



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMÎÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GELENEKSEL YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİ İLE DİJİTAL
OLARAK KONTROL EDİLEBİLEN ER:YAG LAZERİN MİNE DOKUSU
ÜZERİNDEKİ MEKANİK ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Hilal KARAMEHMETOĞLU

Ortodonti Anabilim Dalı

DANIŞMAN

Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ

İSTANBUL-2015

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GELENEKSEL YÜZEY PÜRÜZLENDİRME YÖNTEMLERİ İLE DİJİTAL
OLARAK KONTROL EDİLEBİLEN ER:YAG LAZERİN MİNE DOKUSU
ÜZERİNDEKİ MEKANİK ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Hilal KARAMEHMETOĞLU

Ortodonti Anabilim Dalı

DANIŞMAN

Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ

Bu tez Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi
tarafından 12.2013/10 Proje numarası ile desteklenmiştir.

İstanbul, Haziran 2015

TEZ ONAY FORMU

Kurum : Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora

Anabilim Dalı : Ortodonti Anabilim Dalı

Tez Sahibi: Hilal KARAMEHMETOĞLU

Tez Başlığı: Geleneksel Yüzey Pürüzlendirme Metotları ile Dijital Olarak Kontrol Edilebilen Er:YAG Lazerin Mine Dokusu Üzerindeki Mekanik Etkilerinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi

İmza

Jüri Bşk. (Danışman)	Prof. Dr. Serdar ÜŞÜMEZ Bezmialem Vakıf Üniversitesi	
Üye	Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ Bezmialem Vakıf Üniversitesi	
Üye	Prof. Dr. Tancan UYSAL İzmir Katip Çelebi Üniversitesi	
Üye	Doç. Dr. S. İlhan RAMOĞLU Bezmialem Vakıf Üniversitesi	
Üye	Doç. Dr. Gülnaz MARŞAN İstanbul Üniversitesi	

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../.....tarih ve/..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ethem GÜNEREN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü V.



BEYAN

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

Hilal Karamehmetoğlu

 İmza

Tarih
10.06.2018



TEŞEKKÜR

Ortodonti eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli tecrübelerini, zamanını ve desteğini esirgemeyen, bana büyük emeği geçen ve her konuda yol gösterici olan, değerli hocam ve tez danışmanım, Prof. Dr. Serdar Üşümez'e,

Her anlamda, öğretici davranan ve bilgilerini bizden esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri; Yrd. Doç. Sertaç Aksakallı, Yrd. Doç. Muhammet Birlik ve Dr. Berza Şen Yılmaz'a, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyesi Doç. Dr. Gökmen Kurt ile Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri; Prof. Dr. İbrahim Yavuz, Doç. Dr. Ahmet Yağcı ve Yrd. Doç. Abdullah Ekizer'e,

Doktora tezimin tamamlanması sürecinde tez izleme komitesinde bulunan ve değerli fikirleri ile bana yol gösteren Prof. Dr. Tancan Uysal, Prof. Dr. Aslıhan Üşümez, Doç. Dr. S. İlhan Ramoğlu ve Doç. Dr. Gülnaz Marşan'a,

Doktora eğitimim boyunca hep yanımda olan, yardım ve desteklerini esirgemeyen Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi ve Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı'ndaki değerli asistan arkadaşlarıma ve diğer çalışanlarıma,

SEM analizlerinin gerçekleştirilmesindeki emeklerinden dolayı Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi çalışanlarından Fatih Özcan'a; AKM görüntülerini elde etmelerinden dolayı Sümeyra Çelebi'ye; İstatistiksel analizlerinin yapılmasında ve değerlendirilmesindeki desteklerinden dolayı Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi; Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıp Bilimi Anabilim Dalı Başkanı Yard. Doç. Dr. Ömer Uysal'a,

Doktora tezimin tamamlanmasında maddi destek sağlayan Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi'ne,

Bugünlere gelmemi sağlayan, emeklerini asla ödeyemeyeceğim annem Ayşe Nedret Karamehmetoğlu'na, babam Mahmut Karamehmetoğlu'na, beni hep destekleyen kardeşlerim Mehmet ve Rafet'e,

Tanıştığım ilk günden beri her konuda yanımda olduğunu hissettiğim nişanlım Safa Yılandı'ya,

teşekkürlerimi sunarım.

Hilal KARAMEHMETOĞLU

ÖZET

Bu çalışmanın amacı geleneksel adeziv sistemler, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer ile dijital olarak kontrol edilebilen yeni lazer sisteminin makaslama testi bulguları, pürüzlendirme işlemi uygulanmış mine yüzeyleri ile braketler sökülüp artık adeziv temizlendikten sonra elde edilen mine yüzeylerinden alınan SEM ve AKM görüntülerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Çalışmamızda, 98 adet çekim endikasyonu konulmuş, çürüksüz, sağlam üst birinci küçük azı dişi kullanılmıştır. 80 adet diş uygulanan pürüzlendirme metoduna göre 4 gruba ayrılmıştır: 1.grup: Asit (%37'lik ortofosforik asit), 2.grup: Er:YAG lazer (120 mJ, 10 Hz., %40 su, %50 hava), 3.grup: Er,Cr:YSGG lazer (45 mJ, 50 Hz., %30 su, %60 hava) ve 4.grup: Xrunner (100 mJ, 10 Hz., %40 su, %50 hava, 2-yatay+2-dikey tarama sayısı). Pürüzlendirilen mine yüzeyine braketler yapıştırıldıktan sonra örnekler 24 saat boyunca oda sıcaklığındaki distile su içinde bekletilmiştir. Sonrasında 5.000 termal döngü uygulanıp makaslama testi için Universal test cihazına yerleştirilmiştir (crosshead hızı 0,5 mm/dak.). Dişlerin üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının değerlendirilmesinde Artun ve Bergland'ın çalışmasında kullandığı ARI indeksi kullanılmıştır.

Yüzey analizleri için her gruptan birer adet olmak üzere toplam 4'er adet örnek pürüzlendirme işlemi yapıldıktan sonra mine yüzeylerinden ve braketler yapıştırılıp koparıldıktan sonra temizlenen mine yüzeylerinden olmak üzere toplam 8 adet örneğin mine yüzeyinden SEM ve AKM görüntüleri elde edilmiştir. Son olarak işlem görmemiş, sağlam birer örneğin mine yüzeyinden kontrol grubu olarak SEM ve AKM görüntüleri alınmıştır.

Er:YAG lazer grubu (9,47±3,31 MPa) diğer deney grupları içerisinde en yüksek braket bağlanma değerine sahiptir. Er:YAG lazer grubunu sırasıyla Ortofosforik asit grubu (8,11±3,5 MPa) ile Xrunner grubu (7,75±2,51 MPa) takip etmektedir. En düşük braket bağlanma değeri ise Er,Cr:YSGG (7,11±3,73 MPa) grubunda gözlenmiştir. Fakat deney grupları arasında braketlerin diş yüzeyine bağlanma değerleri istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (p=0,148).

ARI skorları karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0,001). Ortofosforik asit grubunun ARI skoru; Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve Xrunner grubundan istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur.

Çalışmanın sonucunda kullanılan pürüzlendirme yöntemlerinin ortalama braket bağlanma değerleri literatürde rapor edilmiş klinik olarak kabul edilen değerlerin üstünde bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Lazerle pürüzlendirme, Makaslama testi, Ortodontik braket.

ABSTRACT

Comparison of the Effects of Conventional Enamel Etching Systems and Digitally Controlled Er:YAG Laser Hand Piece on Human Enamel Tissue

The aim of this study was to compare the bracket bond strength, AFM and SEM analysis of etched and debonded enamel surfaces using different enamel etching procedures.

In this study intact, extracted 98 human maxillary teeth were used. 80 teeth were divided into four groups: Group 1: Acid (37% phosphoric acid), Group 2: Er:YAG laser (120 mJ, 10 Hz., 40% water, 50% air), Group 3: Er,Cr:YSGG laser (45 mJ, 50 Hz., 30% water, 60% air) and Group 4: Xrunner (100 mJ, 10 Hz., 40% water, 50% air, 2-horizontal+2-vertical scanning). After bonding the braces, samples were stored in distilled water at room temperature for 24 hours, and then thermocycling for a total of 5.000 cycles at 5°C – 55°C with a dwell time of 30 seconds was performed. The shear bond strength was measured by using a universal testing machine with a crosshead speed of 0.5 mm per second. After debonding, the amount of resin remaining on the teeth was determined using the adhesive remnant index.

SEM and AFM images were taken from all groups one sample each for etched and debonded enamel surfaces.

Er:YAG laser group showed the highest shear bond strength values followed by acid, Xrunner, and Er,Cr:YSGG laser groups. But the difference was not statistically significant among the groups ($p=0.148$).

There were statistically significant differences among the ARI scores of the groups ($p<0.001$). Acid group showed significantly higher values than laser groups.

Our findings reported that enamel etching with acid, Er:YAG, Er,Cr:YSGG and Xrunner showed mean bracket bond strength values which are above the range of clinically acceptable values in literature.

Key words: Laser etching, Shear bond strength, Orthodontic braces.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	ii
ABSTRACT	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
TABLolar LİSTESİ	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ	ix
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Braket Yapıştırılması	5
2.2. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi	5
2.3. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi	5
2.3.1. Asit ile pürüzlendirme	5
2.3.2. Kumlama yöntemi	8
2.4. Lazer	9
2.4.1. Lazerin Tarihçesi	9
2.4.2. Lazer Fiziği ve Çalışma Prensibi	10
2.4.3. Lazer İletim Sistemleri	16
2.4.4. Lazer Salınım Modları	18
2.4.5. Lazer Işığının Dokudaki Etkileri	20
2.4.6. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri	23
2.4.7. Lazer Kullanım Parametreleri	25
2.4.8. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması	28
2.4.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler	30
2.4.10. Lazerlerin Mine Dokusunda Yarattığı Etkiler	35
2.4.11. Termal Siklus	36
2.4.12. Mine Yüzeyinin Topografik Olarak İncelenmesi	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	39

3.1.	Çalışmada Kullanılan Dişler	39
3.2.	Dişlerin Saklama Koşulları	40
3.3.	Akrilik Blokların Hazırlanması ve Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi	40
3.4.	Çalışmada Kullanılan Braket.....	40
3.5.	Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesinde Kullanılan Materyal ve Cihazlar	41
3.6.	Çalışmada Kullanılan Yapıştırıcı.....	45
3.7.	Çalışmada Kullanılan Işık Kaynağı	45
3.8.	Braketlerin Yapıştırılması	46
3.9.	Örneklerin Makaslama Testi Öncesinde Saklanması ve Termal Döngü	46
3.10.	Makaslama Testi Sırasında Kullanılan Cihaz	47
3.11.	Kopma Bölgelerinin İncelenmesi	47
3.12.	Braketlerin Kopartılması Sonrasında Mine Yüzeyinde Kalan Adezivin Temizlenmesi.....	48
3.13.	AKM ve SEM Analizi.....	48
3.14.	İstatistiksel değerlendirme.....	50
4.	BULGULAR.....	52
4.1.	Farklı Mine Yüzeyi Pürüzlendirme Yöntemlerine ait Makaslama Testi Bulguları..	52
4.2.	Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Skorları ile İlgili Bulgular	54
4.3.	AKM Analizine Ait Bulgular	57
4.3.1.	Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılarak hazırlanan mine yüzeylerinin AKM görüntülerinin karşılaştırılması.....	57
4.3.2.	Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeyleri ile işlem görmemiş mine yüzeyinden alınan AKM görüntülerinin karşılaştırılması.....	58
4.4.	SEM Analizine Ait Bulgular	60
4.4.1.	Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılarak hazırlanan mine yüzeylerinin SEM görüntülerinin karşılaştırılması.....	60
4.4.2.	Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeyleri ile işlem görmemiş mine yüzeyinden alınan SEM görüntülerinin karşılaştırılması.....	61
5.	TARTIŞMA.....	62
5.1.	Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	63
5.2.	Farklı Mine Yüzeyi Pürüzlendirme Uygulamalarına ait Makaslama Testi Bulgularının Tartışılması	69
5.3.	Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Skorlarının Tartışılması.....	72

5.4. AKM Analizine Ait Bulguların Tartışılması.....	74
5.5. SEM Analizine Ait Bulguların Tartışılması.....	75
SONUÇLAR	77
KAYNAKLAR	78
ÖZGEÇMİŞ.....	85



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1. 1 dakika boyunca fosforik asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyinin x1,750 büyütme ile incelenen SEM görüntüleri.....	7
Şekil 2-2. Lazer ışığının özellikleri.....	10
Şekil 2-3. Lazer tarafından oluşturulan foton dalgalarını tanımlayan ölçümler.....	12
Şekil 2-4. Lazer cihazının temel bileşenleri.....	13
Şekil 2-5. Lazer fotonlarının oluşumu.....	14
Şekil 2-6. Absorbsiyon spektrumu ve diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalgaboyları	15
Şekil 2-7. Lazer iletim sistemleri.....	17
Şekil 2-8. Lazer salınım modları.....	19
Şekil 2-9. Lazer ışığının dokudaki etkileri.....	20
Şekil 2-10. Xrunner lazer cihazının ekranı.....	34
Şekil 3-1. Akrilik bloklara gömülmüş dişler.....	39
Şekil 3-2. Çalışmamızda kullanılan braket.....	40
Şekil 3-3. Çalışmamızda kullanılan ortofosforik asit.....	41
Şekil 3-4. Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazı, ucu ve parametreleri.....	42
Şekil 3-5. Çalışmamızda kullanılan Er,Cr:YSGG lazer cihazı, ucu ve parametreleri.....	43
Şekil 3-6. Çalışmamızda kullanılan Xrunner lazer cihazı,düzeneği ve parametreleri.....	44
Şekil 3-7. Çalışmamızda kullanılan ışık kaynağı, primer ve kompozit.....	45
Şekil 3-8. Çalışmamızda kullanılan termal döngü cihazı.....	46
Şekil 3-9. Çalışmamızda kullanılan Universal test cihazı.....	47
Şekil 4-1. Farklı pürüzlendirme metotlarına ait bağlanma değerlerinin dağılımı.....	52
Şekil 4-2. Klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altında ve üstünde kalan numune sayısı..	53
Şekil 4-3. ARI skorlaması 3 için braket ve dişe ait resimler.....	55
Şekil 4-4. ARI skorlaması 2 için braket ve dişe ait resimler.....	56
Şekil 4-5. ARI skorlaması 1 için braket ve dişe ait resimler.....	56
Şekil 4-6. ARI skorlaması 0 için braket ve dişe ait resimler.....	56
Şekil 4-7. Farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulandıktan sonraki mine yüzeyinin AKM görüntüleri (15µmx15µm).....	57
Şekil 4-8. Farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulandıktan sonraki mine yüzeyinin AKM görüntüleri (30µmx30µm).....	58
Şekil 4-9. Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeylerinden alınan AKM görüntüleri (15µmx15µm).....	59
Şekil 4-10. Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeylerinden alınan AKM görüntüleri (30µmx30µm).....	59
Şekil 4-11. Farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulandıktan sonraki mine yüzeyinin SEM görüntüleri (x3.000 büyütme).....	60
Şekil 4-12. Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri (x3.000 büyütme).....	62

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3-1. Çalışmada kullanılan dişlerin gruplara ve işlemlere göre ayrılması.....	50
Tablo 4-1. Braket bağlanma değerlerinin tek yönlü varyans analizi kullanılarak gruplar arası karşılaştırılması ile ortalama, standart sapma ve varyasyon katsayısı değerleri	53
Tablo 4-2. Kopma bölgelerinin dağılımları ve diş yüzeyinde kalan adeziv miktarının Kruskal-Wallis testi kullanılarak gruplar arası karşılaştırması	54
Tablo 4-3. Dunn çoklu karşılaştırma analizi kullanılarak farklılığa neden olan grubun tespiti	55



KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

μm	Mikrometre, mikron
μs	Mikrosaniye
$^{\circ}\text{C}$	Derece, Celcius
AKM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
A°	Angström
Ar	Argon
ARI	Adhesive Remnant Index
Ark	Arkadaşları
CO_2	Karbondioksit
Dak	Dakika
Er,Cr:YSGG	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er:YAG	Erbium:Yttrium – Aluminum – Garnet
FDA	Food and Drug Administration
He – Ne	Helium – Neon
Ho:YAG	Holmium:Yttrium – Aluminum – Garnet
HWG	Hollow Wave Guide
Hz	Hertz
J	Joule
Mj	Milijoule
mm	Milimetre

Mpa	Megapascal
ms	Milisaniye
MSP	Medium Short Pulse
Nd:YAG	Neodymium:Yttrium – Aluminum – Garnet
nm	Nanometre
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Sn	Saniye
W	Watt

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Mineye bağlanmanın keşfi, son 50 yılda diş hekimliğindeki en anlamlı gelişmelerden biri olarak kabul edilmektedir. Buonocore'nin 1955 yılında %85'lik fosforik asidi, direkt bonding öncesi mine yüzeyini hazırlamak amacıyla kullanmasının ardından, 1965 yılında Newman'ın bu tekniği geliştirmesi ile 1970'li yıllardan itibaren ortodontik ataşmanlar dişe doğrudan yapıştırılmaya başlanmış, buna da direkt yapıştırma (direct bonding) yöntemi denilmiştir.

Geleneksel olarak çeşitli konsantrasyonlardaki fosforik asit ile mineye ön uygulama yapılması, çeşitli restoratif materyallerin bağlanmasını sağlayan mikro-pörözitelerin oluşturulması için kullanılan geleneksel bir yöntemdir. Ayrıca fosforik asit ön uygulaması minenin ıslanabilirliğini artırmakta ve antibakteriyel etki sağlamaktadır.

Fakat kimyasal yöntemlerle mine yüzeyinin pürüzlendirilmesinin, bazı araştırmacılara göre mine yapısındaki inorganik materyali çökertmesi ve çürük ataklarına karşı daha savunmasız bir yüzey oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Asitle pürüzlendirme işleminin beraberinde getirdiği teknik hassasiyet, izolasyon problemleri ve dezavantajları nedeni ile son yıllarda diş sert dokularının lazer uygulamaları gibi alternatif yöntemler üzerinde çalışılmaktadır.

Lazer sistemlerinin smear tabakasını uzaklaştırabildiğinin rapor edilmesi sonrasında mine yüzeyi pürüzlendirmesinde pek çok lazer sistemleri denenmiştir. Lazer uygulaması mine yüzeyi üzerinde temel olarak termal kökenli etkilere yol açmaktadır. Lazer uygulanan yüzeydeki hidroksiapatit matriks içinde sıkışmış bulunan su sürekli buharlaşmakta ve bu esnada mikro-patlamlar meydana gelmektedir. Kullanılan lazerin tipine ve yüzeye uygulanan enerji miktarına bağlı olarak mine yüzeyinde 10–20 µm derinliğinde, asit uygulamasındakine benzer bir pürüzlenme ve düzensizlik meydana gelmektedir.

Ortodontide bondingin geleceği umut vaat etmektedir. Adezivler, braketler ve kullanılan ürünlerdeki teknik dataylar oldukça hızlı gelişmektedir. Bu durumda ortodontist için yeni uygulamalar açısından uyum sağlamak zordur.

Günlük ortodonti pratiği deneysel verilerden çok klinik tecrübelerle dayanmaktadır. İstenen yönde değişikliklerin in-vitro çalışmalarıyla kanıtlanması, daha gelişmiş çalışmaları destekleyecek ve insan üzerinde uygulamalara geçilebilecektir.

Çalışmamızda kullanılacak olan dijital olarak kontrol edilebilen Er:YAG lazerin diğer sistemlerden farkı lazerin ucu ve kalınlığı değiştirilmeden lazer uygulanacak alanın derinliği, geometrisi ve büyüklüğü ekrandaki tek bir tuşla ayarlanabilmektedir.

Çalışmamızda geleneksel adeziv sistemler, geleneksel Er:YAG lazer ve Er,Cr:YSGG lazer ile dijital olarak kontrol edilebilen yeni lazer sisteminin ortodontik braket bağlanma dayanımlarına etkileri, işlem görmüş mine yüzeyi ile işlem görmemiş mine yüzeyinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızın sıfır hipotezi dijital olarak kontrol edilebilen yeni Er:YAG lazer sistemi ile geleneksel adeziv sistemler ve geleneksel Er:YAG lazer kullanılarak elde edilen ortodontik braket bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel fark olmadığını kabul etmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

Ortodontik tedavide kullanılan ataşmanların mine yüzeyi ile arasındaki adeziv bağlantısının klinik olarak yeterli olması gereklidir. Kopan ataşmanların tekrar yapıştırılması vakit kaybı ve fazladan malzeme kullanılmasına neden olduğu için uygun adeziv bağlantısı önemlidir. Bu amaçla çeşitli adeziv sistemleri kullanılmıştır [1]. Çinko fosfat simanı, yıllarca ortodontik bantların simantasyonu amacıyla kullanılmıştır. Fakat adezyonu ve ortodontik braketlerin direk bağlanması için mekanik tutuculuğu yetersiz bulunmuştur. Ayrıca flor salınımı yapmamasından dolayı mine yüzeyinde demineralizasyon oluşmasına sebep olmaktadır. Çinko polikarboksilat siman, az da olsa adezyona sahiptir. Fakat bağlanma değeri, braketlerin direk bağlanması için yeterli değildir. Cam iyonomer siman, flor salgılayan ve diş yapısına bağlanabilen ilk ortodontik braket adezividir. Fakat direk bağlanma terimi ilk olarak kompozit rezinlerin ortodonti alanına girmesi ve minenin fosforik asitle pürüzlendirilmesi ile pratik olarak kullanılmaya başlanmıştır [2].

Sabit tedavi mekaniklerinde kullanılan ataşmanların diş yüzeylerine asit ile pürüzlendirildikten sonra yapıştırılma işlemi ortodonti pratiğinde önemli bir gelişme olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle mine yüzeyinin hazırlanmasında asitle pürüzlendirme yöntemi günümüzde en sıklıkla kullanılan yöntem olma özelliğini taşımaktadır. Buonocore'nin 1955 yılında %85'lik fosforik asidi, direkt bonding öncesi mine yüzeyini hazırlamak amacıyla kullanmasının ardından [3], 1965 yılında Newman'ın [4] bu tekniği geliştirmesi ile 1970'li yıllardan itibaren ortodontik ataşmanlar dişe doğrudan yapıştırılmaya başlanmış, buna da direkt yapıştırma (direct bonding) yöntemi denilmiştir. Direk yapıştırma üzerine yapılmış ilk araştırma 1977'de yayınlanmıştır [5].

Minenin %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilmesi, direk yapıştırmada önemli aşamalardan ilkidir [6, 7]. Asit ile pürüzlendirme işlemi, mine üzerinde 25 µm'lik prizma taçların oluşmasına neden olur ve bu taçlar da rezinin mine içerisine penetrasyonunu ve sertleşmesini sağlamakta ve etkili bir şekilde mekanik kilitleme olmasına neden olmaktadır [6].

Ortodontik ataşmanların diş yüzeyine direkt yapıştırılmasının band uygulamasına göre bazı üstünlükleri vardır [8]:

- Görünümü daha estetikdir.
- Bantlama işlemi öncesi gerekli olan seperasyon aşamasına gerek duyulmadığından braket uygulaması daha hızlı ve kolaydır.
- Hastalar daha az rahatsızlık hissettiği için sabit tedaviyi daha rahat kabul ederler.
- Bant materyali nedeniyle ark boyunda artış oluşmaz.
- Braket seviyeleri daha kolay ve doğru ayarlanabilir.
- Daha hijyeniktir. Bu yüzden periodontal sağlık daha iyi sağlanır ve hastanın hijyen kontrolü daha iyidir.
- Tam sürmemiş dişlere uygulanabilir.
- İnterproksimal mine aşındırması tedavi sırasında mümkündür.
- Ataşmanlar, amalgam, porselen, altın gibi yüzeylere ve sabit köprülere yapıştırılabilir.
- İnterproksimal alanlara, kompozit restorasyonlar yapmak için ulaşılabilir.
- Oynayan bantların altında oluşan dekalsifikasyon sorunu yoktur. İnterproksimal çürükler tespit edilebilir ve kolaylıkla tedavi edilebilir.
- Kesicilerdeki invajinasyonlar kontrol edilebilir.
- Tedavinin sonunda bantların neden olduğu diastemalar oluşmaz.
- Çeşitli boylarda band bulundurma gereksinimi ortadan kalkar.
- Braketler tekrardan kullanılabilirdiği için malzeme masrafı azalmaktadır.
- Dişlerinin üzerinde metal görünmesini istemeyen hastalar için lingual ve seramik braketler gibi estetik olarak daha kabul edilebilir tedavi seçeneklerini mümkün kılmaktadır.

Kabul edilebilir görünümleri, hijyenin daha kolay sağlanabilmesi, hastanın rahatsızlığının en aza indirilmesi ve klinisyenin kolay uygulayabilmesi ortodontik ataşmanların direkt yapıştırılmasının avantajları arasında öne çıkmaktadır. Bununla birlikte direkt yapıştırma yönteminin bazı dezavantajları vardır [8]:

- Tutuculukları bantlara göre daha azdır.
- Kullanılan bazı yapıştırıcılar yeterince güçlü değildir.
- Özellikle braket tabanından taşan artık yapıştırıcı varlığında, ataşmanların direkt yapıştırılması daha iyi oral hijyen ve daha sağlıklı gingivayı garantilemez.
- Düzgün şekillendirilerek yapıştırılan bantların sağladığı arayüz çürüklerine karşı korunma bulunmamaktadır.

- Transpalatal ark veya enselik kullanılması gereken durumlarda band uygulaması daha tercih edilebilir.

- Kopan bir braketin tekrar yapıştırılması, gevşemiş bir bandın tekrar simantasyonundan daha fazla işlem gerektirir.

- Bandların sökülmesi daha az zaman alır.

2.1. Braket Yapıştırılması

Braketleri mine yüzeyine yapıştırmak amacıyla direk ve indirek olmak üzere iki yöntem kullanılmaktadır. İki yöntemde de sırasıyla mine yüzeyinin temizlenmesi, mine yüzeyinin hazırlanması, mine yüzeyinin örtülmesi ve braketin mine yüzeyine yapıştırılması işlemleri uygulanır.

2.2. Mine Yüzeyinin Temizlenmesi

Braketlerin mine yüzeyine yapıştırılmasından önce diş yüzeylerindeki organik ve inorganik artıkların uzaklaştırılması gerekmektedir. Ağızda uygulanan profilaksi uygulamalarına benzer şekilde florid içermeyen pomza veya cila patları kullanılarak düşük devirli mikromotorların ucuna takılan kıl fırça veya lastik disk yardımıyla diş yüzeylerinin temizlenerek bakteriyel plağın uzaklaştırılması ortodonti pratiğinde rutin olarak uygulanmaktadır. Diş yüzeyleri temizlendikten sonra, debris mine yüzeyinden uzaklaştırmak için hava su spreyi ile iyice yıkanması gerekir [9].

