmesi, primer uygulaması ve bonding işlemleri dış yüzeyine solüsyonun uygulanmasıyla tek basamakta tamamlanır. Bu adeziv sistemlerin kullanımı pürüzlendirme derinliği ile rezin monomer penetrasyonu arasındaki uyumsuzluğun önlenmesini sağlar (88).

SEP kullanımı eş zamanlı asitleme ve primer uygulaması sağlayarak asitleme, yıkama ve sonrasında kurulama basamaklarını elimine ederek basitleştirilmiş hızlı bir uygulama tekniği olarak görülse de literatürde yer alan bazı araştırmalarda SEP kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarının düşük olduğu gösterilmiştir (90-95).

## **2.5. Ortodontik Tedavi ve Mine Demineralizasyonları**

Sabit ortodontik tedavi esnasında bant ve braketlerin yerleştirilmesinin ardından hastaların ağız hijyenini sağlaması güçleştiğinden, plak miktarı artmakta ve oral flora içeriği değişmektedir (96-98). Ortodontik braketlerin çevresinde oluşan plak içerisindeki yüksek ve devamlı olan karyojenik yapının sebep olduğu sabit



ortodontik tedavi ile ilişkili mine demineralizasyonlarının oluşumu son derece hızlı bir süreçtir (5).

Sabit ortodontik tedavi gören hastalarda karşılaşılan demineralizasyonların ilk klinik bulgusu mine üzerinde oluşan beyaz nokta lezyonlarının gelişimidir (99). Beyaz nokta lezyonları, tedavinin başlamasını takiben 4 hafta gibi kısa bir süre içerisinde gözle görülebilir hale gelir (100). Bu kısa süre, bir ortodontik tedavi randevusundan diğerine kadar olan süredir.

Ortodontik tedavi gören bireylerde, braketleme işlemi öncesi diş yüzeyinin temizlenmesi, asitle pürüzlendirme, söküm safhası sırasında ve sonrasında mine yüzeyindeki yapıştırıcı artıkların temizlenmesiyle mine dış yüzeyinde oluşan kayıplar da mineyi demineralizasyona daha yatkın hale getirmektedir (101). Yapılan çalışmalarda braket yapıştırma işlemi öncesi diş yüzeyinin temizlenmesi ile ortalama 5 µm, asitleme işlemi sonunda 10 µm, braketlerin sökümü ve diş yüzeyinin temizlenmesi esnasında ortalama 50 µm'a kadar mine yüzeyinden kayıp olduğu belirtilmiştir (102).

Sabit ortodontik tedavi gören hastalarda, tedavi başladıktan 6 ve 12 ay sonra sırasıyla %38 ve %46 oranlarında en az bir tane beyaz nokta lezyonu oluşumu gözlenmiştir (103). Willmot ve Brook'un beş yıllık bir takip çalışmasında ortodontik tedavi sonrası tüm vakalarda beyaz nokta lezyonlarının görülme sıklığı %7.3 olarak bulunmuştur. Ayrıca braketleri sökülen 657 hastadan 239'unda en az bir veya daha fazla lezyonun ortodontik tedavi ile ilişkili olduğu saptanmıştır (104).

Her ne kadar beyaz nokta lezyonlarının oluşumu kolay olsa da, remineralizasyonla geri dönüşümü mümkündür (105). Artun ve Thylstrup, braketlerin çıkarılmasından sonra lezyonlarda %50 oranında iyileşme görüldüğünü ve iyileşmenin lezyonun remineralizasyonundan çok mine yüzeyinin zamanla dış etkenlere bağlı olarak aşınmasından kaynaklandığını bildirmiştir (106).

Ancak Qgaard, beyaz nokta lezyonlarının ortodontik tedavinin bitiminden 5 yıl sonra bile ileri estetik sorunlar ortaya çıkarabileceğini iddia etmiştir. Qgaard'a göre tedavi sırasında sabit ortodontik tedaviyi sonlandıracak kadar geniş ve derin çaplı lezyonlar bile oluşabilir (107).

## 2.6. Beyaz Nokta Lezyonlarının Oluşumu, Yapısı ve Lokalizasyonu

Diş minesini kimyasal olarak ağırlıkça %95-98 oranında inorganik kısım içeren ve insan iskeletinden çok daha fazla mineralize olan bir yapıdır. Ana bileşeni kalsiyum ve fosfat kompleksi olan hidroksiapatit, hacimce minenin %90-92'sini oluşturmaktadır. Kristal örgü şeklinde olan hidroksiapatit minede en fazla bulunan mineral bileşendir. Organik kısım ise ağırlıkça %1-2'sini, hacimce %6'sını oluşturmaktadır. Organik kısım eşit hacimlerde protein ve lipit yapıdadır. Geriye kalan kısmı oluşturan su, ağırlıkça minenin %4'ünü oluşturmaktadır (108).

Yapısal olarak mine milyonlarca mine prizmasından, prizma kınından ve interprizmatik matriksten meydana gelmektedir. Mine prizmalarını oluşturan yapı, ince uzun kalsiyum hidroksiapatit kristallerinin sıkıca kenetlendiği bir şekildedir (109).

Mine prizmaları arasında organik madde ve su ile dolu olan geniş boşluklar bulunur. Mine poröz bir yapıya sahip olduğundan demineralize ve remineralize olabilme potansiyeline sahiptir.

Diş minesini içindeki mineraller çevresiyle denge halindedir. Normal koşullarda devamlı olarak doğal bir demineralizasyon ve remineralizasyon meydana gelmektedir. Bu denge bozulup mine demineralizasyonu ilerledikçe mineral kaybına bağlı olarak gözle görülür değişiklikler oluşmaya başlar. İlk olarak mine yüzeyinde yer yer opak bir görünüm oluşur. Başlangıç halindeki bu çürük lezyonuna klinik görünümünden dolayı beyaz nokta lezyonu denir. Lezyonun yüzeyi çevre mine dokusuna kıyasla biraz daha yumuşaktır. Hava ile kurutulduğunda daha belirgin bir hal alır. Beyaz nokta lezyonu düz yüzeyde lokalize, süt beyazı/opak olarak kendini gösteren, demineralize çürük minenin yüzey altı porözitesi olarak da tanımlanmaktadır (99).

Beyaz nokta lezyonu; yüzey bölgesi, karanlık bölge, lezyon gövdesi ve saydam bölge olmak üzere dıştan içe dört bölgeden oluşmaktadır (110).

1. Yüzey bölgesi: Sertlik bakımından sağlam mine yüzeyine benzerlik gösterir. Oluşan mineral kaybı %5-10 arasındadır. Bu yüzeyel mine tabakası, bir difüzyon ortamı yaratarak minenin içine ve dışına hareket

eden minerallerin geçişine izin verir. Bir yandan alt katmanda çözünen mine yapılarına ait kalsiyum ve fosfat minerallerinin yüzeye göçü, bir yandan da dışarıdan mine yüzeyine olan florit göçü, yüzey tabakasını asit atakları karşısında daha dirençli kılmaktadır.

2. Lezyon gövdesi: Yüzey tabakasının altında % 30-60 oranında mineral kaybının olduğu asıl demineralizasyon alanıdır. Gelişmiş radyograflarda izlenebilirler.
3. Karanlık bölge: Lezyon gövdesinin altında bulunur. Polarize ışık mikroskopundaki görüntüsünden dolayı karanlık bölge olarak adlandırılır. Bu bölgedeki demineralizasyon miktarı, ilk tabakada görülen demineralizasyon miktarından fazla, lezyon gövdesindeki demineralizasyon miktarından ise daha azdır.
4. Saydam bölge: Karanlık bölgenin altında bulunur. Yüzeysel tabakada olduğu gibi %5-10 arasında mineral kaybı bulunmaktadır.

Beyaz nokta lezyonlarına braket çevresinde, tutuculuğu zayıf bir bandın altında veya fırçanın güçlükle ulaştığı alanlarda raslanmaktadır (99). Literatürde beyaz nokta lezyonlarının kesin lokalizasyonu, farklı diş gruplarında veya yarım çenelerde görülme sıklığının hangi oranlarda olduğu tam olarak belirtilmemiştir.

Ortodontik tedaviden sonra mine lezyonlarının yüzey dağılımının incelendiği bir çalışmada, dişlerin hem vestibul hem de lingual yüzeylerinde görülen beyaz nokta lezyonlarının özellikle maksiller ve mandibular 1. molar, maksiller lateral, mandibular lateral ve kanin dişlerin kronlarının vestibul yüzeylerinin servikal ve orta üçlüsünde artış gösterdiği gözlenmiştir (111).

Diğer bir çalışmada maksiller anterior dişlerde, mandibular anterior dişlerden daha fazla demineralize alan olduğu ve maksiller lateral dişlerin distogingival bölümünün meziogingival bölümüne göre daha fazla etkilendiği rapor edilmiştir (104).

Lovrov ve ark. da beyaz nokta lezyonlarının sıklıkla maksiller anterior ile maksiller ve mandibular premolar dişlerde görüldüğünü bildirmiştir (112).

Genel olarak beyaz nokta lezyonları 1. molar, maksiller lateral ve mandibular kanin dişlerde gözlenir. Hastaların büyük bir kısmında bu lezyonlar braket tabanını çevreleyen ince bir bant şeklindedir (113).

## **2.7. Beyaz Nokta Lezyonlarını Önleme Yöntemleri**

### **2.7.1. Flor Uygulamaları**

Florun demineralizasyonun inhibisyonu, remineralizasyonun artırılması ve plak oluşumunun engellenmesi gibi antikaryojenik etkileri vardır. Topikal olarak uygulanan flor, plak içerisinde haftalarca depolanmakta ve gerektiği zaman fosfat ve protein kontrolünde minerin kristal yapısına katılmaktadır (114).

Ortodontik tedavi sırasında topikal flor uygulamalarının demineralizasyon riskini azaltabileceği veya ortadan kaldıracabileceği gösterilmiştir (115,116). Linton yaptığı çalışmada 60 mikrondan küçük beyaz nokta lezyonlarının düşük doz flor içeren preparatlar kullanılarak remineralize olabileceğini göstermiştir (117). Qgaard ve ark. ise sodyum florid içerikli ağız gargarasının günlük kullanımının beyaz nokta lezyonlarını önlediğini rapor etmiştir (118).

Günlük olarak florid içerikli diş macunu ve ağız gargarasının (%0.05 sodyum florid) kombine olarak kullanımının riskli diş yüzeylerinde demineralizasyonu inhibe ederek ya da remineralizasyonu artırarak kapsamlı bir koruma sağladığı gösterilmiştir (100). Genel olarak topikal flor uygulamaları, sabit ortodontik tedavi gören hastalarda demineralizasyon riskini azaltsa da farklı florür uygulamalarının (jel, gargara, vernik gibi) birbirlerine göre herhangi bir üstünlüğü bulunmamıştır (119). Eğer düzenli topikal flor uygulamalarına rağmen çürük aktivitesi devam ediyorsa, flor seviyesinin artırılması yerine ağız hijyeninin daha iyi sağlanması, aside dirençli vernikler ya da antibakteriyel ajanlar gibi farklı uygulamaların yapılması gerektiği bildirilmiştir (99).

### **2.7.2. Fosfopeptit (CPP)-Amorf Kalsiyum Fosfat (ACP) Uygulamaları**

Süt kazeininden elde edilen fosfopeptitler (CPP), kalsiyum fosfatı (ACP) amorf kalsiyum fosfat şeklinde stabilize eder ve CPP-ACP kompleksi oluşur. Kalsiyum fosfatı stabil hale getiren CPP, diş yüzeyinde amorf kalsiyum fosfatı

lokalize ederek dişin mineral doğunluğunu devam ettirmesini sağlamaktadır. Bu mekanizmanın demineralizasyonu önleyip remineralizasyonu arttırdığı yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (120-122).

CPP-ACP, asit etkisine maruz kaldığında ortama ACP salınımı olmaktadır. Ortama salınan kalsiyum ve fosfat iyonları, asidik ortamı tamponlayarak plak pH'nı dengelemektedir. Bu da demineralizasyonu önlemeye yardımcı olmaktadır. Reynolds'a göre plak içerisinde artan kalsiyum-fosfat seviyesi, serbest haldeki kalsiyum ve fosfat iyonlarının aktivitesini destekleyici bir etki göstermektedir. CPP-ACP, karyojenik dongü boyunca diş minesinin kaybettiği mineralin tekrar kazanılması için büyük bir rezervuar sağlar (121).

### **2.7.3. Yapıştırıcı Maddeler**

Sabit ortodontik tedavi gören hastalarda demineralizasyon riskini azaltmak için flor salınımı yapabilen kompozit rezin simanlar, cam iyonomer simanlar ya da rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) braketlerin yapıştırılmasında kullanılmıştır. Böylece hasta kooperasyonu minimize edilmiştir. Fox ve ark. flor salınımı yapabilen kompozit rezin ve cam iyonomer simanlar kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımının düşük olduğunu bildirmiştir (123).

Cam iyonomer simanlar, mine yüzeyini demineralizasyondan koruyabilecek düzeyde flor içermektedir. Ayrıca, daha az mine hasarı ve daha kolay debonding gibi avantajlar sağlar. Ortodontik braketleri yapıştırmada kullanılan cam iyonomer simanların in vivo koşullarda braketlerin çevresindeki demineralizasyonu önlediği görülmüştür (124). Bu avantajına rağmen cam iyonomer simanların braket bağlanma dayanımlarının kompozit rezinlerin kullanıldığı konvansiyonel sistemlere göre daha düşük olduğu gösterilmiştir (123,125).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların geliştirilmesi ile geleneksel cam iyonomer simanların avantajları ve kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri biraraya getirilse de, Summers ve ark.'nın yaptığı çalışmada RMCİS kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımının düşük olduğu gözlenmiştir (126).

#### 2.7.4. Yüzey Koruyucuları

Diş fırçalama, flor içeren gargara ve preparatlar gibi hasta kooperasyonu gerektiren yöntemlerin demineralizasyonu azaltmada yeterli oranda etkili olamaması, kooperasyon gerektirmeyen yöntemlerin geliştirilmesini zorunlu kılmıştır (99). Bonding işlemi öncesi mine yüzeyine yüzey koruyucu uygulaması, hasta kooperasyonundan bağımsız ve klinik uygulaması kolay bir yöntem olması nedeniyle son yıllarda sabit ortodontik tedavi esnasında sıklıkla gözlenen mine demineralizasyonun engellenmesinde tercih edilen bir yöntem olmuştur (127-129).

Yüzey örtücüler kimyasal veya ışıkla polimerize olabilir. Kimyasal olarak sertleşen rezin örtücüler yüzey koruyucu tabakada oksijen inhibisyonu nedeniyle tam olarak polimerize olamayan katmanlar bırakır ve mine yüzeyini pürüzsüz bir şekilde örtemez (130,131). Bu nedenle son yıllarda üretici firmalar tarafından doldurucu içeriği artırılmış ve oksijenin baskıladığı bir tabaka oluşturmayan yüzey örtücülerin geliştirilmesine ağırlık verilmiştir.

Işıklı sertleşen inorganik doldurucusuz veya çok az doldurucu içerikli rezin örtücülerin mineyi demineralizasyona karşı kimyasal olarak polimerize olanlardan daha fazla koruyamadığı gözlenmiştir. Doldurucusuz rezin örtücüler mekanik (fırçalama) ve kimyasal (asidik ortam) aşınmalara dayanıksızdır. Yüzey koruyucuların demineralizasyonu önleme etkisi yüzey koruyucunun kalınlığı ve abrazyona direnci ile ilişkilidir (127).

Bishara ve ark. yaptıkları çalışmada ışıkla polimerize olan yüksek doldurucu içerikli rezin örtücülerin uzun süreli fırçalamaya dayanıklı olduğunu ve braketlerin bağlanma dayanımı üzerinde negatif bir etkisinin olmadığını belirtmişlerdir (132).

Salar ve ark. yüksek doldurucu içerikli flor salınımı yapan ve yapmayan iki farklı yüzey örtücü ile cam iyonomer esaslı yüzey örtücünün demineralizasyon üzerine etkilerini incelemiş, demineralizasyonu önlemede en etkili olanın cam iyonomer esaslı yüzey örtücü olduğunu bildirmiştir (133).

Mahajan, yüksek doldurucu içerikli ve ışıkla polimerize olan bir yüzey örtücü ile RMCİS birlikte kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımını değerlendirerek, RMCİS'ların braketlerin yapıştırılmasında yüzey örtücü ile birlikte

kullanımının demineralizasyonu azaltmanın yanı sıra yeterli bağlanma dayanımı sağladığını göstermiştir (134).

## **2.8. Beyaz Nokta Lezyonlarının Önlenmesinde Lazerin Kullanılması**

Lazerler, ilk kez 1965 yılında minenin demineralizasyona karşı direncinin artırılması amacıyla kullanılmıştır (135). Beyaz nokta lezyonlarının önlenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda argon, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, CO<sub>2</sub> lazerlerden faydalanılmıştır (136-148). Uygulanacak lazer enerjisi ile oluşacak sıcaklık artışının diş ve çevre dokular tarafından tolere edilip edilemeyeceğinin bilinmesi ve kullanılan lazer parametrelerinin mineyi ablasyona uğratmaması gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda ablasyon eşik değerinin altında çalışılması tavsiye edilmektedir (140,142,148).

Özellikle de son yıllarda çürük önleme konusunda Er:YAG lazerle ilgili literatürde birçok çalışma yer almaktadır. Cecchini ve ark. farklı Er:YAG lazer parametrelerini değerlendirdikleri çalışmalarında düşük enerji düzeylerinin mine çözünürlüğünü azalttığını bildirmişlerdir (140). Liu ve ark. yaptıkları çalışmada Er:YAG lazerlerin karbonatı azalttığı ve organik yapıyı modifiye ettiği için çürük önleyici özelliği olduğunu ifade etmişlerdir (148).

Yapılan çalışmalarda farklı lazerler kullanılarak mine demineralizasyonunun azaltılabileceği gösterilmesine rağmen lazerin çürük önleme üzerindeki gerçek etki mekanizması tam olarak bilinmemektedir (141). Bu hususta bazı teoriler öne sürülmüştür. İlk olarak mineyi oluşturan hidroksiapatit kristallerinin erime ve füzyonundan dolayı mine geçirgenliğinin azaldığı savunulmuştur (149).

Diğer bir teori ise mine difüzyon yolunun organik blokajı esasına dayanır. Lazer uygulanan minede dekompoze olmuş organik matriks, demineralizasyon esnasında iyon difüzyonunu sağlayan prizmalar arası ve prizma içi boşlukları bloke ederek mineyi mineral kaybına karşı daha dayanıklı bir hale getirir (136,142,150,151,152). Yani lazer uygulaması organik matriksi modifiye ederek, dokuların difüzyon özelliklerini değiştirir. Hsu ve ark. lazer uygulamasının mine organik matriksinin kısmi dekompozisyonunu sağlarken, minenin iyon difüzyonunu engelleyerek demineralizasyonu azalttığını göstermiş ve bu etkinin lazer enerjisiyle

artan sıcaklığın 400°C'nin altında değerlerde gerçekleştiğini bildirmiştir (136). Araştırmacılar, mine yüzey erimesinin çürük oluşumunun önlenmesinde gereksiz olabileceğini, mine difüzyonunu engelleyecek şekilde organik matriks modifikasyonunun çürüğün önlenmesinde major komponent olduğunu savunmaktadır (136).

Yapılan çalışmalarda minedeki 300-400°C arasında sıcaklık artışının mine çözünürlüğünü ve demineralizasyon lezyon derinliğini azalttığı gözlenmiştir (151,153). Özellikle 400°C ve üzerindeki sıcaklıkta minede bulunan karbonat ayrışmaya başlar ve karbonatlanmış hidroksiapatitten daha düşük çözünürlüğe sahip olan bir hidroksiapatit formu ortaya çıkar (154). Zuerlin ve ark.'nın yaptıkları çalışmada da karbonat dekompozisyonun 400°C üzerinde başladığı belirtilmiştir (155).

Bazı araştırmacılar sıcaklığın 250°C'den 400°C'ye kadar çıkmasının minenin kristal yapısını değiştirerek mine çözünürlüğünü azalttığını ifade etmiştir (21,156,157). Minenin kristal yapısındaki değişimler, lazer enerjisiyle minenin 100-650°C arasında sıcaklık artışıyla oluşmaktadır. Bu sıcaklıkta asit fosfat pirofosfata dönüşür. Sıcaklık 650°C'den 1100°C'ye çıktığı zaman kalsiyum fosfat oranına bağlı olarak çözünürlük azalır. Yeni bir kristal faz olan alfa ve/veya beta TCP oluşarak demineralizasyona dirençli bir yüzey oluştuğu ifade edilmiştir (156). Featherstone ve ark. çürükten optimum korunmanın 600-1000°C sıcaklık aralığında gerçekleştiğini bildirmiştir (158,159). Sıcaklığın 1000°C'nin üzerindeki artışı organik matriksin çürüğün engellenmesi üzerine etkisini azaltır ya da tamamen ortadan kaldırır (157).

Lazerin çürük oluşumunu önlemesi üzerine diğer bir teori, lazer uygulanan minede oluşan mikro-boşluk ve mikro-fissür üzerine odaklanmaktadır. Bu boşlukların demineralizasyon sırasında mineden ayrılan kalsiyum, fosfor ve flor iyonlarını zapt ederek, çürük oluşumunu önlediği öne sürülmüştür. Oluşan boşlukların genişliği ve derinliği uygulanan lazerin enerjisiyle değişiklik göstermektedir. Daha yüksek enerjinin daha derin ve geniş boşluklar oluşturacağı bildirilmiştir (21,160).

Sonuç olarak lazer uygulanmış mine yüzeyinde kalsiyum ve fosfat oranının değiştiği, karbonat ve fosfor oranının düştüğü, tetrakalsiyum difosfat yapısının



oluştugu, flor alımının arttığı, mine yüzeyinde ince bir tabakanın eriyerek inorganik yapıların buraya çökerek daha sağlam bir yapının oluştuğu gösterilmiştir (141).

## **2.9. Lazerle Pürüzlendirmenin Braket Bağlanma Dayanımına Etkisi**

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla ilk kez 1992 yılında Roberts-Harry ve ark. tarafından Nd:YAG lazer kullanılmıştır. Araştırmacılar Nd:YAG lazerin mine yüzeyini pürüzlendirmek için gerekli dalga boyuna sahip olmadığını iddia etmiştir (85). Nd:YAG ve CO<sub>2</sub> lazerler çoğunlukla yumuşak dokuyu ilgilendiren işlemlerde kullanılır. Sert dokuya uygulandığında sıcaklık artışı neticesinde pulpada enflamasyona yol açar (23). Özellikle erbiyum lazerler uygun dozda kullanıldığında çevre dokularda ve pulpada termal hasara yol açmadan mine yüzeyinde düzensiz bir yüzey oluşturarak, adezivlerin mikromekanik retansiyonunu artırır. Yapılan literatür incelemesinde farklı lazer sistemleri kullanılarak pürüzlendirilen mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımını değerlendiren birçok in vitro çalışmanın olduğu görülmüştür.

Bazı çalışmalar lazer enerjisi arttıkça bağlanma dayanımı değerlerinin de arttığını göstermektedir. Başaran ve ark. 6 farklı güçte Er,Cr:YSGG lazer (0.5, 0.75, 1, 1.5, 1.75 ve 2 W) kullanılarak yapıştırılan braketlerin tutuculuklarını karşılaştırmıştır. Gücü 1.5 W, 1.75 W ya da 2 W olan lazer ile 15 sn pürüzlendirmenin %38'lik fosforik asit pürüzlendirmesi ile benzer bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmiştir (11). Berk ve ark. ise 1.5 W ve 2 W gücündeki Er,Cr:YSGG lazeri 15 sn süresince uyguladıklarında yeterli bağlanma dayanımı elde edildiğini; 0.5 W, 0.75 W ve 1 W gücünde ise dayanımın yetersiz olduğunu iddia etmiştir (3). Özer ve ark. yaptıkları bir çalışmada 0.75 W ve 1.5 W gücünde Er,Cr:YSGG lazer, %37'lik fosforik asit ya da self-etch primer uyguladıkları mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımlarını inceleyerek, 0.75 W gücünde lazer uygulanan grubun bağlanma dayanımının tüm gruplara göre anlamlı derecede düşük olduğunu, diğer gruplar arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmiştir (12).

Bazı araştırmacılar tarafından bonding işleminde Er:YAG lazerle pürüzlendirme asitle pürüzlendirmeye alternatif olarak sunulmuştur (3,8,18). Lee ve ark. yaptıkları çalışmada asit, Er:YAG lazer (300 mJ, 10 Hz) veya her iki yöntemin

kombinasyonu kullanılarak pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine Ortho Solo sealant uygulaması ardından yapıştırılan braketlerin tutuculuklarını inceleyerek, yalnızca lazer ve asit uygulanan grupların bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir farklılığın olmadığını, ancak bu değerlerin asit+lazer kombine kullanılan diğer iki gruptan daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Her dört grupta da kopma çoğunlukla braket-adeziv arayüzünde gözlene de lazer uygulanan grupta mine-adeziv arayüzünde kopma gözlenen örneklerde artış olduğu görülmüştür (8).

Gökçelik ve ark. Er:YAG lazer (300 mJ, 10 Hz), self-etch adeziv (Transbond Plus SEP) veya asit kullanılarak gerçekleştirilen mine yüzey pürüzlendirmesinin braketlerin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirerek, oluşturulan 5 grup (Asit+Transbond XT Primer, Transbond Plus SEP, Er:YAG lazer+Transbond XT Primer, Er:YAG lazer+Asit+ Transbond XT Primer, Er:YAG lazer+ Transbond Plus SEP) arasında sıyırma kuvvetlerine karşı dayanım açısından anlamlı bir farklılığın olmadığını ve lazer uygulanan grupta kopmanın çoğunlukla mine-adeziv arayüzünde meydana geldiğini bildirmiştir (10).

Raji ve ark. iki farklı güçte (100 mJ, 20 Hz ve 150 mJ, 20 Hz) Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT adeziv sistem kullanılarak yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğunu karşılaştırarak, gruplar arasındaki farklılığın anlamlı olmadığını ve bağlanma dayanımının klinik açıdan yeterli olduğunu ifade etmişlerdir. Lazer uygulanan gruplarda mine yüzeyinde daha az yapıştırıcı kalmıştır (15).

Ancak bazı araştırmacılar tarafından bonding işleminde Er:YAG lazerin kullanımı tavsiye edilmemektedir (5,89,163-168). Martinez-Insua ve ark. asit veya Er:YAG lazer kullanılarak pürüzlendirilen mine yüzeyine kimyasal yolla sertleşen adeziv kullanılarak yapıştırılan braketlerin çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarını incelemiş ve asit grubundaki örneklerin çekme kuvvetine karşı dayanımlarının daha yüksek olduğunu bildirmiştir (161). Üşümez ve ark. yaptıkları çalışmada 2 W ve 22.73 J/cm<sup>2</sup> gücünde Er,Cr:YSGG lazer kullanılarak pürüzlendirilen mine yüzeyine Express No-Mix yapıştırıcı ile yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımını klinik açıdan oldukça düşük bulmuştur (162).

Bulnes ve ark. tarafından yapılan güncel bir çalışmada SEP ve Er:YAG lazerle pürüzlendirmenin braketlerin bağlanma dayanımına olan etkisi, oluşturulan kontrol (asit), Transbond Plus SEP, Er:YAG lazer (150 mJ, 7 Hz ve 150 mJ, 12 Hz) grupları üzerinde değerlendirilmiştir. Hidrofilik primer (Transbond MIP) ve Transbond Plus Color Change kompozit yapıştırıcı kullanılarak yapıştırılan lazer gruplarındaki braketlerin bağlanma dayanımı diğer iki gruptan daha düşük bulunmuştur (163).

## **2.10. Mine Demineralizasyonunu Değerlendirme Yöntemleri**

Ortodontik tedavi ile oluşan beyaz nokta lezyonları, kalitatif ve kantitatif olarak değerlendirilebilir. Yapılan değerlendirmelerde gerçekçi sonuçlar ancak kantitatif yöntemler kullanılarak sağlanır (164).

Demineralizasyon değerlendirmesi polarize ışık mikroskobu, konfokal lazer tarama ve iyot geçirgenlik testi kullanılarak kalitatif; transvers mikroradyografi, mikrosertlik testi (165), çürük monitörü (166), ölçülebilir ışık üreten floresan (QLF) (167), fiber optik transüliminasyon ile dijital görüntüleme (168) ve DIAGNOdent (169) kullanılarak kantitatif olarak yapılabilir. In vitro çalışmalarda demineralizasyonu değerlendirmede yararlanılan yöntemler invaziv ve invaziv olmayan metodlar olarak ikiye ayrılabilir. İnvaziv yöntemlerde örneklerden kesit alınarak değerlendirme yapılır.

### **2.10.1. İnvaziv Yöntemler**

Polarize ışık mikroskobu, dişlerden alınan kesitlerin maksimum aydınlatma altında ve belirli katsayılarla büyütülerek elde edilen görüntüler üzerinde lezyon derinliği incelenmesi ile demineralizasyonun değerlendirildiği bir yöntemdir (142).

Mine üzerinde mineral kaybının kantitatif değerlendirilmesi için kullanılan mikrosertlik testi ise örneklerden alınan kesit yüzeylerine belirli ağırlıkların belirli sürelerde uygulanmasıyla yüzeyde oluşturulan izlerin derinliklerinin değerlendirilmesi esasına dayanır (124,139). Demineralize minedeki mineral yüzdesi ile minenin mikrosertliği arasında iyi bir korelasyon bulunmaktadır (170).

Transvers mikroradyografi, dişlerden alınan kesitlerden elde edilen radyografilerin çeşitli bilgisayar yazılımlarında incelenmesi neticesinde belirlenen mineral kaybı ile demineralizasyonun değerlendirildiği yöntemdir (136). Arends ve ten Bosch yaptıkları çalışmada transvers mikroradyografinin mineral içeriğinin belirlenmesinde de etkili bir yöntem olduğunu bildirmiştir (171).

## **2.10.2. İnvaziv Olmayan (Non-İnvaziv) Yöntemler**

### **2.10.2.1. Konvansiyonel Yöntemler**

Çoğunlukla in vivo çalışmalarda kullanılan bu yöntemler erken çürük lezyonlarının tespitinde de kullanılmaktadır.

Floresans yöntemler, sağlam ve demineralize organik dokular arasında ışığın emilim ve yansıtılması miktarındaki farklılık prensibini temel alan teşhis yöntemleridir. Bilgisayar programı ile lezyon genişliği, floresans kaybından ise lezyon derinliği ölçülebilir (172). Lazer floresan, DIAGNOdent ve QLF floresan prensibi ile çalışan demineralizasyon değerlendirme yöntemleridir. İlk olarak Hibst ve Paulus tarafından 1999 yılında geliştirilen DIAGNOdent, kızılötesi ışıkla minenin floresans özelliğinin dikkate alınması ile çalışır. DIAGNOdent demineralizasyon teşhisinde kullanılan tekrarlanabilirliği ve güvenilirliği yüksek non-invaziv bir yöntemdir (173).

Elektrik iletim ölçümleri ile elektrik iletkenlik prensibi esas alınarak, sağlam ve demineralize mine arasında ölçülebilir elektrik iletkenliği farklılığı değerlendirilir. Buna göre, sağlam mine az iletken ya da hiç iletken değildir, demineralize alanların ise iletkenlikleri ölçülebilir değişkenliktedir. Demineralize minenin iletkenlik göstermesinin nedeni demineralizasyon esnasında oluşan pöröz alanlara su ve tükrükten gelen iyonların dolmasıdır. Demineralizasyon arttıkça iletkenlik de artar (174).

Optik çürük monitörü, fiber optik transillüminasyon, fiber optik transillüminasyon ile dijital görüntüleme gibi yöntemler ise ışık yayılımı prensibi esas alınarak demineralizasyonun tespitinde kullanılmaktadır.

### **2.10.2.2. Mikro- Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT)**

Mikro-BT, tıp alanında uzun yıllardan beri kullanılan bilgisayarlı aksiyel tomografinin minyatür bir çeşididir. 1980'li yıllarda küçük örnekler ve materyallerin deneysel olarak araştırılması amacıyla üretilmiştir. Genel olarak trabeküler kemik yapısı ve mineral analizi çalışmalarında kullanılmıştır (175-177).

Mikro-BT cihazının temel özelliği mikroskobik X ışını sisteminden oluşmasıdır. Sistemde X ışını mikrofokus tüpü, alüminyum filtre, örnek yerleştirme bölmesi, iki boyutlu X ışını kamerası ve yüksek kapasiteli bir bilgisayar yer alır. Çalışma prensibi, obje içinden değişik açılarla geçen X ışınlarının düzlemsel azalma katsayısının bilgisayar programı sayesinde yeniden oluşturulması ve hesaplanması esasına dayanır. Dokular arasındaki düzlemsel azalma katsayısı arasındaki farklar, X ışınlarının görüntüde kontrast farkına neden olur. Bu da görüntünün sayısal olarak analiz edilebilmesini sağlar. Sistemin en önemli avantajı incelenen materyalin üç boyutlu yapısı üzerinde nitelik ve nicelik bakımından kesin bilgiler sağlanmasıdır (175).

İnvaziv yöntemlerle örnek hazırlanması için gerekli ve oldukça zaman alıcı olan kesit alma işlemi veya örneklerin incelenmesi için özel bir boyama gerektirmemesi nedeniyle non-invaziv bir teknik olan mikro-BT, özellikle demineralizasyonun değerlendirildiği in vitro araştırmalarda kullanılmaktadır (148,178-180).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız için Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 05.12.2012 tarih ve 125 sayılı karar ile etik onayı alınmıştır. Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi amacıyla başvuran ve premolar dişlerinin çekimi planlanan hastalardan elde edilen örnekler % 0.1'lik sodyum azid solüsyonu içeren cam şişeler içerisinde oda sıcaklığında bekletilmiştir. Saklama solüsyonları ayda bir değiştirilmiştir. Dişlerin saklanma süresi çekimi takiben en fazla 6 aydır. Işık altında yapılan inceleme sonucunda mine yüzeyinde dolgu, çürük, kırık, çatlak, davye izi veya vestibul yüzeyinde malformasyon bulunan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir.

#### 3.1. Çalışmamızda Kullanılacak Örnek Sayısının Belirlenmesi

Çalışmamızda kullanılacak örnek sayısını belirlemek amacıyla yapılan istatistiksel güç analizi (G\*Power, version 3.0.10, Kiel, Almanya) hesaplamasına göre, %5 yanılma düzeyinde %80 güç değerinin sağlanabilmesi için her bir grupta 12 adet örneğin olması gerektiği belirlenmiştir.

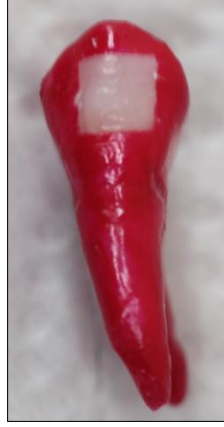
Güç analizi dikkate alınarak çalışmamızın ilk bölümünde demineralizasyonu değerlendirmek amacıyla her bir grupta 12 adet mine yüzeyi oluşturacak şekilde 54 adet küçük azı dişi kullanılmıştır. Çalışmamızda demineralizasyonu değerlendirmede kullanılan mikro-BT yöntemi oldukça masraflı, dişlerin taranması ve analizi için gereken sürenin oldukça uzun olması nedeniyle 54 adet küçük azı dişinin vestibül ve lingual yüzeyleri hazırlanarak örnek sayısı azaltılmıştır.

Çalışmamızın ikinci bölümünde ise bağlanma dayanımını değerlendirmek amacıyla her bir grupta 12 adet diş olacak şekilde 108 adet küçük azı dişi kullanılmıştır.

#### 3.2. Örneklerin Hazırlanması

Tüm dişlerin mine yüzeyleri flor içermeyen pomza kullanılarak düşük devirli mikromotora takılan lastik disk yardımıyla temizlenmiştir. Ardından pomzayı ve debrisini mine yüzeyinden uzaklaştırmak için 30 saniye süreyle yıkanmıştır.

Demineralizasyonun değerlendirileceği 108 adet mine yüzeyine yaklaşık 4×4 mm'lik bir alanı taklit eden etiketler yapıştırılmış ve ardından tüm diş yüzeyleri aside dirençli bir tırnak cilası ile kaplanmıştır. Aside dirençli cilanın kurummasının ardından etiketler diş yüzeyinden uzaklaştırılmış ve yapışkan kalıntılar pamuk yardımı ile temizlenmiştir (Resim 1).



**Resim 1.** Demineralizasyonun değerlendirileceği dişlere ait bir örnek



**Resim 2.** Bağlanma dayanımının değerlendirileceği dişlere ait bir örnek

Bağlanma dayanımının değerlendirileceği dişler, test cihazına taşınabilmesi için mine-sement birleşiminin 1 mm apikalinden dikdörtgen prizması şeklindeki otopolimerizan akrilikten oluşan bloklara dişin uzun aksı yer düzlemine dik olacak şekilde yerleştirilerek gömülmüştür (Resim 2).

Hazırlanan tüm örnekler, deneyin diğer aşamalarına kadar distile su içerisinde oda sıcaklığında bekletilmiştir.

### **3.3. Hazırlanan Örneklerin Gruplara Ayrılması**

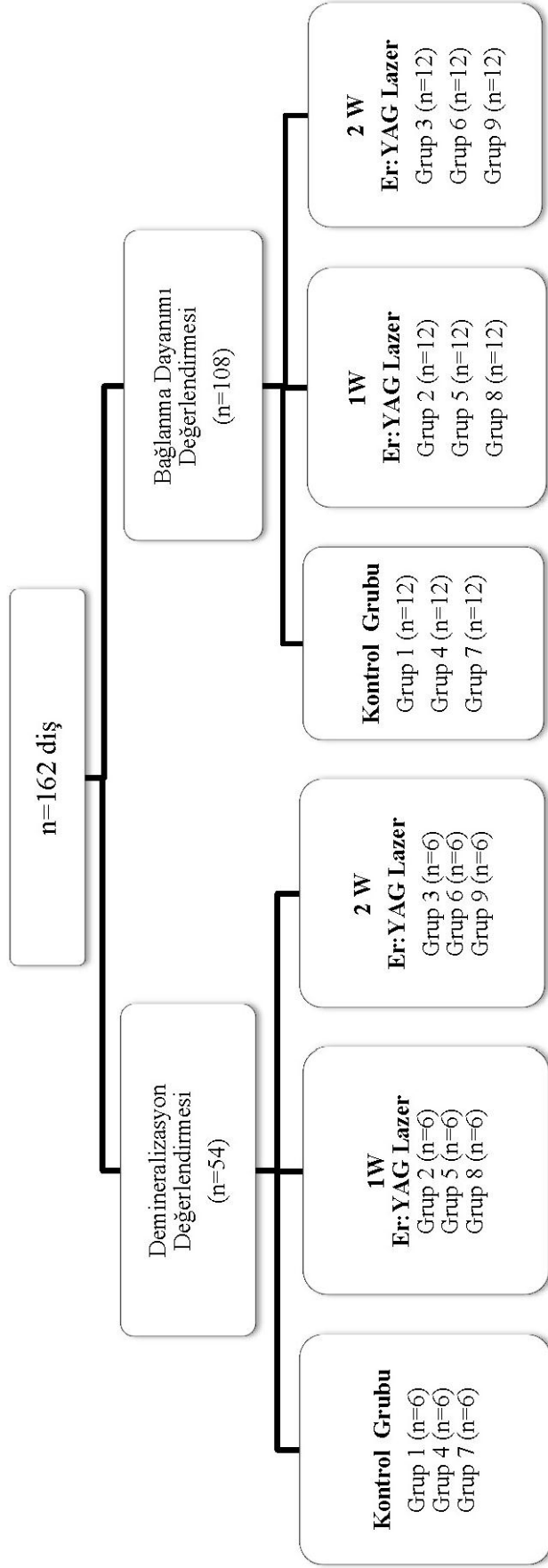
Hazırlanan örnekler mine yüzeyinin pürüzlendirilme prosedürüne göre 3 ana gruba (kontrol, 1W ve 2W lazer grupları), her bir grup da kendi içinde 3 farklı adeziv sistemin kullanıldığı 3 alt gruba daha ayrılarak, toplam 9 grup oluşturulmuştur.

- ✓ Grup 1: %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirme + Transbond XT Primer + Transbond XT kompozit.
- ✓ Grup 2: 1 W gücünde (100 mJ, 10 Hz) Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + Transbond XT Primer + Transbond XT kompozit.

- ✓ Grup 3: 2 W gücünde (200 mJ, 10 Hz) Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + Transbond XT Primer + Transbond XT kompozit.
- ✓ Grup 4: Tek basamaklı self-etch adeziv sistem (Transbond Plus SEP) + Transbond XT kompozit.
- ✓ Grup 5: Gücü 1W (100 mJ, 10 Hz) Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + Tek basamaklı self-etch adeziv sistem (Transbond Plus SEP) + Transbond XT kompozit.
- ✓ Grup 6: Gücü 2W (200 mJ, 10 Hz) Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + Tek basamaklı self etch adeziv sistem (Transbond Plus SEP) + Transbond XT kompozit.
- ✓ Grup 7: İki basamaklı self-etch adeziv sistem (Clearfil Protect Bond) + Transbond XT kompozit.
- ✓ Grup 8: Gücü 1W (100 mJ, 10 Hz) Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + İki basamaklı self-etch adeziv sistem (Clearfil Protect Bond) + Transbond XT kompozit.
- ✓ Grup 9: Gücü 2W (200 mJ, 10 Hz) Er:YAG lazer ile pürüzlendirme + İki basamaklı self-etch adeziv sistem (Clearfil Protect Bond) + Transbond XT kompozit.

Demineralizasyonun değerlendirileceği her bir grup 6, bağlanma dayanımının değerlendirileceği her bir grup ise 12 adet küçük azı dişinden oluşmaktadır. Çalışmamızda oluşturulan grupların dağılımı Tablo 2’de gösterilmiştir.





**Tablo 2.** Çalışmamızda oluşturulan grupların dağılımı

### 3.4. Çalışmamızda Kullanılan Lazer Cihazı

Çalışmamızda mine yüzeylerinin lazerle pürüzlendirilmesi işlemi Bezmîâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan Er:YAG lazer (LightWalker AT, Fotona, Slovenya) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Resim 3).



**Resim 3.** Çalışmamızda kullanılan lazer cihazı

Araştırmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazında aşağıda belirtilen parametrelerde çalışılmıştır (Resim 4).