2.3. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

Minenin pürüzlendirilme işlemindeki amaç; yüzey alanını arttırmak, retantif bölgeler elde etmek ve düşük yüzey enerjili hidrofobik mine yüzeyinin yüksek enerjili hidrofilik mine yüzeyine dönüşmesini sağlamaktır [10]. Mine yüzeyini pürüzlendirmek için mineye asit uygulaması, alüminyumoksit tozlarının püskürtülmesi ya da lazer uygulaması gibi birçok yöntem önerilmiştir [11-14].

2.3.1. Asit ile pürüzlendirme

Asit ile yapılan pürüzlendirme işlemi, fosforik asidin mine yüzeyinde oluşturduğu mikroskobik defektler ile ortodontik ataçmanların rezin aracılığı ile dişle olan bağlantısının sağlanmasında rol alan en önemli faktörlerden birisidir.

Asit uygulama öncesinde pamuk rulolar, dudak yanak ekartörleri ve tükürük emici gibi tükürüğü uzaklaştırıcı gereçler ile ortamın kuru olması sağlanmalıdır. İzolasyon işlemi başarıyla sağlandıktan sonra %37'lik fosforik asit fırça yardımı ile sürülerek 30 saniye (sn.) boyunca minenin demineralizasyonu için beklenmelidir. Bu süre sonunda asit materyali 15 sn. boyunca diş üzerinden tazyikli su yardımı ile uzaklaştırılır. Mine demineralizasyonunu anlamak için diş yüzeyi 5 – 10 sn. kuru hava ile kurutulur. Pürüzlendirilen mine bölgesinde kireç beyazı bir görünüm oluşur. Bu işlemden sonra mine yüzeyi kesinlikle tükürük ile kontamine edilmemelidir. Yapılan bu pürüzlendirme işlemi sonunda mine yüzeyinde 3 – 10 µm kayıp olduğu, bu miktarın ise sağlıklı bir dişte zararlı olmadığı bilinmektedir [15].

Kullanılmaya başlandığı ilk günden günümüze kadar en çok kullanılan asit tipi olan ortofosforik asitin konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi mekanik bağlanmayı etkileyebilecek faktörler birçok yazar tarafından araştırılmıştır [16-23]. %5 konsantrasyondaki fosforik asitin bağlanma değeri açısından yeterli olduğunu bulan araştırmacılar olsa da [17], günümüzde en sık %30 ile %40 arasındaki yoğunluklarda fosforik asit kullanılmaktadır [24].

Asitle pürüzlendirme sistemlerinin başarısını etkileyen faktörler [25]:

1- Pürüzlendirme süresi: Yıkama ve kurutma işlemlerinden sonra minenin uygulama yapılan kısımlarında beyaz tebeşirimsi görünümü elde etmek için yeterli olmalıdır. Pürüzlendirme işlemi çözünen apatitlerin yüzeye fosfat olarak yeniden çökmesine neden olacak kadar uzatılmamalıdır. Normal olarak tercih edilen asitleme süresi 10 – 60 sn. arasındadır.

2- Yıkama aşaması: Pürüzlendirme sonrasında mine yüzeyi debrisini uzaklaştırmak amacıyla bol su ile yıkanmalıdır. Yıkama süresi genellikle 60 sn. 'dir.

3- Kurutma aşaması: Rezin uygulamasından önce pürüzlendirilen mine yüzeyinin yağ içermeyen basınçlı hava ile kurutulması, kuru kontamine olmamış şekilde muhafaza edilmesi gereklidir [25].

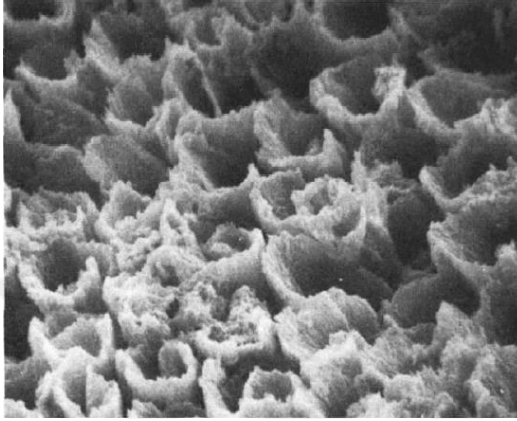
Silverstone ve ark. [26] pürüzlendirilmiş mine yüzeyini görünümüne göre 3 kategoriye ayırarak incelemiştir. Buna göre pürüzlendirilmiş mine yüzeyleri;

Tip 1: Mine prizmalarının çeperleri sağlam kalırken, prizma gövdeleri ortadan kalkmış balpeteği görünümü,

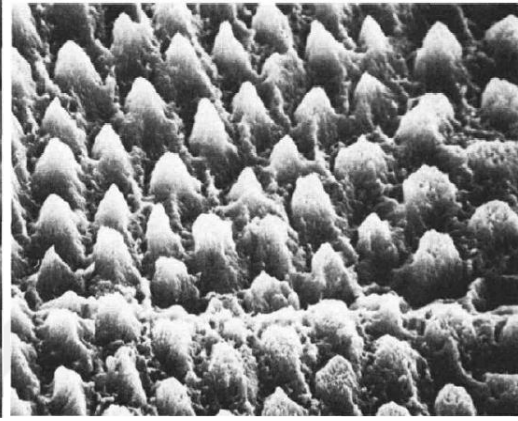
Tip 2: Mine prizmalarının periferleri çözünerek uzaklaşmış, kaldırım taşı görünümü,

Tip 3: Tip 1 ve Tip 2 görünümlerinin karışımı olarak sınıflandırılmıştır.

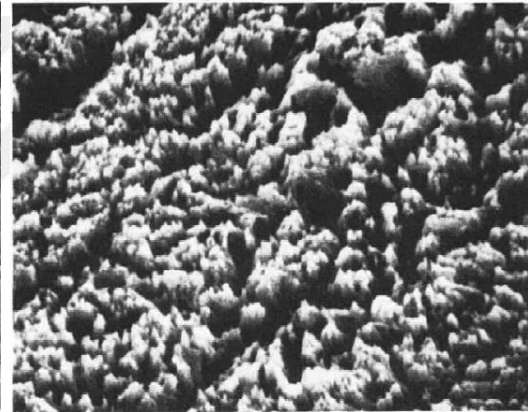
Bu çalışmanın yayınlanmasında 4 yıl sonra yapılan bir diğer çalışmada pürüzlendirilmiş mine yüzeyini Silverstone ve ark'nın yaptığı sınıflamaya ek olarak 2 kategori



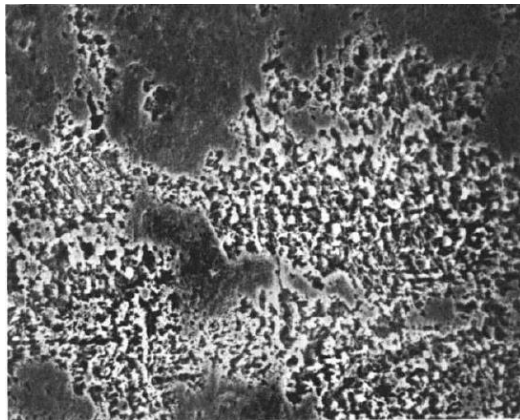
Tip 1 mine yüzeyi



Tip 3 mine yüzeyi



Tip 4 mine yüzeyi



Tip 5 mine yüzeyi

Şekil 2-1. 1 dakika boyunca fosforik asit ile pürüzlendirilen mine yüzeyinin x1,750 büyütme ile incelenen SEM görüntüleri [30]

eklenerek 5 kategoriye ayrılmıştır [27]:

Tip 4: Çukurlu mine yüzeyi

Tip 5: Cilalı düz mine yüzeyi (Şekil 2-1).

Mine yüzeyinin asitlenmesinin minede madde kaybına neden olması, porozitenin artması sonucunda renkleşme riskinin artması, beyaz nokta lezyonlarının oluşması ve özellikle ağız hijyeninin yetersiz olduğu vakalarda braket etrafında açıkta kalan asitlenmiş minenin dekalsifikasyon için uygun ortam yaratması, braket sökümü esnasında mine – adeziv arasında meydana gelen kopmalarda minede çatlak veya kırık oluşması gibi sakıncalar söz konusudur [28-33].

2.3.2. Kumlama yöntemi

İlk olarak Black tarafından 1945'te ortaya çıkarılan air abrazyonun temel prensibi yüksek ivmeli hava basıncı tarafından fırlatılan keskin odağa sahip çok küçük alüminyum oksit partiküllerinin kinetik enerjisinden yararlanmaktadır. İvme kazanan partiküllerin diş yüzeyine çarpması diş maddesinin hızla uzaklaşmasına yol açmaktadır [34].

Millett ve ark. [35], mine yüzeyine alüminyum oksit tozlarını püskürterek pürüzlülük elde etmişler, fakat bu şekilde yapıştırılan braketlerin çok düşük yapışma dayanıklılığına sahip olduğunu bildirmişlerdir [35].

Chung ve ark. [36], asitlenmiş mine yüzeyine yapışma dayanıklılığının, kumlanmış mine yüzeyine yapışma dayanıklılığına göre daha fazla olduğunu tespit etmişlerse de klinik olarak iki yöntemin de kabul edilebilir düzeyde bağlanma değerine sahip olduğunu bildirmişlerdir [36].

Berk ve ark. [37], 2008 yılında yaptıkları araştırmada mine yüzeyini 3 şekilde pürüzlendirmeyi denemişlerdir. Araştırmacılar Er,Cr:YSGG lazeri 0,5 Watt (W), 0,75 W, 1 W, 1,5 W ve 2 W gücünde kullanmışlar, 50 µm büyüklüğünde alüminyum oksit tozlarını mine yüzeyine 1 mm mesafeden 10 sn. boyunca püskürtmüşler ve 15 sn. yıkamışlar, son olarak geleneksel %37'lik fosforik asit uygulamışlardır. 0,5 W, 0,75 W gücünde lazer uygulamaları ve mine yüzeyine alüminyum oksit püskürtme ile elde edilen pürüzlülük, bağlanma değeri açısından araştırmanın sonunda oldukça yetersiz bulunmuş ve klinik

kullanımında yetersiz olduğu ifade edilmiştir. 1 W, 1,5 W ve 2 W gücünde lazer uygulamalarının hem SEM görüntülerinin hem de bağlanma değerlerinin birbirlerine çok yakın olduğu ve klinik kullanımda geleneksel asit uygulamalarına alternatif olabileceği belirtilmiştir [37].

2.4. Lazer

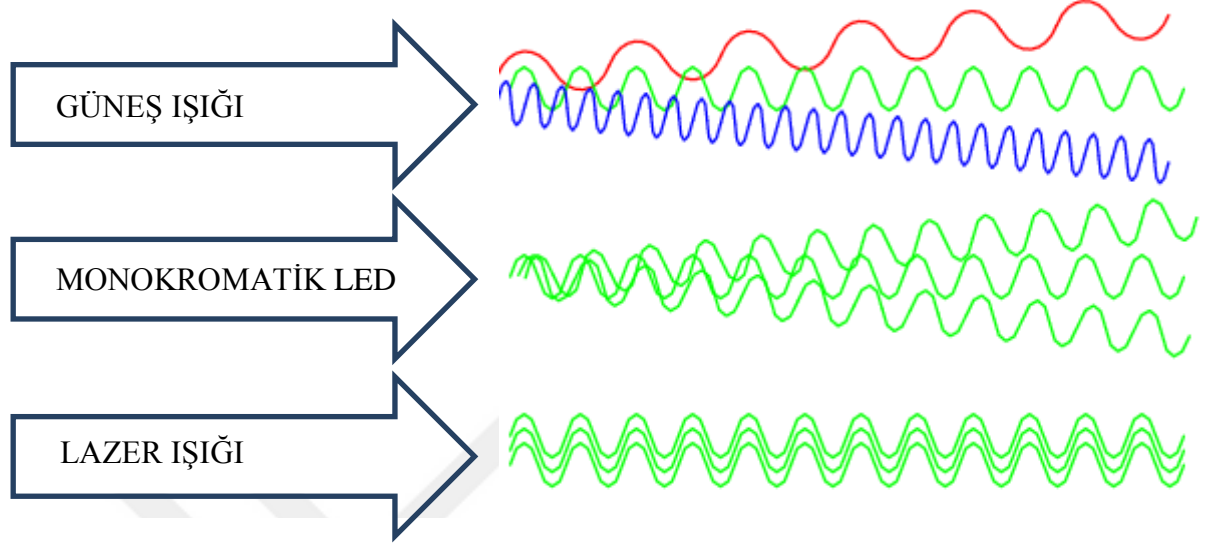
2.4.1. Lazerin Tarihçesi

Einstein yaklaşık 100 yıl önce fotoelektrik etki ile ilgili yaptığı araştırmalar sonucunda fotonlar ve uyarılmış emisyon postulatlarından bahsetmiş ve bu konu ile ilgili Nobel ödülüne layık görülmüştür. Buna rağmen, 1940'lı yılların sonuna kadar, bu konuyla ilgili ciddi bir pratik çalışma yapılmamıştır. 1950'lerin başlarında Kolumbiya Üniversitesi'nden Charlers Townes, Maryland Üniversitesi'nden Joseph Weber ve Lebedev Laboratuvarları'ndan Alexander Prokhorov ve Nikolai G. Basov, uyarılmış emisyon yoluyla enerji üretimi alanında ciddi çalışmalara başlamışlardır. 1950 yıllarında mühendisler genel olarak lazerden tek farkı görünmez olan MASER (Microwave Amplification by the Stimulated Emission of Radiation) çalışmalarına ağırlık vermişlerdir. Işık yerine mikrodalga güçlendirilmesi üzerine olan bu çalışmalar, daha sonra telekomünikasyon teknolojisinde kullanılmaya başlanmıştır [38].

Radyasyonun uyarılmış salınımı ile ışığın kuvvetlendirilmesi anlamına gelen lazer kelimesi Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation sözcüklerinin baş harflerinden oluşturulması, yaklaşık 50 yıl öncesine dayanmaktadır. 1960 yılında Amerikalı fizik uzmanı Maiman tarafından Hughes Araştırma Laboratuvarı'nda alüminyum oksit ve krom oksitten oluşan sentetik Ruby kristali ile ilk defa fonksiyon gören lazer icat edilmiştir [38]. Bundan yaklaşık bir yıl sonra Nd:YAG lazerler ortaya çıkmış fakat diş hekimliğinde lazer uygulamasına yıllarca Ruby lazerlerle devam edilmiştir. Ruby lazerlerin dış yüzeyine uygulaması istenilen sonuçları vermeyince, araştırmacılar Nd:YAG lazer konusuna odaklanmışlar ve lazerlerin diş hekimliğindeki bugünkü konuma gelmesi uzun yıllar sürmüştür [39].

1980'lerde çene cerrahlarının karbondioksit (CO₂) lazerini yumuşak dokuda kullanmaya başlaması ve 1989'da spesifik olarak diş hekimliğinde kullanılacak ilk lazerin üretilmesini günümüze kadar bir çok yenilik ve gelişmeler izlemiştir. 1997 yılında Food and

Drug Administration (FDA) sert dokuda erbiyum lazerlerin kullanımını, bir sene sonra da yumuşak dokuda ilk diyod lazerin kullanımını onaylamıştır [40].



Şekil 2-2. Lazer ışığının özellikleri

2.4.2. Lazer Fiziği ve Çalışma Prensibi

Lazer aslında bir enerji dönüştürücü olarak işlev görmektedir. Işık, hareket ya da elektrik enerjileri kendine özgü özelliklere sahip yeni bir optik enerji şekline dönüşmektedirler. Bu yeni optik enerji şekli tamamen yapaydır ve doğada bulunmamaktadır. Diğer bir ifade ile lazer ‘düşük kaliteli’ bir enerjiyi ‘yüksek kaliteli’ bir enerjiye dönüştürmektedir [41].

Lazer ile çalışırken hedeflenen etkinin en etkili ve en güvenli şekilde oluşmasını sağlayabilmek için lazerin temel prensiplerinin ve lazer – doku etkileşimi mekanizmalarının bilinmesi gerektiği vurgulanmaktadır [42].

2.4.2.1. Işık

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

Lazer ışığının özellikleri (Şekil 2-2):

1. Monokromatik (Tek renkli): Lazer ışığı tek bir renk ve tek bir dalga boyuna sahiptir. Normal ışık (örneğin lamba ışığı) görünür spektrumdaki birçok rengin birleşiminden oluşmuştur ve bir prizma yardımı ile renkleri birbirinden ayırmak mümkündür. Lazer ışığı ise görünür ya da görünmez spektruma ait tek bir renkten meydana gelmiştir. Lazer ışığının tek dalga boyuna sahip olması lazerin cinsine göre çeşitli renkte ışınlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır [42, 43].

2. Kollime (Paralel): Lazer ışığı doğrusaldır. Fotonlar birbirine paralel ve dağılmadan hareket ederler. Lazer ışığının darlığı, yani etrafa gelişi güzel dağılmaması önemli düzeyde enerjinin çok ufak noktalara odaklanmasını sağlamaktadır. Bu özelliği sayesinde başka aletlerle ulaşılamayan bölgelere ulaşılabilir. Diğer yandan bir lamba, ışığını çeşitli doğrultularda yayar, ışık dağınık ve zayıftır [39, 44].

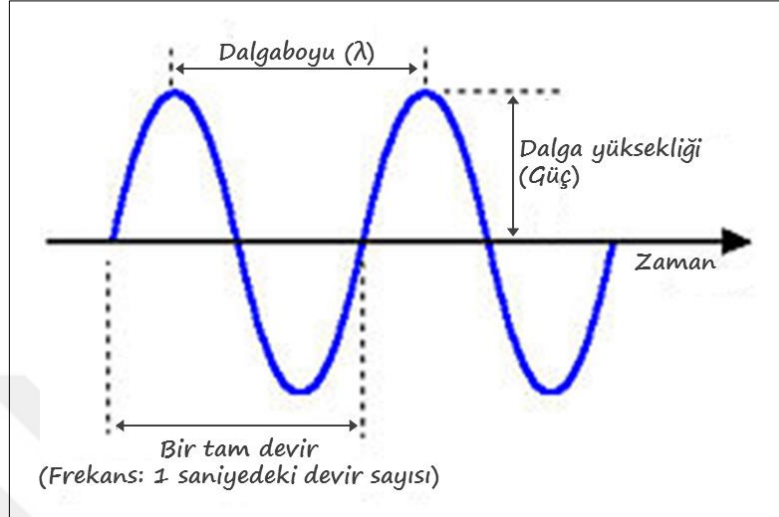
3. Koherent (Eşfazlı): Işık demetini oluşturan ışık dalgaları aynı fazdadır ve birbirleri ile uyumlu şekilde hareket etmektedirler. Bir başka deyişle ışık dalgalarının tepe noktaları ve dip noktaları birbirinin aynısıdır [42-44].

Geleneksel enerji kaynaklarıyla tüm bu özellikler ayrı ayrı oluşturulabilir. Ancak her üç özelliği de bir arada taşıyan yalnızca lazer ışığıdır. Bu üç özelliğin meydana gelmesi için uyarılmış salınım gerçekleşmelidir. Normal ışıkta atomlar elektronlarını gelişi güzel salarlarken, uyarılmış salınımda foton salınımı düzenlidir. Salınım bir kez başladığında hareketlenen elektronlar kendileri gibi uyarılmış elektronlarla karşılaşarak onların da foton oluşturmalarına neden olabilirler [42-44].

Lazer ışığının klinik olarak önemli bir özelliği ise etkinliğidir. Örneğin masa lambası temel işlevi olan aydınlatmanın yanısıra önemli miktarda ısı açığa çıkarmaktadır. 100 W gücünde bir ampul ile 20 W'lık aydınlanma sağlanır iken aynı anda yaklaşık 80 W'lık görünmeyen (aydınlatma özelliğine sahip olmayan) ve ampulün etrafını ısıtan enerji açığa çıkmaktadır. Diğer taraftan 2 W'lık bir Nd:YAG lazer ışığının sağladığı ısı enerjisi ile dişeti papilinde çok düzgün bir kesi yapılabilir [42].

Lazer tarafından oluşturulan foton dalgalarını tanımlayan üç ölçüm bulunmaktadır (Şekil 2-3). Bunlardan birincisi **ışığın hızıdır**. İkincisi vertikal eksende dalganın tepe noktası ile alt noktası arasındaki yüksekliği tanımlayan **dalga yüksekliği (güç)** terimidir. Üçüncü

özelliik ise bir dalğanın aynı yatay eksene denk düşen iki noktası arasındaki uzaklığı ifade eden **dalga boyudur (wavelength)**. Dalga boyu lazer ışığının operasyon alanına nasıl uygulanacağını ve dokuda nasıl bir etki oluşturacağını belirlelenmesinde önemli bir role



Şekil 2-3. Lazer tarafından oluşturulan foton dalgalarını tanımlayan ölçümler

sahiptir. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boylarını ölçmek için mikron (μm) ve nanometre (nm) gibi birimler kullanılmaktadır. Bir saniyede oluşan toplam dalga sayısı ise ‘**frekans**’ olup dalga boyu ile ters orantılıdır. Dalga boyu azaldıkça frekans artmaktadır [42].

2.4.2.2. Amplifikasyon (Işığın Kuvvetlendirilmesi)

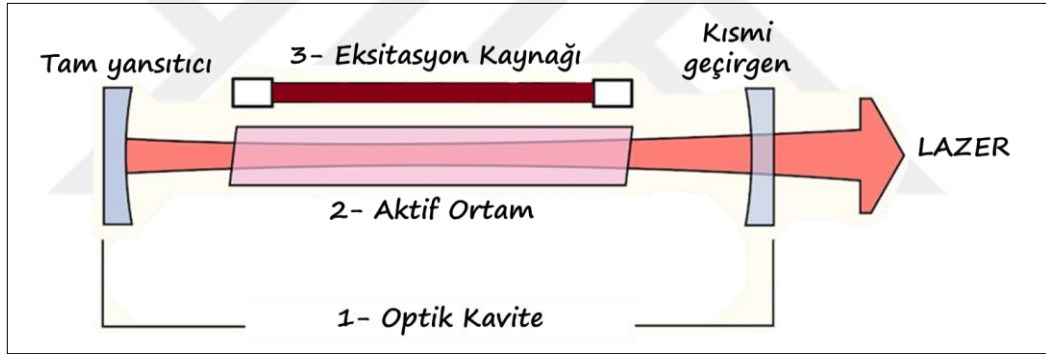
Işığın kuvvetlendirilmesi lazer cihazının içinde gerçekleşen bir süreç olduğundan lazer cihazının bileşenlerinin bilinmesi bu sürecin daha iyi anlaşılması açısından önemlidir [42].

Lazer temel olarak üç kısımdan oluşmaktadır (Şekil 2-4):

1. Cihazın ortasında **optik kavite** (lazer kavitesi, rezonasyon tüpü) denilen kısım bulunmaktadır. Optik kavite her iki uçta birbirine paralel aynalar içeren ve ışığı yansıtarak git-gel hareketi yapmasını sağlayan sonuç olarak pompalama kaynağından gelen enerjiyi ışık olarak amplifiye eden kısımdır. Aynalardan biri tam yansıtıcı diğeri ise kısmi geçirgen (%1–20 geçirgen) özelliğindedir. Aynaların paralelligi ışığın da paralel olmasını sağlarken, bu aynalardan birinin seçici geçirgenliği yeterli enerji düzeyindeki ışığın optik kaviteden çıkışına izin vermektedir [41, 45].

2. Optik kavite içerisinde **aktif ortam** olarak isimlendirilen kimyasal elementler, moleküller ya da bileşiklerden oluşan kısım bulunmaktadır. Lazerler aktif ortamı oluşturan maddeye göre isimlendirilirler. Aktif ortam gaz, sıvı, kristal ya da katı haldeki yarı iletken bir madde olabilir. Diş hekimliğinde Argon ve CO₂ lazer olmak üzere iki gaz lazeri kullanılmaktadır. Kullanılan diğer lazerler ise katı hal yarı iletken lazerleri olup; gallium, alüminum, indiyum ve arsenid ile ya da garnet kristallerinin değişik kombinasyonları olan yitriyum, alüminum, scandium ve gallium ile birlikte krom, neodmiyum ve erbiyumun birkaç tabaka şeklinde kullanılması ile yapılırlar [41, 42].

3. Optik kavitenin etrafında aktif ortama enerji aktaran ve pompalama kaynağı ya da **eksitasyon kaynağı** olarak isimlendirilen bir güç kaynağı bulunmaktadır. Bu güç kaynağı bir elektrik bobini, flaş lambası ya da diyod lazer olabilmektedir. Aktif ortam içindeki atomlar ancak pompalama işlemi yapan yani eksitasyonu sağlayan sabit bir enerji kaynağı varsa dinlenme halinden uyarılmış konuma geçerler [42, 45].



Şekil 2-4. Lazer cihazının temel bileşenleri

2.4.2.3. Uyarılmış Salınım

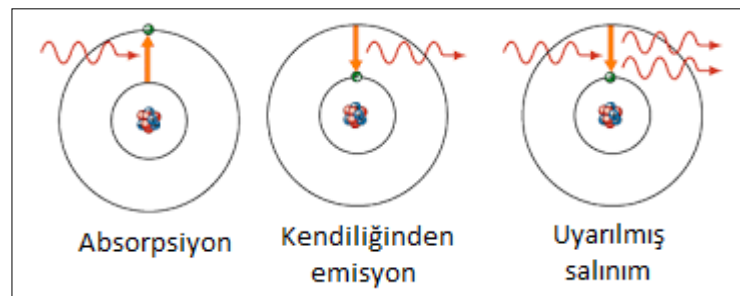
Uyarılmış salınımın temelini quantum teorisi oluşturmaktadır. Quantum teorisi basitçe bir atomun yörüngelerinde bulunan elektronların enerji seviyeleri arasındaki sıçrayışlar olarak ifade edilebilmektedir. Quantum teorisini dolayısıyla uyarılmış salınım ve lazer fiziğini anlayabilmek için öncelikle atomun yapısını bilmek gerekmektedir [39, 42].

Atom herhangi bir maddenin en küçük birimidir. Her atomun proton adlı pozitif yüklü taneciklerden oluşan bir çekirdeği ve çekirdeğin etrafında dönen negatif yüklü elektronları vardır. Her proton çekirdekten belli uzaklıkta bulunan bir elektronla dengelenmiştir. Elektronlar sahip oldukları enerjilere göre çekirdeğe değişik uzaklıktaki yörüngelerde hareket halindedirler ve atom bir dış etkiye maruz kalmadıkça hareketlerine bu

yörüngelerde devam ederler. Elektronların çekirdeğe en yakın oldukları durum atomun en küçük enerjili olduğu durumdur ve Ground State (Bazal durum) olarak tanımlanır. Çekirdeğin çekme gücüne en iyi karşı koyabilen elektronlar çekirdeğe en uzak seviyelerde bulunurlar. Bu nedenle herhangi bir dış müdahalede ilk etkilenenler dış yörüngede olan elektronlardır [39, 45].