- Mod (pulse atım sayısı): Medium-short pulse mode (MSP)
- Pulse genişliği: 100  $\mu$ s ( $1\text{sn}=10^{-6}$   $\mu$ s)
- Atım enerjisi: 100 mJ ve 200 mJ
- Frekans: 10 Hz
- Güç: 1W ve 2W
- Hava (%): 40
- Su (%): 60

- El aleti: H02-C
- Fiber uç: 0,9 mm çapında (non-kontak)
- Uygulama alanı: ~ 4×4 mm
- Uygulama süresi: 15 sn
- Uygulama mesafesi: 8 mm
- Enerji Yoğunluğu: Enerji/ Alan=  $J/\pi r^2$

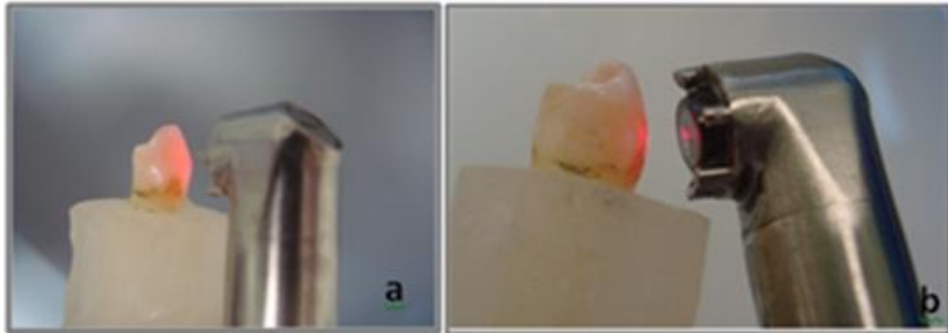
1 W için enerji yoğunluğu hesabı=  $0.1/3.14 \times (0.045)^2 = 15.72 J/cm^2$

2 W için enerji yoğunluğu hesabı=  $0.2/3.14 \times (0.045)^2 = 31.44 J/cm^2$



**Resim 4.** Kullanılan lazerin ekranı ve uygulanan parametreler

Deminerlizasyonun değerlendirileceği örneklerin vestibül ve lingual yüzeylerindeki 4×4 mm'lik alanlar ile bağlanma dayanımının değerlendirileceği örneklerin yalnızca vestibül yüzeyleri, H02-C el aleti yardımıyla non-kontak konumda, yüzeyi süpürür tarzda 15 saniye süreyle taranmak suretiyle pürüzlendirilmiştir (Resim 5). Lazer uygulanması sonucunda elde edilen pürüzlü mine yüzeyi Resim 6'da görülmektedir (Resim 6).



**Resim 5.** Lazerin çeşitli açılardan kullanımı



**Resim 6.** Lazer uygulanarak pürüzlendirilmiş mine yüzeyi

### 3.5. Çalışmamızda Kullanılan Adeziv Sistemler

Çalışmamızda kullanılan asitlenen-yıkanan konvansiyonel adeziv bir sistem olan Transbond XT Primer, flor salınımı yapabilen self-etch adezivlerden tek basamaklı olan Transbond Plus SEP ve iki basamaklı self-etch adeziv Clearfil Protect Bond materyallerinin özellikleri, içerikleri ve üretici firmaları Tablo 3’de özetlenmiştir.

**Tablo 3.** Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemler ve içeriği

Materyal	Özellik	İçeriği
<b>Transbond XT Primer</b> (3M Unitek, Kalifornia, USA)	Konvansiyonel adeziv sistem	Metakrilolflorid-MMA kopolimer, HEMA
<b>Transbond Plus SEP</b> (3M Unitek, Kalifornia, USA)	Tek basamaklı self-etch adeziv sistem	Su, metakrilat fosforik asit esterleri, fosforik asit monomeri
<b>Clearfil Protect Bond</b> (Kuraray Medical Inc., Tokyo, Japonya)	İki aşamalı self-etch adeziv sistem	Primer: MDPB, MDP, HEMA, su, hidrofilik dimetakrilat insiyatör Bond: HEMA, MDP, Hidrofilik dimetakrilat, Bis-GMA, silika, NaF

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda adeziv sistemlerin uygulandığı tüm yüzeylere 0.018 slotlu Gemini (3M Unitek, Kalifornia, ABD) 216 adet metal premolar braketini yapıştırılmıştır. Kullanılan braketin taban alanı 9.61 mm<sup>2</sup>’dir.

Tüm braketlerin yapıştırılmasında içeriği quartz silika, bisfenol A diglisidil eter dimetakrilat, bisfenol A bis (2-hydroxyethyl) dimetakrilat olan Transbond XT kompozit yapıştırıcı (3M Unitek, Kalifornia, ABD) kullanılmıştır.

Uygun pozisyondaki braket tek noktadan temas edecek şekilde diş yüzeyine doğru sıkıca bastırılmış ve taşan yapıştırıcı sond yardımıyla dikkatlice temizlenmiştir. Ardından yapıştırıcı, dişin mezial ve distalinden 10'ar saniye olmak üzere toplamda 20 saniye süre ile polimerize edilmiştir (LED. C, Woodpecker, Çin).

### **3.6. Demineralizasyon-Remineralizasyon Siklusu (pH Siklusu) Uygulaması**

Araştırmamızda klinik koşulların bir benzeri olan pH siklusu uygulanarak beyaz nokta lezyonlarının oluşumu sağlanmıştır. Kullandığımız demineralizasyon ve remineralizasyon solüsyonları, Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda hazırlanmıştır. Demineralizasyonun değerlendirileceği örnekler braket çevresinde yaklaşık 1 mm alan kalacak şekilde aside dirençli cila ile kaplandıktan, yalnızca braket çevresindeki alan siklusa maruz bırakılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan pH siklusu günlük 6 saat demineralizasyon ve 17 saat remineralizasyon döngüsünden oluşmaktadır. Demineralizasyonun değerlendirileceği örnekler, ilk olarak 6 saat boyunca (saat 9.00-15.00 arasında) 37°C etüvde ve pH'sı 4.4 olan demineralizasyon solüsyonunda (2.2 mmol/L CaCl<sub>2</sub>, 2.2 mmol/L NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, 0.05 mol/L asetik asit), her bir örnek ayrı ayrı 20 mm'lik cam şişeler içerisinde olacak şekilde bekletilmiştir. Ardından örnekler bu solüsyondan çıkarılarak deiyonize su ile yıkanmıştır. Bu işlemi takiben örnekler, sonraki 17 saat boyunca (saat 16.00-09.00 arasında) 37°C etüvde ve pH'sı 7.0 olan remineralizasyon solüsyonunda (1.5 mmol/L CaCl<sub>2</sub>, 0.9 mmol/L NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>, 0.15 mol/L KCl), her bir örnek ayrı ayrı 10 mm'lik cam şişeler içerisinde olacak şekilde bekletilmiştir. Örnekler daha sonra bu solüsyondan çıkarılarak deiyonize su ile yıkanmış ve tekrar demineralizasyon solüsyonu içerisine bırakılmıştır.

Herhangi bir saturasyon oluşmasını engellemek ve tükürük akışını taklit etmek amacıyla solüsyonlar her gün yenilenmiştir. Siklus 14 gün boyunca devam ettirilmiştir.

### **3.7. Termal Siklus Uygulaması**

Bağlanma dayanımının değerlendirileceği örnekler braketler yapıştırıldıktan sonra 24 saat süre ile oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir. Termal siklus uygulaması Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan termal siklus cihazı (Dentester, Salubris Technica, İstanbul, Türkiye) ile yapılmıştır (Resim 7).



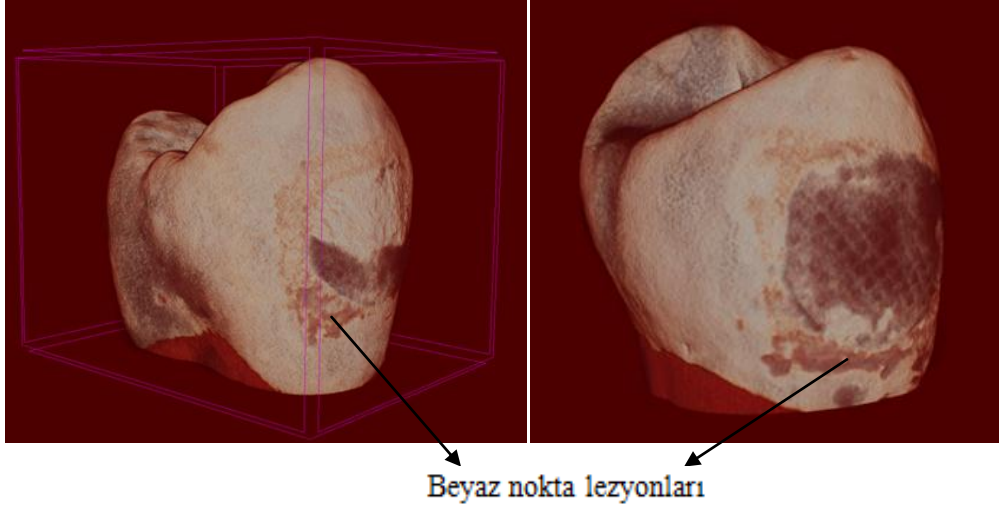
**Resim 7.** Çalışmamızda kullanılan termal siklus cihazı

Bu cihazda 2 adet su tankı bulunmaktadır. Termal siklus cihazında örneklerin sıcaklıkları sabitlenmiş tanklara sırasıyla batırılacağı şekilde bir düzenek mevcuttur. Hazırlanan örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına sırayla 500 kere batırılmıştır. Örneklerin her bir banyoda bekleme süresi 20 saniye, banyolar arasındaki transfer süresi ise 10 saniye olacak şekilde cihaz ayarlanmıştır.

### **3.8. Demineralizasyonun Mikro-BT Yöntemiyle Değerlendirilmesi**

Çalışmamızda her bir dişin vestibül ve lingual yüzeylerinde oluşturulan beyaz nokta lezyonlarının (Şekil 3) değerlendirilmesinde İnönü Üniversitesi Bilimsel ve

Teknolojik Araştırma Merkezi bünyesinde bulunan masa üstü tip SkyScan 1172 (SkyScan, Kontich, Belçika) mikro-BT cihazı kullanılmıştır.



**Şekil 3.** Örnek bir dişe ait mikro-BT analiziyle elde edilen 3 boyutlu modelleme

Mikro-BT cihazı yüksek voltajla desteklenen bir mikro odaklanma tüpü, hassas manipulatöre sahip bir numune taşıyıcı, görüntü yakalayıcıya bağlı bir X-ray CCD (Charge-Coupled Device) kamera ve Dual Intel Xenon (Intel, Los Angeles, ABD) işlemciye sahip bir bilgisayardan oluşmaktadır (Resim 8).

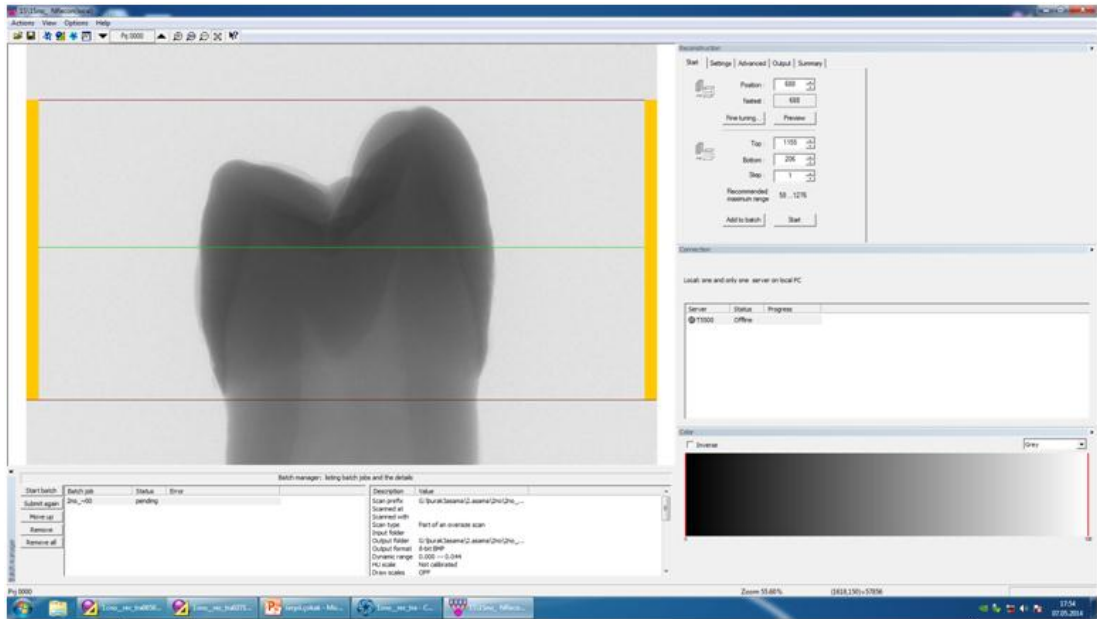


**Resim 8.** Çalışmamızda kullanılan mikro-BT cihazı

Demineralizasyonun değerlendirileceği örnekler için tarama 100 kV güç, 100 mA akım, 360 derece rotasyon ve 0.50 derece rotasyon adımı ayarlarında 0,5 mm alüminyum ve bakır filtre kullanılarak 111 Mp kamera yardımıyla, her bir örnekten yaklaşık olarak 9.9 µm kalınlığında toplam 850-900 kesit görüntüsü alınacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Bu ayarlarda tarama süresi yaklaşık olarak her bir örnek için 55-60 dakika sürmüştür. Kesitlerden alınan DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) uyumlu görüntüler BMP (Bit Map Picture) formatına

dönüştürülmüştür. Her bir kesit görüntüsünün çözünürlüğü 2000x2000 piksel ve piksel boyutu 9.998 µm olacak şekilde elde edilmiştir.

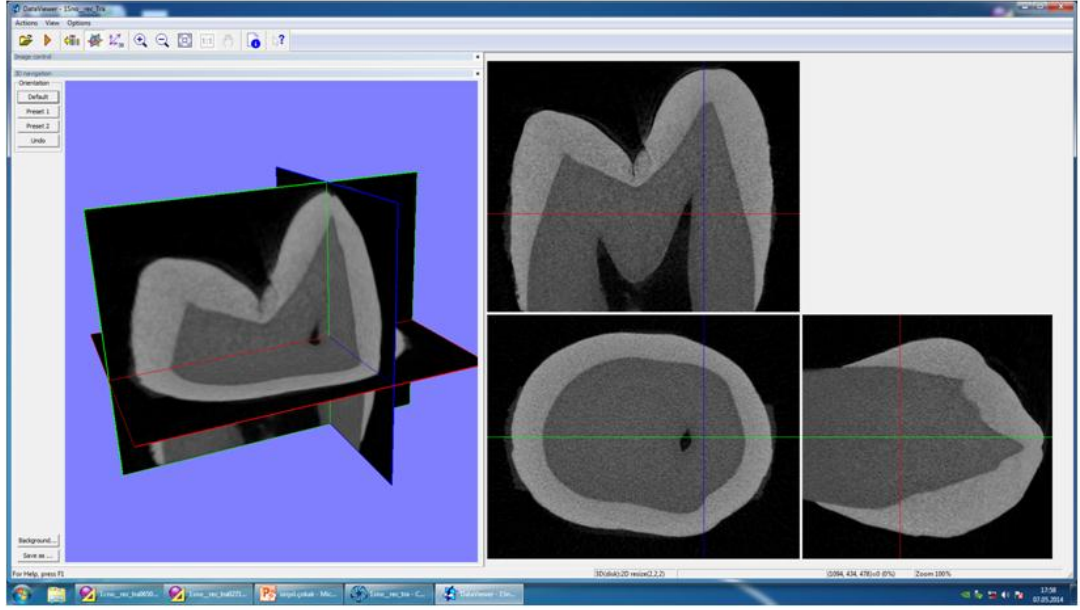
Tarama sonrası elde edilen ham radyolojik görüntüler NRecon 1.6.9.4 (SkyScan, Kontich, Belçika) programında görüntü yumuşatma (Smoothing) 5 birim, halkasal görüntü hatalarının düzeltimi (Ring Artifact Correction) 11 birim ve X ışını sertleştirme (Beam Hardening Correction) için %55 düzeltme oranı kullanılarak matematiksel analiz için hazır hale getirilmiştir (Şekil 4).



**Şekil 4.** NRecon 1.6.9.4 (SkyScan, Kontich, Belçika) programında görüntünün analize hazırlanması

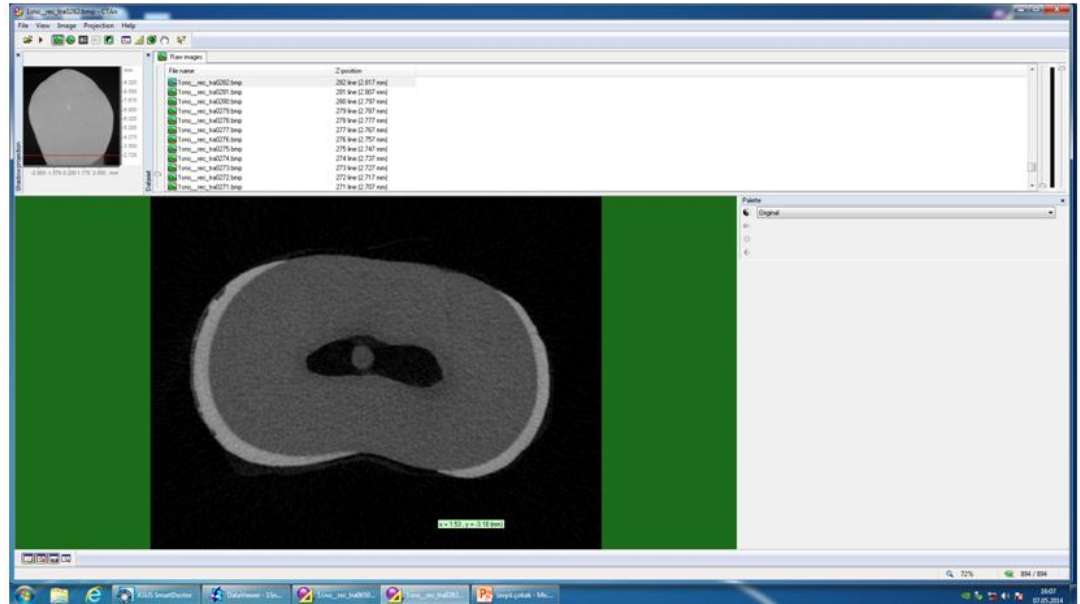
Analiz için hazırlanan görüntülerin sagittal, transversal ve vertikal düzlemlerde konumsal hataları Dataviewer 1.5.0 64 bit (SkyScan, Kontich, Belçika) programı yardımıyla giderilmiştir. Radyolojik görüntü alanları dışındaki gereksiz bölgeler uzaklaştırılarak görüntü boyutları küçültülmüştür (Şekil 5)





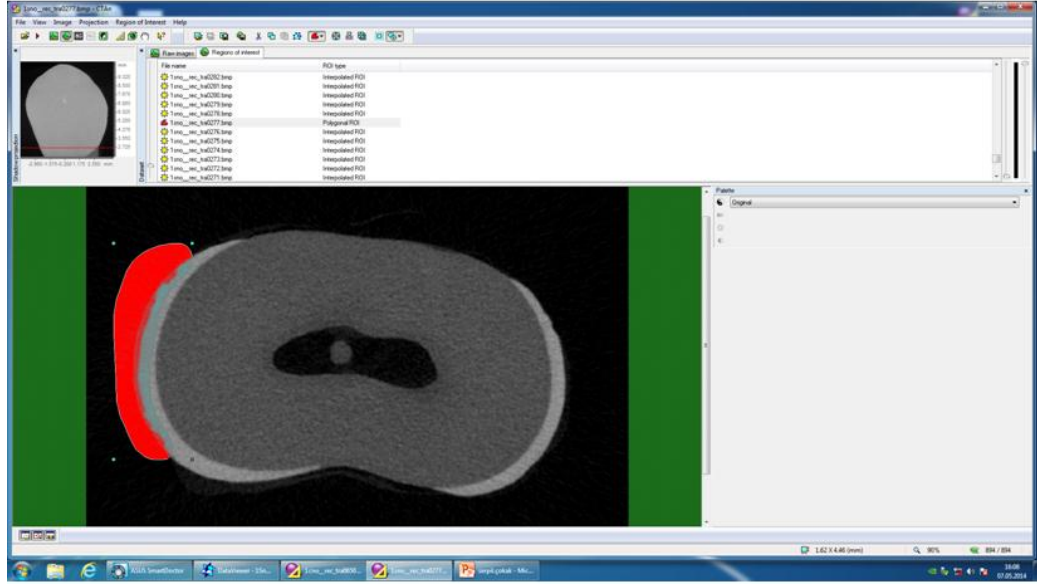
**Şekil 5.** Dataviewer 1.5.0 64 bit (SkyScan, Kontich, Belçika) programı ile konumsal hataların giderilmesi

Ardından elde edilen yeni veriler, CTAn 1.13.5.1 (SkyScan, Kontich, Belçika) programına dosya aç menüsü kullanılarak yüklenmiştir. Transversal kesitlerde serviko-okluzal yönde lezyonun başladığı ilk kesit ve bittiği son kesit belirlenerek inceleme alanı sınırlandırılmıştır (Şekil 6).



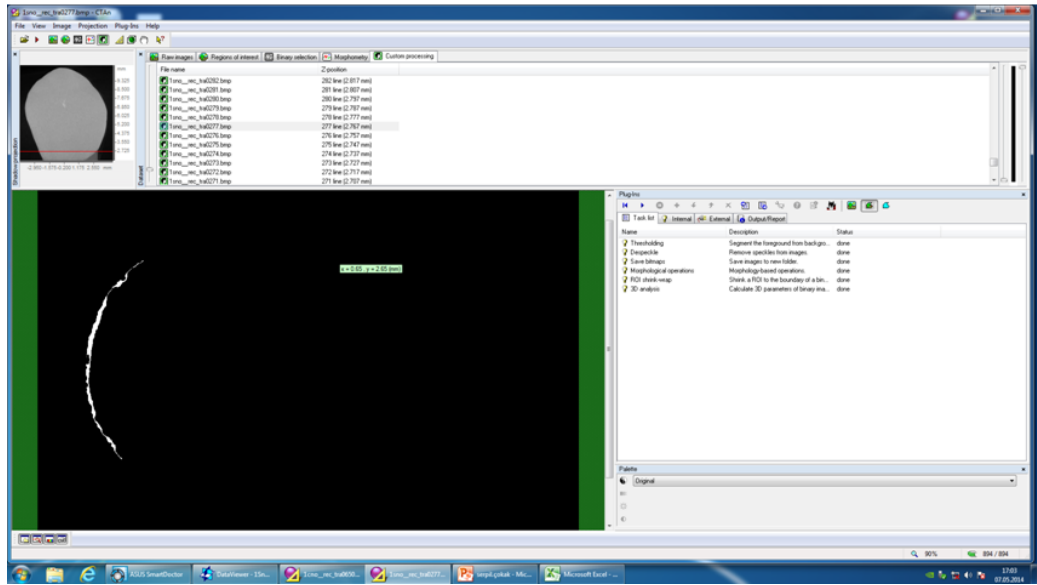
**Şekil 6.** CTAn 1.13.5.1 (SkyScan, Kontich, Belçika) programı ile inceleme alanı sınırlandırılması

Ayrıca lezyon bölgesi, CTAn 1.13.5.1 (SkyScan, Kontich, Belçika) programında bölgesel ayrıştırma (region of interest) fonksiyonu ile etraftaki sağlam mine dokusundan ve dış yüzeydeki hava boşluğundan ayrılarak, beyaz nokta lezyonu uzayın her 3 düzleminde diğer dokulardan ayrıştırılmıştır (Şekil 7).



Şekil 7. Bölgesel ayrıştırma (Region of interest)

İkinci aşamada lezyon alanı siyah-beyaz görüntü (binary page) sayfasına geçilerek, lezyon yoğunluğuna uygun çalışma aralığı (theresholding) belirlenmiştir (Şekil 8).



Şekil 8. Siyah-beyaz görüntü (Binary page)

Son aşamada özel işlemler sayfasına (custom processing) geçilmiş ve standart olarak her örneğe ait vestibul ve lingual yüzeyler için aynı aşamalar tekrarlanarak lezyon derinliği ölçümleri hesaplanmıştır.

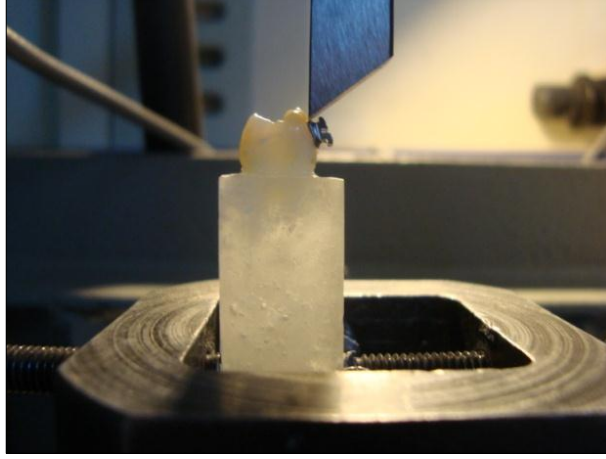
### 3.9. Sıyırma Testlerinin Uygulanması

Bağlanma dayanımının değerlendirileceği örnekler yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan universal test cihazı (Elista, İstanbul, Türkiye) ile değerlendirilmiştir (Resim 9). Hazırlanan örnek, test cihazına kuvvet yükleme ucu braket yapıştırılan diş yüzeyine paralel olacak şekilde sabitlenmiştir (Resim 10).

Diş-braket ara yüzeyine braket ayrılana kadar 0.5 mm/dk hızla sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar, cihaza bağlı olan bilgisayar yardımıyla Newton cinsinden kaydedilmiş ve braket taban alanına bölünerek megapaskala çevrilmiştir.



**Resim 9.** Çalışmamızda kullanılan universal test cihazı



**Resim 10.** Universal test cihazına örneğin yerleştirilmesi

### **3.10. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi**

Braketler koparıldıktan sonra dişlerin vestibul yüzeyleri Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan stereomikroskop (S4E, Leica Microsystems, Almanya) yardımıyla  $\times 10$  büyütmede incelenmiş ve modifiye “Artık Adeziv Endeks” (AAE) kullanılarak kalan artık adeziv miktarı değerlendirilmiştir. Bu indekse göre skorlandırma aşağıdaki gibi yapılmaktadır (67).

- AAE skoru 1: Yapıştırıcının tamamı braket tabanının iziyle birlikte diş yüzeyinde kalmıştır.
- AAE skoru 2: Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı %90'dan fazladır.
- AAE skoru 3: Diş yüzeyinde %10'dan daha fazla, %90'dan daha az miktarda yapıştırıcı bulunmaktadır.
- AAE skoru 4: Diş yüzeyinde %10'dan daha az miktarda yapıştırıcı bulunmaktadır.
- AAE skoru 5: Diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmamıştır.

### **3.11. İstatistiksel Analiz**

Çalışmamızda elde edilen veriler SPSS versiyon 17.0 (SPSS Inc, Chicago, ABD) kullanılarak değerlendirilmiştir. Verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini belirlemek amacıyla Kolmogorov-Smirnov testi uygulanmıştır.

Lezyon derinliği ve bağlanma dayanımı değerleri açısından gruplar arasındaki farklılıkların belirlenmesi amacıyla tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ve Post-hoc Duncan testleri kullanılmıştır. AAE skorlarının karşılaştırılmasında ise Kruskal Wallis ve Mann Whitney U testlerinden faydalanılmıştır. Sonuçlar anlamlılık  $p<0,05$  düzeyinde olacak şekilde değerlendirilmiştir (181).

## 4. BULGULAR

### 4.1. Lezyon Derinliği Ölçümlerine Ait Bulgular

#### 4.1.1. Kontrol Gruplarına Ait Lezyon Derinliği Bulguları

Transbond XT Primer (Grup 1), Transbond Plus SEP (Grup 4) ve Clearfil Protect Bond (Grup 7) adeziv sistemler kullanılarak yapıştırılan braketlerin çevresinde deneysel olarak oluşturulan beyaz nokta lezyonu alanlarından ölçülen lezyon derinliğine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerler Tablo 4’de mikrometre cinsinden verilmiştir.

**Tablo 4.** Kontrol gruplarına ait lezyon derinliği ölçümlerinin mikrometre cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.

Kontrol grupları	N	Ortalama±ss	Maksimum	Minimum	p değeri
Grup 1	12	62,5±7,90 <sup>a</sup>	106,4	46,0	0,03*
Grup 4	12	72,0±7,25 <sup>a</sup>	105,0	62,0	
Grup 7	12	53,0±7,87 <sup>b</sup>	85,0	45,0	
<b>Toplam</b>	36	62,5±6,51	106,4	45,0	

\* p<0,05

a,b: Aynı harfleri taşıyan grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda lezyon derinliği ölçümleri açısından gruplar arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Clearfil Protect Bond uygulanan grubun lezyon derinliği ölçümleri daha düşük bulunmuştur.

#### 4.1.2. Gücü 1W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait Lezyon Derinliği Bulguları

Gücü 1W (100 mJ, 10 Hz) olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer (Grup 2), Transbond Plus SEP (Grup 5) ve Clearfil Protect Bond (Grup 8) kullanılarak yapıştırılan braketlerin çevresinde deneysel olarak oluşturulan beyaz nokta lezyon derinliğine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerler Tablo 5’de mikrometre cinsinden verilmiştir.

**Tablo 5.** Gücü 1W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait lezyon derinliği ölçümlerinin mikrometre cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.

<b>1 W lazer grupları</b>	<b>N</b>	<b>Ortalama±ss</b>	<b>Maksimum</b>	<b>Minimum</b>	<b>p değeri</b>
<b>Grup 2</b>	12	77,6±6,39 <sup>a</sup>	99,0	62,0	0,016*
<b>Grup 5</b>	12	72,5±6,81 <sup>a</sup>	86,0	60,0	
<b>Grup 8</b>	12	56,5±7,57 <sup>b</sup>	98,0	46,0	
<b>Toplam</b>	36	68,9±6,21	99,0	46,0	

\* p<0,05

a,b: Aynı harfleri taşıyan grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

İstatistiksel değerlendirme sonucunda gruplar arasında lezyon derinliği bulguları açısından anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Gücü 1W olan lazerle pürüzlendirilerek Clearfil Protect Bond uygulanan gruba ait lezyon derinliği ölçümleri, aynı parametrelerde lazerle pürüzlendirilerek Transbond XT Primer ve Transbond Plus SEP uygulanan gruplardan daha düşük bulunmuştur. 1W gücünde lazer pürüzlendirmeye kombine edilen Transbond XT Primer ve Transbond Plus SEP adeziv sistemleri arasında lezyon derinliği açısından herhangi bir farklılık yoktur.

#### **4.1.3. Gücü 2W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait Lezyon Derinliği Bulguları**

Gücü 2W (200 mJ, 10 Hz) olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer (Grup 3), Transbond Plus SEP (Grup 6) ve Clearfil Protect Bond (Grup 9) kullanılarak yapıştırılan braketlerin çevresinde deneysel olarak oluşturulan beyaz nokta lezyon derinliği ölçümleri ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri Tablo 6'da mikrometre cinsinden verilmiştir.

**Tablo 6.** Gücü 2W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait lezyon derinliği ölçümlerinin mikrometre cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.

2 W lazer grupları	N	Ortalama±ss	Maksimum	Minimum	p değeri
Grup 3	12	76,8±2,9	103,0	61,0	0,166
Grup 6	12	68,1±3,5	93,0	50,0	
Grup 9	12	65,1±4,0	79,0	64,0	
Toplam	36	70,0±2,6	103,0	50,0	

p>0,05

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda 2W gücünde Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait lezyon derinliği ölçümleri arasında istatistiksel olarak herhangi bir farklılık olmadığı görülmüştür.

#### 4.1.4. Tüm Gruplara Ait Lezyon Derinliği Bulguları

Tüm grupların lezyon derinliğine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerler mikrometre cinsinden Tablo 7’de gösterilmiştir.

**Tablo 7.** Tüm gruplara ait lezyon derinliği ölçümlerinin mikrometre cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.

Gruplar	Ortalama±ss	Maksimum	Minimum	p değeri
Grup 1	62,5±7,9 <sup>a,b,c</sup>	106,4	46,0	0,04*
Grup 2	77,60±6,39 <sup>a</sup>	99,0	62,0	
Grup 3	76,80±2,93 <sup>a</sup>	103,0	61,0	
Grup 4	72,0±7,2 <sup>a,b</sup>	105,0	62,0	
Grup 5	72,5±6,81 <sup>a,b</sup>	86,0	60,0	
Grup 6	68,1±3,54 <sup>a,b,c</sup>	93,0	50,0	
Grup 7	53,0±7,87 <sup>c</sup>	85,0	45,0	
Grup 8	56,5±7,57 <sup>b,c</sup>	98,0	46,0	
Grup 9	65,1±4,0 <sup>a,b,c</sup>	79,0	64,0	
Toplam	67,10±2,04	106,0	52,0	

\* p<0,05

a,b,c: Aynı harfleri taşıyan grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.



Tüm gruplar arasında lazer uygulanmadan yalnızca Clearfil Protect Bond, 1W ve 2 W gücünde Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer uygulanarak gerçekleştirilen bonding prosedürleri dışındaki diğer yöntemler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır. Doğrudan Clearfil Protect Bond uygulanan grubun ortalama lezyon derinliği değerleri diğer gruplardan daha düşüktür. Gücü 1W ve 2 W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer uygulanan grupların ise ortalama lezyon derinliği değerleri diğer gruplardan daha yüksektir.

## 4.2. Sıyırma Testlerine Ait Bulgular

### 4.2.1. Kontrol Gruplarına Ait Sıyırma Testi Bulguları

Transbond XT Primer (Grup1), Transbond Plus SEP (Grup 4) ve Clearfil Protect Bond (Grup 7) kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerler Tablo 8’de megapaskal cinsinden verilmiştir.

**Tablo 8.** Kontrol gruplarına ait bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.

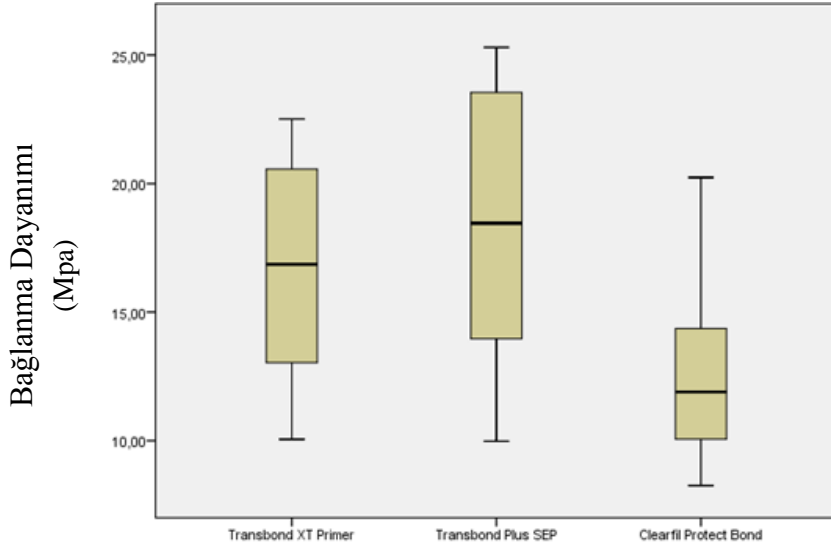
Kontrol grupları	N	Ortalama±ss	Maksimum	Minimum	p değeri
<b>Grup 1</b>	12	16,74±1,24 <sup>a</sup>	22,51	10,05	
<b>Grup 4</b>	12	18,81±1,74 <sup>a</sup>	23,85	9,98	0,008*
<b>Grup 7</b>	12	12,52±0,98 <sup>b</sup>	20,24	8,25	
<b>Toplam</b>	36	16,02±0,88	23,85	8,25	

\* p<0,05

a,b: Aynı harfleri taşıyan grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda Grup 1 (Transbond XT Primer) ile Grup 4 (Transbond Plus SEP) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın bulunmadığı görülmüştür. Clearfil Protect Bond uygulanan grubun bağlanma dayanımı değerleri diğer iki gruba göre daha düşüktür.

Şekil 9’de kontrol gruplarına ait bağlanma dayanımı değerleri grafiksel olarak gösterilmektedir.



Şekil 9. Kontrol gruplarına ait bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi

#### 4.2.2. Gücü 1W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait Sıyırma Testi Bulguları

Gücü 1W (100 mJ, 10 Hz) olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer (Grup 2), Transbond Plus SEP (Grup 5) ve Clearfil Protect Bond (Grup 8) kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerler megapaskal cinsinden Tablo 9’da gösterilmiştir.

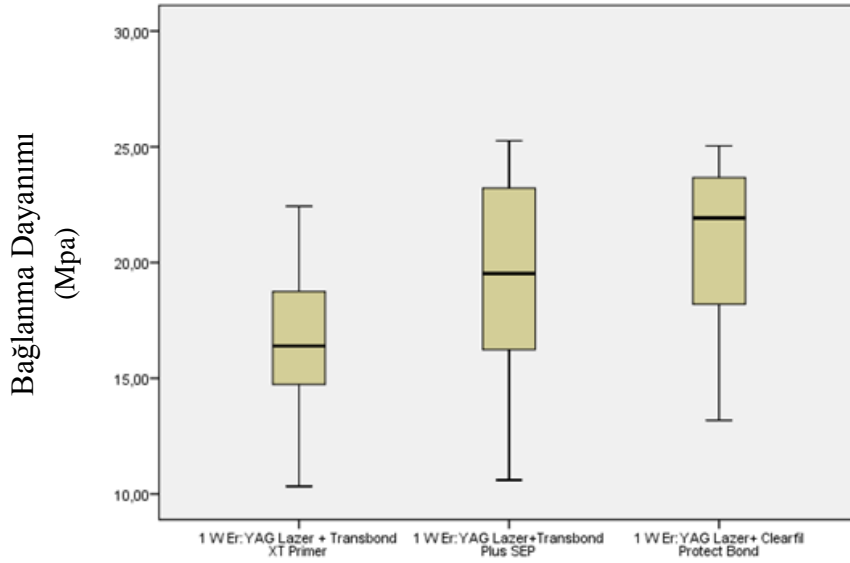
**Tablo 9.** Gücü 1 W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.

1 W lazer grupları	N	Ortalama±ss	Maksimum	Minimum	p değeri
<b>Grup 2</b>	12	16,50±0,97	22,43	10,33	0,061
<b>Grup 5</b>	12	19,49±1,66	28,26	10,60	
<b>Grup 8</b>	12	20,81±1,04	25,04	13,18	
<b>Toplam</b>	36	18,93±0,77	25,26	10,33	

p>0,05

İstatistiksel değerlendirme sonucunda gücü 1W (100 mJ, 10 Hz) olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeylerine üç farklı adeziv sistem (Transbond XT Primer, Transbond Plus SEP, Clearfil Protect Bond) kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ( $p>0,05$ ).

Şekil 10'da gruplara ait bağlanma dayanımı değerleri grafiksel olarak gösterilmektedir.



**Şekil 10.** Gücü 1W olan lazerle pürüzlendirme yapılarak üç farklı adeziv sistemin kullanıldığı gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi.

#### 4.2.3. Gücü 2W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait Sıyrma Testi Bulguları

Gücü 2W (200 mJ, 10 Hz) olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer (Grup 3), Transbond Plus SEP (Grup 6) ve Clearfil Protect Bond (Grup 9) kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerler megapaskal cinsinden Tablo 10'da gösterilmiştir.

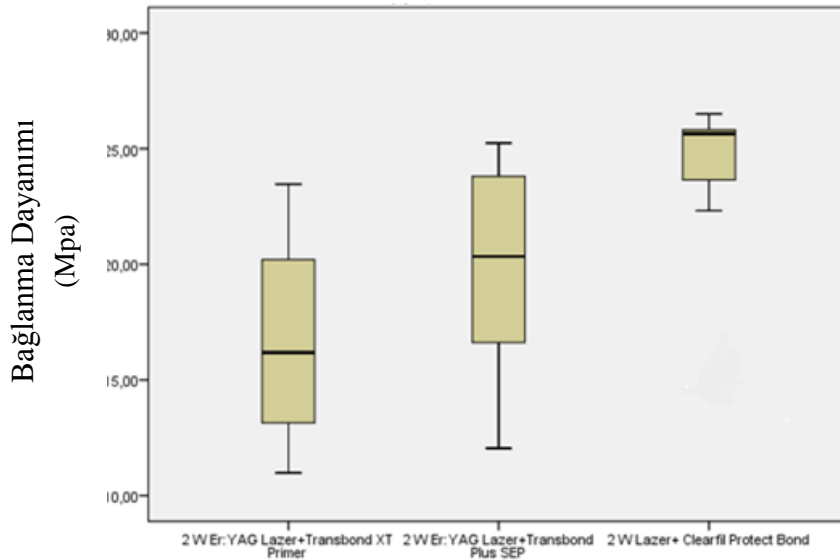
**Tablo 10.** Gücü 2 W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.

2 W lazer grupları	N	Ortalama±ss	Maksimum	Minimum	p değeri
<b>Grup 3</b>	12	16,60±1,20 <sup>b</sup>	23,47	10,98	
<b>Grup 6</b>	12	19,93±1,53 <sup>a,b</sup>	25,24	12,05	0,014*
<b>Grup 9</b>	12	24,25±2,28 <sup>a</sup>	26,50	13,46	
<b>Toplam</b>	36	20,26±1,10	26,50	10,98	

\* p< 0,05

a,b: Aynı harfleri taşıyan grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur .

İstatistiksel değerlendirme sonucunda 2W gücünde Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeylerine Transbond XT Primer ve Transbond Plus SEP kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı değerleri arasında farklılık bulunmadığı görülmüştür. Clearfil Protect Bond uygulanarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımları Transbond XT Primer uygulanarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımından daha fazladır. Şekil 11’de bağlanma dayanımı değerleri grafiksel olarak gösterilmektedir.



**Şekil 11.** Gücü 2W olan lazerle pürüzlendirme yapılarak üç farklı adeziv sistemin kullanıldığı gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi.

#### 4.2.4. Tüm Gruplara Ait Sıyırma Testi Bulguları

Tüm grupların bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerler megapaskal cinsinden Tablo 11’de gösterilmektedir.

**Tablo 11.** Tüm gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin megapaskal cinsinden ortalama, standart sapma, maksimum ve minimum değerleri.