Atomik sistem dışından enerji verildiğinde en dış yörüngedeki elektron bu enerjiyi kendisine alır ve bir üst yörüngeye çıkar. Bu durumdaki atoma 'uyarılmış atom' denilmektedir. Uyarılmış atom kararsızdır ve kararsız atom eski enerji seviyesine dönme eğilimindedir. Elektronlar spontan olarak yüksek düzeyden eski enerji düzeyli yörüngelerine döndüklerinde, iki seviye arasındaki enerji farkı foton olarak dışarıya çıkar. Bu olay '**Kendiliğinden Emisyon**' olarak tanımlanmaktadır. Lazer dışındaki ışık kaynaklarının atomları uyarılmış konumdan kararlı konuma kendiliğinden geçerler. Bu geçişler atomların değişik seviye çiftleri arasında olduğundan salınan fotonlar aynı frekansta olmazlar. Bunun yanısıra, kendiliğinden salınım bir olasılık kanununa tabi olduğundan fotonlar aynı anda değil de birbirlerinden bağımsız olarak düzensiz bir şekilde ve değişik yönlerde saçılırlar [39, 42, 43, 45].

Einstein'in kuramına göre uyarılmış durumdaki atom daha önce soğurduğu düzeyde enerjiye sahip bir fotonla karşılaşır ve bunu bir uyarı olarak alır ve kendini indükleyen foton ile aynı özelliklere sahip (aynı enerjide, aynı frekansta, aynı yönde ve aynı fazda) bir foton yayımlayarak kararlı olduğu enerji seviyesine döner. Buna '**Uyarılmış Salınım**' denilmektedir. Uyarılmış salınımda sonuç olarak iki eş foton açığa çıkar. Bu iki eş foton daha sonra başka iki atoma çarpınca dört eş foton oluşur ve bu şekilde zincirleme olarak devam eden olaylar neticesinde aynı yönde ilerleyen, aynı frekansta, aynı fazda ve çok yüksek sayıda foton elde edilmiş olur (Şekil 2-5). Ancak atomların her birinin birer fotonla çarpışması

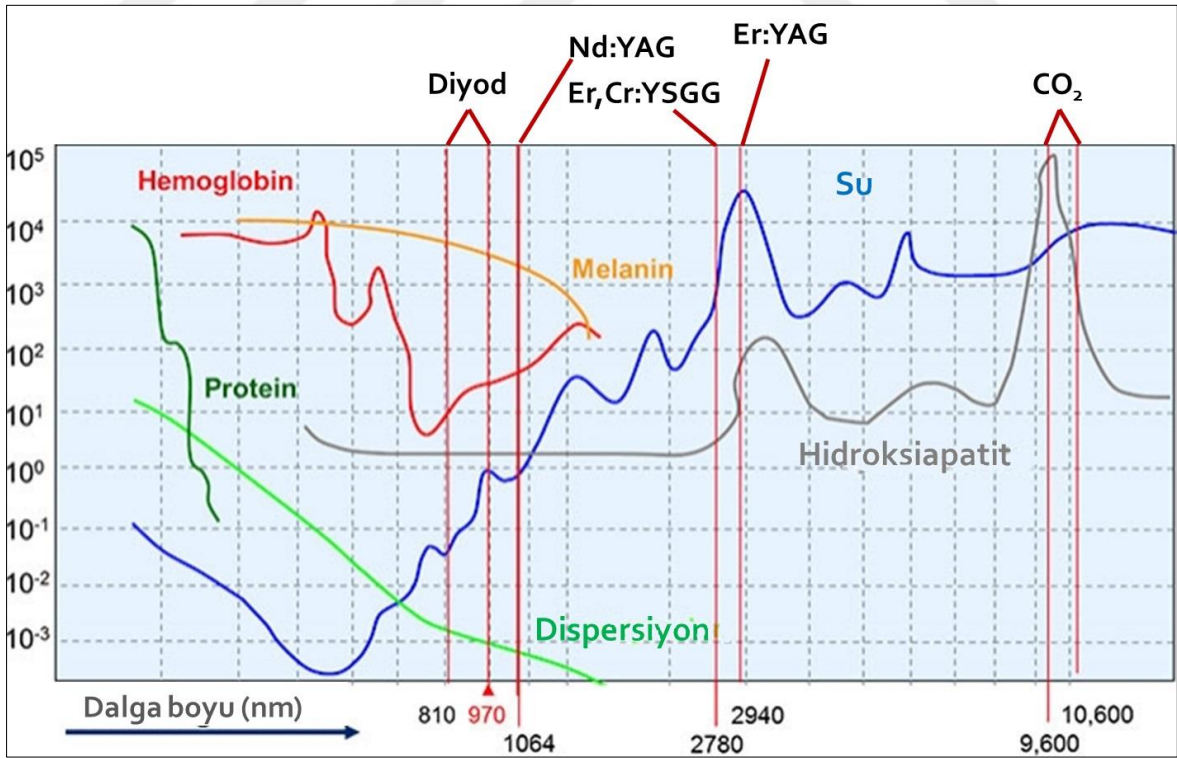


Şekil 2-5. Lazer fotonlarının oluşumu

mümkün olmayacağından etkinliği artırmak için aktif madde iki aynanın arasına konular ve oluşan fotonların aynalar arasında gidip gelmeleri sağlanır [39, 43, 45].

2.4.2.4. Radyasyon

Radyasyon lazer tarafından üretilen ve elektromanyetik enerjinin bir formu olan ışık dalgalarını ifade etmektedir. Elektromanyetik spektrum dalga boyu 10 – 12 metre olan gamma ışınları ile binlerce metre dalga boyuna sahip radyo dalgaları arasında geniş bir enerji alanına sahiptir. 300 nm'den daha kısa dalga boyları 'iyonize' olarak isimlendirilmektedir. Dalga boyu kısa, frekansı yüksek radyasyon biyolojik dokularda daha derinlere penetre olması açısından önemlidir. 300 nm'den daha geniş dalga boyları foton enerjisi kaybına uğramakta, hedef dokunun uyarılmasına ve ısınmasına neden olmaktadır. Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazları yaklaşık 500 nm ile 10.600 nm arasında değişen dalga boylarına sahiptirler. Bu cihazlar elektromanyetik spektrumun görünür ya da görünmez kızılötesi noniyonize bölümlerinde bulunmakta ve termal radyasyon yayabilmektedirler (Şekil 2-6). İyonize ve noniyonize radyasyonu birbirinden ayıran çizgi ultraviyole ve görünür ışığın birleşim alanında bulunmaktadır [42].



Şekil 2-6. Absorbsiyon spektrumu ve diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalgaboyları

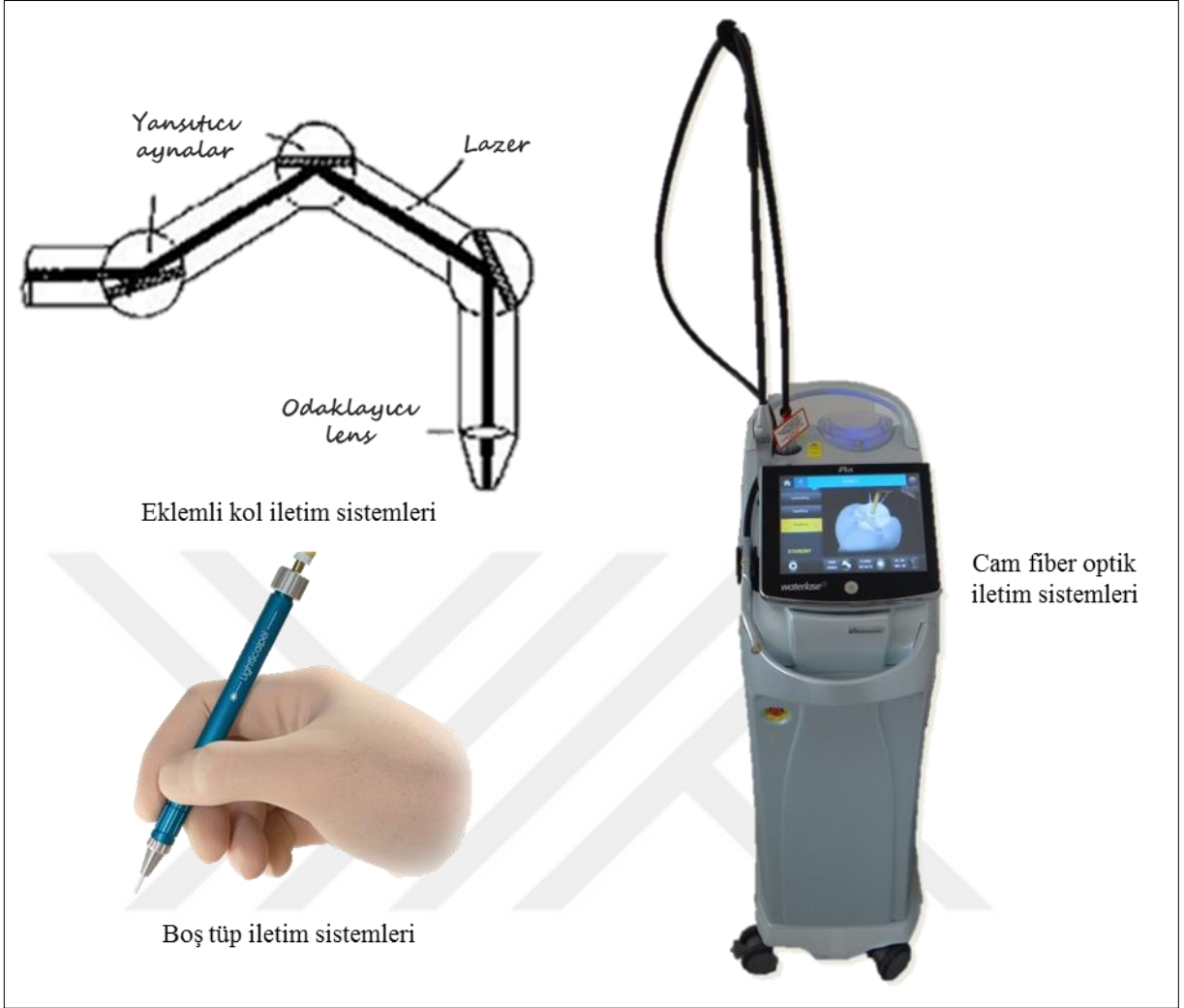
Sonuç olarak lazer optik bir kavite içerisinde bulunan lazer ortamı ve bu ortamdaki atomları uyaran bir eksternal güç kaynağından meydana gelmekte ve uyarılmış salınım ile spesifik bir dalga boyuna sahip tek renkli, birbirine paralel ve eş fazlı ışık oluşmaktadır [42].

2.4.3. Lazer İletim Sistemleri

Lazer cihazından çıkan lazer ışığının hedef dokuya ergonomik ve kayıpsız olarak iletilmesini sağlayan fiziksel donanımlar lazer iletim sistemleri olarak tanımlanmaktadır. Lazer iletim sistemleri CO₂ lazer gibi uzun dalga boylarına sahip lazerlerde kullanılan eklemli kol (articulated arm) iletim sistemi, içi yansıtıcı aynalar ile döşeli boş tüp iletim sistemleri ve cam fiber optik iletim sistemleri olarak üçe ayrılmaktadır [42].

Eklemlili kol iletim sistemleri (Şekil 2-7) lazerin uygulama ucunu istenilen yere getirebilmek ya da eğebilmek için birbirine çeşitli açılarla ek yapılmış birkaç içi boş metal borudan ve bu metal borular içinde 6 – 8 adet yansıtıcı aynadan oluşmaktadır. Eklemlili kol iletim sistemlerinde yüksek enerjiler herhangi bir kayba uğramadan aktarılabilmektedir. Bu nedenle yüksek enerjiye sahip CO₂ lazerlerinin iletiminde kullanılabilen yegane iletim sistemleridir. Ayrıca Ho:YAG, Nd:YAG ve Er:YAG lazerlerde de kullanılabilmektedirler. Eklemlili kol sistemlerin en büyük dezavantajı ise kullanıcılara sınırlı hareket olanağı vermesidir. Bu sistemler yüzeysel dokularda fazla soruna yol açmaz iken ağız boşluğu gibi ulaşımın zor olduğu bölgelerde ideal olmaktan uzaktırlar [46-48].

Boş tüp iletim sistemleri (Hollow Wave Guide – HWG) (Şekil 2-7) ışığı dokuya kadar iletmek amacı ile içi yansıtıcı aynalar ile döşeli esnek bir metal tüpten oluşmaktadır. Lazer enerjisi tüpün iç duvarları içinde yansıtılarak iletiildiğinden eklemli kollarda olduğu gibi ayna sistemlerine ve bunların ayarlanmasına da gerek kalmamaktadır. Boş tüp iletim sistemleri 20 µm üzerindeki dalga boylarının aktarımında kullanılabilir. Bu sistemler 250 ile 1000 µm çapları arasında bulunmakta ve 100 W'a kadar enerji taşıyabilmektedirler. Boş tüp iletim teknolojisinin avantajı eklemli kollara göre maliyetinin daha düşük ayrıca daha yumuşak ve bükülebilir olması, dezavantajı ise aktarım sırasında kablonun bükülmesi oranında enerji kaybının artması ve yansıtıcı yüzeylerdeki aşınmalardan ötürü kullanım ömrünün kısıtlı olmasıdır. Optik fiberler ile karşılaştırıldığında dalga kılavuzlarının en büyük dezavantajları, esnekliklerinin ve uzunluklarının daha az olmasıdır. Boş tüp iletim sistemlerinin boyu 1,5 m ya da daha kısadırlar. Ancak medikal alanda kullanılan optik



Şekil 2-7. Lazer iletim sistemleri

fiberlerin 3 – 4 m uzunluğunda olması gerekmektedir. Bu da lazerin ana güç kaynağının cerrahi müdahalenin yapıldığı yerden uzaklaşması ve cerrahın kullanacağı alanın büyümesini sağlamaktadır. Boş tüp iletim sistemleri çoğu zaman uzaklık problemini çözebilmek için eklemli kolların ucuna eklenmektedirler. Bu da eklemli kollarda oluşan problemlerin hepsinin bu sistemler için de geçerli olması anlamına gelmektedir. Boş tüp iletim sistemleri erbiyum ve CO₂ lazerlerde kullanılmaktadırlar [42, 46, 48].

Cam fiber optik iletim sistemleri (Şekil 2-7) diğer sistemlere göre daha esnek ve daha hafif olup çapları da oldukça küçüktür. Bazı yumuşak doku lazerlerinde çap 200 – 600 µm arasında değişmektedir. Lazer iletim sistemlerinde kullanılan optik fiberler quartz (cam) maddesinden yapılmıştır. Camın bu kadar ince tel hali esnek aynı zamanda mekanik olarak güçlü bir yapıya sahiptir. Uygulanacak tedavi prosedürlerine ve diğer faktörlere göre kullanılacak farklı fiber çapları, iletilecek lazer enerjisini değiştirecektir. Cam fiber optik

iletim sistemlerinde en fazla 6 W'a kadar taşıma yapılabilir. Cam fiber optik sistemler kısa dalga boyuna sahip argon, diyod ve Nd:YAG lazerler ile kullanılmakta olup Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin dalga boylarının yüksek olması ve camdaki kristal moleküllerinin içine sığmaması nedenleri ile fiber teknolojisi ile üretimleri sınırlı kalmaktadır. Ayrıca Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin suda emilimleri yüksek olduğundan minimum hidroksil içeriğine sahip özel ve pahalı bir fiber dizaynı gerektirmektedirler. En geniş dalga boyuna sahip dental lazerler olan CO₂ lazerler fiber teknolojisi ile üretilmemektedirler [42, 46].

Lazer iletim sistemlerinin distal ucunda bir el parçası (dental başlık) bulunmaktadır. Bu el parçası ile 'temaslı' ya da 'temassız' modda çalışılmaktadır. Lazerlerin hedef doku ile temasta çalışmasına 'temaslı' mod, uzak mesafeden (cihaza göre değişmektedir, genellikle 7 – 8 mm mesafe) dokunmadan çalışılmasına 'temassız' mod denilmektedir [42, 46].

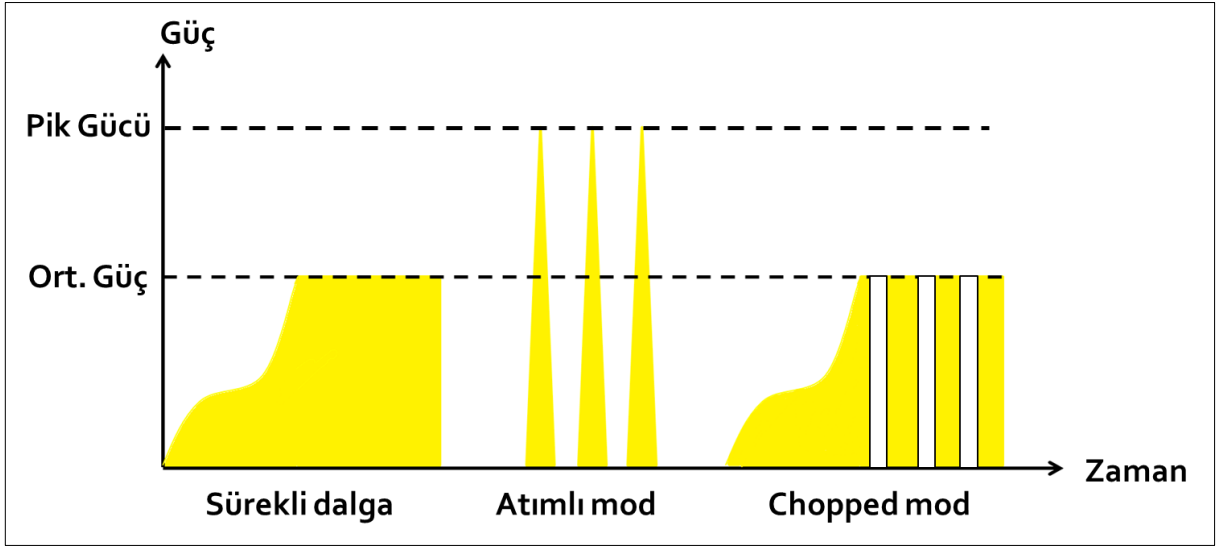
Temaslı modda fiber, safir ya da kuartz uçlar kullanılmaktadır. Safir uçlar optik olarak çok net bir aktarım gücüne sahip olmalarına karşın kırılma durumunda tamir edilemezler. Kuartz uçlar ise zarar gördüklerinde onarılıp cilalanarak tekrar kullanılabilirler. Fiber uçlar düşük maliyet ve dayanıklılıkları sebebi ile Nd:YAG ve diyodlarda başarı ile kullanılırlar. Temaslı modda hekimin hedef dokuya dokunarak çalışması nedeni ile daha kontrollü bir uygulama gerçekleştirilir. Ayrıca dokuda ulaşılması güç alanlara daha kolay giriş sağlanır [41, 42, 46].

Temassız modda yüksek enerji güçlerinde çalışıldığında yansıtıcı aynalarda erken aşınmalar ve bozulmalar ortaya çıkabilmektedir. Lazer ışınının görünmez olması nedeni ile temassız mod ile çalışma sırasında lazer enerjisinin hangi noktada odaklandığını gösteren lazer ya da normal ışık şeklinde bir ışık kaynağı bulunmaktadır [42].

2.4.4. Lazer Salınım Modları

Dental lazer cihazları ışık enerjisini süre ile ilişkili olarak sabit ya da atımlı olmak üzere iki şekilde dışarı vermektedirler. Atımlı lazerler de kendi aralarında enerjinin hedef dokuya iletilmesine göre ikiye ayrılmaktadırlar. Bu nedenle toplamda 3 farklı salınım modu bulunmaktadır [42].

Birincisi kullanıcının ayak pedalına bastığı sürece sabit bir lazer gücünde ışın salınımının devam ettiği **sürekli dalga modudur**. İkinci lazer salınım modu enerji kısa bir



Şekil 2-8. Lazer salınım modları

zaman diliminde salınmaktadır. Bu zaman dilimi 0,25 sn'den daha kısa olmalıdır. Bu şekilde çok daha fazla enerji içeren bir atım elde edilebilmektedir. Bu karakterdeki lazer **atımlı mod** denilmektedir. **Chopped mod** ise sürekli dalganın kesintili verilmesine denir. Lazer üretici firmaları tarafından verilen bir özelliktir. Cihazın kendi kendine açılı kapanarak çalışmasıyla gerçekleşir.

Medikal ve bilimsel amaçlı kullanılan lazer cihazlarının atım süreleri nanosaniyeler (saniyenin milyarda biri) ve pikosaniyeler (saniyenin trilyonda biri) ile ifade edilmektedir. Uygulanan lazerin gücü çok yüksek olsa da kısa atım süresi nedeni ile toplamdaki lazer enerjisi küçük olmaktadır. Ayrıca lazerin atımlı moda kullanılması hedef dokunun bir sonraki atımdan önce soğumasına izin vermektedir. Sürekli dalga modunda ise kullanıcı manuel olarak lazer salınımını durdurmalı ve açığa çıkan ısının soğurulmasını sağlamalıdır [42].

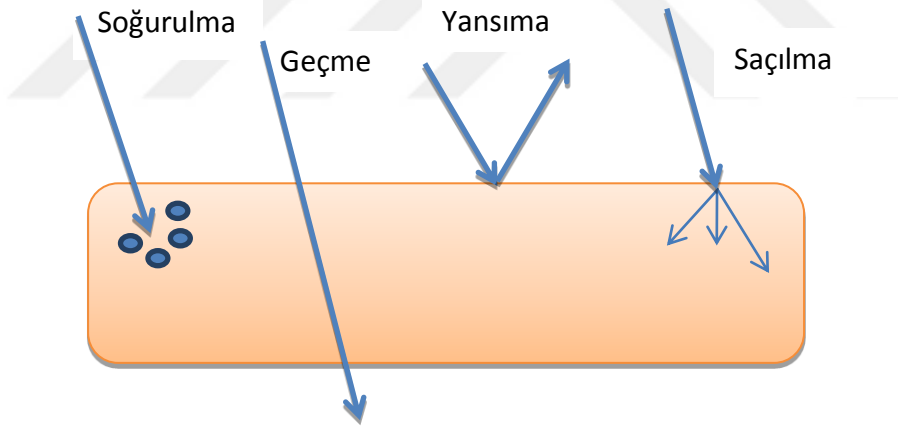
Doku ile çalışmada operasyon modunun farklı etkilerinden yararlanılmaktadır. Örneğin dentinde çalışılırken çok kısa zaman aralıklarında lazer uygulamak (Very Short Pulse, VSP) sinir uyarısının oluşmasını engellemekte ve anestezi gereksinimini ortadan kaldırmaktadır. Yumuşak dokularda daha düz kesi hattı yaratmak için uzun atım aralıkları tercih edilir (Very Long Pulse, VLP). Yumuşak dokuda sürekli dalga modunda çalışıldığında düzgün bir kesi elde edilebilmekte ancak manipülasyon yetersizliğine bağlı olarak temas süresi uzadığında karbonizasyon riski oluşmaktadır. Bu nedenle CO₂ gibi yüksek dalga boyunda ve sürekli moda çalışan lazerleri kullanırken manipülasyon ön plana çıkmaktadır.

Yeni CO₂ teknolojilerinde ‘ultra atımlı mod’ kullanılarak termal zarar riski azaltılmaktadır [41].

2.4.5. Lazer Işığının Dokudaki Etkileri

Değişik tipteki lazerler aynı doku üzerinde farklı etkiler gösterebilirler. Benzer şekilde bir lazer uygulandığı dokuya göre de farklı etkiler oluşturabilir. Bu nedenle her tip lazerin her uygulamada aynı etkiyi yaratmayacağı unutulmamalıdır [42].

Lazer ışığı hedef dokunun optik özelliklerine bağlı olarak dokuda dört farklı etki göstermektedir. Dişsel yapılar karmaşık bir yapıya sahip olduğundan bu dört etkinin tümünü farklı oranlarda görmek mümkün olmaktadır. Doku üzerine düşen bir lazer ışını hem yüzeyde hem de dokunun derinliklerinde yayılmaktadır. Bu ışının ne kadarının doku tarafından **soğurulacağı (absorption)** veya **geçirileceği (transmission)**, ne kadarının **yüzeyden yansıtacağı (reflection)**, ne oranda **ortamda dağıtılacağı (scattering)** ışının dalga boyuna ve dokunun fiziksel ve optik özelliklerine bağlı olarak değişmektedir (Şekil 2-9) [42].



Şekil 2-9. Lazer ışığının dokudaki etkileri

2.4.5.1. Soğurulma (Absorbsiyon)

Lazer ışığının esas etkisi hedef dokunun lazer ışığını soğurması ile ortaya çıkmaktadır. Doku tarafından soğurulan enerjinin miktarı pigmentasyon derecesi, su içeriği, doku kalınlığı, yüzey ıslaklığı gibi doku özelliklerinin yanısıra lazerin dalga boyu ve salınım moduna, temaslı ya da temassız çalışılmasına, lazer ışığının doku ile yaptığı açıya da bağlıdır [49].

Belirli bir dalga boyuna sahip lazer ışığını soğurma özelliğine sahip doku bileşenleri kromofor olarak isimlendirilmektedir. Ağız dokuları hemoglobin, melanin ya da diğer renk verici proteinler ile hidroksiapatit ve su gibi kromoforlardan bir ya da birkaçını içermektedirler [42, 49].

Dokuya oksijen taşıyan hemoglobin molekülü kırmızı dalga boylarını yansıtma özelliği ile arter kanının kırmızı rengini vermektedir. Hemoglobin mavi ve yeşil dalga boyları tarafından ise soğurulmaktadır. Daha az hemoglobin içeren venöz kan ise kırmızı ışığı daha fazla soğurduğundan arter kanına göre daha koyu bir renk almaktadır. Deriye rengini veren melanin pigmenti kısa dalga boyları tarafından güçlü bir şekilde soğurulmaktadır. Su molekülleri ise değişik dalga boylarında değişik derecelerde soğurulma özelliğine sahiptir [42, 49].

Dişsel yapılar ağırlık olarak farklı miktarlarda su içermektedirler. En az su içeren en çok su içeren yapıya göre bir sınıflandırma yapılacak olursa mine (%2 – 3), dentin, kemik, diştışı, çürük ve yumuşak doku (%70) şeklinde bir sıralama ortaya çıkar. Hidroksiapatit diş sert dokularının ana yapısı olup dalga boyuna bağlı olarak geniş bir soğurulma aralığına sahiptir [42].