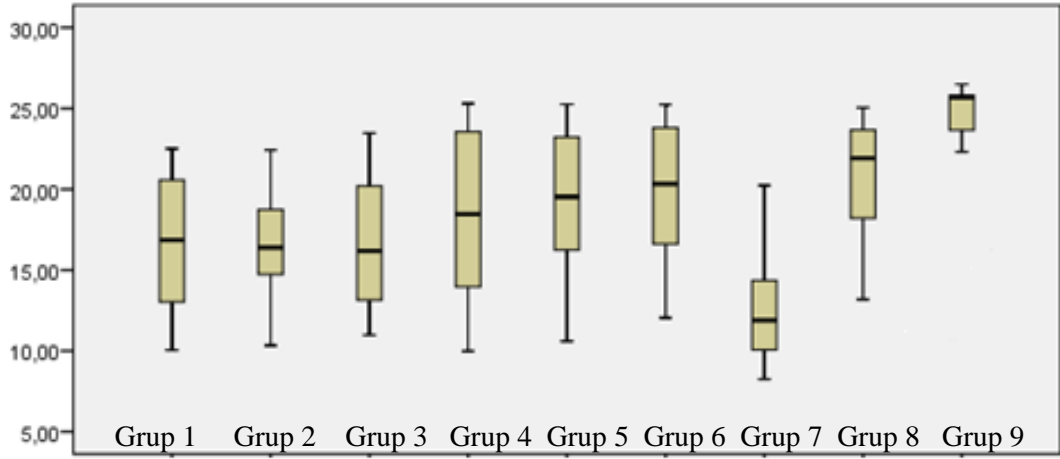
Gruplar	Ortalama±ss	Maksimum	Minimum	p değeri
<b>Grup 1</b>	16,74±1,24 <sup>b,c</sup>	22,51	10,05	
<b>Grup 2</b>	16,50±0,97 <sup>b,c</sup>	22,43	10,33	
<b>Grup 3</b>	16,60±1,20 <sup>b,c</sup>	23,47	10,98	
<b>Grup 4</b>	18,81±1,74 <sup>b</sup>	23,85	9,98	
<b>Grup 5</b>	19,49±1,66 <sup>b</sup>	25,26	10,60	0,00*
<b>Grup 6</b>	19,93±1,53 <sup>a,b</sup>	25,24	12,05	
<b>Grup 7</b>	12,52 ±0,98 <sup>c</sup>	20,24	8,25	
<b>Grup 8</b>	20,81±1,04 <sup>a,b</sup>	25,04	13,18	
<b>Grup 9</b>	24,25±2,28 <sup>a</sup>	26,50	13,46	
<b>Toplam</b>	18,41±0,56	26,50	8,25	

\* p< 0,05

a,b,c: Aynı harfleri taşıyan grup ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur.

İstatistiksel değerlendirme sonucunda Grup 7 (Clearfil Protect Bond) ve Grup 9 (2W Er:YAG lazer + Clearfil Protect Bond) değerlendirme dışında tutulduğunda diğer gruplar arasındaki farklılıkların anlamlı olmadığı görülmüştür. Grup 9 en yüksek, Grup 7 en düşük bağlanma dayanımı değerlerine sahiptir.

Şekil 12’de bağlanma dayanımı değerleri grafiksel olarak gösterilmektedir.



**Şekil 12.** Tüm gruplara ait bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel gösterimi.

### 4.3. AAE Bulguları

#### 4.3.1. Kontrol Gruplarına Ait AAE Bulguları

Kontrol gruplarına ait AAE skorlarının dağılımı Tablo 12’de gösterilmiştir. Kontrol gruplarına ait AAE skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Transbond Plus SEP (Grup 4) ve Clearfil Protect Bond (Grup 7) kullanılarak braketlerin yapıştırıldığı gruplarda birer adet örnekte mine yüzeyinde kırık gözlenmiştir.

**Tablo 12.** Kontrol gruplarına ait AAE skorları

Gruplar	AAE SKORU					p
	1 n (%)	2 n (%)	3 n (%)	4 n (%)	5 n (%)	
Grup 1	-	-	-	7 (58,3)	5 (41,7)	0,216
Grup 4	-	-	3 (25,0)	6 (50,0)	2 (16,7)	
Grup 7	-	1 (8,3)	-	7 (58,3)	3 (25,0)	

p>0,05

#### 4.3.2. Gücü 1W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait AAE Bulguları

Gücü 1W (100 mJ, 10 Hz) olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer (Grup 2), Transbond Plus SEP (Grup 5) ve Clearfil

Protect Bond (Grup 8) kullanılarak braketlerin yapıştırıldığı gruplara ait AAE skorlarının dağılımı ve gruplar arasındaki farklılıklar Tablo 13’de gösterilmektedir.

**Tablo 13.** Gücü 1W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait AAE skorları

Gruplar	AAE SKORU					p	Post-hoc test		
	1 n (%)	2 n (%)	3 n (%)	4 n (%)	5 n (%)		2-5	2-8	5-8
Grup 2	-	-	-	6 (50,0)	6 (50,0)	0,02			
Grup 5	2 (16,7)	2 (16,7)	4 (33,3)	2 (16,7)	1 (8,3)		*	*	
Grup 8	2 (16,7)	2 (16,7)	4 (33,3)	2 (16,7)	-				

\* p<0,05

Gücü 1W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait AAE skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. Grup 5 ile Grup 8 arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ancak her iki grupta Grup 2’ye göre diş yüzeyinde daha fazla yapıştırıcı kalmıştır.

Grup 2 (1W Er:YAG lazer + Transbond Primer)’de yer alan diş yüzeylerinin yarısında ya hiç yapıştırıcı kalmamıştır ya da yapıştırıcının %10’dan azı diş yüzeyindedir. Grup 5 (1W Er:YAG+Transbond SEP)’de yer alan dişlerin %33,3’ünde yapıştırıcının %90’ından azı, %10’dan fazlası diş yüzeyinde kalmıştır. Bu grupta yer alan dişlerin %16,7’sinde yapıştırıcının tamamı braket tabanı iziyle birlikte diş yüzeyinde bulunmaktadır. Örneklerden 1 tanesinde minede kırık gözlenmiştir. Grup 8 (1W Er:YAG+Clearfil Protect Bond)’de yer alan örneklerin %33,3’ünde %90’dan az, %10’dan fazla yapıştırıcının diş yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Örneklerin 2 tanesinde minede kırık gözlenmiştir.

#### 4.3.3. Gücü 2W Olan Er:YAG Lazerle Pürüzlendirilen Gruplara Ait AAE Bulguları

Gücü 2W (200 mJ, 10 Hz) olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer (Grup 3), Transbond Plus SEP (Grup 6) ve Clearfil Protect Bond (Grup 9) kullanılarak braketlerin yapıştırıldığı gruplara ait AAE skorlarının dağılımı ve gruplar arasındaki farklılıklar Tablo 14’de gösterilmektedir.

**Tablo 14.** Gücü 2W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen gruplara ait AAE skorları

Gruplar	AAE SKORU					p	Post-hoc test		
	1 n(%)	2 n(%)	3 n(%)	4 n(%)	5 n(%)		3-6	3-9	6-9
Grup 3	-	-	2(16,7)	3 (25,0)	6 (50,0)				
Grup 6	-	2 (16,7)	4 (33,3)	4 (33,3)	-	0,02		*	*
Grup 9	5 (41,7)	2 (16,7)	2 (16,7)	-	-				

\* p<0,05

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda gücü 2W (200 mJ, 10 Hz) olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine üç farklı adeziv sistem kullanılarak yapıştırılan braketlere ait AAE skorları arasındaki farklılık anlamlı bulunmuştur. Grup 3 (2W Er:YAG lazer + Transbond Primer)' de yer alan örneklerin yarısından çoğunda diş yüzeyinde ya hiç yapıştırıcı kalmamış ya da %10'dan az miktarda kalmıştır. Örneklerin 1 tanesinde minede kırık gözlenmiştir. Grup 9 (2W Er:YAG lazer + Clearfil Protect Bond)'da ise örneklerin yarısında yapıştırıcının tamamı braket tabanı ile birlikte diş yüzeyinde kalmıştır. Örneklerin 3 tanesinde minede kırık gözlenmiştir. Grup 9'dan farklı olarak Grup 6'da mine yüzeyinde daha az miktarda yapıştırıcı kalmıştır ve 2 örnekte minede kırık gözlenmektedir.

#### 4.3.4. Tüm Gruplara Ait AAE Bulguları

Tüm gruplara ait AAE skorlarının dağılımı Tablo15'de görülmektedir.



**Tablo 15.** Tüm gruplara ait AAE skorlarının dağılımı

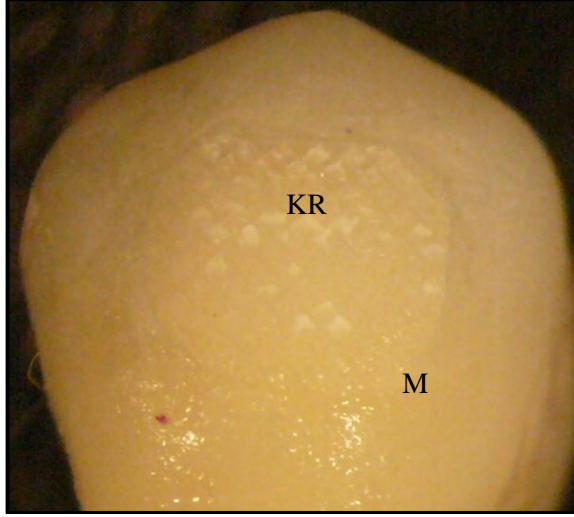
Gruplar	AAE SKORU					p
	1	2	3	4	5	
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
Grup 1	-	-	-	7 (58,3)	5 (41,7)	
Grup 2	-	-	-	6 (50,0)	6 (50,0)	
Grup 3	-	-	2 (16,7)	3 (25,0)	6 (50,0)	
Grup 4	-	-	3 (25,0)	6 (50,0)	2 (16,7)	0,00*
Grup 5	2 (16,7)	2 (16,7)	4 (33,3)	2 (16,7)	1 (8,3)	
Grup 6	-	2 (16,7)	4 (33,3)	4 (33,3)	-	
Grup 7	-	1 (8,3)	-	7 (58,3)	3 (25,0)	
Grup 8	2 (16,7)	2 (16,7)	4 (33,3)	2 (16,7)	-	
Grup 9	5 (41,7)	2 (16,7)	2 (16,7)	-	-	
Toplam	9 (8,3)	9 (8,3)	19 (17,6)	37 (34,3)	23 (21,3)	

\* p<0,05

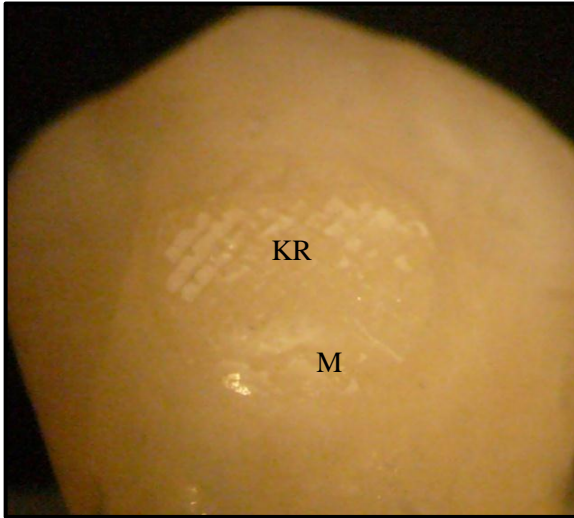
Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda Grup 9 ile Grup 1, 2, 3, 4 ve 7 arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Grup 9 (2W Er:YAG lazer + Clearfil Protect Bond)'da yer alan örneklerin çoğunda diğer gruplarda yer alan örneklerden farklı olarak mine yüzeyinde daha fazla yapıştırıcı kaldığı gözlenmiştir. Grup 3, 4, 5 ve 7'de 1 örnekte, Grup 6 ve 8'de 2 örnekte, Grup 9'da 3 örnekte minede kırık gözlenmiştir.

#### 4.4. AAE Bulgularına Ait Işık Mikroskobu Görüntüleri

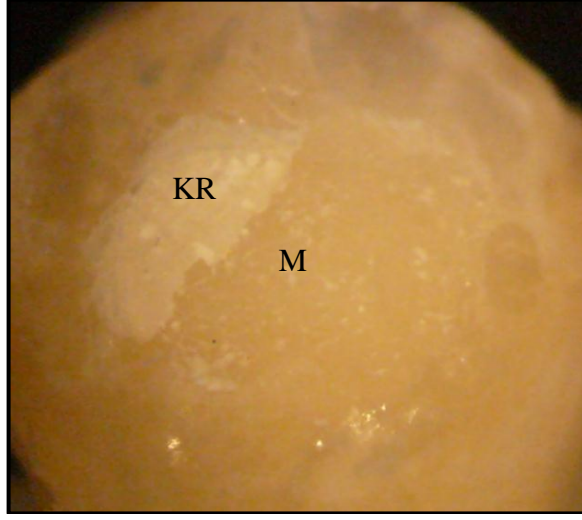
AAE skorları 1, 2, 3, 4, 5 olan ve mine kırığı gözlenen dişlerin ışık mikroskobu görüntüleri Resim 11, 12, 13, 14, 15 ve 16'de gösterilmektedir.



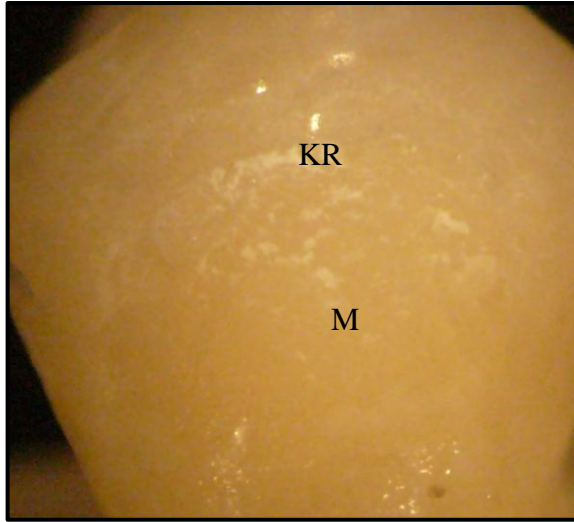
**Resim 11.** AAE skoru 1 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. KR: Kompozit rezin, M:Mine.



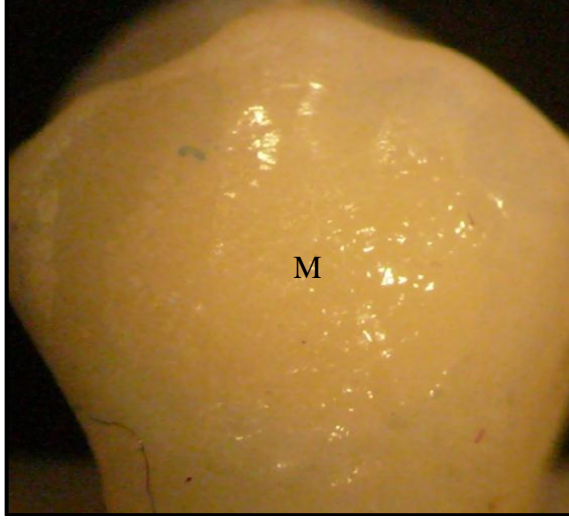
**Resim 12.** AAE skoru 2 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. KR: Kompozit rezin, M:Mine.



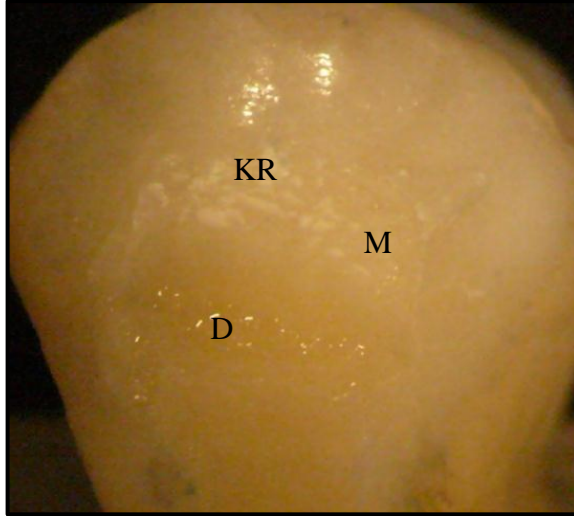
**Resim 13.** AAE skoru 3 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. KR: Kompozit rezin, M:Mine.



**Resim 14.** AAE skoru 4 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. KR: Kompozit rezin, M:Mine.



**Resim 15.** AAE skoru 5 olan örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. M:Mine.



**Resim 16.** Mine kırığı gözlenen örneğe ait ışık mikroskobu görüntüsü. KR: Kompozit rezin, M:Mine, D: Dentin.

## 5. TARTIŞMA

Ortodonti pratiğinde rutin olarak kullanılan bonding prosedürü mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesi sonrası, bonding ajan ve kompozit yapıştırıcının uygulanması basamaklarını içermektedir. Asitlenen–yıkanan adeziv sistem uygulamalarında genellikle %35-37'lik konsantrasyonda fosforik asit kullanılmaktadır (51).

Mine yüzeyine asit uygulandığında minenin inorganik yapısı dekalsifiye olur. Özellikle tedavi sırasında dental plağın yeteri kadar iyi uzaklaştırılmamasına bağlı olarak artan asidite, asit uygulanan minede daha çabuk çürük oluşmasını sağlar. Özellikle de sabit ortodontik tedavi gören hastalarda başlangıç mine çürüğü olduğu bilinen beyaz nokta lezyonlarının görülme sıklığı oldukça fazladır (5).

Ortodontik ataçmanların yapıştırılmasında asitle pürüzlendirme kabul edilen standart pürüzlendirme tekniği olmasına rağmen klinik açıdan demineralizasyon riskini azaltacak yeni bir uygulamaya özellikle ağız hijyeni yetersiz hastalarda ihtiyaç duyulmaktadır. Klinisyenler tarafından her ne kadar demineralizasyonu önleyecek bir prosedür kullanılarak braketlerin yapıştırılması istense de sabit ortodontik tedavilerin başarısında braket tutuculuğunun sağlanması da oldukça önemlidir. Braket ile mine yüzeyi arasındaki bağlantı; braket kaidesinin retansiyon mekanizması, kullanılan adeziv sistem ve mine yüzeyini pürüzlendirme tekniği olmak üzere 3 faktöre bağlıdır (71).

Asitle pürüzlendirme yönteminin ağız hijyeni kötü hastalarda demineralizasyona yatkınlığı arttırması ve demineralizasyonu önlemek amacı ile geliştirilen yeni adezivlerin bağlanma dayanımlarında elde edilen çelişkili sonuçlar, mine yüzeyini pürüzlendirmek için araştırmacıları alternatif arayışlarına zorlamıştır (183).

Son yıllarda mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla asit uygulanmasına alternatif olarak lazer kullanımına yönelim artmaktadır (6-20). Lazer enerjisinin uygun parametrelerde kullanıldığında mine demineralizasyonunu ve çürük oluşumunu da engelleyebileceği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (136-148). Aynı zamanda lazerin mine yapısında bulunan hidroksiapatitlerin içinde sıkışmış suyun

buharlaşması ve oluşan mikropatlamlar sonucunda mine yüzeyinde erime ve ablasyon sağlayarak mikromekanik retansiyonu artıran bir yüzey oluşturduğu bildirilmiştir (89).

Asitle pürüzlendirmenin çok aşamalı olması, yıkama ve kurutma işlemlerinin teknik hassasiyet gerektirmesi, lazerin pratik ve basit kullanımı karşısında bu tekniğin en önemli dezavantajlarıdır. Ayrıca nem kontrolünü sağlamanın zor olduğu durumlarda da lazer kullanımı avantaj sağlar.

Çalışmamızda farklı enerji seviyelerinde Er:YAG lazer pürüzlendirmeye kombine edilen adeziv sistemlerin demineralizasyona ve braketlerin bağlanma dayanımına etkisi ortodontik amaçla çekilen küçük azı dişleri kullanılarak değerlendirilmiştir.

Yapay çürük oluşturma modellerinden biri kullanılarak mine yüzeyinde deneysel olarak demineralizasyon oluşturulan çalışmalarda incelenecek mine yüzeyi, aside dayanıklı bir vernik ile ayrılmıştır (17,140,142,179). Çalışmamızda da demineralizasyonun değerlendirileceği örneklerde braket çevresindeki yaklaşık 1 mm'lik alan dışındaki diğer yüzeyler aside dirençli tırnak cilası ile kaplanmıştır. Böylelikle komşu yüzeylerde meydana gelebilecek demineralizasyonun incelenecek yüzeyi etkilemesi engellenmiştir.

Bağlanma dayanımının değerlendirileceği örneklerde ise klinik koşulları taklit etmek amacıyla pürüzlendirilecek alanın sınırları tespit edilmemiştir. Ancak örneklerin cihazda sabit kalması, sıyırma kuvvetinin dişlere doğru şekilde aktarılabilmesi için çalışmamızda örnekler akrilik bloklara gömülmüştür.

Literatürde yer alan çalışmalarda mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla kullanılan fosforik asit konsantrasyonu ve uygulama süresi farklılık göstermektedir (11,14,15,17,18-20,163,183). Ancak konsantrasyonu %37 olan fosforik asitle 15 sn süreyle mine yüzey pürüzlendirilmesi ortodontik braketlerin yapıştırılmasında en yaygın kullanılan asitle pürüzlendirme şekli olduğu için (51) çalışmamızda %37'lik konsantrasyonda jel formundaki fosforik asit 15 saniye süreyle uygulanmıştır.

Billings ve Tabak'a göre mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla kullanılacak lazerin belirlenmesindeki ilk adım ışığa maruz kalacak hedef dokunun fiziksel özelliklerinin bilinmesidir. Yani dokuda hangi moleküllerin bulunduğu, bu

moleküllerin hangi dalga boylarındaki ışığı soğurduklarını veya geçirdiklerini bilmek gerekir. Doğru lazerin seçiminde bir sonraki adım ise uygun dalga boyunun belirlenmesidir (1). Mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla farklı lazer sistemleri kullanılmış olmasına rağmen su ve hidroksiapatit tarafından emilimi oldukça fazla olan Er:YAG lazerlerin bu amaçla kullanımı uygundur.

Er:YAG lazer kullanılarak braket bağlanma dayanımını değerlendiren bazı çalışmalarda, bu yöntemin aside alternatif olduğu iddia edilmektedir (3,8,18). Bazı araştırmacılar tarafından ise bonding işleminde asit ve Er:YAG lazerin birlikte kullanımı tavsiye edilmektedir (16). Çalışmamızda lazerin etkilerini tam olarak değerlendirebilmek amacıyla yüzey pürüzlendirmesi yalnızca Er:YAG lazer kullanılarak yapılmıştır. Öncesinde veya sonrasında asitle kombine edilmeyerek yalnızca lazer uygulanarak gerçekleştirilen bu prosedür, klinikte uygulama kolaylığı sağlamanın yanı sıra bonding işlemi için harcanan süreyi de azaltmaktadır (162).

Literatürde yer alan çalışmalar incelendiğinde mine demineralizasyonunu önlemek ve mineyi pürüzlendirmek amacıyla 0.5-3 W arasında değişen farklı güç, 80-300 mJ arasında değişen farklı enerji düzeyi ve 2-25 Hz aralığında değişen frekanslarda Er:YAG lazerlerin uygulandığı görülmüştür (3,7-20,161-163).

Mine demineralizasyonunu önlemek amacıyla lazer kullanılması durumunda minede hasara yol açmadan, ablasyon eşik değerinin altındaki enerji seviyelerinde çalışılması gerektiği Liu ve ark. tarafından bildirilmiştir (142,148). Aynı araştırmacıların yaptıkları çalışmada, mine demineralizasyonunun önlenmesi için gerekli en uygun subablatif Er:YAG lazer parametrelerinin 1W (100 mJ, 10 Hz) ve 2W (200 mJ, 10 Hz) olduğu kaydedilmiştir (142).

Yapılan çalışmalarda aynı zamanda gücü 1-3W arasında değişen Er:YAG lazer kullanılarak gerçekleştirilen bonding işleminde klinik açıdan kabul edilebilir bağlanma dayanımı elde edildiği görülmüştür (13,14,15). Ancak Liu ve ark.'nın çalışmasında 3W (300 mJ, 10 Hz) ve 38.2 J/cm<sup>2</sup> gücündeki enerjinin mine demineralizasyonunu önlemediği sonucuna varılmıştır (142). Ahrari ve ark. da 10 Hz frekans ve 300 mJ enerji düzeyinde Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeylerine braket yapıştırılmadan pH siklusu uygulamış ve ardından örneklerden

alınan kesitler üzerinde yapılan inceleme sonucunda lazerin demineralizasyonu azaltıcı yönde bir etkisinin olmadığını bildirmiştir (17).

Bu nedenle çalışmamızda lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine uygulanan farklı adeziv sistemlerin demineralizasyona ve braketlerin bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek amacıyla Er:YAG lazer 1W (100 mJ, 10 Hz) ve 2W (200mJ, 10 Hz) olmak üzere iki farklı güç veya enerji seviyesinde kullanılmıştır.

Correa-Afonso ve ark. yaptıkları çalışmada su/hava soğutmasının mine demineralizasyonunu önlemede etkili olduğunu rapor etmişlerdir (185). Hossain ve ark. ise Er:YAG lazerle susuz ortamda çalışılan örneklerde SEM'de yaptıkları inceleme sonucunda mine yüzeyinde termal dejenerasyon oluştuğunu bildirmişlerdir (137). Sert dokuya yönelik işlemlerde Er:YAG lazer kullanılması durumunda sulu ortamda çalışmanın gerektiği sonucuna varılmıştır (19). Çalışmamızda su/hava oranı 6/4 olacak şekilde Fornaini ve ark.'nın in vivo şartlarda kullanıldığına benzer şekilde Er:YAG lazer uygulanmıştır (184). Bu şekilde mine yüzeyinde füzyon ve çatlak oluşumu minimize edilmiştir.

Literatürde yer alan çalışmalarda mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla non-kontakt modda çalışılması önerilmektedir (12,186). Demineralizasyonun önlenmesi amacıyla mine yüzeyine Er:YAG lazer uygulamasının kontakt ya da non-kontakt el aleti kullanımının hangisiyle daha etkili olacağını araştırıldığı bir çalışmada, her iki yöntem arasında farklılık olmadığı belirtilmiştir (140). Çalışmamızda lazer ile pürüzlendirme işlemi klinik koşulları taklit etmek amacıyla ve pratik olması açısından herhangi bir sabitleyici düzenek kullanılmadan elle, yüzeyi süpürür tarzda, non-kontakt modda yapılmıştır.

Lazerle pürüzlendirmenin ve/veya adeziv materyallerin demineralizasyona etkisini değerlendiren birçok çalışmada demineralizasyon oluşturabilmek için pH siklusu (4,17,142), in situ ağız modeli (139) ve asit tamponları (140) gibi yöntemler kullanılmıştır. Birçok araştırmacı pH siklusunun kullanıldığı demineralizasyon-remineralizasyon modeli üzerinde çalışmalarını planlamıştır (4,17,142,148,153,185,187). Çalışmamızda da deneysel olarak beyaz nokta lezyonu oluşumu pH siklusu uygulanarak gerçekleştirilmiştir.



Araştırmamızda pH siklus modeli, ağız ortamında gerçekleşen demineralizasyon ve remineralizasyon şartlarını taklit edebilmek için uygulanmıştır. Bu yöntemin demineralizasyon fazında 4,4 gibi düşük pH derecesinde asetik asit, kalsiyum ve fosfat içeren asit tamponları kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan demineralizasyon solüsyonunun içeriğindeki asetik asit solüsyonun pH'ını düşürerek plak bakterilerinin oluşturduğu asidik ortama benzer klinik şartları taklit etmektedir. Remineralizasyon solüsyonu içerisinde yer alan kalsiyum ve fosfat iyonları, doğal tükürükte bulunan seviyede tutulacak şekilde hazırlanmıştır. Çalışmamızda kullanılan demineralizasyon ve remineralizasyon solüsyonlarının içeriği Ten Cate ve Duijsters'in çalışmalarında kullandıkları ile aynıdır (188). Aynı solüsyon içeriklerini kullanan farklı araştırmacılar da (4,17,142) bulunmakla birlikte in vitro çalışmalarda kullanılan solüsyonların içeriklerinin ana bileşenleri genel olarak benzerdir.

Örnekler, pH siklusunda çalışmanın amacı ve planlamasına uygun şekilde belirli bir süre demineralizasyon solüsyonunda tutulur, periyodik zamanlarda solüsyonlar yenilenir ve farklı iki solüsyon içerisinde bekletme işlemi gerçekleştirilir (188).

In vivo şartlarda demineralizasyon ve remineralizasyon süreçleri gün içerisinde ard arda gerçekleşmektedir. Genellikle in vitro pH siklus deneyleri, mine örneklerini her gün yaklaşık 6 saat süreyle demineralizasyona, 24 saatlik sürenin geriye kalan kısmında ise remineralizasyona tabi tutmak üzere planlanmaktadır (179,180). Çalışmamızda da örnekler, Hu ve Featherstone'un çalışmasındakine benzer şekilde bir gün içerisinde 17 saat remineralizasyon, 6 saat demineralizasyon solüsyonu içerisinde vücut ısısını taklit edecek şekilde 37°C'de etüvde bekletilmiştir (127). Kullanılan solüsyonlar hergün yenilerek, solüsyon içeriklerinin kontrolsüz bir şekilde azalması ve sonuçlara yanlış etki etmesinin önüne geçilmiştir.

Bağlanma dayanımının değerlendirileceği örnekler ağız ortamı koşullarındaki ani ısı değişimlerini taklit etmesi için termal siklus uygulaması yapılmaktadır. Bunun için örnekler in vitro koşullarda belirli derecelerde düşük ve yüksek sıcaklığa maruz bırakılmaktadır. Gün içindeki ani ısı değişimlerini taklit etmek amacıyla en çok tercih edilen sıcaklıklar 5°C ve 55°C olduğundan çalışmamızda termal siklus bu sıcaklıklarda uygulanmıştır (189). Yapılan

çalışmalarda tercih edilen termal siklus tur sayısının 200-5000 arasında değişkenlik gösterdiği ve sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğun test edildiği görülmektedir (15,18,19). Literatürde termal siklus uygulanmadan bağlanma dayanımının değerlendirildiği çalışmalar da bulunmaktadır (14,16). Ancak ağız ortamını taklit ederek yapılan diğer araştırmalara benzer şekilde (15,19) alışmamızda ISO/TR 11405' nolu standartlara uygun olarak 500 kez termal siklus uygulanmıştır.

Yapılan literatür değerlendirmesinde demineralizasyonun incelenmesinde daha çok invaziv yöntemlerin kullanıldığı görülmüştür. Bu yöntemlerin dezavantajı örneklerden kesit alınmasıdır. Bu nedenle çalışmamızda yeni bir non-invaziv yöntem olan mikro-BT kullanılmıştır. Araştırmamız lazerle pürüzlendirmeyle kombine edilen farklı adeziv sistemlerin demineralizasyona etkisinin mikro-BT yöntemiyle değerlendirildiği literatürdeki ilk çalışmadır.

Mikro-BT yöntemi beyaz nokta lezyonlarının teşhisi amacıyla kullanılan diğer yöntemlere göre birçok avantaj sunmaktadır. Tarama için örnek hazırlama işleminin olmaması, örneklerin hata olması durumunda tekrar taranabilmesi, tarama esnasında mine yüzeyinin zarar görmemesi, elde edilen görüntülerin değerlendirme için istenen hassasiyeti göstermesi bu yöntemin avantajlarından bazılarıdır (175). Sistemin dezavantajı ise her bir örneğin üç boyutlu modelinin oluşturulması için gereken sürenin oldukça uzun ve işlemin maliyetli olmasıdır.

Bağlanma dayanımı çalışmalarında, braketler koparıldıktan sonra mine yüzeyinde kalan artık adeziv miktarını değerlendirmek amacıyla iki farklı endeks kullanıldığı görülmüştür. Artun ve Bergland tarafından kullanılan endekste 0-3 arasında (0, diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamış; 1, yapıştırıcı %0-50 oranında diş yüzeyinde; 2, yapıştırıcı %50-100 oranında diş yüzeyinde; 3, yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde) skorlama yapılmıştır. Olsen ve ark. tarafından tanıtılan endekste ise 0-5 arasında değişen skorlar kullanılmaktadır. Çalışmamızda daha geniş bir aralıktaki skorlamaya olanak sağlayan Olsen ve ark.'nın çalışmasındakine benzer şekilde modifiye AAE kullanılmıştır (67,190).

Araştırmamızın sonuçları değerlendirildiğinde, kontrol gruplarından Clearfil Protect Bond uygulanan grubun lezyon derinliği değerleri Transbond Plus SEP ve Transbond XT Primer uygulanan gruplardan daha düşük bulunmuştur. Bu sonucun

Clearfil Protect Bond'dan salınan flor miktarının daha fazla olmasından kaynaklandığı düşünülebilir. Ancak çalışmamızda Transbond Plus SEP ve Clearfil Protect Bond adeziv sistemlerden salınan flor miktarına ilişkin bir değerlendirme yapılamadığından kesin bir yargıya varılamamıştır.

Imazato, Clearfil Protect Bond içeriğinde bulunan NaF'ün demineralizasyona karşı direnç sağladığını ve bakterilerin hücre zarına zarar veren fonksiyonel bir monomer olan MDPB'nin Clearfil Protect Bond'a antibakteriyel özellik kazandırdığını bildirmiştir. Bu özelliğin flor salınımı yapan iki adeziv sistemden Clearfil Protect Bond'a in vivo koşullarda üstünlük sağladığını iddia etmektedir (191). Ancak Paschos ve ark.'nın DIAGNOdent yöntemini kullanarak demineralizasyonu değerlendirdikleri in vivo çalışmada her iki adeziv sistem arasında lezyon derinliği yönünden herhangi bir farklılık olmadığı rapor edilmiştir (192).

Çalışmamızda ise Clearfil Protect Bond ve Transbond Plus SEP adeziv sistemler arasındaki lezyon derinliği ölçümleri arasındaki farklılık anlamlıdır. Bu sonuç çalışma dizaynı ve demineralizasyonun değerlendirilmesinde kullanılan yöntemin daha gelişmiş ve hassas oluşuyla açıklanabilir.

Paschos ve ark.'nın yaptıkları in vitro diğer bir çalışmada ortodontik braketlerin etrafında oluşabilecek demineralizasyonu önlemede 5 farklı bonding ajanının (Clearfil Protect Bond, Transbond Plus SEP, Fuji Ortho LC, ProSeal, Light Bond) etkisi, polarize ışık mikroskobu ve mikro-BT yöntemleri kullanılarak değerlendirilmiştir. Araştırmacılar iki farklı değerlendirme yöntemi kullandıkları çalışmalarında demineralizasyonu önlemede en etkili bonding ajanının Fuji Ortho olduğunu, diğer bonding ajanları arasında farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir (179). Yapılan çalışmada iki farklı değerlendirme yöntemi arasında lezyon derinliği ve mineral kaybı açısından farklılık olduğu ve demineralizasyon alanlarının mikro-BT yöntemi ile değerlendirilmesinin daha uygun olacağı bildirilmiştir (179).

Araştırmamızda da farklı dozlarda lazer pürüzlendirmeye kombine edilen farklı adezivlerin lezyon derinliği yönünden demineralizasyona etkileri non-invaziv bir yöntem olan mikro-BT ile değerlendirilmiştir. Ancak bu yöntemin oldukça maliyetli olması, örneklerin yalnızca beyaz nokta lezyonu oluşumu ardından

değerlendirilmesini zorunlu kılmıştır. Örneklerin hazırlanması öncesinde dişler mikro-BT cihazında taranmadığı için mineral kaybı açısından değerlendirme yapılamamıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre gücü 1W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine üç farklı adeziv uygulanarak gerçekleştirilen bonding prosedürlerinin lezyon derinliği yönünden demineralizasyona etkisi kontrol gruplarında görülen etkiye benzerdir. Clearfil Protect Bond uygulanan grupta daha düşük lezyon derinliği ölçümleri kaydedilmiştir. Mine yüzey pürüzlendirmesinde, 1W gücünde Er:YAG lazer kullanımı demineralizasyonu önlemede pozitif bir etki yaratmamıştır. Lazer uygulaması sonucunda mine yüzeyinde oluşan mikro-fissür ve mikro-çatlakların asit atakları karşısında demineralizasyona sebep olduğu düşünülebilir.

Liu ve ark. enerji düzeyi 100 mJ, 200 mJ, 300 mJ ve frekansı 10 Hz olan Er:YAG lazerle susuz çalışılarak pürüzlendirilen mine yüzeylerine herhangi bir adeziv sistem kullanmadan pH siklusu uygulayarak, lezyon derinliği yönünden demineralizasyonu polarize ışık mikroskobu yardımıyla değerlendirmişlerdir. Gücü 1W olan Er:YAG lazer kullanımı sonucunda 105.56 µm, gücü 2W olan Er:YAG lazer uygulanan grupta ise 97.10 µm değerinde ortalama lezyon derinlikleri hesaplanmıştır (142). Çalışmamızda 1W ve 2W lazer gruplarında kaydedilen ortalama lezyon derinliği ölçümlerinin daha düşük olması lazer uygulaması ardından braketlerin yapıştırılması amacıyla adeziv sistemlerin kullanılmasından kaynaklanmaktadır.

Çalışmamızda Transbond XT Primer ve Transbond Plus SEP adeziv sistemlerin lazerin gücünün artırılarak uygulanması, ortalama lezyon derinliklerinde görülen hafif azalmaya rağmen demineralizasyonun önlenmesi açısından herhangi bir farklılığa neden olmamıştır. Lazerin gücü artırılarak Clearfil Protect Bond uygulandığında ise ortalama lezyon derinliği ölçümlerinde artış gözlenmiştir. Bu artışın lazerin gücü arttırıldıkça mine yüzeyinde oluşan daha derin mikroporözitelere adezivin yeterince infiltrate olamamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Gücü 1W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirme ve Clearfil Protect Bond uygulanması sonucunda elde edilen ortalama lezyon derinliği ölçümlerinin lazer uygulanan diğer tüm gruplara göre daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

Araştırmamızda demineralizasyonun değerlendirilmesinde kullanılan mikro-BT yönteminin özgünlüğü göz önüne alındığında lezyon derinliğine ait bulguların literatürde yer alan diğer çalışmalarla tam bir karşılaştırması mümkün olamamıştır. Çünkü bu araştırmalarda konvansiyonel invaziv yöntemler kullanılmıştır.

Ortodontik tedavinin başarısında demineralizasyonun önlenmesi kadar demineralizasyon oluşumuna katkı sağlayabilecek nedenlerin de dikkate alınması oldukça önemlidir. Mine ve braket arasındaki bağlantının zayıf olması nedeniyle tekrar edilmesi gereken bonding prosedürü, minenin demineralizasyona olan yatkınlığını artırmaktadır (101,102). Bu nedenle klinisyenler tarafından hem demineralizasyonu azaltan hem de klinik açıdan yeterli bağlanma dayanımı sağlayan bir bonding prosedürü kullanılmalıdır.

Yapılan literatür değerlendirmesinde, yeterli braket bağlanma dayanımını sağlayacak en uygun Er:YAG lazer parametrelerinin belirlenememiş olduğu görülmektedir. Ortodonti alanında bu konuda tam bir görüş birliği sağlanamamıştır. Çalışmalardan elde edilen çelişkili sonuçların lazerin emisyon modu, uygulama süresi, mesafesi, gücü, frekansı ile kontak veya non kontak modda, sulu veya susuz ortamda çalışılmasından kaynaklandığı rapor edilmiştir (162). Çalışmamızın en önemli amaçlarından biri de yeterli braket bağlanma dayanımını sağlayacak lazer parametrelerinin ve uygulanacak adeziv sistemin belirlenmesidir.

Braket ile diş arasındaki bağlantının çiğneme kuvvetleri ve birtakım alışkanlıkların oluşturduğu gerilime dayanabilecek kadar güçlü ancak braketlerin sökümü esnasında diş yapısına zarar vermeyecek kadar da düşük düzeyde olması istenir. Reynolds ve ark. klinik açıdan kabul edilebilir bağlanma dayanımı değerinin 6-8 Mpa'dan yüksek olması gerektiğini bildirmiştir (61). Çalışmamızda elde edilen bağlanma dayanımı değerleri bu değerlere göre oldukça yüksektir.

Çalışmamızın kontrol gruplarına ait bağlanma dayanımı bulguları değerlendirildiğinde Transbond XT Primer ve Transbond Plus SEP grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamasına rağmen Clearfil Protect Bond grubunun bağlanma dayanımı değerlerinin daha düşük olduğu görülmüştür. Çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde Holzmeier ve ark. ile Ülker ve ark.'nın in vitro çalışmalarında da lazer kullanmadan konvansiyonel yöntemle Clearfil Protect Bond

uygulanarak yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğu daha düşük bulunmuştur (193,194). Paschos ve ark.'nın yaptıkları in vivo çalışmada da yalnızca Clearfil Protect Bond uygulanarak yapıştırılan braketlerin tutuculuğunun oldukça zayıf olduğu bildirilmiştir (192).

Araştırmamızda Clearfil Protect Bond uygulanan gruba ait bağlanma dayanımı bulguları literatürde yer alan bazı in vitro çalışmaların bulguları ile çelişmektedir (195-199). Bazı araştırmacılar tarafından Clearfil Protect Bond kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı değerlerinin Transbond XT Primer ile benzer (195-197) hatta daha fazla olduğu rapor edilmiştir (198,199).

Daha önce yapılmış çalışmalardan elde edilen çelişkili sonuçların seçilen dişler, saklama koşulları ve debonding metodunu kapsayan materyal-metod ve sonuçların analizinde kullanılan yöntemlerin farklı olmasından kaynaklanıyor olabileceği düşünülmektedir.

Literatürde lazer ve farklı self-etch adezivlerin birlikte uygulanmasının braketlerin bağlanma dayanımına etkisini inceleyen çalışmaların sayısı oldukça azdır. Çoğunlukla çalışmalarda farklı parametrelerde uygulanan lazerle birlikte tek tip adeziv sistem kullanılmıştır (3,6,8,11-13,15,18,19,161-163). Transbond XT Primer ortodontide sıklıkla kullanılan bonding ajandır. Lazer çalışmalarında self-etch adezivlerden sıklıkla tek basamaklı olan Transbond Plus SEP kullanıldığı görülmektedir. Yapılan literatür değerlendirmesinde farklı dozlarda Er:YAG lazer pürüzlendirmeye Clearfil Protect Bond uygulanarak bağlanma dayanımını inceleyen bir çalışmaya raslanılmamıştır.

Farklı güçlerde Er:YAG lazer pürüzlendirmeye tek çeşit adezivin kullanıldığı Hosseini ve ark.'nın çalışmasında, lazer uygulanan gruplarda asit uygulanan gruba göre yüksek standart sapmalarla birlikte daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiştir (183). Yapılan araştırmalarda görülen yüksek standart sapmalar, lazerle pürüzlendirmenin homojen bir pürüzlendirme paterni oluşturmamasına bağlanmıştır (162,183). Çalışmamızda düşük standart sapma ile birlikte elde edilen yüksek bağlanma dayanımı değerleri elle tarama yapılmasına rağmen mine yüzeyinde homojene yakın bir pürüzlendirme sağlandığını göstermektedir.

Araştırmamızda gücü 1W olan Er:YAG lazer pürüzlendirmeye Transbond XT Primer, Transbond Plus SEP ve Clearfil Protect Bond kullanılarak yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. Gökçelik ve ark.'nın çalışmasında da sonuçlarımızla uyumlu olarak 1W gücünde Er:YAG lazer pürüzlendirmeye birlikte Transbond XT Primer ve Transbond Plus SEP kullanılarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımı değerleri arasında farklılığın olmadığı bildirilmiştir (10).