Genellikle kısa dalga boyları (500 nm – 1.000 nm) pigmente dokular ve kan elemanları tarafından soğurulmaktadır. Argon (488 – 514 nm) hemoglobin tarafından soğurulur. Diyod (800 – 980 nm) ve Nd:YAG (1.064 nm) lazerler melanine karşı yüksek bir afinite gösterirken hemoglobin ile daha az etkileşime girerler. Daha uzun dalga boyları su ve hidroksiapatit ile daha çok etkileşim içindedirler. Suyun en yüksek absorpsiyon miktarı 3000 nm'nin biraz altındadır ve bu da Er:YAG lazerin dalga boyuna denk düşmektedir. Erbiyum hidroksiapatit tarafından da iyi soğurulur. 10.600 nm'lik CO₂ lazer su tarafından iyi soğurulur ve diş dokularına en büyük afiniteye sahiptir [46]. Özetle su ve hidroksiapatitin soğurma tepe noktalarının Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve CO₂ lazerlerin dalga boyları ile çakışmasından dolayı sert dokularda bu lazer tiplerinin kullanımı tercih edilmektedir [42, 49].

2.4.5.2. Geçme (Transmission)

Hedef dokuya hiçbir etkide bulunmadan soğurulmanın tersine lazer enerjisinin direkt olarak dokudan iletilmesidir. Bu etki büyük oranda lazer ışığının dalga boyuna bağlıdır.

Örneğin argon, diyod ve Nd:YAG lazer gibi kısa dalga boyuna sahip lazerler su molekülleri tarafından soğurulmazlar ve doğrudan geçerek daha derinlere penetre olurlar. Erbiyum ve CO₂ lazerler ise dokunun sıvı içeriği tarafından kolaylıkla soğurulduklarından komşu dokulara çok az enerji geçişi gerçekleşir. Lazer ışınının odaklanma derinliği hareketin hızı ve gücün yoğunluğuna göre değişmektedir. Erbiyum lazerler yaklaşık 0,01 mm olan absorpsiyon derinlikleri ile genellikle dokunun üst yüzeylerinde etki göstermektedirler. 800 nm diyod lazerler dokuda 100 mm derinliğe kadar inebilmektedirler. Diyod ve Nd:YAG lazerler gözün lens, iris ve kornea bölgelerini doğrudan geçerek daha derinde yer alan retina tabakası tarafından soğurulmaktadır [42, 44].

2.4.5.3. Yansıma (Reflection)

Bir diğer etki şekli olan yansıma lazer ışınının hedef dokuda hiçbir etki yaratmadan yüzeyden geldiği yönde yansımasını ifade etmektedir. Çürük tanısında kullanılan lazer cihazları farklı derecelerde yıkım gösteren diş dokularından yansıyan ışığı ölçmektedirler. Yansıyan ışık dar bir ışın demeti içinde kollimasyonu sağlayabileceği gibi daha difüze de olabilir [42]. Yansımanın meydana gelmesi, dokuya iletilmesi hedeflenen enerjinin istenilen miktara ulaşamayacağı anlamına gelmektedir. Önemli bir miktarda ışık lazer uygulaması sırasında dokudan yansır. Yansıma miktarı temaslı lazerlerde temassız lazerlere göre daha azdır. Mineden yansıma, dentin ve dişetine göre daha fazladır [44].

2.4.5.4. Saçılma (Scattering)

Lazer ışığının doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması 'saçılma' olarak isimlendirilmektedir. Soğurulma ne kadar fazla olursa saçılma da o kadar az olmaktadır. Lazer ışığının saçılma etkisi oluşacak enerjinin etkisinin zayıflamasına ve buna bağlı olarak biyolojik olarak herhangi bir etki oluşturamamasına neden olmaktadır. Lazer ışınının saçılması cerrahi alana komşu dokulara ısı aktarımına neden olarak istenmeyen hasarlarla sonuçlanabilir. Ancak bu özellik ışının daha geniş alanlara dağılımının istendiği durumlarda örneğin kompozit rezinlerin sertleştirilmesinde avantaj sağlamaktadır [42, 50].

Belirli bir işlem için en uygun olan lazerin seçiminde hedef dokuda en az yansıma, saçılma ve geçme yapan, en fazla soğurulan dalga boyunun belirlenmesi gerekmektedir. Su tarafından soğurulan lazer dalga boyları (CO₂, Er:YAG lazerler) yumuşak doku cerrahisi için uygundur ve penetrasyon derinlikleri çok azdır. Benzer şekilde hemoglobin tarafından

soğurulanlar vasküler doku ve lezyonlar için daha uygun olmaktadır. Argon lazer dalga boyları, kompozit rezinler tarafından soğurulurken, hem su hem hidroksiapatit tarafından soğurulan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler sert dokuda kullanım için uygundur [47]. Birden çok ortam tarafından soğurulan dalga boyuna sahip lazerler her dokuda değişik bir etki meydana getirebilmektedir. Buna ek olarak vasküler lezyonlarda derin bir hemostaz istenildiğinde, lazerin bir miktar transmisyon yapması da arzulanan bir özelliktir. [51].

2.4.6. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri

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

2.4.6.1. Lazerin Foto – Kimyasal Etkileri

Foto – kimyasal etki lazer ışığının herhangi bir termal etki olmaksızın uygulandıkları yüzeyde ve hedef dokuda oluşturduğu değişikliklerdir. Lazer ışığı fotokimyasal etki ile kimyasal reaksiyonları (kompozit reçinelerin sertleşmesi gibi) tetikleyebilmekte ya da kimyasal bağları (tümör hücrelerinin yok edilmesinde kullanılan ışığa duyarlı ilaçlara lazer ışınlarının gönderilmesi şeklindeki fotodinamik tedavi örneğinde olduğu gibi) çözebilir [39, 42].

2.4.6.2. Lazerin Foto – Mekanik ve Foto – Elektrik Etkileri

Fotomekanik ve fotoelektriksel etkiler çok kısa ve yüksek enerji yoğunluğuna sahip atımlarla dokuda oluşturulan ve termal olmayan etkilerdir. Bu etkiler sonucunda çok yüksek ve kısa süreli foton enerjisi titreşimsel kinetik enerjiye çevrilir. Bu şekilde şok dalgaları ile moleküler ve atomik bağlar kopararak ya da son derece hızlı bir ısınma ile enerjiyi soğuran hedef dokuda faz değişikliği (plazma formasyonu) yaratılarak, doku uzaklaştırılabilir. Fotomekanik etkiler, mekanik şok dalgaları sonucu oluşan hızlı termal genişleme (photoablation) ya da optik geri kırılmalar (photodisruption) olarak belirtilirken; fotoelektriksel etki, elektriksel şarjla doku çıkarılması (photoplasmolysis) olarak tanımlanır [49].

2.4.6.3. Lazerin Foto – Termal Etkileri

Işık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak tanımlanan foto – termal etki lazer enerjisinin temel etkisini oluşturmaktadır. Lazer enerjisinin dokudaki ısı etkisi sıcaklık yükselmesinin miktarına ve bu sıcaklık artışının hücre içi/hücreler arası suda oluşturduğu reaksiyonlara bağlıdır. Isı artışının dokudaki etkisi çalışılan alanın soğutulması ve çevre dokuların ısıyı dağıtma yetenekleri ile de ilişkilidir. Ayrıca salınım modu, güç yoğunluğu ve uygulama süresi gibi lazer parametreleri de etkili olmaktadır [42].

Lazer enerjisinin doku tarafından soğurulması ile ısı artışı gerçekleşmektedir. Bu durum dokuda bazı değişikliklere ya da bozulmalara yol açmaktadır [42].

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

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

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

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

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

Karbonizasyon: Eğer sıcaklık 200°C'ye kadar çıkacak olursa doku dehidrate olur ve ortamda hava varsa yanar. Son ürün olan karbon tüm dalga boylarını soğurabilir özelliktedir [42].

Günümüzde sert doku uygulamalarında kullanılan lazer sistemlerinin temel etki mekanizmasını termal ablasyon oluşturmaktadır. Termal ablasyonda lazer enerjisinin uygulandığı doku tarafından soğurulması hedeflenmekte ve belirli bir seviyeye kadar artan ısı ile hedef dokunun uzaklaştırılması sağlanmaktadır [52]. Bu nedenle ablasyonun etkinliğinde ve kalitesinde hem dokuya ait özellikler hem de lazer ışığının özellikleri belirleyici olmaktadır. Dokuya ait özellikler; soğurma katsayısı (α), doku yüzeyinin yansıtıcılığı (R), dokunun absorbe edici bileşenlerinin özgül ısı kapasiteleri, doku içinde ısının iletim kapasitesi (ısı iletim κ) ve doku içerisindeki suyun dağılım oranları olarak belirtilmektedir. Lazer ışığının özellikleri ise dalga boyu (λ), atım enerjisi (E_p), atım süresi, temporal demet profili (atım şekli) ve uzaysal demet profili (TEM modları) ile ifade edilmektedir. Dokuya ait özelliklerde herhangi bir değişiklik oluşturmak mümkün değil iken lazer ışığı ile ilgili özellikler kontrol edilebilmektedir. Tüm bu faktörlere ek olarak uygulama süresi, su soğutması, uygulanan yüzeyde su katmanının kalınlığı ve lazer ışınının dokuya uzaklığı gibi uygulama süreci ile ilgili faktörler de etkili olmaktadır [52, 53].

2.4.7. Lazer Kullanım Parametreleri

Lazer sistemlerinde uygulama sonuçlarını etkileyebilecek anahtar parametreler bulunmaktadır. Bu parametreler dalga boyu, güç yoğunluğu, enerji yoğunluğu, atım frekansı, atım süresi, uygulama süresi, spot alanı ve lazer demet profili olarak sayılabilmektedir. Bu faktörlerden herhangi birinin değişmesi, lazer uygulamasının sonuçlarını da değiştirmektedir. Lazer kullanım parametreleri uygulanacak bölge ve kullanım amacına göre değişmektedir. Mine, dentin, sement ve dişeti için farklı enerji seviyeleri etkili olmaktadır. Her hücrenin ve hücreler arası maddenin kendine özgü ışık kırma indeksi olması ışığın dokularda farklı yayılımını sağlamaktadır [39, 42, 47].

2.4.7.1. Dalga Boyu (nm)

Lazer ışığı uzayda hareket eden periyodik enerji dalgaları olarak düşünülebilir. Lazer ışın demetinde birbirini izleyen dalgaların doruk noktaları arasındaki fiziksel uzaklık dalga boyu olarak isimlendirilmektedir [54].

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

Lazer gücü, lazer tarafından oluşturulan enerji oranını belirtmektedir. 1 W lazer gücü 1 saniyede yayılan 1 Joule enerjiyi ifade etmektedir [54].

Güç yoğunluğu birim alanda bulunan foton yoğunluğu olarak tanımlanmaktadır. Foton yoğunluğu W ve cm² cinsinden dairenin alanı kullanılarak ölçülmektedir [39].

Güç yoğunluğunu hesaplayabilmek için ışığın uygulandığı doku üzerinde oluşturduğu daire şeklindeki (spot) alanın bilinmesi gereklidir. Dairenin alanı ise $A = \pi r^2$ ($\pi=3,14$) formülünden hesaplanır [39].

Eğer lazerin çıkış gücü 10 W ve spot çapı 1 cm ise;

$$\text{Güç Yoğunluğu} = 10 / 3,14 \times (0,5)^2$$

$$= 10 / 0,79$$

=12,7 W/cm² olarak hesaplanır. Bu ortalama güç yoğunluğudur. Güç yoğunluğu dairenin merkezinde en yüksektir ve kenarlara gidildikçe sifira yaklaşır [39].

Lazer ortamından direkt çıkan lazer ışınının çapı geniş olduğundan hedef dokuda etkili olabilecek güç yoğunluğuna erişemez. Bu nedenle ışığın belirli bir dairesel alana odaklanmasını ve böylece gücün artırılmasını sağlamak için bir mercek kullanılmaktadır. Kullanılan bu mercekler lazer ışınının yönünde ya da doğrultusunda herhangi bir değişiklik yapmazlar yalnızca spot alanını küçülterek güç yoğunluğunu artırırılar [39].

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

Çok kısa süreli atımlarda ortalama güç (W) yerine atım başına düşen enerji miktarını (J) kullanmak daha pratik olmaktadır. Enerji gerçekleştirilen iş ya da belli bir zaman süresinde uygulanan güçtür. Enerji birimi joule'dür (J) ve güç ile zamanın çarpımına eşittir. Birçok atımlı lazer, atım başına 1 J'den çok daha az enerji verir. Bu nedenle milijoule birimi kullanılır [39, 54].

Güç yoğunluğuna benzeyen enerji yoğunluğu (fluens) birim alandaki enerji miktarı ile ifade edilmektedir. Bir diğer ifade ile enerji yoğunluğu belirli bir zaman sürecinde

uygulanan güç yoğunluğudur. Birçok lazerde enerji yoğunluğu mJ/cm^2 olarak ifade edilir [39]. Lazer kullanıcısı için enerji yoğunluğu çok yararlı bir parametredir; çünkü lazerin oluşturacağı klinik etkiyi saptamak için spot çapını göz önünde bulundurma gereksinimini ortadan kaldırır. Örneğin, enerji yoğunluğu 60 J/cm^2 tutulursa spot çapının 6 ya da 8 mm olması ile klinik etki aynı olacaktır [54].

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

2.4.7.4. Frekans

Bir olayın birim zamandaki tekrar sayısı frekans olarak tanımlanmaktadır. Tüm dalgalar belli bir frekansa sahiptir. Frekans, bir saniyede belli bir noktadan geçen dalgaların sayısıdır. Lazer cihazlarında ise frekans dalgayı oluşturan titreşimin saniyede kaç defa olduğunu belirtmektedir. Bir başka ifade ile lazer ışınının saniyedeki atım sayısıdır. Örneğin bir saniyede 10 atım, 10 Hz olarak birimlendirilir. Bir dalganın frekansı ve dalga boyu arasında bir ilişki bulunmaktadır. Dalga boyu arttıkça frekans azalır. Uzun dalgalar düşük bir frekansa, kısa dalgalar ise yüksek bir frekansa sahiptir. Frekansın birimi Hertzdir. Saniyedeki atım sayısı “Pulse per second” (Pps) da aynı anlamda kullanılmaktadır. Frekans aralığı geniş olan bir lazer kullanım açısından kolaylık sağlamaktadır [39, 42, 54].

2.4.7.5. Atım Devam Süresi (μs ya da ms)

Pulse aralığı, atım süresi ve atım genişliği, lazer atımının zamansal uzunluğunu (lazerin enerji yayma süresini) belirtmede kullanılan eşanlamlı terimlerdir. Kısaca lazer enerjisinin dokuya ne kadar zaman boyunca iletildiğini belirtmektedirler [54].

2.4.7.6. Maksimum Atım Gücü ($\text{W}/\mu\text{s}$)

Tek bir lazer atımının sahip olduğu en yüksek güç olarak tanımlanır [54].

2.4.7.7. Spot Çapı (mm)

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

şekli belirlemektedir. Odak noktasından uzaklaştıkça ışın dağılmaya ve güç yoğunluğu azalmaya başlar. Fokus ve defokus terimleri lazer ile çalışma sırasında odak noktasının hedef dokudaki konumunu ifade etmektedirler. Odak noktası doku yüzeyinde kalıyor ise **fokus mod**, doku yüzeyine ulaşmadan üst kısımlarda kalıyor ise **defokus mod** ve odak noktası dokunun derinliklerine düşüyor ise **prefokus mod** olarak isimlendirilmektedir. Lazer ile çalışılırken fokus bölgesi dokuya iletilen enerjinin en yüksek olduğu uzaklığı simgeler. Defokus bölgesi ise dokudan daha uzak bir mesafede çalışıldığında oluşur ve daha az soğurulma meydana gelir. Dokuda her zaman fokus ya da defokus modda çalışmak gerekmektedir. Prefokus modda çalışma dokuda istenmeyen ısısal etkilere neden olabilmektedir. Her lazerde fokus defokus mod mesafesi farklıdır [39, 42].

2.4.8. Lazer Sistemlerinin Sınıflandırılması

Lazerler;

1. Kaynağındaki aktif maddesine göre;

a. Katı maddeler içeren lazerler:

o Er:YAG (2.940 nm)

o Er,Cr:YSGG (2.780 nm)

o Ho:YAG (2.100 nm)

o Nd:YAG (1.064 nm)

o Alexandrite (720 – 780 nm)

o Ruby (694,3 nm)

b. Gazlar içeren lazerler:

o CO₂ (10.600 nm)

o He – Ne (632,8 nm)

o Ar / Krypton (457 – 528 nm)

o Excimer

c. Sıvı Lazerler:

o Boya (çeşitli) (VIS)

d. Yarı iletken çubuklar içeren lazerler:

o Diyod Lazerler (infrared – IR)

2. Lazer ışığının hareketine göre;

a. Sürekli ışık verenler (Continuous)

b. Atımlı ışık verenler (Pulsed)

c. Kesikli ışık verenler (Chopped)

3. Lazer ışığının dalga boyuna göre;

a. Mor ötesi (ultraviolet – UV) spektrum (140 – 400 nm).

b. Görünür (visual – VIS) spektrum (400 – 700 nm).

c. Kızıl ötesi (infrared – IR) spektrum (700 nm ve üstü).

4. Kullanım alanlarına göre;

Tip I lazerler – Argon (rezin polimerizasyonu/diş beyazlatma)

Tip II lazerler – Argon (rezin polimerizasyonu/diş beyazlatma ve yumuşak doku lazeri)

Tip III lazerler – Nd:YAG, CO₂, Diyod (yumuşak doku lazeri)

Tip IV lazerler – Er:YAG (sert doku lazeri)

Tip V lazerler – Er,Cr:YSGG (sert doku/yumuşak doku/diş beyazlatma)

5. Lazer ışığının uygulanış şekline göre;

a.Temaslı

b.Temassız

olarak sınıflanabilirler [55, 56].

2.4.9. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Son yıllarda tıp ve diş hekimliği alanlarında birçok rahatsızlığın tedavisinde lazer uygulamaları ilgi uyandırmaktadır. Farklı alanlarda kullanılmak üzere birçok lazer sistemi geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin bazı özellikleri olmalıdır. Bunlar:

- Birden fazla hekimin kullandığı durumlarda sistemin taşınabilir olması
- Kullanım rahatlığı için hafif ve düşük kütleli el aleti
- Kullanım kolaylığı
- Kontrollü ve iyi odaklanmış ışın
- Ağzın her köşesinde rahat çalışılabilme kolaylığı
- Hastaya temas eden kısımların steril edilebilmesi
- Sistemin ucuz ve zaman almayacak şekilde uygulanabilmesidir [57].

Lazerlerin diş hekimliği alanındaki ilk kullanımı 1964 yılında demineralizasyona karşı mine direncini arttırmak amacıyla çürük oluşumunun engellenmesinde kullanılmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları 488 nm ile 10.600 nm arasında değişmektedir. Öncelikli olarak kullanılan aktif ortamlarında bulunan maddelere göre adlandırılmış olan lazerler; argon, CO₂, diyod, neodmiyum katkılı yitrium alüminum garnet (Nd:YAG), erbiyum lazerlerden olan erbiyum katkılı yitrium alüminum garnet (Er:YAG) ve erbiyum ve krom kaplı yitrium, scandium, gallium, garnet (Er,Cr:YSGG) lazerlerdir.

2.4.9.1. Argon lazer

Aktif ortamında argon gazı bulunan ve yüksek akımlı bir elektrik sistemi ile çalışan bu lazer sistemi, ışığı görünür spektrumda bulunan tek cerrahi lazerdir. Diş hekimliğinde biri mavi renkte 488 nm dalga boyunda, diğeri mavi yeşil renkte 515 nm dalga boyunda iki salınım modu kullanılmaktadır. Kompozit restoratif materyallerin polimerizasyonunun başlatıcı ajanı olan kamforokinonu aktive edici özelliğe sahiptir. Argon lazer ayrıca ışıkla aktive olan beyazlatma jelleri ve ölçü materyallerinde de kullanılmaktadır [42].

Aynı zamanda argon lazerler ile dişetinin estetik açıdan şekillendirilmesi, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi gibi çok sayıda yumuşak doku işlemleri yapılabilmektedir. Bu lazerlerin en önemli avantajı hemoglobun moleküllerinde maksimum absorpsiyon göstererek çok iyi bir hemostaz sağlamasıdır [58].

2.4.9.2. CO₂ lazer

Dalga boyu 10.600 nm olan CO₂ lazer ışını gözle görülebilir olmadığından uygulama sırasında hedeflenen alanı belirleyebilmek için rehber ışık olarak He – Ne lazer sistemi katılmıştır [56]. CO₂ lazerle ilk oral uygulama 1977’de Lenz ve ark. tarafından yapılmıştır. Termal etkileri nedeniyle birçok vakada anestezi yapılma ihtiyacı olmuştur. 1987 yılında FDA CO₂ lazerin kullanılabilirliğine açıklık getirmiştir. CO₂ lazerin yumuşak dokuları kesmede etkili olduğu görülmüştür. Fakat mine, dentin ve kemik gibi sert dokuları kesmede etkin olmaması nedeniyle araştırmacılar bu sert dokularda ısı oluşturmadan kesi yapabilmeye yönelik çalışmalara yönelmiştir. Ayrıca CO₂ lazerin fototermal etkileri de vardır [34].

CO₂ lazerler aşağıdaki uygulamalar da dahil birçok yumuşak doku işlemlerinde kullanılabilir [59]:

- Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu
- Dişetin estetik olarak şekillendirilmesi
- Oral ülserlerin tedavisi
- Frenektomi ve gingivektomi
- Periodontal rejeneratif işlemler sırasında gingival dokuların depitelizasyonu

Yumuşak doku işlemlerinde mükemmel bir şekilde hemostaz sağladığı için hekime temiz bir çalışma alanı ve işlem sonrası alanın net bir şekilde değerlendirilebilmesini sağlar. İşlem sonrası ağrı genelde hiç oluşmaz ya da çok azdır [58].

Yara iyileşmesinin daha uzun sürmesi ve lazer ucunun dokuya temas etmeyecek şekilde kullanılması gerektiği için dokunma hissinin kaybı gibi dezavantajları vardır [60]. Diş hekimleri CO₂ lazer ile uygulama yaptıkları bölgede işlemden sonra birkaç gün içerisinde kaybolan, karbon kalıntılarının neden olduğu siyah/kahverengi görünüm hakkında bilgi sahibi olmalıdır. Operasyon alanı 10 – 14 gün içerisinde doğal ve sağlıklı görünümüne dönmektedir [58].

2.4.9.3. Diyod lazer

Diyod lazerler yarı iletken lazerlerdir ve elektrik enerjisini ışık enerjisine çevirmek için gallium (Ga), arsenid (Ar) ve diğer elementler olan alüminyum (Al) ve indium (İn) ile kombine olarak kullanılmaktadır. Dalga boyu 800 – 900 nm'dir. Sürekli dalgalı veya atımlı modda kullanılır. Fiber optik taşıma sistemi ile ışın taşınır. Suda az olarak absorbe edilir. Fakat hemoglobin ve diğer pigmentlerde çok daha fazla absorbe edilir. Diyod lazerler dış sert dokusuna uygulanamadığı ancak yumuşak doku cerrahisi için mükemmel olduğu yapılan araştırmalarda görülmüştür [61]. Diyod lazerler;

- Dişetin estetik olarak şekillendirilmesi
- Oral ülserlerin tedavisi
- Frenektomi ve gingivektomi işlemlerinde kullanılmaktadır [58].

Diyod lazerler monositlerin inflamatuvar fonksiyonlarını ve endotelial hücrelerin adezyonunu etkilememektedir. Fakat fotosensitizer varlığında bazı mikroorganizmaları ortadan kaldırdığı gibi renkli fotosensitizer varlığında mantarlarda da etkili olmaktadır. Son olarak düşük doz uygulamalarında ise fibroblastların proliferasyonunu stimüle etmektedir [58].

2.4.9.4. Nd:YAG lazer

Nd:YAG lazer neodymium katkıli yitrium, alüminum, garnet kristallerinden oluşan bir katı hal lazeridir. Dalga boyu 1.064 nm olan bu lazerler yüksek şiddette nabız şeklinde ışın oluştururlar. Bu lazer sisteminde de rehber ışık olarak He – Ne lazeri kullanılmaktadır. Nd:YAG lazerin en önemli özellikleri ince fiber optik kablolardan geçebilmesi, temaslı modda çalışabilmesi ve melanin pigmenti içeren koyu renkli dokular ile hemoglobin tarafından yüksek derecede absorbe edilebilmesidir. Bu nedenle uygulanımı sırasında bazen doku yüzeylerine koyu renkli ya da siyah absorban bir madde sürülebilmektedir [56].

CO₂ ve Er:YAG lazerin aksine sudan %90 oranında geçebilmektedir. Su içerisinde 60 mm derinliğe kadar penetre olabilir. Fototermal etkisi nedeniyle lazer uygulanan alanda ince bir koagülasyon tabakası oluşur. Nd:YAG lazerin dış sert dokuları tarafından emilimi oldukça azdır. Bu da yumuşak doku cerrahisi sırasında komşu sert dokulara zarar vermeden güvenli bir şekilde çalışma olanağı sağlamaktadır [56, 61].

Defokus modda temassız çalışıldığında milimetrelerce derinliklere penetre olabildiğinden hemostazın sağlanmasında, aftöz ülserlerin tedavisinde ya da pulpanın analjezisinde kullanılabilirler [56].

Nd:YAG lazer endodontide kök kanalının sterilizasyonunda, konservatif tedavide Er:YAG ve Er,Cr:YSGG kadar etkili olmasa da yeni başlayan çürüklerin tedavisinde, periodontolojide granülasyon dokusunun uzaklaştırılmasında ve dişeti ceplerinin dezenfeksiyonunda, aftöz lezyonların tedavisinde, gingivektomi, gingivoplasti, frenektomi işlemlerinde ve piyojenik granülom ile hemangiomanın eksizyonel biyopsisinde kullanılabilir [56, 58].

2.4.9.5. Er:YAG lazer

Er:YAG lazer erbiyum katkılı yitrium, alüminum, garnet kristallerinden oluşan bir katı hal lazerdir. Dalga boyu 2.940 nm olan bu lazerler atımlı modda çalışır. Er:YAG lazer;

- Çürük dokunun uzaklaştırılması
- Dentin ve mine dokusunda kavite preparasyonu
- Kök kanallarının şekillendirilmesi [58]
- Mine pürüzlendirmesi gibi hidroksiapatit ve suyun yoğun olduğu sement ve kemik dokusunda da çok sayıda uygulaması vardır.

Er:YAG lazerler boş tüp, eklemli kol ya da su içermeyen cam fiberler ile operasyon alanına iletilir. Tüm dental işlemler hava ve su soğutması altında gerçekleştirilmektedir [56].

Suda absorpsiyonu çok yüksektir. Absorpsiyon katsayısı CO₂ lazerlerden 10.000, Nd:YAG lazerlerden 15.000 – 20.000 kat fazladır. Suda yüksek absorpsiyonu sayesinde çevre dokularda minimal termal hasar oluşturur. Yalnızca suya değil aynı zamanda hidroksiapatite karşı da yüksek afinite gösterir. Hem yumuşak hem sert dokuda kullanım için uygundur. FDA, 1997 yılında kavite preparasyonu gibi sert doku tedavilerinde, 1999 yılında sulkuler debridman ve yumuşak doku cerrahisinde, 2004 yılında ise kemik cerrahisinde kullanımını kabul etmiştir [62]. Erbiyum lazerler yumuşak dokuda da kullanılır fakat hemostatik yetenekleri sınırlıdır. En büyük avantajı dişetine yakın çürükleri temizlerken yumuşak dokuyu yeniden şekillendirmesidir [34].

2.4.9.6. Er,Cr:YSGG lazer

Erbiyum,Cr:YSGG lazer aktif ortamında erbiyum ve krom ile kaplanmış yitrium, scandium, gallium, garnet kristalleri içeren bir katı hal lazeridir. Dalga boyu 2.780 nm olan Er,Cr:YSGG lazerler sadece fiber optik kablolar ile operasyon alanına iletilmektedir [56]. Er:YAG lazerler ile benzer özellikler taşırlar. Suya ve hidroksiapatite karşı yüksek afinite gösterirler. Er:YAG lazerler ile kıyaslandığında hidroksiapatitte %20, suda ise %50 daha az absorpsiyon gösterirler. Kullanım alanları da Er:YAG lazerler ile aynıdır [63].

2.4.9.7. Xrunner

Xrunner, Er:YAG lazerin temassız el aletine benzemektedir. Xrunner lazerin dokunmatik ekranında aşağıda belirtilen özellikler değiştirilebilmektedir (Şekil 2-10):

- Tedavi alanının şekli (dairesel, dikdörtgen veya altıgen)
- Tedavi alanının büyüklüğü (dikdörtgenin genişliği ve yüksekliği ile daire ve altıgenin çapı)
- Tarama sayısı (istenen ablasyon derinliğine ulaşabilmek için)
- Taramalar arasında bekleme süresi



Şekil 2-10. Xrunner lazer cihazının ekranı

Enerji, frekans, mod ve hava/su oranları gibi geleneksel lazer sistemlerinde bulunan özellikleri ayarlanabilir. Dikdörtgen şeklin kenarlarında biri azaltılarak lazer aleti hareket ettirilmeden endodontik cerrahilerde kök ucunda veya yumuşak dokuda düz bir kesi yapılabilir.

2.4.10. Lazerlerin Mine Dokusunda Yarattığı Etkiler

Lazerlerin ilk defa diş hekimliği alanında kullanılmaya başlandığı 1964 yılında lazerlerin kullanım amacı minenin fizikokimyasal yapısını değiştirerek demineralizasyona direncini arttırmak ve çürük oluşumunu engellemek olmuştur [64].

Diş sert dokularının lazer ile tedavisinde ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşerek dokuların uzaklaştırılması prensibi vardır. Uygulanan lazerin tipine ve enerjisine bağlı olarak değişebilen 10 – 20 µm derinliğinde bir alanda mine dokusunda termal etkiler oluşabilmektedir. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, lazer enerjisinin hidroksiapatit kristalleri içindeki hidroksil grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri tarafından soğurulması sonucu mineral yapının içindeki suyun buharlaşması ve mikropatlamalar sonucu oluşur. CO₂ lazer ile yapılan çalışmalarda 9,32 µm derinliğinde yüzey düzensizliği, 10,59 µm derinliğinde ise camsı yüzey oluşmaktadır [57].

Lazer enerjisi apatit kristali içindeki hidroksil grubu ile etkileşerek dişin kristal yapılarına bağlı olan su tanecikleri tarafından soğurulur. Mineral yapının içerisindeki suyun buharlaşması ile hacim artışı meydana gelir ve mikropatlamalar oluşur. Ablasyon olarak isimlendirilen bu işlem ile hedef yüzeyden mekanik ve travmatik şekilde dokunun uzaklaşması sağlanır. Gücün artırılması ile ablasyon süreci hızlanır, termal yan etkileri azalır ancak mekanik yan etkilerde artış gözlenir. Örneğin Er:YAG lazerlerde atımların boyu kısaltıldıkça ablasyon için daha az enerji yoğunluğu gerekmektedir [56].

Er:YAG lazerlerde farklı atım sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak farklı ablasyon tipi bulunur [65]:

- Soğuk ablasyon: Yüksek enerji, kısa atım sürelerinde ve yüksek hızda gerçekleşen ablasyon tipine denir. Tüm lazer enerjisi soğuk ablasyonda kullanılır. Soğuk ablasyon denilmesinin nedeni lazer enerjisinin neden olduğu ısı artışı ablasyon derinliği miktarınca sınırlı kalmaktadır.

- Orta derecede ve Sıcak ablasyon: Enerjinin düşürülmesi ve uzun atım sürelerinin kullanılması dolaylı yoldan ısı artışına uğrayan dokunun kalınlaşmasına neden olur. Bu iki ablasyon tipinde de termel etkiler daha belirgin olur ve ablasyon etkinliği anlamlı derecede

azalır. Eğer ablasyon eşiğininin de altında kalan düşük enerji uygulaması yapılırsa ablasyon olayı gerçekleşmemektedir.

Mine veya dentin yüzeyinin lazer ile pürüzlendirilmesi, adezyon için uygun bir ortam olan pürüzlü yüzey ve açık dentin tübülleri oluşturmaktadır [66]. Diş sert dokularına lazer uygulaması; kalsiyum – fosfat oranının değiştirilmesi, fosfat – karbonat mineral yapı oranını azaltılması, su ve organik yapıların uzaklaştırılması gibi mekanizmalarla gerçekleşir. Bu mekanizmaların sonucunda daha stabil ve asidik ortamda daha az çözünen doku oluşarak çürük oluşumu riski azaltılmış olur [67]. Ayrıca lazer ile pürüzlendirme işleminin serbest iyonların sıkıştığı mikroaralıkların remineralizasyonuna katkı sağlayabileceği bildirilmiştir [68].

Çürük oluşumuna dirençli mine yüzeyinin elde edilmesi ortodontik tedavi sürecinde sağlayacağı katkılar nedeniyle diş sert dokularına pürüzlendirme amacıyla lazer uygulaması önem kazanmaktadır.

2.4.11. Termal Siklus

Yemek, içmek ve nefes almak gibi fizyolojik fonksiyonlar ağız içinde ısı değişikliklerine sebep olur. Bu yüzden dental restoratif materyaller ısı ve pH değişikliklerine maruz kalmaktadır [69, 70].

Örnek olarak; bir dondurmanın ısısı 0°C ye yakınken, sıcak bir çorbanın ısısı 60°C'ye ulaşabilir. Diğer taraftan yeme, içme kişiden kişiye farklılık gösteren alışkanlıklar olup ağzın her bölgesinde eşit sıcaklık değişimine sebep olması beklenemez [71]. Ağızdan nefes alınmadığında ağzın normal sıcaklığı $35,2 \pm 2,1^{\circ}\text{C}$ olarak ölçülmüştür [72, 73].

2003 yılında bildirilen ISO TR 11450 standardına göre, sıcaklığı 5°C ve 55°C olan su banyoları içerisine örneklerin 500 kez daldırılması şeklinde uygulanan termal siklus uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir. 10.000 termal siklusun yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık geldiği yayınlanan bir derlemede belirtilmiştir [70]. Bu derlemenin bulgularıyla karşılaştırıldığında ISO standardının önerdiği 500 siklus uzun dönem termal etkilerin taklit edilmesinde yetersiz kalabilir [73].

Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi iki şekilde olabilir:

1- Sıcak su, kollajenlerin hidrolizini çabuklaştırabilir ve yetersiz polimerize olmuş olan rezin oligomerlerin ortamdaki uzaklaşmasına neden olabilir [74].

2- Restoratif materyallerin termal genişleme katsayısının mine ve dentine göre yüksek olması, diş ile biyomateryal ara yüzünde tekrarlanan genişleme ve büzülme streslerinin, marjinal boşluk ve mikrosızıntının artmasına neden olabilmektedir [25, 70, 73, 75].

2.4.12. Mine Yüzeyinin Topografik Olarak İncelenmesi

2.4.12.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, çizgisel tarama modeliyle işleyen yüksek enerjili elektronlarla örnek yüzeyini tarayarak görüntüler alan elektron mikroskobudur. Elektronlar, örnek yüzeyinin topografisini, içeriğini ve elektrik iletkenliği gibi diğer özellikler hakkında örnekten bilgi sağlayan atomlarla temas geçmektedir [76].

SEM tarafından üretilen sinyal tipleri; sekonder elektronları, geri saçılmış elektronları, karakteristik X ışınlarını ve ışığı (katod ışıldaması) içermektedir. Sekonder elektron detektörleri bütün SEM'lerde bulunur fakat bütün olası sinyaller için tek bir makinenin detektörlerinin olması nadirdir. Örnek yüzeyinde elektron ışınlarının atomlarla etkileşimleri sonucu sinyaller oluşmaktadır. 1 – 5 nm'den daha küçük boyuttaki detayları gösteren yüksek çözünürlüklü örnek yüzey görüntüleri SEM tarafından gözlenebilmektedir. Çok dar elektron ışınlarına sahip olmasından dolayı SEM, bir örneğin yüzey özelliklerinin tespitinde uygun olan 3 boyutlu görüntü sağlamadaki geniş bir alan derinliğine sahiptir [76].

SEM'de geleneksel görüntüleme için, örnekler elektriği geçirmeli ve yüzeydeki elektrik yükünün birikmesini engellemek için topraklanmış olması gerekir. Metal nesnelere SEM için az bir hazırlık yeterlidir. Yalıtkan örnekler elektron ışınıyla tarandığında yüklenmeye meyillidir ve tarama problemi ve görüntü artefaktlarıyla sonuçlanabilir. Elektriği geçiren çok ince bir tabaka (altın), düşük vakumlu püskürtücüyle ya da yüksek vakumlu buharlaştırıcıyla örnek üzerine püskürtülmektedir. Altın, altın/paladyum alaşımı, platinyum, tungsten, krom ve grafit gibi iletken materyaller örnekleri kaplamada kullanılabilir. Kaplama elektron ışınması sırasında statik elektrik yükünün birikmesine engel olacaktır [76].

SEM diş hekimliğinde, diş sert dokularının incelenmesinde sıklıkla kullanılır. Mine ve dentin yüzeylerinde asit ve lazer ile pürüzlendirme işlemlerinin meydana getirdikleri değişiklikler SEM ile net bir biçimde tespit edilebilir [77, 78].

2.4.12.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu Analizi (AKM)

AKM yüzey topografisini Angström (Å) mertebesinden 100 mikrona kadar ölçebilen bir yöntem olup çok hassas bir iğnenin yüzeyi taramasıyla atomlar arası kuvvetler nanonewton hassasiyetinde ölçülebilir. Bu teknik, atomik ve nanometrik ölçekte ölçülen yüzeyin özelliklerini haritalamak için örnek yüzeyine göre araştırma ucunun uzaysal konumunu kontrol etme yeteneği sağlayan piezoelektrik güç çeviricilerin kullanımını temel alır. Elektronik, telekomünikasyon, biyoloji, kimya, otomotiv, uzay – havacılık ve enerji gibi endüstrilerde kullanılmaktadır [79].

AKM sadece görüntü elde etmekle kalmaz aynı zamanda yüzey hakkında nicel bilgiler (boyut, kesit, pürüzlülük ve frekans) vermektedir. Görüntü alma mekanizmasına bağlı olarak boyamaya, dehidratasyona, ince filmle kaplamaya ve vakumlu bir ortama ihtiyacı yoktur. Bu yüzden mine rodları ve dentin tübülleri bu mikro yapılarla direk olarak karakterize edilebilir [79].

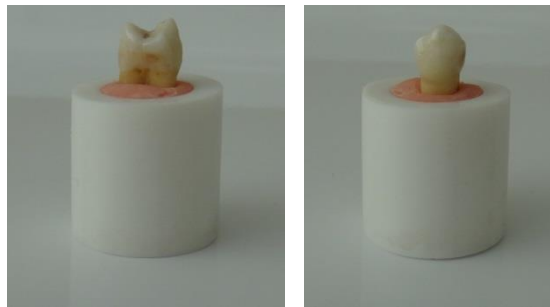
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada geleneksel adeziv sistemler, geleneksel erbiyum lazerler ile dijital olarak lazer uygulanacak alanın derinliği, genişliği ve şeklinin kontrol edilebildiği yeni Er:YAG lazer sisteminin ortodontik braket bağlanma değerleri ve işlem görmüş mine yüzeyinin özellikleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Çalışma Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Lazer Kliniği'nde ve Araştırma Laboratuvar'ında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Çalışmada Kullanılan Dişler

Çalışmamızda, 98 adet üst küçük azı dişi kullanıldı (Tablo 3-1). Küçük azı dişleri, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı'na tedavi amacıyla başvuran ve çapraşıklık nedeniyle üst küçük azı dişlerinin çekimi planlanan hastalardan elde edildi. Dişlerin seçiminde aşağıdaki kriterler göz önünde bulunduruldu:

- Dişin ortodontik amaçla çekilmiş olması.
- Çürük bulunmaması.
- Dolgu veya restorasyon içermemesi.
- Mine üzerinde kırık, çatlak veya davye izi olmaması.
- Florozisli olmaması.
- Dişlerin vestibül yüzeyinde malformasyon bulunmaması.



Şekil 3-1. Akrilik bloklara gömülmüş dişler

3.2. Dişlerin Saklama Koşulları

Dişlerin saklanması sırasında istenilen koşullar, minenin yapısının bozulmaması, kimyasal bir farklılaşma olmamasıdır. Dişler çekildikten hemen sonra, diş yüzeylerindeki yumuşak doku kalıntıları ve diş taşları periodontal küret yardımıyla temizlendi. İçerisinde distile su bulunan şişede karanlıkta ve oda sıcaklığında saklandı. Bakteri gelişimini önlemek amacıyla distile su haftada bir değiştirildi.

3.3. Akrilik Blokların Hazırlanması ve Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi

Dişler, braketler yapıştırıldıktan sonra, test cihazına taşınabilmeleri için otopolimerizan akrilikten oluşan bloklara gömüldü. Gömülecek dişler solüsyonun içerisinde çıkarıldıktan sonra su ile yıkanıp kurutuldu. Akrilik sıvısı ve tozu karıştırılıp, kalıp içerisine döküldükten sonra, dişler yer düzlemine dik olacak şekilde yerleştirildi. Dişlerin kuronlarına akrilik temas etmemesine dikkat edildi (Şekil 3-1). Akrilik bloklara gömülü olan dişler mine yüzeylerinin kurumaması için deney aşamasına kadar distile su içerisinde bekletildi.

3.4. Çalışmada Kullanılan Braket

Çalışmamızda Mini – Master serisinden (American Orthodontics, Sheboygan, ABD) 0,018 slot 80 adet üst küçük azı braketini (Şekil 3-2) kullanıldı. Braketin taban alanı, dijital kumpas yardımıyla 10,8 mm² olarak ölçüldü.



Şekil 3-2. Çalışmamızda kullanılan braket

3.5. Mine Yüzeyinin Pürüzlendirilmesinde Kullanılan Materyal ve Cihazlar

Mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinden önce dişlerin vestibül yüzeyleri pomza ile mikromotorun ucuna takılan lastik kap kullanılarak 20 sn. boyunca temizlendi. Dişler bu işlemin ardından 20 sn. boyunca basınçlı suyla yıkandı ve 15 sn. boyunca yağsız hava – su spreyi ile kurutuldu. Pürüzlendirme işlemine göre 96 adet üst küçük azı her grupta 24 adet örnek olacak şekilde 4 gruba ayrılmıştır:

1. Ortofosforik asit grubu

Kurutulan dişlerin vestibül yüzeylerine %37'lik konsantrasyona sahip ortofosforik asit içeren likit formda asit (Liquid Etchant, Reliance Orthodontic Products, Inc., Itasca, ABD) uygulandı (Şekil 3-3). Otuz sn. beklendikten sonra, asitlenen diş yüzeyleri 20 sn. boyunca yıkandı ve 15 sn. boyunca yağsız hava-su spreyi ile kurutuldu. Bu işlemin sonucunda mine yüzeyinde braket yapıştırılacak olan bölgede tebeşirimsi mat bir görüntü elde edildi.



Şekil 3-3. Çalışmamızda kullanılan ortofosforik asit

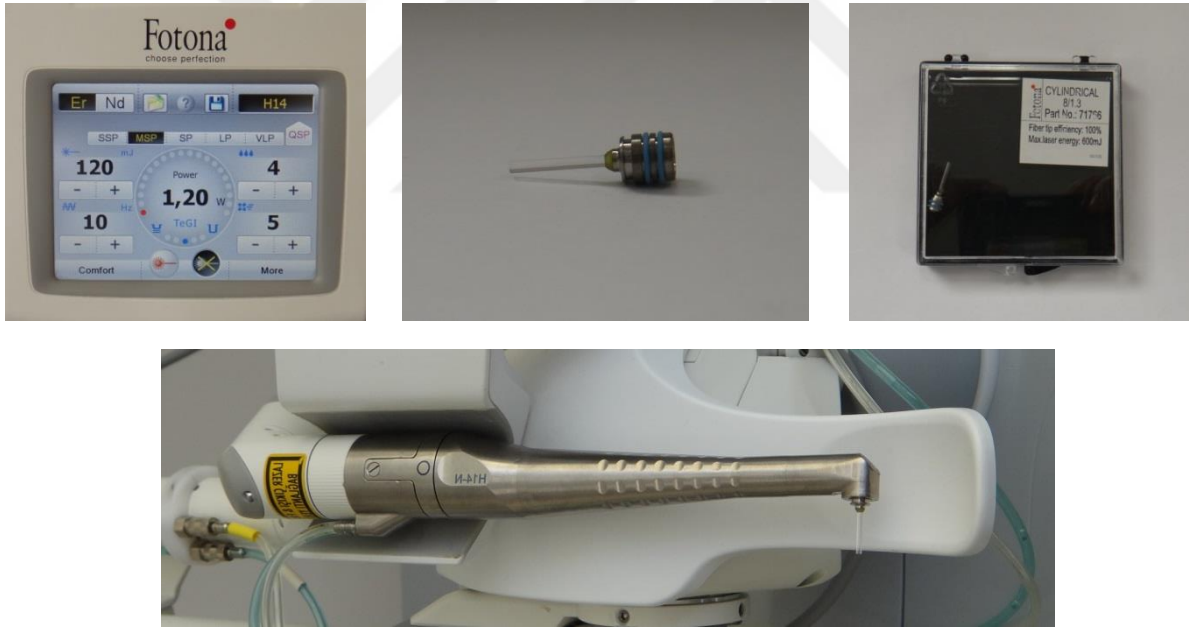
2. Er:YAG lazer grubu

Lazerle pürüzlendirilecek alan mine yüzeyinde işaretlendikten sonra Er:YAG lazer (LightWalker, Fotona, Slovenya) uygulandı. Cihazın başlığı diş yüzeyine dik olacak şekilde ve diş yüzeyinden 1 mm uzakta tutularak, temaslı modda hava ve suyla yaklaşık 15 sn. boyunca pürüzlendirilecek yüzey üzerinde gezdirildi. Cihazın gücü 1,2 W, dalga boyu 2.940 nm, pulsasyon enerjisi 120 mJ, pulsasyon sıklığı ise 10 Hz., %40 su, %50 hava oranlarında

olacak şekilde Medium Short Pulse modunda uygulandı. Şekil 3-4'te kullanılan lazer cihazı ve safir ucu görülmektedir.

3. Er,Cr:YSGG lazer grubu

Lazerle pürüzlendirilecek alan mine yüzeyinde işaretlendikten sonra Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase MD, Biolase technology Inc., CA, ABD) uygulandı. Cihazın lazer ucu MGG 6 (Waterlase MD, Biolase technology Inc., CA, ABD) olarak belirlendi ve cihazın kendi belirlediği parametreler ile mine yüzeyi pürüzlendirildi. Lazer cihazının gücü 2,25 W, dalga boyu 2.780 nm, pulsasyon enerjisi 45 mJ, pulsasyon sıklığı 50 Hz., %30 su, %60 hava oranlarında olacak şekilde kullanıldı Cihazın başlığı dış yüzeyine dik olacak şekilde ve dış yüzeyinden 1 mm uzakta tutularak, temaslı modda hava ve suyla yaklaşık 15 sn. boyunca pürüzlendirilecek yüzey üzerinde gezdirildi. Şekil 3-5'te kullanılan lazer cihazı ve safir ucu görülmektedir.



Şekil 3-4. Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazı, ucu ve parametreleri

4. Xrunner grubu ve Düzeneği

Literatürde Xrunner ile mine yüzeylerinin pürüzlendirilip braketlerin yapıştırıldığı vaka raporlarındaki [80-82] lazer kullanım parametreleri incelendi. Pilot çalışma için belirtilen parametreler ile birlikte belirlenen yeni parametreler kullanılarak pürüzlendirilmiş

mine yüzeylerinden SEM örnekleri alınıp braket bağlanma dayanım değerleri elde edildi. Pilot çalışmanın sonucunda uygun bulunan parametreler ile tez çalışmasına geçildi.

Lazerle pürüzlendirilecek alan mine yüzeyinde işaretlendikten sonra geleneksel lazer sistemlerinden farklı olarak yeni tanıtılan Er:YAG lazer uygulama sistemi; Xrunner sistemi (LightWalker, Fotona, Slovenya) uygulandı. Xrunner sisteminde diğer lazer sistemlerinden farklı olarak pürüzlendirilecek alanın boyutu ve şekli belirlenebilmektedir. Braket alanından



Şekil 3-5. Çalışmamızda kullanılan Er,Cr:YSGG lazer cihazı, ucu ve parametreleri

biraz büyük olacak şekilde (5mm x 5mm) dikdörtgen şeklinde tarama şekli ayarlandı. Bir diğer farkı ise tarama sayısının belirlenebilmesidir. Yüzeyin homojen bir şekilde pürüzlendirilmesi amaçlandığından tarama paterni 2 kere yatay, 2 kere dikey toplamda 4 tarama sayısı olacak şekilde belirlendi. Yüzey pürüzlendirilirken diğer lazer sistemlerinden farklı olarak süpürme hareketinin yapılmasına gerek duyulmadığı ve örnekler arasında fark



Şekil 3-6. Çalışmamızda kullanılan Xrunner lazer cihazı,düzeneği ve parametreleri

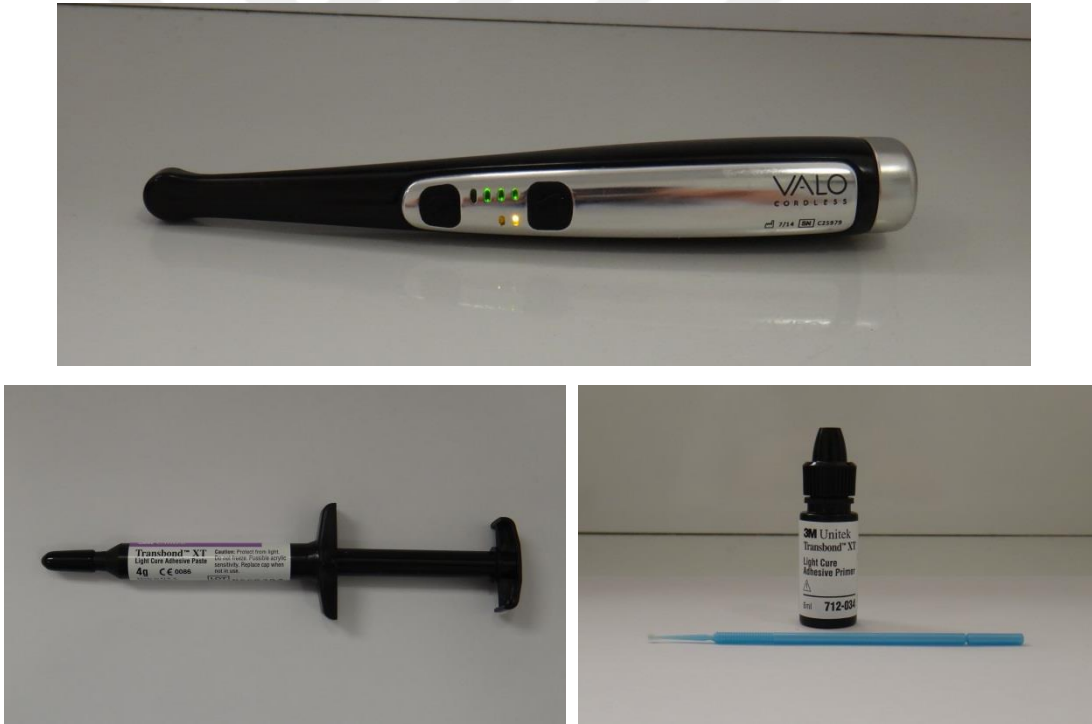
oluşmaması için yüzey ile lazer cihazı arasında mesafeyi 10 mm uzakta sabitleyebilen bir düzener tasarlandı.

Uygulama sırasında cihazın dalga boyu 2.940 nm, gücü 1 W, pulsasyon enerjisi 100 mJ, pulsasyon sıklığı 10 Hz., %40 su, %50 hava oranlarında olacak şekilde temassız modda, Medium Short Pulse modunda uygulandı.

Şekil 3-6’da kullanılan Xrunner lazer cihazı ve düzeneği görülmektedir.

3.6. Çalışmada Kullanılan Yapıştırıcı

Çalışmada kullanılan braketler, Transbond XT adlı yapıştırıcı (3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) kullanılarak yapıştırılmıştır. Transbond XT (Şekil 3-7), ışıkla sertleşen bir yapıştırıcıdır ve likit primer ve yapıştırıcı pattan oluşmaktadır. Likit primer doldurucusuz % 100 organik yapıda Bis – GMA’dan oluşmaktadır. Yapıştırıcı patın ise %77’lik kısmı inorganik, %23’lük kısmı organikdir. İnorganik kısımda doldurucu partikül olarak silikatlanmış kuartz ve toz halinde silika bulunmaktadır. Organik kısmın ise %10 – 20’sini Bis – GMA, %5 – 10’luk kısmını Bis – EMA oluşturmaktadır. Transbond XT yapıştırıcının hem primeri hem de patında ışığa karşı duyarlı olan ve polimerizasyonu başlatan kamforokinon bulunmaktadır.