Bağlanma dayanımı sonuçları değerlendirildiğinde, Clearfil Protect Bond'un 1W gücünde Er:YAG lazer pürüzlendirmeye birlikte uygulanmasının braketlerin bağlanma dayanımını artırdığı gözlenmiştir. Clearfil Protect Bond kullanılarak yapıştırılacak braketlerin bonding prosedüründe mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla 1W gücünde Er:YAG lazerle pürüzlendirme tercih edilebilir.

Çalışmamızda gücü 2W olan Er:YAG lazer pürüzlendirmeye birlikte Transbond XT Primer ve Transbond Plus SEP uygulanarak yapıştırılan braketlerin bağlanma dayanımları arasında herhangi bir farklılık tespit edilmemiştir. Clearfil Protect Bond kullanılarak yapıştırılan braketler diğer iki adeziv sisteme göre daha fazla tutuculuk sağlamıştır. Ancak elde edilen ortalama bağlanma dayanımı değerleri, debonding esnasında minede hasar oluşturabilecek değer olan yaklaşık 23,4 Mpa'dan daha yüksektir (200). Bu grupta yüksek bağlanma değerlerinin minede gözlenen koheziv kırıkların nedeni olabileceği düşünülmektedir.

Jamenis ve ark. Adper Easy One SEP, %37'lik fosforik asit ve 2W gücünde Er:YAG lazer ile birlikte Transbond XT Primer kullanılarak yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğunu değerlendirmiştir. Araştırmacılar grupları arasında bağlanma dayanımı değerleri açısından farklılık görülmediğini ve gücü 2W (100 mJ, 20Hz) olan Er:YAG lazerin uygulandığı grubun ortalama bağlanma dayanımı değerinin 12.10 Mpa olduğunu bildirmiştir (14). Bu değer çalışmamızda elde edilen değerden (16.60±1.20) daha düşük olması, çalışmamızda Er:YAG lazerin aynı güçte fakat daha yüksek enerji seviyesinde (200 mJ) kullanılmasından kaynaklanmaktadır.

Kontrol gruplarına ait AAE skorları karşılaştırıldığında gruplar arasında farklılık olmadığı görülmüştür. Bulgularımız Raji ve ark. sonuçları ile uyumludur (197). Kontrol gruplarının çoğunda kopma mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir.

Gücü 1W olan Er:YAG lazer pürüzlendirmeye Transbond XT Primer uygulanan örneklerde kontrol gruplarıyla benzer olarak daha çok mine-adeziv arayüzünde kopma meydana gelmiştir. Aynı güçte Transbond Plus SEP ve Clearfil Protect Bond uygulanan örneklerde kopmanın çoğunlukla kompozitin kendi içinde gerçekleştiği görülmüştür. Mine yüzeyinde daha fazla yapıştırıcı kalmıştır. Bu iki grupta bağlanmanın yeterli olduğu düşünülebilir. Sonuçlarımızdan farklı olarak Gökçelik ve ark.'nın çalışmasında ise enerji düzeyi arttırılarak 3 W gücünde uygulanan lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Transbond XT Primer ve Transbond Plus SEP kullanılarak braketler yapıştırılmıştır. İki gruba ait ARI skorları arasında anlamlı bir farklılık olmadığı bildirilmiştir. Her iki grupta da kopma mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir (10).

Gücü 2W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirme ile birlikte Transbond XT Primer, Transbond Plus SEP ve Clearfil Protect Bond kullanılarak braketlerin yapıştırıldığı gruplarda kopma sırasıyla çoğunlukla mine-adeziv arayüzünde, kompozitin kendi içinde ve braket-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir. Bu sonucun aynı şekilde grupların bağlanma dayanımı değerlerinde gözlenen artışla ilişkili olduğu düşünülmektedir.

Braketlerin sökümü ardından mine yüzeyinde kalan artık adeziv miktarı ile ilgili literatürde iki farklı görüş bulunmaktadır. İlk görüş braket-adeziv arayüzünde gerçekleşen kopmanın minede kırık oluşturmayacağı yönündedir (3,197). Bu görüşün aksine çalışmamızda kontrol ve Transbond XT Primer uygulanan 1W ve 2W Er:YAG lazer pürüzlendirme yapılan gruplar haricinde diğer tüm gruplarda örneklerin çoğunda kopma kompozit içinde veya braket-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir. Ancak gruplarda en az bir örnekte minede kırık gözlenmiştir. Her bir grupta en az bir örnekte bağlanma dayanımı değerlerinin 23,4 Mpa'dan yüksek veya bu değere yakın olması minede gözlenen koheziv kırıkların nedeni olabilir.

Bağlanma dayanımı çalışmalarında AAE skorlarına ait ikinci görüş mine-adeziv arayüzünde gerçekleşen kopma nedeniyle mine yüzeyinin temizlenmesi



esnasında harcanan zamanın daha az olacağı yönündedir. Ancak bu tip kopmanın özellikle seramik braketlerde minede hasara neden olabileceği ve yeteri kadar iyi bir bağlanma sağlayamadığı düşünülmektedir (11-13).

Çalışmamızda demineralizasyon değerlendirilmesinde ortama salınan flor miktarının veya mineral kaybının değerlendirilememiş olması çalışmamızın eksik bir yönüdür. İleride yapılacak yeni çalışmalarla bu eksikliğin giderilmesi planlanmaktadır.

## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Başlangıç hipotezimiz reddedilmiştir. Farklı dozlarda lazerle pürüzlendirmeyle kombine edilerek uygulanan adeziv sistemlerin mine demineralizasyonu ve braketlerin bağlanma dayanımı üzerine etkisinin olduğu gözlenmiştir.
2. Kontrol gruplarından Clearfil Protect Bond uygulanan grupta daha düşük lezyon derinliği ölçümleri elde edilmiştir.
3. Kontrol gruplarına benzer olarak 1W gücünde Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Clearfil Protect Bond uygulanarak gerçekleştirilen bonding prosedürü demineralizasyonu önlemede diğer yöntemlere göre daha etkilidir.
4. Gücü 2W olan Er:YAG lazer pürüzlendirmeyle kombine edilerek kullanılan üç farklı adeziv sistemin demineralizasyonu önleme açısından birbirlerine göre herhangi bir üstünlük sağlamadığı gözlenmiştir.
5. Tüm gruplar içerisinde lazer uygulamadan yalnızca Clearfil Protect Bond kullanılarak yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğu en düşüktür.
6. Tüm gruplar içerisinde 2W gücünde Er:YAG lazer pürüzlendirmeyle birlikte Clearfil Protect Bond uygulanan grup en yüksek bağlanma dayanımı değerlerine sahiptir.
7. Clearfil Protect Bond kullanılarak yapıştırılacak braketlerin bonding prosedüründe mine yüzeyini pürüzlendirmek amacıyla 1W gücünde Er:YAG lazer tercih edilmelidir.
8. Minede hasar oluşturabilecek düzeyde bağlanma dayanımının elde edildiği gücü 2W olan Er:YAG lazer pürüzlendirmeyle kombine edilen Clearfil Protect Bond bonding prosedürü klinik kullanım için uygun değildir.
9. Kontrol grupları ve gücü 1W olan Er:YAG lazerle birlikte Transbond XT Primer uygulanan grupta kopma çoğunlukla mine-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir.
10. Gücü 2W olan Er:YAG lazerle birlikte Transbond XT Primer, Transbond Plus SEP ve Clearfil Protect Bond uygulanan gruplarda kopma çoğunlukla sırasıyla

mine–adeziv, kompozitin kendi içinde ve braket-adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir.

11. Araştırmamız sonuçları değerlendirildiğinde, gücü 1W olan Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine uygulanan farklı adeziv sistemlerden Clearfil Protect Bond in vitro koşullarda demineralizasyonu azaltan ve yeterli braket tutuculuğu sağlayan en uygun bonding prosedürüdür.

## ÖZET

### **Lazerle Pürüzlendirilen Mine Yüzeyine Uygulanan Farklı Adeziv Sistemlerin Demineralizasyona ve Braketlerin Bağlanma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi**

Bu çalışmanın amacı, iki farklı enerji düzeyinde (100 mJ ve 200 mJ) Er:YAG lazer ile birlikte farklı adeziv sistemler (Transbond XT Primer, Transbond Plus SEP ve Clearfil Protect Bond) kullanılarak yapıştırılan braketlerin çevresinde in vitro koşullarda oluşturulan demineralizasyonun incelenmesi ve yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesidir.

Araştırmamızda bu amaçla 162 adet küçük azı dişi kullanılmıştır. Çalışmamızda oluşturulan grupların dağılımı kontrol, 1W (100 mJ, 10 Hz) ve 2W (200 mJ, 10 Hz) gücünde Er:YAG lazerle pürüzlendirme şeklindedir. Her grup kendi içinde 3 farklı adeziv sistemin kullanıldığı 3 alt gruba daha ayrılarak, toplam 9 grup oluşturulmuştur. Lezyon derinliği yönünden demineralizasyon non-invaziv bir yöntem olan mikro-BT ile incelenmiştir. Sıyırma testi ardından modifiye Artık Adeziv Endeks (AAE) skorları hesaplanmıştır. Elde edilen bulgular SPSS programı kullanılarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, kontrol gruplarına benzer olarak 1W gücünde Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine Clearfil Protect Bond uygulanarak gerçekleştirilen bonding prosedürü demineralizasyonu önlemede diğer yöntemlerden daha etkilidir. Tüm gruplar içerisinde lazer uygulamadan yalnızca Clearfil Protect Bond kullanılarak yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğu en düşüktür. Gücü 2W olan Er:YAG lazer pürüzlendirmeye kombine edilen Clearfil Protect Bond uygulamasında ise en yüksek bağlanma dayanımı elde edilmiştir. Kontrol grupları ve 1W lazer Transbond XT Primer grubu haricinde diğer gruplarda mine yüzeyinde daha fazla yapıştırıcı kalmıştır.

Sonuç olarak, 1W gücünde Er:YAG lazerle pürüzlendirilen mine yüzeyine uygulanan Clearfil Protect Bond'un in vitro koşullarda demineralizasyonu azaltan ve yeterli braket tutuculuğu sağlayan en uygun bonding prosedürü olduğu görülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Bağlanma dayanımı, lazer, lezyon derinliği, mikro-BT

## ABSTRACT

### **The Evaluation of Demineralization and Shear Bond Strength of Different Adhesive Systems Bonded to Enamel Etched with Laser**

The aim of this study was to evaluate demineralization created in vitro conditions and shear bond strength of brackets bonded with different Er:YAG laser power settings (100 mJ and 200 mJ) and adhesive systems (Transbond XT Primer, Transbond Plus SEP Clearfil Protect Bond).

In this study, total of 162 premolars were used for this purpose. The distribution of study groups were control, 1W (100 mJ, 10 Hz) and 2W (200 mJ, 10 Hz) Er:YAG laser etching. Subgroups were classified into 3 groups according to the application of different bonding systems. All of these 9 groups were used in this study. Demineralization in terms of lesion depth was assessed with non-invasive method micro-CT. Following shear bond test, modified Adhesive Remnant Index (ARI) scores were calculated. Results were analyzed with SPSS programme.

According to our results, control and 1W Er:YAG laser etching with Clearfil Protect Bond groups were found more effective for preventing demineralization. In study groups, only Clearfil Protect Bond application had the lowest shear bond strength and the highest values were found in combined application of 2W Er:YAG laser etching with Clearfil Protect Bond. Except for the control and 1W Er:YAG laser etching with Transbond XT Primer groups, more adhesives were seen on enamel surfaces of another groups.

Consequently, 1W Er:YAG laser etching with Clearfil Protect Bond was considered to be favorable bonding procedure for prevention of enamel demineralization and adequate bracket bond strength in vitro conditions.

**Keywords:** Bond strength, laser, lesion depth, micro-CT

## KAYNAKLAR

1. Billings CW, Tabak J. Lazerler. Ankara: Tübitak Popüler Bilim Kitapları, 2006.
2. Nałçacı R, Çokakoğlu S, Lasers in Orthodontics. Eur J Dent. 2013; 7(Supp 1): 119-25.
3. Berk N, Başaran G, Özer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. Eur J Orthod. 2008; 30(2): 183-9.
4. Kim JH, Kwon OW, Kim HI, Kwon YH. Acid resistance of erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-treated and phosphoric acid-etched enamels. Angle Orthod. 2006; 76(6): 1052-6.
5. Qgaard B, Rølla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988; 94(1): 68-73.
6. Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthod. 1993; 63(1): 73-6.
7. Fuhrmann R, Gutknecht N, Magunski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO<sub>2</sub> dental laser systems and with phosphoric acid. An in-vitro comparison of the tensile bond strength and the morphology of the enamel surface. J Orofac Orthop. 2001; 62(5): 375-86.
8. Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, Lan WH, Hsu YJ, Wen PH, Lin CP. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. Angle Orthod. 2003; 73(5): 565-70.
9. Kim JH, Kwon OW, Kim HI, Kwon YH. Effectiveness of an Er:YAG laser in etching the enamel surface for orthodontic bracket retention. Dent Mater J. 2005; 24(4): 596-602.
10. Gökçelik A, Özel Y, Özel E, Arhun N, Attar N, Fıratlı S, Fıratlı E. The influence of Er:YAG laser conditioning versus self-etching adhesives with acid etching on the shear bond strength of orthodontic brackets. Photomed Laser Surg. 2007; 25(6): 508-12.
11. Başaran G, Özer T, Berk N, Hamamcı O. Etching enamel for orthodontics with an erbium,chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. Angle Orthod. 2007; 77(1): 117-23.
12. Özer T, Başaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 134(2): 193-7.
13. Başaran EG, Ayna E, Başaran G, Beydemir K. 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 Med Sci.* 2011; 26(1): 13-9.
14. Jamenis SC, Kalia A, Sharif K. Comparative evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets using laser etching and two conventional etching techniques: an in vitro study. *J India Orthod Soc.* 2011; 45(3): 134-139.
  15. Raji SH, Birang R, Majdzade F, Ghorbanipour R. Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with Er:YAG laser etching. *Dent Res J.* 2012; 9(3): 288-93.
  16. Lasmar MF, Reher VG, Lalloo R, Reher P. Enamel demineralization and bracket bond strength when etching with acid and/or Er:YAG laser. *Aust Dent J.* 2012; 57(2): 190-5.
  17. Ahrari F, Poosti M, Motahari P. Enamel resistance to demineralization following Er:YAG laser etching for bonding orthodontic brackets. *Dent Res J.* 2012; 9(4): 472-7.
  18. Sağır S, Üşümez A, Ademci E, Üşümez S. Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2013; 83(6): 973-80.
  19. Topçuoğlu T, Okşayan R, Ademci KE, Göymen M, Üşümez S, Üşümez A. Effects of water flow rate on shear bond strength of orthodontic bracket bonded to enamel surface after Er:YAG laser ablation. *Photomed Laser Surg.* 2013; 31(10): 486-91.
  20. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, Castillo-Oyagüe R, García A, Albaladejo A. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. *Lasers Med Sci.* 2014; 29(3): 897-905.
  21. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990; 24(2): 86-92.
  22. Harris DM, Pick RM. Laser physics. In: Miserendino LJ, Pick RM, editors. *Lasers in Dentistry.* Singapore: Quintessence Publishing Co, Inc.; 1995. p. 27-38.
  23. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am.* 2004; 48(4): 751-70.
  24. Townes CH. Optical masers and their possible applications to biology. *Biophys J.* 1962; 2(2): 325-9.
  25. Maiman TH. Stimulated optical radiation by ruby. *Nature* 1960; 187: 493-4.
  26. Swick MD. Laser-tissue interaction. *J Laser Dent.* 2009; 17(1): 27-33.
  27. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc.* 1993; 124(2): 57-61.

28. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect Of Laser Beam Impacts On Teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965; 70: 601-6.
29. Goodis HE, Fried D, Gansky S, Rechmann P, Featherstone JD. Pulpal safety of 9.6 microm TEA CO2 laser used for caries prevention. *Lasers Surg Med.* 2004; 35(2):104-10.
30. Ana PA, Blay A, Miyakawa W, Zezell DM. Thermal analysis of teeth irradiated with Er,Cr:YSGG at low fluences. *Laser Phys Lett.* 2007; 11: 827-34.
31. Kilinc E, Roshkind DM, Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC, Siegel SC, Thomas JW. Thermal safety of Er: YAG and Er,Cr:YSGG lasers in hard tissue removal. *Photomed Laser Surg.* 2009; 27(4): 565-70.
32. Powell LG, Kelsey WP, Blankena RJ, Barkmeier WW. The use of an argon laser for polymerization of composite resin. *Aesthetic Dent.* 1989; 1(1): 34-7.
33. Kutsch V. Dental caries illumination with the argon laser. *J Clin Laser Med Surg.* 1993; 11(6): 323-7.
34. Lussi A, Imwinkelried S, Pitts N, Longbottom C, Reich E. Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Res.* 1999; 33(4): 261-6.
35. Miserendino LJ, Pick RM. *Lasers in Dentistry, USA: Quintessence Publ., 1995.*
36. White JM, Goodis HE, Setcos JC, Eakle S, Hulscher BE, Rose CL. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J Am Dent Assoc.* 1993; 124(7): 45-51.
37. Arcoria CJ, Steele RE, Wagner MJ, Judy MM, Matthews JL, Hults DF. Enamel surface roughness and dental pulp response to coaxial carbon dioxide-neodymium: YAG laser irradiation. *J Dent.* 1991; 19(2): 85-91.
38. Elliott RD, Roberts MW, Burkes J, Phillips C. Evaluation of the carbon dioxide laser on vital human primary pulp tissue. *Pediatr Dent.* 1999; 21(6): 327-31.
39. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med.* 1989; 9(4): 338-44.
40. Eversole LR, RizoIU IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995; 23(12): 41-7.
41. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg.* 1999; 17(4): 155-9.



42. Harazaki M, Isshiki Y. Soft laser irradiation effects on pain reduction in orthodontic treatment. *Bull Tokyo Dent Coll.* 1997; 38(4): 291-5.
43. Fujiyama K, Deguchi T, Murakami T, Fujii A, Kushima K, Takano-Yamamoto T. Clinical effect of CO<sub>2</sub> laser in reducing pain in orthodontics. *Angle Orthod.* 2008; 78(2): 299-303.
44. Lim HM, Lew KK, Tay DK. A clinical investigation of the efficacy of low level laser therapy in reducing orthodontic postadjustment pain. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 108(6): 614-22.
45. Ozawa Y, Shimizu N, Kariya G, Abiko Y. Low-energy laser irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvarial cells. *Bone* 1998; 22(4): 347-54.
46. Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992; 101(2): 152-8.
47. Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 110(4): 388-93.
48. Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 123(1): 79-83.
49. Hayakawa K. Nd:YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 128(5): 638-47.
50. Öztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138(2): 195-200.
51. Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Bonding in orthodontics. In Graber T.M. and Vanarsdall R. L. *Current principles and techniques.* 5th ed. St. Louis, Mosby, 2012; 727-82.
52. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34(6): 849-53.
53. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod.* 1965; 51(12): 901-12.
54. Zachrisson BJ. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod.* 1977; 71(2): 173-89.
55. Sondhi A. Efficient and effective indirect bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999; 115: 352-59.
56. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. *Am J Orthod.* 1972; 62(3): 236-44.

57. Silverman E, Cohen M. Current adhesives for indirect bonding. *Am J Orthod.* 1974; 65: 76-84.
58. Silverman E, Cohen M. A report on a major improvement in the indirect bonding technique. *J Clin Orthod.* 1975; 9(5): 270-76.
59. Thomas RG. Indirect bonding. Simplicity in action. *J Clin Orthod.* 1979; 13(2): 93-105.
60. White L. A new and improved indirect bonding technique. *J Clin Orthod.* 1999; 33(1): 17-23.
61. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod.* 1975; 2: 171-8.
62. Brannström M, Nordenvall KJ, Malmgren O. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. *Am J Orthod.* 1978; 74(5): 522-30.
63. Brannström M, Malmgren O, Nordenvall KJ. Etching of young permanent teeth with an acid gel. *Am J Orthod.* 1982; 82(5): 379-83.
64. Goes MF, Sinhoreti MA, Consani S, Silva MA. Morphological effect of the type, concentration and etching time of acid solutions on enamel and dentin surfaces. *Braz Dent J.* 1998; 9(1): 3-10.
65. Al Shamsi A, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod.* 2006; 76(4): 694-9.
66. Hallett KB, Garcia-Godoy F, Trotter AR. Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic or phosphoric acid. *Aust Dent J.* 1994; 39(5): 292-7.
67. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 111(5): 498-501.
68. Retief DH. A comparative study of three etching solutions: effects on enamel surface and adhesive-enamel interface. *J Oral Rehabil.* 1975; 2(1): 75-96.
69. Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Mudgil A, Levine A. Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent.* 1993; 6(6): 302-4.
70. Van der Vyver PJ, de Wet FA, Jansen van Rensburg JM. Bonding of composite resin using different enamel etchants. *J Dent Assoc S Afr.* 1997; 52(3): 169-72.
71. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod.* 1999; 69(3): 267-75.
72. Carstensen W. Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 108(3): 274-7.