Şekil 3-7. Çalışmamızda kullanılan ışık kaynağı, primer ve kompozit

3.7. Çalışmada Kullanılan Işık Kaynağı

Çalışmamızda ışıkla sertleşen yapıştırıcının polimerizasyonu için Valo (Ultradent, South Jordan, ABD) ışık ünitesi kullanılmıştır (Şekil 3-7). Bu cihaz LED ışık kaynağı ile çalışır ve 395 – 480 nm dalga boyunda ışık üretmektedir. Standart (1.000 mW/cm²), Yüksek

Güç (1.400 mW/cm²) ve Xtra güç (3.200 mW/cm²) olmak üzere üç polimerizasyon modu bulunur.

3.8. Braketlerin Yapıştırılması

Pürüzlendirilen mine yüzeyi üzerine bir aplikatör yardımıyla primer (Transbond XT primer, 3M Unitek, Monrovia, CA, ABD) sürüldü. 10 sn. boyunca ışıkla polimerize edildi.

Braketin kaidesine yeteri kadar ışıkla sertleşen Transbond XT (Şekil 3-7) yapıştırıcı sürülmüş ve braket diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Braketlerin küçük azı dişlerinin orta 1/3'lük kısmına ve dişe oklüzalden bakıldığında dişin en konveks bölgesine yapıştırılmasına dikkat edilmiştir. Bir sond yardımıyla braketlere sabit bir basınç uygulanmış ve braketin kenarlarından taşan yapıştırıcı artıkları temizlenmiştir. Braketin doğru pozisyonda olduğundan emin olunduktan sonra, yapıştırıcının polimerizasyonu amacıyla Valo ışık cihazı Xtra güç polimerizasyon modunda kullanılarak 3 sn. boyunca ışık uygulanmıştır.



Şekil 3-8. Çalışmamızda kullanılan termal döngü cihazı

3.9. Örneklerin Makaslama Testi Öncesinde Saklanması ve Termal Döngü

Çalışmamızda makaslama testi için hazırlanan braket yapıştırılmış 80 adet diş braketler yapıştırıldıktan sonra 24 saat boyunca oda sıcaklığındaki distile su içinde bekletildi. Sonrasında termal döngü uygulaması, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi, Çalışma Odası'nda bulunan termal döngü cihazı (SD Mechatronik Thermocycler, Feldkirchen-Westerham,

Almanya) (Şekil 3-8) ile yapıldı. Bu cihazda 2 adet su tankı bulunmaktadır. Termal döngü cihazında örnekleri bu tanklara sıra ile batırarak şekilde bir düzenek mevcuttur. Hazırlanan örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına, sırayla 5.000 kere batırıldı. Her örneğin her bir banyoda bekleme süresi 30 sn. olup banyolar arasındaki transfer süresi 15 sn. olacak şekilde ayarlandı.

3.10. Makaslama Testi Sırasında Kullanılan Cihaz

Termal döngünün sona erdiği gün makaslama testine geçilmiştir. Makaslama testi Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Çalışma Odası'nda bulunan Shimadzu AGS – X seri Universal test (Shimadzu Co., Tokyo, Japonya) cihazı (Şekil 3-9) ile yapılmıştır. Test materyali cihazın sabit platformuna yerleştirilmekte ve cihazın hareketli kolu vasıtasıyla kopma kuvveti uygulanabilmektedir. Çalışmada hareketli kolun uygulayabileceği en yüksek kuvvet 100 Newton; hızı ise 0,5 mm/dak. olarak ayarlanmıştır. Hareketli kolun uyguladığı kuvvet, test cihazının bağlı bulunduğu bilgisayarda bulunan Trapezium X bilgisayar programı kullanılarak kaydedilmektedir. Newton cinsinden elde edilen değerler daha sonra $Mpa = N/mm^2$ denklemi kullanılarak megapaskala çevrildi.

$$MPa = \frac{\text{Uygulanan kuvvet (Newton)}}{\text{Yüzey alanı (mm}^2\text{)}}$$



Şekil 3-9. Çalışmamızda kullanılan Universal test cihazı

3.11. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi

Kopma deneylerinin tamamlanmasından sonra braket kopmasının meydana geldiği bölgenin ve diş üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının incelenmesinde Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Eczacılık Fakültesi'nde bulunan stereo ışık mikroskobu (SMZ 1000 Nikon;

Nikon Co, Tokyo, Japonya) kullanıldı. Dişlerin üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının değerlendirilmesinde Artun ve Bergland'ın çalışmasında kullandığı ARI indeksi kullanıldı [83]. Bu indekse göre skorlama aşağıdaki gibi yapılmaktadır:

ARI skoru 0: Diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır.

ARI skoru 1: Yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalmıştır.

ARI skoru 2: Yapıştırıcının %50'sinden fazlası diş yüzeyinde kalmıştır.

ARI skoru 3: Tüm yapıştırıcı diş yüzeyinde kalmıştır.

3.12. Braketlerin Kopartılması Sonrasında Mine Yüzeyinde Kalan Adezivin Temizlenmesi

Kopma deneyi uygulanan dişlerin üzerinde kalan yapıştırıcı artıkları 4 mm uzunluğunda 8 bıçaklı tungsten karbit frez ile (Komet Gebr Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Almanya) düşük hızla dönen anguldurvaya takılarak temizlendi. Temizleme işlemi sırasında mine yüzeyine zarar verilmemesine dikkat edildi. Artık adezivin temizlenmesine yüzeyde kalıntı bırakılmayana kadar devam edildi. Ardından mine yüzeyleri Sof – Lex (3M Unitek, St. Paul, Minnesota, ABD) cila diskleri sırasıyla uygulandı. Son olarak %1,23 florid içeren cila pastası (Mydent Int. Suffolk, NY, ABD) ve anguldurvaya takılan lastik caplar yardımıyla fazla basınç uygulamadan cilalama işlemi tamamlandı.

3.13. AKM ve SEM Analizi

AKM ve SEM analizleri Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde yapıldı. AKM görüntüleri için 8 deney ve 1 kontrol olmak üzere toplam 9 adet örnek hazırlandı. Her gruptan birer adet olmak üzere toplam 4 adet örnek pürüzlendirme işlemi yapıldıktan sonra mine yüzeyinden elde edildi. Braketler yapıştırılıp kopartıldıktan sonra temizlenen mine yüzeylerinden her gruptan birer adet olmak üzere toplam 4 adet örneğin mine yüzeyinden elde edildi. AKM analizi son olarak işlem görmemiş, sağlam tek bir örneğin mine yüzeyinden kontrol grubu olarak alındı.

Örnekler AKM (NTEGRA Solaris, NTMDT, Rusya)'de incelendi. Dijital görüntüler atmosfere açık ortamda elde edildi. 0,01 – 0,025 Ω cm altın kaplamalı silikon uç temassız

modda kullanıldı. Dikey pozisyondaki değişimlere göre görüntünün yüksekliği belirlenip, yüksekliğin miktarına göre de açık ve koyu alanlar oluşturuldu. Sabit titreşim genişliğinde uç ile örnek mesafesi sabit tutuldu. Sabit tarama hızıyla her bir yüzey için 15 µm x 15 µm ve 30 µm x 30 µm alanlarında iki boyutlu ve üç boyutlu olarak dijital görüntüler mikroskobun kendi bilgisayar yazılımıyla (Nova 1.1.0.1773) elde edildi.

SEM analizi için 8 deney ve 1 kontrol olmak üzere toplam 9 adet örnek hazırlandı. Her gruptan ikişer adet olmak üzere toplam 8 adet örnek pürüzlendirme işlemi yapıldıktan sonra mine yüzeyinden elde edildi. Braketler yapıştırılıp kopartıldıktan sonra temizlenen mine yüzeylerinden her gruptan birer adet olmak üzere toplam 4 adet örneğin mine yüzeyinden elde edildi. SEM analizi son olarak işlem görmemiş, sağlam tek bir örneğin mine yüzeyinden kontrol grubu olarak alındı.

SEM analizi için örnekler, alüminyum numune tutucu üzerine iletken Karbon bant yardımıyla sabitlendi. Dış yüzeyi sputter coater altın kaplama cihazı ile örneğin yüzeyi 5 nm kalınlığında altın (Cressington sputter coater 108 auto, Cressington MTM – 20, 55 Elektronen – Optik – Service, Dortmund, Almanya) ile kaplandı ve SEM (Evo LS10, Carl Zeiss, Cambridge, İngiltere) ile x500, x1.000, x2.000, x3.000 ve x5.000 büyütme ile incelendi.

Pürüzlendirilmiş mine örneklerinin SEM görüntülerinin analizinde, Galil ve ark'nın [27] yaptığı pürüzlendirme modeli kullanılmıştır. Buna göre mine yüzeyleri 5 gruba ayrılmıştır:

Tip 1: Mine prizmalarının çeperleri sağlam kalırken, prizma gövdeleri ortadan kalkmış balpeteği görünümü,

Tip 2: Mine prizmalarının periferleri çözünerek uzaklaşmış, kaldırım taşı görünümü,

Tip 3: Tip 1 ve Tip 2 görünümlerinin karışımı

Tip 4: Çukurlu mine yüzeyi

Tip 5: Cilalı düz mine yüzeyi

Tablo 3-1. Çalışmada kullanılan dişlerin gruplara ve işlemlere göre ayrılması

98 adet üst premolar		SBS ve ARI (n:20)	
	<u>Ortofosforik asit grubu</u> (n:24)	AKM (n:2)	pürüzlendirme sonrasında (n:1) mine yüzeyi temizlendikten sonra (n:1)
		SEM (n:2)	pürüzlendirme sonrasında (n:1) mine yüzeyi temizlendikten sonra (n:1)
		SBS ve ARI (n:20)	
	<u>Er:YAG grubu</u> (n:24)	AKM (n:2)	pürüzlendirme sonrasında (n:1) mine yüzeyi temizlendikten sonra (n:1)
		SEM (n:2)	pürüzlendirme sonrasında (n:1) mine yüzeyi temizlendikten sonra (n:1)
		SBS ve ARI (n:20)	
	<u>Er,Cr:YSGG grubu</u> (n:24)	AKM (n:2)	pürüzlendirme sonrasında (n:1) mine yüzeyi temizlendikten sonra (n:1)
		SEM (n:2)	pürüzlendirme sonrasında (n:1) mine yüzeyi temizlendikten sonra (n:1)
		SBS ve ARI (n:20)	
<u>Xrunner grubu</u> (n:24)	AKM (n:2)	pürüzlendirme sonrasında (n:1) mine yüzeyi temizlendikten sonra (n:1)	
	SEM (n:2)	pürüzlendirme sonrasında (n:1) mine yüzeyi temizlendikten sonra (n:1)	
	AKM (n:1)	İşlem görmemiş mine yüzeyi	
<u>Kontrol grubu</u> (n:2)	SEM (n:1)	İşlem görmemiş mine yüzeyi	

3.14. İstatistiksel değerlendirme

Çalışmamızda elde edilen bulguların istatistiksel analizinde SPSS istatistik programı (SPSS/PC Version 22.0; SPSS Inc., Chicago, ABD) kullanılmıştır. Braket bağlanma değerlerinin normalitesi için Kolmogrov – Smirnov testi kullanılmıştır. Normal dağılım

gösteren braket bağlanma değerlerinin gruplar arası karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi kullanılmıştır. ARI skorlamasının gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal – Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Dunn çoklu karşılaştırma analizi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

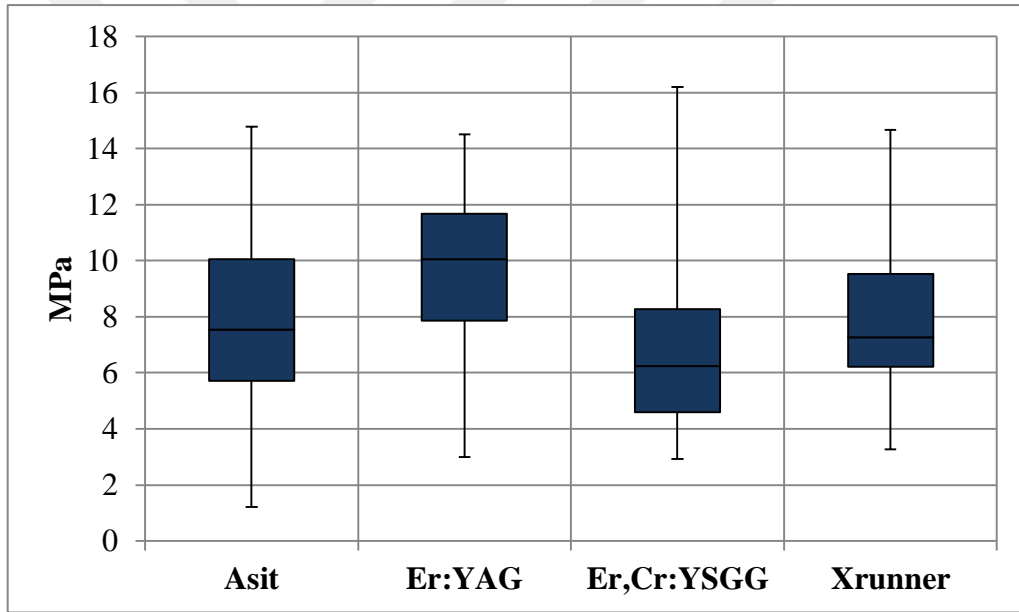


4. BULGULAR

4.1. Farklı Mine Yüzeyi Pürüzlendirme Yöntemlerine ait Makaslama Testi Bulguları

Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılarak hazırlanan mine yüzeylerine yapıştırılan ortodontik braketlerin bağlanma değerlerinin dağılımı Şekil 4-1’de gösterilmiştir.

Ortofosforik asit ($8,11\pm 3,5$ MPa), Er:YAG ($9,47\pm 3,31$ MPa), Er,Cr:YSGG ($7,11\pm 3,73$ MPa) ve Xrunner ($7,75\pm 2,51$ MPa) gruplarının ortalama bağlanma değerleri, Reynolds’ın [10] çalışmasında belirttiği klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değeri olan 6 – 8 MPa değerlerinin üstünde çıkmıştır. Braket bağlanma değerleri açısından deney grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p= 0,148$) (Tablo 4-1).

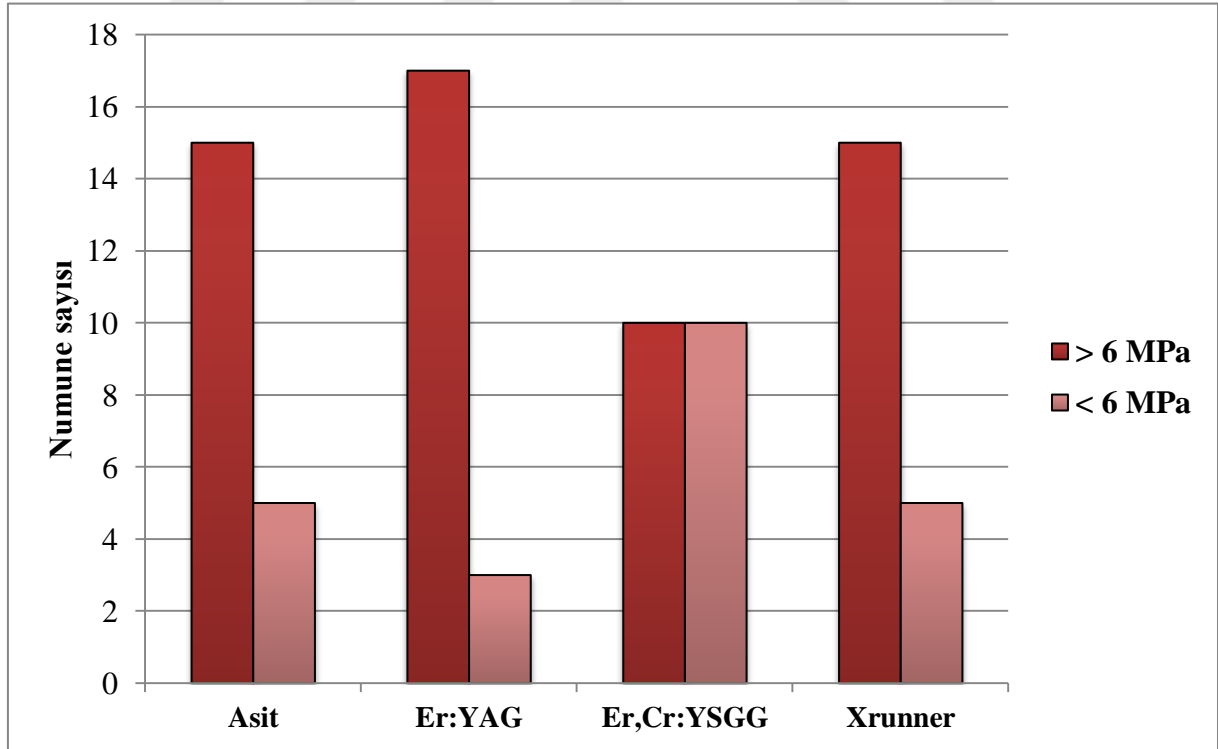


Şekil 4-1. Farklı pürüzlendirme metotlarına ait bağlanma değerlerinin dağılımı

Tablo 4-1. Braket bağlanma değerlerinin tek yönlü varyans analizi kullanılarak gruplar arası karşılaştırılması ile ortalama, standart sapma ve varyasyon katsayısı değerleri

Gruplar	N	Ort. Değer ± S.S. (MPa)	<i>p</i>	Varyasyon Katsayısı
Ortofosforik asit %37	20	8,11±3,5	0,148	%43
Er:YAG	20	9,47±3,31		%35
Er,Cr:YSGG	20	7,11±3,73		%52
Xrunner	20	7,75±2,51		%32

Grupların standart sapma ile varyasyon katsayısı değerleri incelendiğinde Xrunner grubu (2,51;%32) en düşük değerleri göstermiştir. Xrunner grubunu sırasıyla Er:YAG ve Ortofosforik asit grubu takip etmektedir (3,31;%35 ve 3,5;%43 sırasıyla). En yüksek standart sapma ve varyasyon katsayısı değerleri Er,Cr:YSGG grubunda gözlenmiştir (3,73;%52).



Şekil 4-2. Klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altında ve üstünde kalan numune sayısı

Tablo 4-2. Kopma bölgelerinin dağılımları ve diş yüzeyinde kalan adeziv miktarının Kruskal-Wallis testi kullanılarak gruplar arası karşılaştırması

<i>Kopma bölgesi</i>	ARI	Ortofosforik asit %37		Er:YAG		Er,Cr:YSGG		Xrunner		<i>p</i>
		N	%	N	%	N	%	N	%	
		<i>Mine-adeziv arasında</i>	0	4	%20	9	%45	13	%65	
	1	5	%25	11	%55	7	%35	13	%65	
<i>Adeziv-braket arasında</i>	2	3	%15	-	-	-	-	-	-	
	3	8	%40	-	-	-	-	-	-	

Reynolds'ın [10] çalışmasında belirttiği klinik olarak kabul edilebilir bağlanma değeri olan 6 – 8 MPa değerlerinin altında ve üstünde kalan örnek sayısı Şekil 4-2'de gösterilmiştir. Er:YAG lazer grubunun %15'i, Ortofosforik asit ve Xrunner gruplarının %25'i ve Er,Cr:YSGG grubunun yarısı klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altında kalmıştır. Klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altında ve üstünde kalan numunelerin grup içindeki dağılımları Şekil 4-2'de gösterilmiştir.

4.2. Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Skorları ile İlgili Bulgular

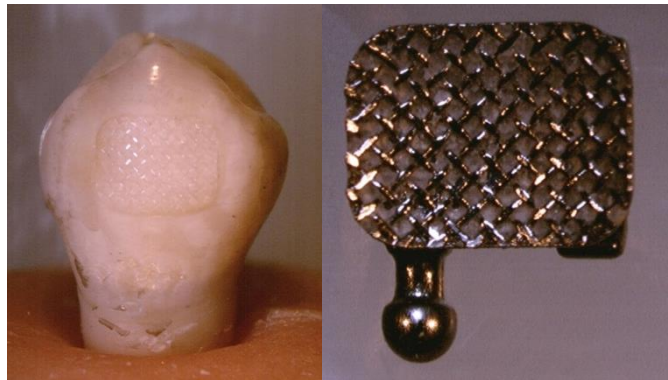
Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılarak hazırlanan mine yüzeylerine yapıştırılan ortodontik braketlerin makaslama testi ile koparılmasının ardından diş yüzeyinde kalan adeziv miktarı ve kopma bölgelerinin dağılımı Tablo 4-2'de görülmektedir. Kopma bölgeleri incelendiğinde lazer uygulanan örneklerin hepsinde kopma mine-adeziv arasında gerçekleşmiştir. Kopma bölgesinin mine-adeziv arasında olması, diş yüzeyinde kalan adeziv miktarının az olduğu anlamına gelmektedir. Ortofosforik asit grubunda ise örneklerin %55'inde kopma adeziv-braket arasında gerçekleşmiştir. Bu durumda ise diş yüzeyinde kalan adeziv daha fazla olmaktadır.

ARI skorları karşılaştırıldığında gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). Ortofosforik asit grubunun ARI skoru; Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve Xrunner grubundan istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur (Tablo 4-3).

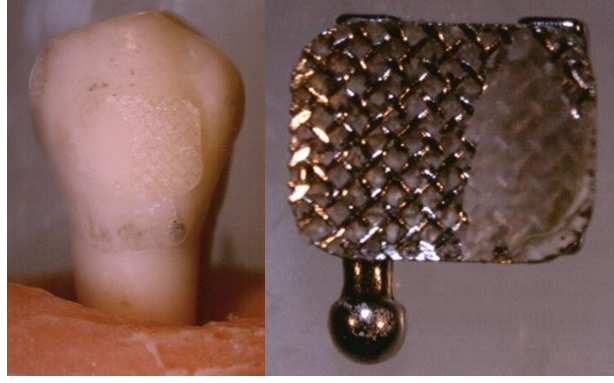
Tablo 4-3. Dunn çoklu karşılaştırma analizi kullanılarak farklılığa neden olan grubun tespiti

	<i>p</i>	
Ortofosforik asit/Er:YAG	0,008	<i>Ortofosforik asit > Er:YAG</i>
Ortofosforik asit/Er,Cr:YSGG	<0,001	<i>Ortofosforik asit > Er,Cr:YSGG</i>
Ortofosforik asit/Xrunner	0,043	<i>Ortofosforik asit > Xrunner</i>
Er:YAG/Er,Cr:YSGG	1	
Er:YAG/Xrunner	1	
Er,Cr:YSGG/Xrunner	0,743	

Örneklerin %10'unun skoru 3 çıkmıştır. ARI skoru 3 olan örneklerin hepsi Ortofosforik asit grubundandır. Kopma sonrası yapıştırıcının tamamı dişte kalmıştır (Şekil 4-3).

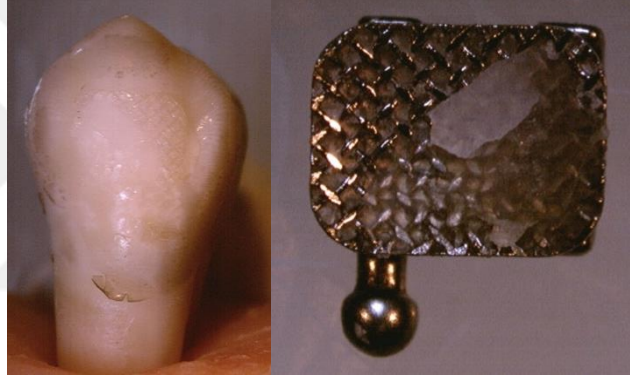


Şekil 4-3. ARI skorlaması 3 için braket ve dişe ait resimler



Şekil 4-4. ARI skorlaması 2 için braket ve dişe ait resimler

Örneklerin %3,75'inin skoru 2 çıkmıştır. ARI skoru 2 olan örneklerin hepsi Ortofosforik asit grubundandır. Yapıştırıcı artıklarının %50'sinden fazlası diş üzerinde kalmıştır (Şekil 4-4).



Şekil 4-5. ARI skorlaması 1 için braket ve dişe ait resimler

Örneklerin %45'inin skoru 1 çıkmıştır. Yani kopma sonrası yapıştırıcı artıklarının %50'sinden azı diş üzerinde kalmıştır (Şekil 4-5).



Şekil 4-6. ARI skorlaması 0 için braket ve dişe ait resimler

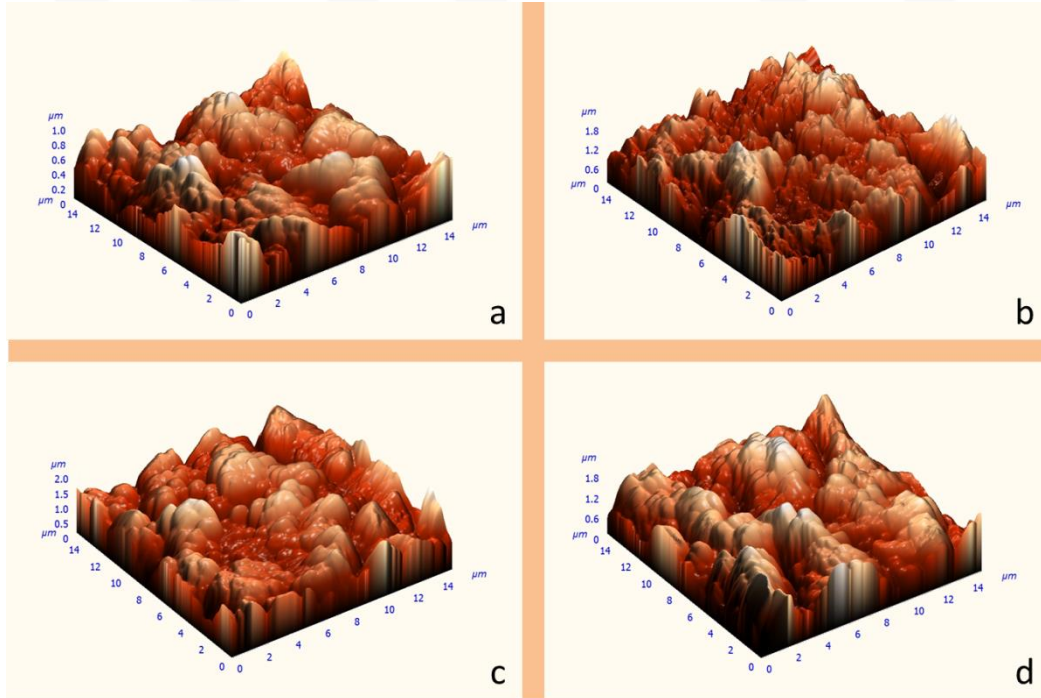
Örneklerin %41,25'inin skoru 0 çıkmıştır. ARI skoru 0 olan örneklerin çoğunluğu Er,Cr:YSGG lazer grubundandır. Kopma sonrası yapıştırıcının tamamı braketle kalmıştır (Şekil 4-6).

4.3. AKM Analizine Ait Bulgular

4.3.1. Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılarak hazırlanan mine yüzeylerinin AKM görüntülerinin karşılaştırılması

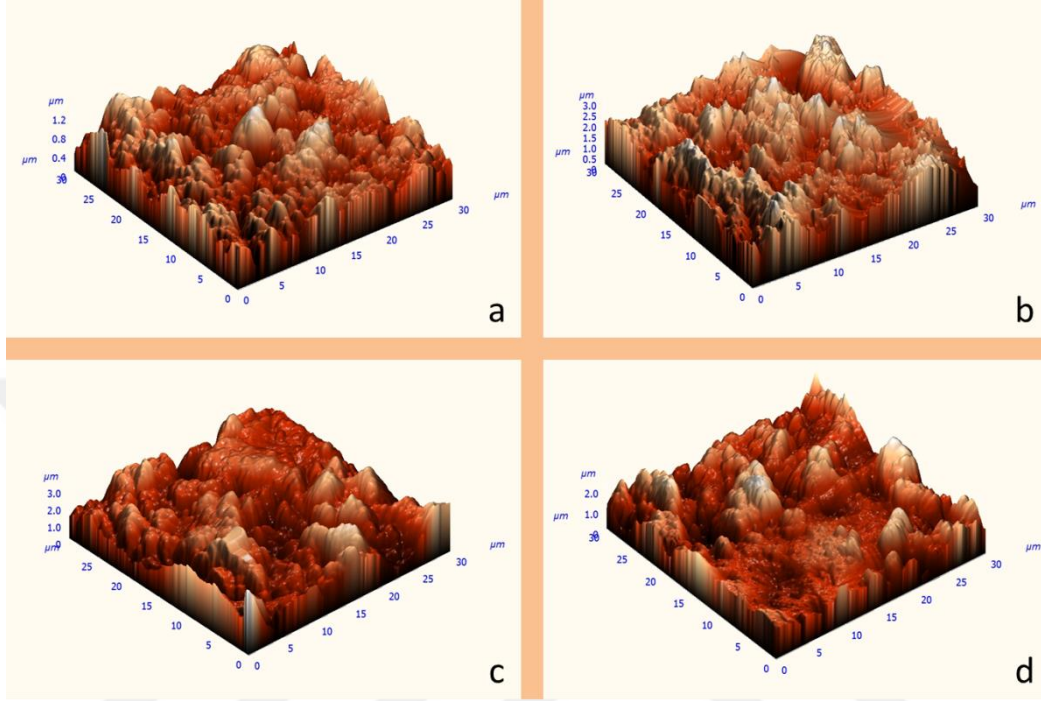
Yüzey işlemleri uygulanan grupların her birinden birer örnek seçilerek farklı iki bölgeden seçilen yüzeyleri $15\mu\text{m}\times 15\mu\text{m}$ ve $30\mu\text{m}\times 30\mu\text{m}$ alanda incelenmiştir. Bu görüntülerde koyu renklerle gösterilen alanlar çukur alanları, açık renklerle gösterilen alanlar ise tepeleri ifade etmektedir.

Farklı yüzey işlemleri uygulanan mine örneklerine ait 3 boyutlu AKM görüntüleri Şekil 4-7 ve 4-8'de gösterilmiştir. Asit grubunda açığa çıkan mine prizmalarının girintili çıkıntılı şekli açıkça görülmektedir (Şekil 4-7.a ve Şekil 4-8.a). Er:YAG grubunda açığa çıkan yüzey yapısı asit grubuna benzemekle birlikte daha pürüzlü bir yüzey yapısı göstermiştir (Şekil 4-7.b ve Şekil 4-8.b). Er,Cr:YSGG grubunda düzensiz ve şekilsiz bir yüzey yapısı



Şekil 4-7. Farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulandıktan sonraki mine yüzeyinin AKM görüntüleri ($15\mu\text{m}\times 15\mu\text{m}$) a. Asit, b. Er:YAG, c. Er,Cr:YSGG, d. Xrunner

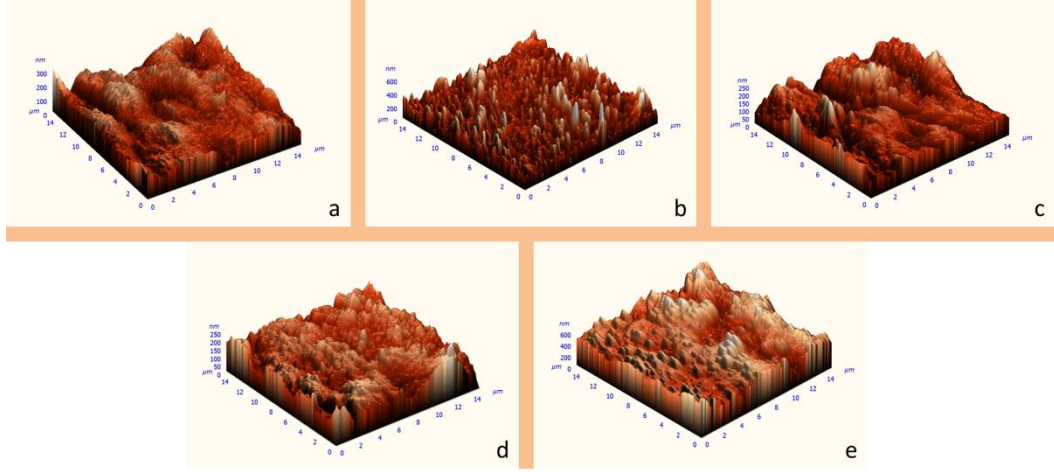
gözlenmekle birlikte asit grubuna oranla daha pürüzlü bir yüzey yapısı oluşmuştur (Şekil 4-7.c ve Şekil 4-8.c). Xrunner grubunda ise hafif düzensiz tepelikler ve vadi görünümü mevcuttur (Şekil 4-7.d ve Şekil 4-8.d).



Şekil 4-8. Farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulandıktan sonraki mine yüzeyinin AKM görüntüleri (30 μ m \times 30 μ m) a. Asit, b. Er:YAG, c. Er,Cr:YSGG, d. Xrunner

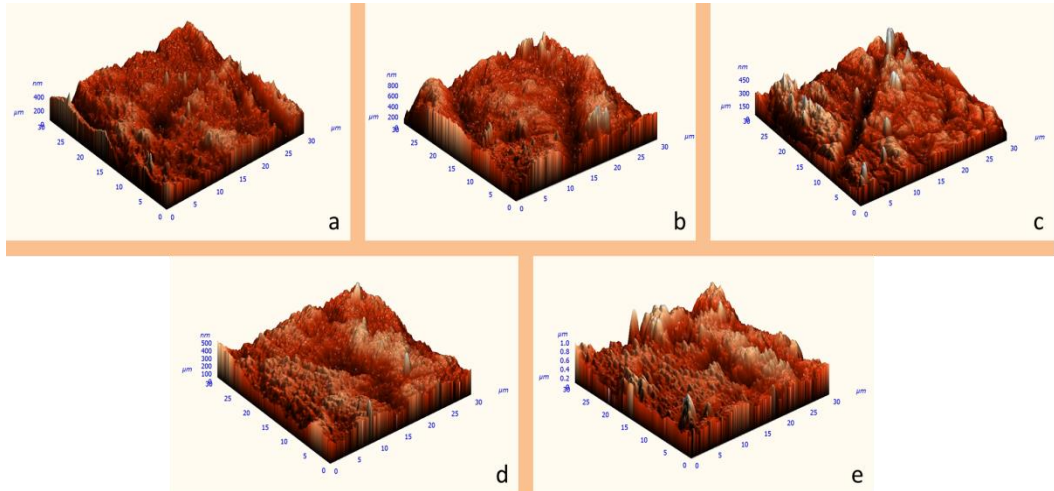
4.3.2. Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeyleri ile işlem görmemiş mine yüzeyinden alınan AKM görüntülerinin karşılaştırılması

Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanıp yapıştırılan braketlerin kopartılıp artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeylerinden alınan AKM görüntüleri ile işlem görmemiş mine yüzeyinde alınan AKM görüntüleri karşılaştırılmıştır. Grupların her birinden birer örnek seçilerek farklı iki bölgeden seçilen yüzeyleri 15 μ m \times 15 μ m ve 30 μ m \times 30 μ m alanda incelenmiştir.



Şekil 4-9. Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeylerinden alınan AKM görüntüleri (15µmx15µm) **a.** Asit, **b.** Er:YAG, **c.** Er,Cr:YSGG, **d.** Xrunner, **e.** Kontrol

Kontrol grubunda farklı iki bölgeden alınan AKM görüntülerinde homojen görüntü ile birlikte düzensiz girintili ve çıkıntılı bir yüzey yapısı görülmektedir. En yüksek tepe yükseklikleri iki farklı bölgede 795 ile 1151,5 nm olarak ölçülmüştür. (Şekil 4-9.e ve Şekil 4-10.e). Asit grubunda oluşan tepe yüksekliklerinin diğer gruplara oranla daha az olduğu ve çukur alanların olduğu görülmektedir. Tepe yükseklikleri 316 ve 579 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-9.a ve Şekil 4-10.a). Er:YAG grubunda düzensiz, girintili ve çıkıntılı bir yüzey yapısı gözlenmektedir. Tepe yükseklikleri iki farklı bölgede 957 ile 699 nm ölçülmüştür (Şekil 4-9.b ve Şekil 4-10.b). Er,Cr:YSGG grubunda ise Er:YAG grubuna nazaran daha az yükseklikte tepe görüntüleri ile göze çarpan çukur bölgeler bulunmaktadır. Tepe yüksekliklerinin değerleri farklı iki bölgeden 299 ve 494 nm olarak ölçülmüştür (Şekil 4-9.c ve Şekil 4-10.c). Xrunner grubunda ise asit grubunda oluşan tepe ve çukur alanlara benzer yapı oluşmaktadır



Şekil 4-10. Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeylerinden alınan AKM görüntüleri (30µmx30µm) **a.** Asit, **b.** Er:YAG, **c.** Er,Cr:YSGG, **d.** Xrunner, **e.** Kontrol

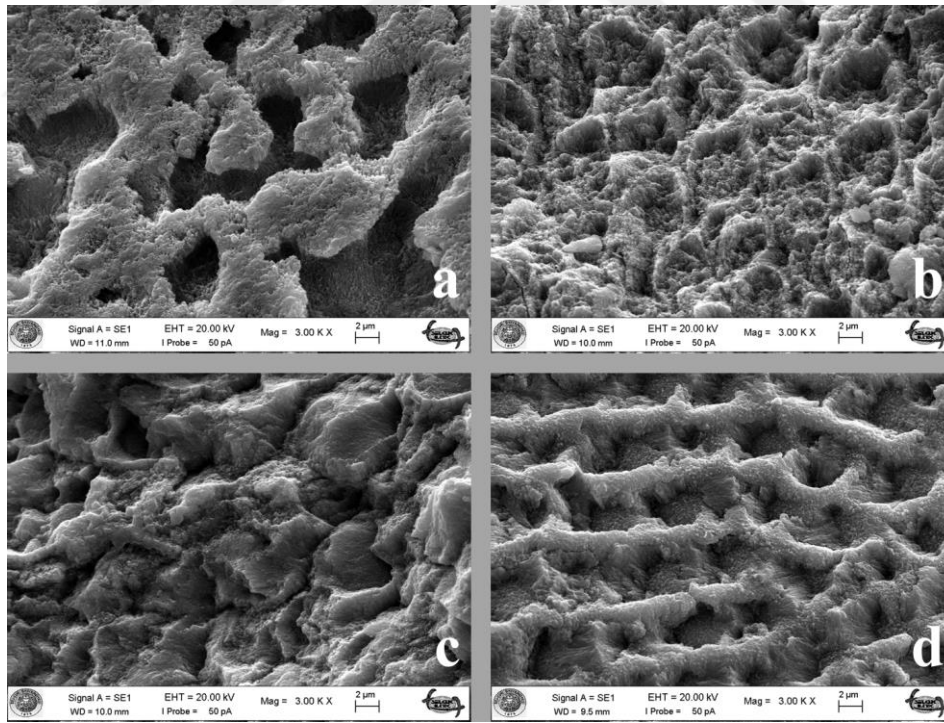
(Şekil 4-9.d ve Şekil 4-10.d).

Deney gruplarının örneklerin hepsinde pürüzlendirme sonrası alınan görüntüler ile adeziv temizlenip yüzeye cila işlemi yapılan örneklerin görüntüleri arasında pürüzlülük değerlerinde belirgin bir düşüş gözlenmektedir. Kontrol grubuna ait örneklerin mine yüzeylerine sadece polisaj işlemi uygulandığı için işlem görmemiş mine yüzeyinin düzensiz bir yapıya sahip olduğu görülmektedir.

4.4. SEM Analizine Ait Bulgular

4.4.1. Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanılarak hazırlanan mine yüzeylerinin SEM görüntülerinin karşılaştırılması

Pürüzlendirme işlemi uygulanan grupların her birinden birer örnek seçilerek örnekler x500, x1.000, x2.000, x3.000 ve x5.000 büyütme altında SEM’de incelenmiştir. Yüzey işlemleri uygulanan mine örneklerinin x3.000 büyütme ile elde edilen görüntüleri Şekil 4.11 a-d’de gösterilmektedir.

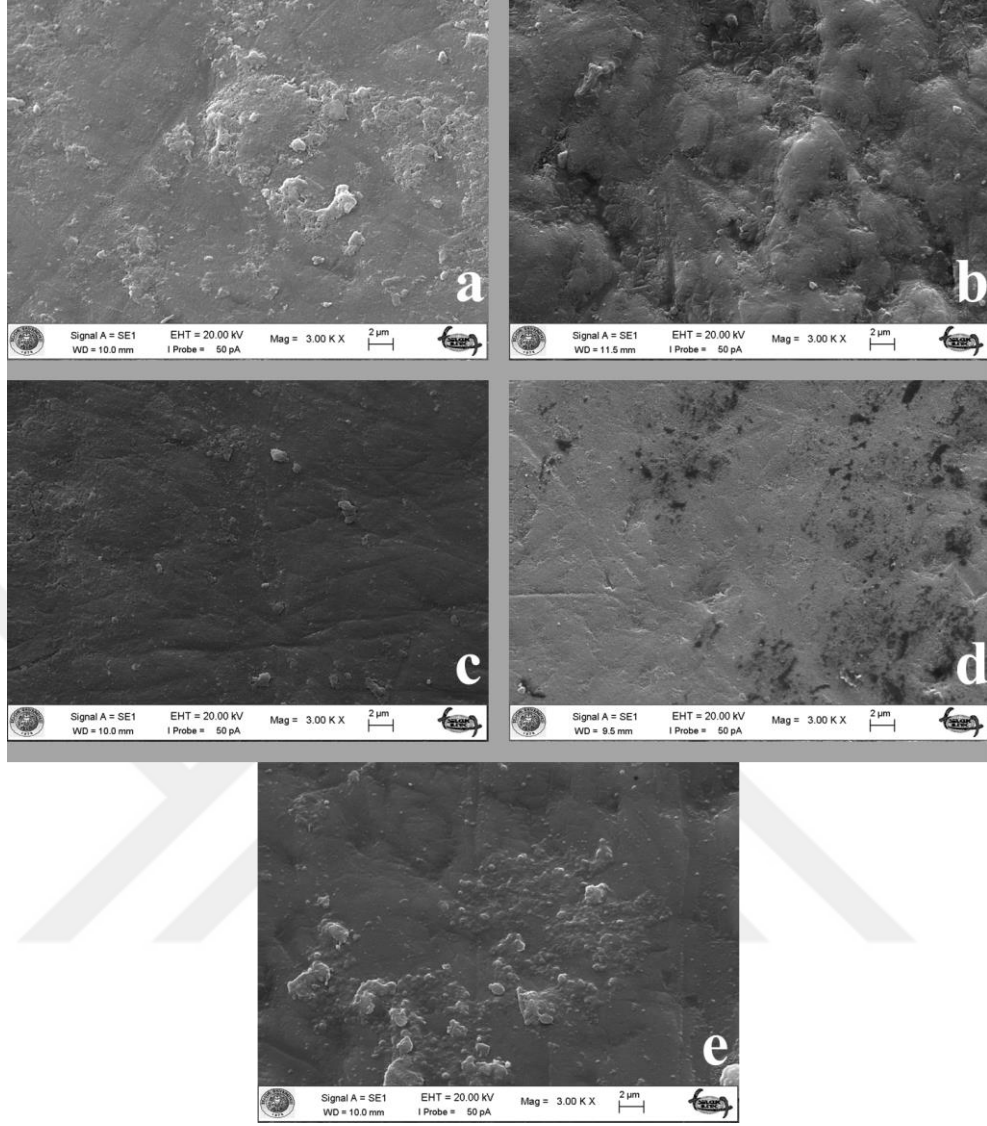


Şekil 4-11. Farklı pürüzlendirme yöntemleri uygulandıktan sonraki mine yüzeyinin SEM görüntüleri (x3.000 büyütme) a. Asit, b. Er:YAG, c. Er,Cr:YSGG, d. Xrunner

Ortofosforik asit grubuna ait SEM görüntülerinde homojen yayılım göstermeyen yoğun krater ve gözenek öbekler gözlenmektedir. Pürüzlendirme modeli olarak Tip 4 olan çukurlu mine yüzeyi görünümü olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 4-11.a). Er:YAG lazer grubunun SEM görüntülerinde homojen yayılım gösteren mine prizmalarının periferlerinin çözünüp uzaklaştığı, kaldırım taşı görünümü olan Tip 2 pürüzlendirme motifi gözlenmektedir (Şekil 4-11.b). Er,Cr:YSGG grubunun SEM görüntülerinde etkilenmemiş sağlam mine yapısına hiç rastlanılmamaktadır. Bilinen pürüzlendirme modellerinin dışında, çatlaklar içeren düzensiz bir yapı gözlenmektedir (Şekil 4-11.c). Xrunner grubunun SEM görüntülerinde diğer gruplara kıyasla daha düzenli ve homojen yayılım gösteren geometrik pürüzlendirme motifi izlenmektedir. Elde edilen model bilinen sınıflamanın dışında kalmaktadır (Şekil 4-11.d).

4.4.2.Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeyleri ile işlem görmemiş mine yüzeyinden alınan SEM görüntülerinin karşılaştırılması

Kontrol mine örnekleri incelendiğinde x3.000 büyütmede yüzeyde polisaja ait çizikler izlenmektedir. Herhangi bir pürüzlendirme işlemi uygulanmadığı için mine prizmalarının seçici çözünmesi veya kristalize yapısı gözlenmemektedir (Şekil 4-12.e). Ortofosforik asit, Er,Cr:YSGG ve Xrunner gruplarına ait örnekler kontrol grubu ile kıyaslandığında pürüzlendirme uygulanmış mine yüzeylerinin braketler sökülüp artık adezivin temizlenmesinden sonra işlem görmemiş mine yüzeyi görünümüne yaklaştığı izlenmektedir. Kontrol grubu ile benzer polisajın neden olduğu çizikler gözlenmektedir (Şekil 4-12.a, c, d). Er:YAG grubuna ait örneklerde ise belirgin, geniş çaplı çukur bölgelerin polisaj işlemlerinden sonra bile kaldığı dikkat çekmektedir (Şekil 4-12.b).



Şekil 4-12. Braketler koparıldıktan sonra artık kalan adezivın temizlendiği mine yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri (x3.000 büyütme) **a.** Asit, **b.** Er:YAG, **c.** Er,Cr:YSGG, **d.** Xrunner, **e.** Kontrol

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamızda ortofosforik asit, Er,Cr:YSGG, Er:YAG ve dijital olarak kontrol edilebilen Xrunner lazerleri kullanılarak pürüzlendirilen, ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş insan üst birinci küçük azı dişlerine uygulanan metal braketlerin bağlanma değerleri karşılaştırılmış, pürüzlendirme sonrasında mine yüzeyleri SEM ve AKM analizleriyle incelenmiş, braketlerin sökümü sonrasında dişlerdeki yapıştırıcı artıkları ve kopma bölgeleri değerlendirilmiş, artık adezivler mine yüzeyinden temizlendikten sonra işlem görmemiş mine yüzeyleri ile karşılaştırmak amacıyla SEM ve AKM analizleri değerlendirilmiştir.

Ortodontik tedavi boyunca mine yüzeyine direkt yapıştırılan braketlerin yeterli tutuculukta bağlanması ve tedavi sonunda sökülmesi sırasında mine yüzeyinde zarar vermeden uzaklaştırılması önemlidir. Lazer uygulamalarının ortodonti pratiğine girmesiyle de birlikte lazerlerin braketlerin tutuculuğunu arttırmada ortofosforik asit kadar başarılı olup olmadığıyla ilgili araştırmalar yayınlanmıştır [14, 37, 57, 64, 84, 85]. Fakat yapılan literatür incelemesinde Er,Cr:YSGG, Er:YAG ve dijital olarak kontrol edilebilen Xrunner lazerleri kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin bağlanma değerleri veya braketlerin sökümü ve artık adzivlerin mine yüzeyinden temizlenmesinden sonra işlem görmemiş mine yüzeyi hakkında yayınlanmış bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Ortodonti alanında yapıştırıcılar, braketler, ışık kaynakları veya pürüzlendirme yöntemleri ile ilgili yapılan in vitro çalışmalarda materyal olarak hayvan veya insan dişi kullanılmaktadır. Hayvan dişi olarak kolay elde edilebilmeleri ve insan dişlerinin mine yapılarının benzer olmasına dayanılarak çalışmaların bazılarında sığır dişlerinin kullanıldığı belirtilmiştir [86-89]. Ancak çalışmamızda, in vitro ortamda klinikteki duruma en yakın şartlar oluşturulmaya çalışıldığından, insan dişleri kullanılmaya karar verilmiştir. Yapılan literatür incelemesinde, in vitro çalışmalarda kesici [90-92], kanin [90-92], küçük azı [14, 57, 64, 86, 90, 91, 93, 94] veya büyükazı [37, 91, 93, 95] dişlerinin kullanıldığı görülmüştür. Bazı çalışmalarda, yüzeylerinin düz olması sebebiyle deneylerin daha standart olduğu düşünülen kesici dişiler kullanılmıştır. Ancak kesici diş çekiminin sınırlı olması, çekilen dişlerin periodontal sorunlar nedeniyle çekim endikasyonu konmuş erişkin hasta grubuna ait olmaları ve madde kaybı olmayan kesici diş bulunmasının zor olması bu dişlerin in vitro çalışmalarda

kullanımını kısıtlamıştır. Ortodontik tedavi amacıyla küçük azı dişlerinin çekim endikasyonunun sıklıkla konulması ve ortodontik tedavi gören hastaların yaşının genç olması in vitro çalışmalarda bu dişlerin kullanımını yaygınlaştırmıştır. Ayrıca normal çiğneme fonksiyonları sırasında makaslama kuvvetlerine en fazla maruz kalan bölgenin arka grup dişlerin bulunduğu bölge olduğunu düşünerek çalışmamızda diğer birçok çalışmada olduğu gibi ortodontik amaçla çekilmiş üst küçük azı dişlerinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Çekilen dişlerin braketler yapıştırılmadan önce saklanması amacıyla farklı solüsyonlar kullanılmaktadır. Kullanılan bütün solüsyonların amacı, minenin yapısının bozulmaması ve bakteriyel infiltrasyonun olmamasıdır. Solüsyonlar genelde ayda bir değiştirilmektedir. Birçok araştırmada, dişler %70'lik etil alkol [96], %4'lük formalin [97], %10'luk formalin [92], timol [88, 89, 98, 99], salin [100], %5'lik kloramin T [84], distile su [14, 37, 57, 64] gibi solüsyonların içerisinde bekletilmiştir. Çalışmamızda minenin organik yapısının korunması için birçok çalışmada olduğu gibi örnekler distile su içinde saklanmıştır ve bakteriyel infiltrasyon görülmemesi için haftalık olarak yenilenmiştir.

Dişlerin sıyırma testleri yapılmadan önceki zaman kaybını azaltmak ve dişlerin cihazda sabitlenmesini sağlamak önemlidir. Bu amaçla birçok çalışmada akrilik bloklar kullanılmıştır [95, 101-105]. Bizim çalışmamızda da örnekleri test cihazına aktarırken örneklerin standardizasyonu amacıyla dişler, braketler yapıştırılmadan önce plastik kalıp yardımıyla otopolimerizan akrilik bloklara alınmışlardır. Bu sırada dişlerin uzun akslarının kalıpların tabanına dik olmasına özen gösterilmiştir. Bazı çalışmalarda aynı amaçla alçı [99] ve epoksi rezin [106] de kullanılmıştır.

Mine yüzeyindeki artıklar, adeziv penetrasyonunu etkileyen bir faktördür. Bu organik artıkları uzaklaştırmak amacıyla, kıl fırça ve lastik kullanarak, mine yüzeyinin flor içermeyen pomza ile temizlenmesi tercih edilen bir yöntemdir. Önceki çalışmalarda [95, 101, 104, 107-109] bu yöntem kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda ise [99] flor içermeyen patlardan da yararlanılmıştır. Bazı araştırmacılar ise braketin uygulanacağı diş yüzeyini, uygulanacak kuvvetin tam dik ve/veya paralel gelmesini sağlamak veya braket kadesinin diş yüzeyine daha iyi adaptasyonunu sağlamak amacıyla özel bir cila makinesinin ucuna yerleştirdikleri farklı kalınlıklarda silikon karbid disklerle düzleştirmişlerdir [110, 111]. Klinikteki şartların laboratuvar ortamında taklit edildiği in vitro çalışmalarda mine yüzeyinin aşındırılması; klinikte uygulanan prosedürlerden uzaklaşma anlamına geleceğinden çalışmamızda bu

uygulama kullanılmamıştır. Çalışmamızda Mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinden önce dişlerin vestibül yüzeyleri pomza ile mikromotorun ucuna takılan lastik kap kullanılarak 20 sn. boyunca temizlenmiştir. Dişler bu işlemin ardından 20 sn. boyunca basınçlı suyla yıkanmış ve 15 sn. boyunca yağsız hava – su spreyi ile kurutulmuştur.