73. Van Meerbeek B, Perdigao J, Gladys S, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and dentin adhesion. In: Schwartz RS et al, editors. Fundamentals of operative dentistry, a contemporary approach. 1st ed. Chicago: Quintessence; 1996. p:157-63.
74. McCabe JF, Walls AWG. Adhesive Restorative Materials: Bonding of resin based Materials In: McCabe JF, Walls AWG, editor. Applied Dental Materials. Cambridge Blackwell Science.1998; p: 189-201.
75. Newman GV. A posttreatment survey of direct bonding of metal brackets. Am J Orthod. 1978; 74(2): 197-206.
76. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 100(1): 72-9.
77. Sheen DH, Wang WN, Tarng TH. Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. Angle Orthod. 1993; 63(3): 225-30.
78. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res. 1975; 9(5): 373-87.
79. Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997; 111(4): 366-73.
80. Zachrisson BU, Büyükyılmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. J Clin Orthod 1993; 27(12): 661-75.
81. Canay Ş, Kocadereli İ, Akça E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000; 117(1): 15-9.
82. Van Waveren Hogervorst WL, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: A quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000; 117(1): 20-26.
83. Suma S, Anita G, Chandra Shekar BR, Kallury A. The effect of air abrasion on the retention of metallic brackets bonded to fluorosed enamel surface. Indian J Dent Res. 2012; 23(2): 230-5.
84. Çağlaroğlu M, Çatalbaş B, Gelgör E. Farklı yöntemlerle pürüzlendirilmiş mine yüzeylerinin fotoğrafik görüntülerinin karşılaştırılması. Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg. 2012; 22(2): 154-9.
85. Roberts-Harry DP. Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. Lasers Surg Med. 1992; 12(5): 467-70.

86. Corpas-Pastor L, Moreno JV, Garrido JD, Muriel VP, Moore K, Elias A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc.* 1997; 128(6): 732–7.
87. Eren D, Bektaş ÖÖ. Dental Adezivler. *Cumhuriyet Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 2006; 9(1): 63-7.
88. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28(3): 215-35.
89. Fjeld M, Ogaard B. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130(5): 575-81.
90. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998; 114(3): 243-7.
91. Aljubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur J Orthod.* 2003; 25(4): 411-5.
92. Romano FL, Tavares SW, Nouer F, Simonides C, Magnani MB. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self etching primer. *Angle Orthod* 2005; 75(5): 849-53.
93. Çehreli ZC, Keçik D, Kocadereli I. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 127(5): 573-9.
94. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod.* 2006; 76(1): 123-6.
95. Minick GT, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Bracket bond strengths of new adhesive systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009; 135(6): 771-6.
96. Pender N. Aspects of oral health in orthodontic patients. *Br J Orthod.* 1986; 13(2): 95-103.
97. Jordan C, LeBlanc DJ. Influences of orthodontic appliances on oral populations of mutans streptococci. *Oral Microbiol Immunol.* 2002; 17(2): 65-71.
98. Nalçacı R, Özat Y, Çokakoğlu S, Türkkahraman H, Önal S, Kaya S. Effect of bracket type on halitosis, periodontal status, and microbial colonization. *Angle Orthod.* 2014; 84(3): 479-85.
99. Bishara SE, Ostby AW. White Spot Lesions: Formation, Prevention, and Treatment. *Seminars in Orthodontics* 2008; 14(3): 174-82.

100. O'Reilly MM, Featherstone JD. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1987; 92(1): 33-40.
101. Arhun N, Arman A. Effects of Orthodontic Mechanics on Tooth Enamel: A Review. *Seminars in Orthodontics* 2007; 13(4): 281-91.
102. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod.* 1980; 77(3): 269-83.
103. Tüfekçi E, Dixon JS, Gunsolley JC, Lindauer SJ. Prevalence of white spot lesions during orthodontic treatment with fixed appliances. *Angle Orthod.* 2011; 81(2): 206-10.
104. Willmot DR, Brook AH. The incidence of post-orthodontic demineralized enamel lesions in an orthodontic clinic. *J Dent Res,* 1999; 78: 1049.
105. Qgaard B, Ten Bosch JJ. Regression of white spot enamel lesions. A new optical method for quantitative longitudinal evaluation in vivo. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 106(3): 238-42.
106. Artun J, Thylstrup A. A 3-year clinical and SEM study of surface changes of carious enamel lesions after inactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 95(4): 327-33.
107. Qgaard B. Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 96(5): 423-7.
108. Sturdevant JR. Clinical significance of dental anatomy, histology, physiology, and occlusion. In Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ editors. *Art and science of operative dentistry.* 5th ed. St Louis: Mosby Elsevier. 2006; p:17-64.
109. Robinson C, Kirkham J, Brookes SJ, Shore RC. Chemistry of mature enamel. In Robinson C, Kirkham J, Shore RC editors. *Dental enamel formation to destruction.* 1st ed. Florida: CRC Pres. 1995; p:167-87.
110. Darling AI. The selective attack of caries on the dental enamel. *Ann R Coll Surg Engl.* 1961; 29: 354-69.
111. Mizrahi E. Surface distribution of enamel opacities following orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1983; 84(4): 323-31.
112. Lovrov S, Hertrich K, Hirschfelder U. Enamel Demineralization during Fixed Orthodontic Treatment-Incidence and Correlation to Various Oral-hygiene Parameters. *J Orofac Orthop.* 2007; 68(5): 353-63.

113. Qgaard B. White Spot Lesions During Orthodontic Treatment: Mechanisms and Fluoride Preventive Aspects. *Seminars in Orthodontics* 2008; 14(3): 183-93.
114. Axelsson P. Other caries-preventive factors. In Axelsson P editor. *Risk prediction and preventive dentistry*. 1 th ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. 1999; p:77-105.
115. Geiger AM, Gorelick L, Gwinnett AJ, Griswold PG. The effect of a fluoride program on white spot formation during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988; 93(1): 29-37.
116. Adriaens ML, Dermaut LR, Verbeeck RM. The use of Fluor Protector, a fluoride varnish, as a caries prevention method under orthodontic molar bands. *Eur J Orthod*. 1990; 12(3): 316-9.
117. Linton JL. Quantitative measurements of remineralization of incipient caries. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 110(6): 590-7.
118. Qgaard B, Rolla G, Arends J, ten Cate JM. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 2. Prevention and treatment of lesions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988; 94(2): 123-8.
119. Chadwick BL, Roy J, Knox J, Treasure ET. The effect of topical fluorides on decalcification in patients with fixed orthodontic appliances: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005; 128(5): 601-6.
120. Reynolds EC, Cain CJ, Webber FL, Black CL, Riley PF, Johnson IH, Perich JW. Anticariogenicity of calcium phosphate complexes of tryptic casein phosphopeptides in the rat. *J Dent Res*. 1995; 74(6): 1272-9.
121. Reynolds EC. Remineralization of enamel subsurface lesions by casein phosphopeptide-stabilized calcium phosphate solutions. *J Dent Res*. 1997; 76(9): 1587-95.
122. Reynolds EC, Cai F, Shen P, Walker GD. Retention in plaque and remineralization of enamel lesions by various forms of calcium in a mouthrinse or sugar-free chewing gum. *J Dent Res*. 2003; 82(3): 206-11.
123. Fox NA, McCabe JF, Gordon PH. Bond strengths of orthodontic bonding materials: an in-vitro study. *Br J Orthod*. 1991; 18(2): 125-30.
124. Gorton J, Featherstone JD. In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003; 123(1): 10-4.
125. Klockowski R, Davis EL, Joynt RB, Wiczowski G Jr, MacDonald A. Bond strength and durability of glass ionomer cements used as bonding agents in the placement of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 96(1): 60-4.

126. Summers A, Kao E, Gilmore J, Gunel E, Ngan P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 126(2): 200-6.
127. Hu W, Featherstone JD. Prevention of enamel demineralization: an in-vitro study using light-cured filled sealant. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005; 128(5): 592-600.
128. Buren JL, Staley RN, Wefel J, Qian F. Inhibition of enamel demineralization by an enamel sealant, Pro Seal: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(4): 88-94.
129. Knösel M, Forslund L, Jung K, Ziebolz D. Efficacy of different strategies in protecting enamel against demineralization during fixed orthodontic treatment. *J Orofac Orthop.* 2012; 73(3): 194-203.
130. Zachrisson BU, Heimgard E, Ruyter IE, Mjör IA. Problems with sealants for bracket bonding. *Am J Orthod.* 1979; 75(6): 641-9.
131. Joseph VP, Rossouw PE, Basson NJ. Some sealants seal-a scanning electron microscopy (SEM) investigation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 105(4): 362-8.
132. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Warren J. Effects of using a new protective sealant on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005; 75(2): 243-6.
133. Salar DV, Garcia-Godoy F, Flaitz CM, Hicks MJ. Potential inhibition of demineralization in vitro by fluoride-releasing sealants. *J Am Dent Assoc.* 2007; 138(4): 502-6.
134. Mahajan V. Effect of light-cured filled sealant on the shear bond strength of metal, ceramic and titanium brackets bonded with resin-modified glass ionomer cement. *Indian J Dent Res.* 2013; 24(6): 745-9.
135. Sognaes RF, Stern RH. Laser Effect On Resistance Of Human Dental Enamel To Demineralization In Vitro. *J South Calif Dent Assoc.* 1965; 33(8): 328-9.
136. Hsu CY, Jordan TH, Dederich DN, Wefel JS. Effects of low-energy CO<sub>2</sub> laser irradiation and the organic matrix on inhibition of enamel demineralization. *J Dent Res.* 2000; 79(9): 1725-30.
137. Hossain M, Nakamura Y, Kimura Y, Yamada Y, Ito M, Matsumoto K. Caries-preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg.* 2000; 18(2): 61-5.

138. Rodrigues LK, Nobre dos Santos M, Pereira D, Assaf AV, Pardi V. Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *J Dent.* 2004; 32(7): 531-40.
139. Apel C, Birker L, Meister J, Weiss C, Gutknecht N. The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomed Laser Surg.* 2004; 22(4): 312-7.
140. Cecchini RC, Zezell DM, de Oliveira E, de Freitas PM, Eduardo Cde P. Effect of Er:YAG laser on enamel acid resistance: morphological and atomic spectrometry analysis. *Lasers Surg Med.* 2005; 37(5): 366-72.
141. Ana PA, Bachmann L, Zezell DM. Lasers effects on enamel for caries prevention. *Laser Physics.* 2006; 16(5) :865-75.
142. Liu JF, Liu Y, Stephen HC. Optimal Er:YAG laser energy for preventing enamel demineralization. *J Dent.* 2006; 34(1): 62-6.
143. Andrade LEH, Pelino JEP, Lizarelli RFZ, Bagnato VS, Oliveira OB. Caries resistance of lased human enamel with Er:YAG laser-morphological and ratio Ca/P analysis. *Laser Phys Lett.* 2007; 4(2): 157-62.
144. Bevilacqua FM, Zezell DM, Magnani R, Ana PA, Eduardo CP. Fluoride uptake and acid resistance of enamel irradiated with Er:YAG laser. *Lasers Med Sci.* 2008; 23(2): 141-7.
145. Tavares JG, Eduardo Cde P, Burnett LH Jr, Boff TR, de Freitas PM. Argon and Nd:YAG lasers for caries prevention in enamel. *Photomed Laser Surg.* 2012; 30(8): 433-7.
146. De Souza-e-Silva CM, Parisotto TM, Steiner-Oliveira C, Kamiya RU, Rodrigues LK, Nobre-dos-Santos M. Carbon dioxide laser and bonding materials reduce enamel demineralization around orthodontic brackets. *Lasers Med Sci.* 2013; 28(1): 111-8.
147. Seino PY, Freitas PM, Marques MM, de Souza Almeida FC, Botta SB, Moreira MS. Influence of CO<sub>2</sub> (10.6 μm) and Nd:YAG laser irradiation on the prevention of enamel caries around orthodontic brackets. *Lasers Med Sci.* 2013 Jun 30 [Epub ahead of print].
148. Liu Y, Hsu CY, Teo CM, Teoh SH. Subablative Er:YAG laser effect on enamel demineralization. *Caries Res.* 2013; 47(1): 63-8.
149. Stern RH, Sognnaes RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. *J Am Dent Assoc.* 1972; 85(5): 1087-90.
150. Ying D, Chuah GK, Hsu CY. Effect of Er:YAG laser and organic matrix on porosity changes in human enamel. *J Dent.* 2004; 32(1): 41-6.



151. Sato K: Relation between acid dissolution and histological alteration of heated tooth enamel. *Caries Res.* 1983; 17(6): 490–95.
152. Liu Y, Hsu CY. Laser-induced compositional changes on enamel: a FT-Raman study. *J Dent.* 2007; 35(3): 226-30.
153. Hsu J, Fox JL, Higuchi WI, Otsuka M, Yu D, Powell GL: Heat-treatment-induced reduction in the apparent solubility of human dental enamel. *J Dent Res.* 1994; 73: 1848–53.
154. LeGeros RZ. Calcium phosphates in enamel, dentin and bone. In Myers HM editor. *Calcium phosphates in oral biology and medicine.* 1 th ed. New York: Karger. 1991; p:108-29.
155. Zuerlein MJ, Fried D, Featherstone JD. Modeling the modification depth of carbon dioxide laser treated dental enamel. *Lasers Surg Med.* 1999; 25(4): 335-47.
156. Fowler BO, Kuroda S. Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int.* 1986; 38(4): 197-208.
157. Holcomb DW, Young RA. Thermal decomposition of human tooth enamel. *CalcifTissue Int.* 1980; 31(3): 189-201.
158. Featherstone JDB, Nelson GD. Laser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res.* 1987; 1(1): 21-6.
159. Featherstone JBD, Barrett-Vespone NA, Fried D, Kantorowitz Z, Lofthouse J, Seka W. Rational choice of laser conditions for inhibition of caries progression. In: *Lasers in dentistry.* Vol.2394. Bellingham, WA: SPIE, 1995; p:7-67.
160. Apel C, Meister J, Götz H, Duschner H, Gutknecht N. Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. *Caries Res.* 2005; 39(1): 65-70.
161. Martinez-Insua, A, Da Silva Domingez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(3): 280–8.
162. Üşümez S, Orhan M, Uşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 122(6): 649-56.
163. Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Rodríguez-Vilchis LE, Centeno-Pedraza C, Olea-Mejía OF, Alcántara-Galena Mdel C. Evaluation of self-etching adhesive and Er:YAG laser conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets. *ScientificWorld Journal.* 2013; 8: 719182.

164. Benson P. Evaluation of White Spot Lesions on Teeth with Orthodontic Brackets. *Seminars in Orthodontics*. 2008; 14(3): 200-8.
165. Clasen AB, Ogaard B. Experimental intra-oral caries models in fluoride research. *Acta Odontol Scand*. 1999; 57(6): 334-41.
166. Ten Bosch JJ, Borsboom PC, ten Cate JM. A nondestructive method for monitoring de-and remineralization of enamel. *Caries Res*. 1980; 14(2): 90-5.
167. De Josselin de Jong E, Sundström F, Westerling H, Tranaeus S, ten Bosch JJ, Angmar-Mansson B. A new method for in vivo quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence. *Caries Res*. 1995; 29(1): 2-7.
168. Schneiderman A, Elbaum M, Shultz T, Keem S, Greenebaum M, Driller J. Assessment of dental caries with Digital Imaging Fiber Optic Transillumination (DIFOTI): in vitro study. *Caries Res*. 1997; 31(2): 103-10.
169. Lussi A, Imwinkelried S, Pitts N, Longbottom C, Reich E. Performance and reproducibility of a laser fluorescence system for detection of occlusal caries in vitro. *Caries Res*. 1999; 33(4): 261-6.
170. Featherstone JD, ten Cate JM, Shariati M, Arends J. Comparison of artificial caries-like lesions by quantitative microradiography and microhardness profiles. *Caries Res*. 1983; 17(5): 385-91.
171. Arends J, ten Bosch JJ. Demineralization and remineralization evaluation techniques. *J Dent Res*. 1992; 71: 924-8.
172. Zandona AF, Zero DT. Diagnostic tools for early caries detection. *J Am Dent Assoc*. 2006; 137(12): 1675-84.
173. Hibst R, Paulus R. Caries detection by red excited fluorescence: investigations on fluorophores. *Caries Res*. 1999; 33: 295.
174. Huysmans MC, Longbottom C, Pitts N. Electrical methods in occlusal caries diagnosis: An in vitro comparison with visual inspection and bite-wing radiography. *Caries Res*. 1998; 32(5): 324-9.
175. Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci*. 2009; 1(4): 177-88.
176. Clementino-Luedemann TN, Kunzelmann KH. Mineral concentration of natural human teeth by a commercial micro-CT. *Dent Mater J*. 2006; 25(1): 113-9.
177. Anderson P, Elliott JC, Bose U, Jones SJ. A comparison of the mineral content of enamel and dentine in human premolars and enamel pearls measured by X-ray microtomography. *Arch Oral Biol*. 1996; 41(3): 281-90.

178. Young DA. New caries detection technologies and modern caries management: merging the strategies. *Gen Dent.* 2002; 50(4): 320-31.
179. Paschos E, Kleinschrodt T, Clementino-Luedemann T, Huth KC, Hickel R, Kunzelmann KH, Rudzki-Janson I. Effect of different bonding agents on prevention of enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(5): 603-12.
180. Hamba H, Nikaido T, Inoue G, Sadr A, Tagami J. Effects of CPP-ACP with sodium fluoride on inhibition of bovine enamel demineralization: a quantitative assessment using micro-computed tomography. *J Dent.* 2011; 39(6): 405-13.
181. SPSS Inc. SPSS for Windows. Version 17.00, Chicago, 2008.
182. Türköz C, Ulusoy C. Evaluation of different enamel conditioning techniques for orthodontic bonding. *Korean J Orthod.* 2012; 42(1): 32-8.
183. Hosseini MH, Namvar F, Chalipa J, Saber K, Chiniforush N, Sarmadi S, Mirhashemi AH. Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared By Er:YAG Laser and Conventional Acid-Etching. *J Dent.* 2012; 9(1): 20-6.
184. Fornaini C, Merigo E, Vescovi P, Lagori G, Rocca J. Use of laser in orthodontics: applications and perspectives. *Laser Ther.* 2013; 22(2): 115-24.
185. Correa-Afonso AM, Ciconne-Nogueira JC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Influence of the irradiation distance and the use of cooling to increase enamel-acid resistance with Er:YAG laser. *J Dent.* 2010; 38(7): 534-40.
186. Kameyama A, Kato J, Aizawa K, Suemori T, Nakazawa Y, Ogata T, Hirai Y. Tensile bond strength of one-step self-etch adhesives to Er:YAG laser irradiated and non-irradiated enamel. *Dent Mater J.* 2008; 27(3): 386–91.
187. Delbem AC, Sasaki KT, Vieira AE, Rodrigues E, Bergamaschi M, Stock SR, Cannon ML, Xiao X, De Carlo F, Delbem AC. Comparison of methods for evaluating mineral loss: hardness versus synchrotron microcomputed tomography. *Caries Res.* 2009; 43(5): 359-65.
188. Ten Cate JM, Duijsters PP. Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Res.* 1982; 16(3): 201-10.
189. Türkün LS, Ergücü Z. Estetik restoratif materyallerin mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan gereç ve yöntemlerin karşılaştırılması. *Gazi Üni. Diş Hek. Fak. Derg.* 2004; 21(3): 243-51.
190. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984; 85(4): 333-40.

191. Imazato S. Bio-active restorative materials with antibacterial effects: New dimension of innovation in restorative dentistry. *Dent Mater J.* 2009; 28(1): 11–9.
192. Paschos E, Kurochkina N, Huth KC, Hansson CS, Rudzki-Janson I. Failure rate of brackets bonded with antimicrobial and fluoride-releasing, self-etching primer and the effect on prevention of enamel demineralization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(5): 613-20.
193. Holzmeier M, Schaubmayr M, Dasch W, Hirschfelder U. A new generation of self-etching adhesives: Comparison with traditional acid etch technique. *J Orofac Orthop.* 2008; 69(2): 78–93.
194. Ülker M, Uysal T, Ramoğlu SI, Uçar FI. Bond strengths of an antibacterial monomer-containing adhesive system applied with and without acid etching for lingual retainer bonding. *Eur J Orthod.* 2009; 31(6): 658–63.
195. Korbmayer H, Huck L, Adom T, Kahl–Nieke B. Evaluation of an antimicrobial and fluoride–releasing self-etching primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Eur J Orthod.* 2006; 28(5): 457–61.
196. Cal–Neto JP, Miguel JA. Scanning electron microscopy evaluation of the bonding mechanism of a self etching primer on enamel. *Angle Orthod.* 2006; 76(1): 132–6.
197. Raji SH, Ghorbanipour R, Majdzade F. Effect of clearfil protect bond and transbond plus self-etch primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent Res J.* 2011; 8(Suppl 1): 94-9.
198. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of antimicrobial monomer-containing adhesive on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005; 75(3): 397–9.
199. Tuncer C, Tuncer BB, Ulusoy C. Effect of fluoride releasing light cured resin on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135: (1): 14-5.
200. Newman GV, Newman RA, Sun BI, Ha JL, Özsoylu SA. Adhesion promoters, their effect on the bond strength of metal brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 108(3): 237 – 41.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	Serpil	<b>Soyadı: ÇOKAKOĞLU</b>
<b>Doğum Yeri</b>	Denizli	<b>Doğum Tarihi:</b> 04/03/1986
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>Tel:</b> 0505 399 40 86
<b>E mail</b>	serpil_cokakoglu@hotmail.com	

### Eğitim Düzeyi

	<b>Mezun Olduğu Kurum</b>	<b>Mezuniyet Yılı</b>
<b>Yükseklisans</b>	Selçuk Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi (Dönem Birincisi)	2009
<b>Lise</b>	Denizli Erbakır Fen Lisesi	2004

### İş Deneyimi

<b>Görevi</b>	<b>Kurum</b>	<b>Süre</b>
Araştırma Görevlisi (ÖYP)	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011-...

<b>Yabancı Diller</b>	<b>KPDS/ÜDS Puanı</b>	<b>(Diğer) Puanı</b>
İngilizce	82,5	