Kullanılmaya başlandığı ilk günden günümüze kadar en çok kullanılan asit tipi olan ortofosforik asitin konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi mekanik bağlanmayı etkileyebilecek faktörler birçok yazar tarafından araştırılmıştır [16-23]. %5 konsantrasyondaki fosforik asitin bağlanma değeri açısından yeterli olduğunu bulan araştırmacılar olsa da [17], günümüzde en sık %30 ile %40 arasındaki yoğunluklarda fosforik asit kullanılmaktadır [24]. En sık kullanılan asit tipi olan ortofosforik asidin yoğunluğu ve kullanım süresi birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır. Bir çalışmada farklı sürelerde asit uygulanan mine yüzeylerini SEM analizi ile inceledikleri çalışmada, %37'lik fosforik asitin 60 sn. uygulanması sonucunda mine prizmalarında 27,1 µm asitleme derinliği, %5'lik fosforik asitin 15 sn. uygulanması sonucunda 3,5 µm derinlik oluşturduğunu, sonuç olarak %37'lik fosforik asit için en uygun sürenin 15 – 30 sn. olduğunu belirtmişlerdir [112]. Mine yüzeyinin 60 sn pürüzlendirilmesi sonucunda braketlerin çok yüksek bağlanma değerleri ile mine yüzeyine bağlandıkları braket söküm işlemleri sırasında istenmeyen mine hasarlarına neden olabileceği bildirilmiştir [113]. 15 sn boyunca uygulanan asit ile pürüzlendirme işleminin klinik olarak kabul edilebilir bir mine yüzey pürüzlülüğüne neden olduğu bildirilmiş ise de; 30 ve 60 sn uygulanan asitleme işlemlerinde mine yüzeyinde daha derin porözite elde edildiği ve yapıştırıcılarla daha güçlü bağlanma değerlerine ulaşıldığı görülmüştür [94, 113]. Bu çalışmalar gözönünde bulundurularak, çalışmamızda tüm asitle pürüzlendirme gruplarında, mine yüzeyinde iyi bir mekanik tutucu bölge oluşturabilmek ve braketlerin söküm aşamasında mine yüzeyinde harabiyet oluşturmamak için asit uygulamaları % 37'lik ortofosforik asidin 30 sn uygulanması şeklinde olmuştur.

Mine yüzeyinin asit kullanılarak pürüzlendirilmesinin ortodontide yaygın kullanım alanı bulmasına rağmen bu işlemin; minede madde kaybına neden olması, porozitenin artması sonucunda renkleşme riskinin artması, beyaz nokta lezyonlarının oluşması ve özellikle ağız hijyeninin yetersiz olduğu vakalarda braket etrafında açıkta kalan asitlenmiş minenin dekalsifikasyon için uygun ortam yaratması, braket sökümü esnasında mine – yapıştırıcı arasında meydana gelen kopmalarda minede çatlak veya kırık oluşması gibi dezavantajları

mevcuttur [28-33]. Bu sebeplerden dolayı diş hekimliğinde mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için alternatif yöntem arayışları lazer teknolojisinin bu alanda da kullanımına yol açmıştır. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin mine yüzeyindeki hidroksiapatit kristallerini selektif olarak kaldırarak düzensiz bir yüzey oluşturduğu ve adezivlerin mikromekanik retansiyonunu arttırdığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir [14, 37, 53, 56, 57, 64, 66, 78, 84, 85]. Bu nedenle çalışmamızda mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla geleneksel ortofosforik asit kullanımının yanısıra, su ve hidroksiapatit tarafından iyi absorbe edilmesi sebebiyle Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve dijital olarak kontrol edilebilen Xrunner lazerleri kullanılmıştır.

Yapılan araştırmalarda, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla güç, enerji ve saniyedeki atım sayısı değerlerinde farklılıklar olduğu görülmüştür. Yapılan literatür incelemesinde, Er:YAG lazerin 80 mJ, 100 mJ, 120 mJ 150 mJ, 200 mJ enerji verecek şekilde ve 10 Hz, 30 Hz gibi farklı frekanslarda; Er,Cr:YSGG lazerin 1 W, 1.5 W, 2 W gibi farklı enerji değerlerinde kullanıldığı görülmüştür [14, 37, 84, 85, 114, 115]. Bu çalışmaların sonuçları ve üretici firmanın önerileri gözönünde bulundurularak çalışmamızda Er:YAG lazer, 120 mJ'lük enerji değerinde, saniyede 10 Hz atım yapacak şekilde, 1,2 W gücünde kullanılırken; Er,Cr:YSGG 45 mJ'lük enerji değerinde ve saniyede 50 Hz atım yapacak şekilde, 2,25 W kullanılmıştır. Xrunner lazer sistemi piyasaya yeni tanıtılan bir ürün olması nedeniyle literatürde mine yüzeyi pürüzlendirmesi ile alakalı herhangi bir parametre belirtilmemiştir. Tez çalışması öncesinde hazırlanan pilot örneklerin SEM görüntüleri ve braket bağlanma değerleri incelenerek uygulama parametreleri 100 mJ, 10 Hz, 1 W olarak ayarlanmıştır.

Braketin dış yüzeyine bağlanma değerleri braketin cinsine, taban özelliklerine ve tasarımına göre farklılık gösterebildiği gibi kullanılan adeziv ve mine yüzeyini pürüzlendirilme şekli ile de değişebilmektedir. Retansiyon açısından en fazla kullanılan sistem örgü taban sistemidir [116]. Çalışmamızda kliniğimizde sıklıkla kullandığımız kafes örgü tabanlı metal braketler tercih edilmiştir.

Dental kompozitler; kimyasal olarak, ışıkla, hem kimyasal hem ışıkla veya termal olarak polimerize olabilmektedir. Braketlerin yapıştırılmasında, çalışma zamanının fazla olması, polimerizasyon sürecinin büyük kısmının ışınlama bitiminde tamamlanmış olması sebebiyle ark telinin hemen bağlanabilmesi, yapıştırıcı artıklarının daha kolay temizlenebilmesi ve serbest radikallerin olumsuz etkilerinin daha az görülmesi gibi sebeplerle

ışıkla polimerize olan yapıştırıcılar sıklıkla kullanılmaktadır. Yapıştırıcıların polimerizasyonunda ise genellikle görünür ışık kullanılmaktadır. Çalışmaların çoğunda ışıkla sertleşen yapıştırıcı olarak Transbond XT ve görünür ışık kullanıldığı görülmüştür [9, 15, 37, 84, 114, 115]. Bu nedenle çalışmamızda avantajlarından ötürü Transbond XT ışıkla sertleşen yapıştırıcı kullanılmıştır.

Braketlerin ışık ile sertleşen bir yapıştırıcı ile diş üzerine yapıştırılması işleminde polimerizasyonu sağlaması açısından çok çeşitli ışık kaynakları kullanılmaktadır. Işıklı sertleşen yapıştırıcılarda bulunan foto başlatıcı olan kamforokinon, görünür ışık spekturumunun 410 nm ile 490 nm aralığındaki mavi ışığı absorbe etmektedir ve yapılan araştırmalar en fazla ışık absorpsiyonunun 468 nm'lik dalga boyunda gerçekleştiğini ortaya koymuştur [106]. Signorelli ve ark. [106], 400 mW/cm² gücündeki halojen ışığın 10+10 sn uygulanmasıyla, 2.000 mW/cm² gücündeki plazma ark ışığın 3+3 sn uygulanması arasında benzer bağlanma değerlerinin oluştuğunu saptamışlardır [106]. Oesterle ve ark. [117], ise plazma ark ışık kaynağı ile yaptıkları çalışmada, 2.000 mW/cm² civarında ışık gücünün metal braketlerin yapıştırılmasında, 3 sn ve 3+3 toplam 6 sn uygulanması arasında, braketlerin mine yüzeyine bağlanma değerleri açısından bir fark saptayamamışlardır [117].

Çalışmamızda yapıştırıcı olarak kullandığımız Transbond XT'nin polimerizasyonu için üretici firmanın önerileri gözönünde bulundurularak kliniğimizde sıklıkla kullandığımız Standart (1.000 mW/cm²), Yüksek Güç (1.400 mW/cm²) ve Xtra güç (3.200 mW/cm²) olmak üzere üç polimerizasyon modu bulunan Valo ışık cihazı Xtra güç polimerizasyon modunda 3 sn. boyunca ışık uygulanarak kullanılmıştır.

Örneklerin, braketlerin yapıştırılmasından deneyler yapılana kadar geçen sürede saklanması için araştırmacılar su [85, 110], distile su [15, 64, 104, 105, 115], suni tükürük [118] ve serum fizyolojisi [117] tercih etmiştir. Ayrıca bazı araştırmacılar, örnekleri ağız içi ısıyı taklit eden bir ortamda saklamak için etüvden yararlandıklarını belirtirken, bazıları ağız içi ısının 4°-55°C arasında değiştiği düşüncesi ile bu ısıyı taklit edebilmek için örneklere ısı değişimi banyosu (Termocycle) işlemi uyguladıklarını bildirmişlerdir [14, 37, 84, 114]. 2003 yılında bildirilen ISO TR 11450 standardına göre, sıcaklığı 5°C ve 55°C olan su banyoları içerisine örneklerin 500 kez daldırılması şeklinde uygulanan termal siklus uygun bir yapay yaşlandırma test yöntemidir. 10.000 termal siklusun yaklaşık 1 yıllık in vivo fonksiyona karşılık geldiği yayımlanan bir derlemede belirtilmiştir [70]. Bu derlemenin bulgularıyla

karşılaştırıldığında ISO standardının önerdiği 500 siklus uzun dönem termal etkilerin taklit edilmesinde yetersiz kalabilir [73]. Bu nedenle çalışmamızda örneklere braketler yapıştırıldıktan sonra 24 saat boyunca oda sıcaklığındaki distile su içinde bekletildi. Sonrasında termal döngü cihazında örnekler 5°C ile 55°C sıcaklıktaki su banyolarına, sırayla 5.000 kere batırıldı. Her örneğin her bir banyoda bekleme süresi 30 sn. olup banyolar arasındaki transfer süresi 15 sn. olacak şekilde ayarlandı.

Braket koştuktan sonra diş üzerinde kalan yapıştırıcı miktarının hesaplanması için Artun ve Bergland [83] ile Bishara ve Trulove [119] indeksleri tanıtılmıştır. Artun ve Bergland'ın [83] indeksine göre skorlama aşağıdaki gibi yapılmaktadır:

Bishara ve Trulove'ın [119] indeksine göre ise skorlama aşağıdaki gibi yapılmaktadır:

ARI skoru 1: Yapıştırıcının tamamı diş üzerinde kalmıştır.

ARI skoru 2: Yapıştırıcının %100'ü ile %90'ı arası diş üzerinde kalmıştır.

ARI skoru 3: Yapıştırıcının %90'ı ile %10'u arası diş üzerinde kalmıştır.

ARI skoru 4: Yapıştırıcının %10'u ile %0'ı arası diş üzerinde kalmıştır.

ARI skoru 5: Diş üzerinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır.

Artun ve Bergland'ın [83] indeksini kullananlar [37, 114] olduğu gibi Bishara ve Trulove'nin [119] indeksini kullanmış olanlar [14, 15, 84] da vardır. Tağrikulu doktora tez çalışmasında [115] seramik ve plastik braketlerin kullanılması ve sıyırma deneyleri sırasında bu braketlerde ya da minede kırıkların oluşabilmesi sebebiyle Artun ve Bergland'ın [83] sınıflandırmasında modifikasyon yapılmıştır. Mine kırıkları ARI skoru 4 ve braket kırıkları ARI skoru 5 olarak skorlandırılmıştır [115]. Çalışmamızda kopma bölgelerinin belirlenmesinde Artun ve Bergland'a [83] ait olan ARI indeksinden yararlanılmıştır.

Bu zamana kadar yapıştırıcı artıklarının temizlenmesinde birçok farklı yöntem denenmiştir. Bunların arasında tungsten karbit frezler [92, 120-124], elmas frezler [92, 121], abraziv diskler ve lastikler [92, 120, 122, 124], el aletleri [92], ultrasonik aletler [124] ve lazerler [121, 123] kullanılarak yapılan temizlik öne çıkmaktadır.

2014 yılında braketlerin sökümü sonrasında kalan adezivin temizlendiği mine yüzeyi hakkındaki sistematik derleme çalışmasında [125] şu sonuçlara yer verilmiştir:

- Sabit ortodontik tedavide kullanılan ataşmanlar mineye geri dönüşümü olmayan zararlar vermektedir.
- Arkansas taşı, elmas ve çelik frezler ile lazerler adezivin temizlenmesinde kullanılmamalıdır.
- Sof – Lex diskler, ultrasonik aletler, el aletleri, abraziv lastikler ve kompozit frezlere nazaran tungsten karbit frezler daha etkili ve hızlıdır.
- Tungsten karbit frezler minenin üst katmanını kaldırıp yüzeyi düzenleştirmesi nedeniyle ardında en güvenilir cilalama metodu olan Sof – Lex diskler ve pomza – su karışımı uygulanmalıdır [125].

Bu nedenle çalışmamızda braket sökümü sonrasında dişlerin üzerinde kalan yapıştırıcı artıkları 4 mm uzunluğunda 8 bıçaklı tungsten karbit frez ile düşük hızla dönen anguldurvaya takılarak temizlenmiştir. Temizleme işlemi sırasında mine yüzeyine zarar verilmemesine dikkat edilmiştir. Artık adezivin temizlenmesine yüzeyde kalıntı bırakılmayana kadar devam edilmiştir. Ardından mine yüzeyleri Sof – Lex cila diskleri sırasıyla uygulanmıştır. Son olarak %1,23 florid içeren cila pastası ve anguldurvaya takılan lastik caplar yardımıyla fazla basınç uygulamadan cilalama işlemi tamamlanmıştır.

5.2. Farklı Mine Yüzeyi Pürüzlendirme Uygulamalarına ait Makaslama Testi Bulgularının Tartışılması

Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri kullanıldıktan sonra yapıştırılan braketlerin bağlanma değerleri incelendiğinde en yüksek değer Er:YAG lazer grubunda ($9,47\pm 3,31$ MPa) gözlenmiştir. Er:YAG lazer grubunu sırasıyla Ortofosforik asit grubu ($8,11\pm 3,5$ MPa) ile Xrunner grubu ($7,75\pm 2,51$ MPa) takip etmektedir. En düşük bağlanma değeri ise Er,Cr:YSGG ($7,11\pm 3,73$ MPa) grubunda gözlenmiştir. Fakat deney grupları arasında braketlerin diş yüzeyine bağlanma değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,148$). Reynolds'ın [10] yaptığı çalışmada braketlerin mine yüzeylerine bağlanma değerlerinin minimum 6 – 8 MPa gücünde olması gerektiğini ve bu değer altındaki değerlerin klinik olarak kabul edilemez olduğunu belirtmiştir. Tüm deney gruplarının ortalama braket bağlanma değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerin üstünde kalmıştır. Fakat Er:YAG lazer grubundan 3, Xrunner ve asit gruplarından 5 adet örnek klinik olarak kabul edilebilir

değerin altında kalmıştır. Er,Cr:YSGG lazer grubunda ise ortalama braket bağlanma değeri klinik olarak kabul edilebilir değerin üstünde olsa bile örneklerin yarısı bu değerin altında kalmıştır.

von Fraunhofer ve ark. [57], 1993 yılında yaptıkları çalışmada Nd:YAG lazerin ortodontik braketleri yapıştırabilmek için mine yüzeyi pürüzlendirilmesindeki etkisini araştırdıkları çalışmada 4 farklı güç düzeyi (80 mJ 10 Hz, 1 W 20 Hz, 2 W 20 Hz, 3 W 20 Hz) ve asit ile pürüzlendirme yöntemini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmadaki braket bağlanma değerlerinin hiçbiri 6 – 8 MPa aralığını geçememiştir. Yazarlar, çalışmada kullanılan lazer cihazının üretici firmasının (American Dental Laser) pürüzlendirme için belli bir süre belirtmediğini, pilot çalışmaların sonucundan elde ettikleri 12 sn.'lik pürüzlendirme süresinin ise braket bağlanma değerleri açısından yeterli olmadığını bildirmişlerdir [57]. Bizim çalışmamızda lazer ile pürüzlendirme işlemi için hem su hem hidroksiapatit tarafından soğurulan Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler tercih edilmiştir. Nd:YAG lazerler, Ruby lazerlerden sonra diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan ilk lazerlerdendir. Hemoglobun ve melanin içeren dokularda absorpsiyonu yüksek iken hidroksiapatitte etkin değildir. Bu nedenle Nd:YAG lazer ile yapılan mine pürüzlendirme süresi, bizim çalışmamızda Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve Xrunner lazerleri ile yapılan uygulama süresinden kısa olsa da mine pürüzlendirmesi için uygun bir yöntem olmadığından braket bağlanma değerleri klinik olarak kabul edilebilir değerlerin altında kalmıştır.

Üşümez ve ark. [64] mine yüzeyinin Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirilmesinin sabit ortodontik ataçmanların mineye bağlanma değerlerine olan etkisini araştırdıkları ve asit ile pürüzlendirme yöntemini karşılaştırdıkları çalışmada ortodontik amaçlarla çekilmiş 40 adet üst premolar diş kullanılmıştır. Örnekler %37'lik ortofosforik asit ve Er,Cr:YSGG (2 W 20 Hz) olmak üzere 2 gruba ayrılarak braket bağlanma değerleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada fosforik asit kullanılan gruptaki braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı ortalama tutuculuk değeri $8,23 \pm 2,30$ MPa, lazer grubundaki braketlerin ortalama tutuculuk değeri ise $7,11 \pm 4,56$ MPa olarak bulunmuştur ve bu iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız olduğu belirtilmiştir. Lazerle pürüzlendirme işleminin, asitle pürüzlendirmeye benzer bağlanma değerleri oluşturduğu ve lazerle pürüzlendirmenin dişe bağlanma değerlerinin artırılması için umut vaadeden bir alternatif olabileceği bildirilmiştir. Bu çalışmada elde edilen tutuculuk değerleri Er:YAG lazer grubu dışındaki grupların değerlerine yakın bulunmuştur [64]. Bu

çalışmada da bizim çalışmamızda olduğu gibi fosforik asit ve lazer gruplarının bağlanma değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Martinez – Insua ve ark.’nın çalışmasında [85] fosforik asit veya Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan metal braketlerin çekme kuvvetlerine karşı tutuculukları incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda fosforik asit grubundaki örneklerin çekme kuvvetlerine karşı ortalama dayanıklılıkları $14,05 \pm 5,03$ MPa, lazer grubundaki örneklerin ise $8,45 \pm 3,07$ MPa olarak elde edilmiş ve fosforik asit grubundaki örneklerin tutuculuklarının anlamlı olarak daha fazla olduğu bildirilmiştir [85]. Bu araştırmada, yapıştırılan metal braketlere çekme kuvveti uygularken; çalışmamızda yine metal braketlere sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Jumagali [126], doktora tezinde metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğunu bildirmiştir [126]. Bağdelen [127] ise doktora tezinde metal ve porselen braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde fazla olduğunu bildirmiştir [127]. Araştırmadaki fosforik asit grubunda, asit dişlere 15 sn. uygulanmış; lazer grubunda ise Er:YAG lazer 200 mJ enerji ve 4 Hz’lik frekans değerlerinde kullanılmıştır. Ayrıca termal siklus sadece 500 döngü ile gerçekleştirilmiştir. Bu yönlerden çalışmamızla farklılık gösteren bu çalışmada elde edilen sonuçlar, fosforik asit ve lazer grupları arasında tutuculuk bakımından istatistiksel olarak farklılık bulunmayan çalışmamızla uyum göstermemektedir.

Üşümez ve ark. [14] asit ile pürüzlendirme yöntemi ile Er,Cr:YSGG lazer sistemin 2 farklı parameteresinin (1 ve 2 W) braket bağlanım değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmuştur. Asit grubu ($8,23 \pm 2,30$ MPa). en yüksek değerleri gösterirken, bunu 2 W ve 1 W gruplarının değerleri izlemiştir ($7,11 \pm 4,56$ MPa ve $5,64 \pm 3,19$ MPa sırasıyla). Bu çalışmada lazer gruplarının standart deviasyon değerlerinin daha yüksek olmasının sebebi olarak, lazer grubunda uygulama sırasında ‘süpürme’ hareketi yapılması ve lazer uygulanan alanda standardizasyonu zayıf bir pürüzlendirme paternine neden olması olarak açıklanmıştır [14]. Bizim çalışmamızda ise farklı olarak lazer uygulanacak alanın dijital olarak kontrol edilebilmesine imkan sağlayan Xrunner lazer uygulandığında ‘süpürme’ hareketine gerek duyulmadığı için diğer gruplara nazaran varyasyon katsayısı ve standart deviasyon değerleri daha düşük bulunmuştur.

Berk ve ark.'nın [37] yaptıkları çalışmada Er,Cr:YSGG lazer sisteminin farklı güç çıkışları (0,5 W, 0,75 W, 1 W, 1,5 W ve 2 W) ile kumlama metodu ve ortofosforik asit uygulamaları incelenmiştir. Braket bağlanma değerleri açısından asit ile pürüzlendirme ile 1, 1,5 ve 2 W parameterleriyle uygulanan lazer ile pürüzlendirme yöntemleri klinik olarak kabul edilebilir bulunmuştur (7,65±1,38, 6,69±1,27, 7,13±1,67, 7,17±1,69 MPa sırasıyla). Klinik olarak kabul edilebilir seviyenin altında kalan düşük doz lazer (0,5 ve 0,75 W) ile kumlama uygulamaları diğer gruplardan daha düşük braket bağlanma değerleri göstermiştir [37]. Bizim çalışmamızda braket bağlanma değerlerinin ortalama değerleri incelediğinde hiçbir grup klinik olarak kabul edilebilir seviyenin altında kalmamıştır. Fakat çalışmamızda 6 MPa değerinin altında kalan numune sayısının en fazla olduğu grup Er,Cr:YSGG olup bunu Xrunner ve Ortofosforik asit grupları takip etmiştir. 6 MPa değerinin altında kalan numune sayısının en az olduğu grup ise Er:YAG lazer grubudur. Çalışmamızda kullanılan Er,Cr:YSGG lazer cihazının çıkış gücü 2,25 W olarak ayarlanmıştır ve bu çalışmada da kullanılan benzer parametrenin gösterdiği braket bağlanma değerlerine yakın bulunmuştur.

Hosseini ve ark. [84] Er:YAG lazerin farklı iki parametresi (1 ve 1,5 W) ve asit ile pürüzlendirme yönteminin braket bağlanma değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada 45 adet premolar diş 3 gruba ayrılmıştır. Çalışmanın sonucunda asit grubu 3,82±1,16, 1 W lazer grubu 6,97±3,64, 1,5 W lazer grubu ise 6,93±4,87 bağlanma değerleri göstermiş ve 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Lazer grupları arasında anlamlı fark bulunmamışken, 1 W lazer grubunun asit grubundan yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur [84]. Araştırmadaki fosforik asit grubunda, asit dişlere 15 sn. uygulanmış; lazer grubunda ise Er:YAG lazer 100 mJ 10 Hz ve 150 mJ 10 Hz 'lik frekans değerlerinde kullanılmıştır. Ayrıca termal siklus sadece 200 döngü ile gerçekleştirilmiştir. Bu yönlerden çalışmamızla farklılık gösteren bu çalışmada elde edilen sonuçlar, fosforik asit ve lazer grupları arasında tutuculuk bakımından istatistiksel olarak farklılık bulunmayan çalışmamızla uyum göstermemektedir.

5.3. Diş Üzerinde Kalan Artık Yapıştırıcı Skorlarının Tartışılması

Kopma bölgeleri incelendiğinde gruplar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). Ortofosforik asit grubunun ARI skoru; Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve Xrunner grubundan istatistiksel olarak yüksek bulunmuştur ($p=0,008$, $p<0,001$, $p=0,043$ sırasıyla) Ortofosforik asit grubunda kopma daha çok braket ile adeziv arasında oluşmuştur. ARI skoru

3 olan örnek sayısı ortofosforik asit grubunun %40'ında oluşurken, diğer gruplardaki hiçbir örnekte braket adeziv arasındaki kopmaya rastlanılmamıştır. Aynı şekilde ARI skorunun 2 olduğu örnekler sadece ortofosforik asit grubunda (%15) gözlenmiştir. ARI skorunun 1 olduğu örnek sayısı en fazla Xrunner grubunda gözlenirken, bunu sırasıyla Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve ortofosforik asit grubu izlemiştir. Tüm adezivin braket tabanında kaldığı, kopma bölgesinin mine ve adeziv arasındaki bağlantıda gerçekleştiği örnek sayısı en fazla Er,Cr:YSGG grubunda gözlenirken, bunu sırasıyla Er:YAG, Xrunner ve ortofosforik asit grupları izlemiştir.

Martinez – Insua ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada [85] fosforik asit kullanılan gruptaki örneklerin diş yüzeyinde bir miktar yapıştırıcı kalmıştır. Lazer kullanılan gruptaki örneklerin çoğunda ise diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır. Gruplar arasındaki farklılığın sebebinin farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamaları sonucu mine yüzeylerindeki morfolojik farklılıklar olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar asit ile pürüzlendirme sonucunda ise mine yüzeyinde düzenli ve sürekli bir yapı oluştuğu, 12 µm'den derin olmayan çatlak ve fissürlerin oluştuğunu bildirmişlerdir. Lazer ile yapılan pürüzlendirme sonucunda, diş yüzeylerinde hiç adeziv kalmaması veya çok az kalmasını, lazerin etkisiyle meydana gelen mikropatlamaların sonucunda minenin zayıfladığı ve daha heterojen bir yüzey elde edildiği sonucuna bağlamışlardır [85]. Bizim çalışmamızda da lazer uygulanan tüm deney gruplarının örneklerinde kopma mine – adeziv arasında gerçekleşerek diş yüzeyinde daha az adeziv kalmıştır. Bu nedenle çalışmamızın sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

Üşümez ve ark.'nın [14] yaptıkları çalışmada asit ve Er,Cr:YSGG lazer uyguladıkları gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Lazer grubunda kopma alanı genel olarak mine – adeziv bağlantısı arasında gerçekleştiği ve diş yüzeyinde adezivin kalmaması sonucu söküm sonrası adezivin temizlenmesi için gerekli olan zamanın daha az olacağını belirtmişlerdir [14]. Aynı şekilde Berk ve ark.'nın [37] yaptıkları çalışmada mine yüzeyindeki adezivin az olmasının hasta başında harcanan zamanı azalttığını, fakat braket – adeziv arasındaki bağlantıda kopmanın meydana gelmesinin hasta başında harcanan zamanı arttırmasına rağmen daha güvenilir olduğu sonucuna varmışlardır [37].

Tağrikulu seramik braket kullandığı doktora tez çalışmasında [115] fosforik asit ve Er:YAG lazer gruplarında kopma bölgelerinde farklılık görülmesinin; pürüzlendirme

yöntemlerinin farklı mine yüzey morfolojilerine yol açmasından ve yapıştırıcının pürüzlendirilen mineye penetrasyon derinliğindeki farklılıktan kaynaklandığını belirtmişlerdir. Lazer uygulanan mine yüzeyinin daha düzensiz ve daha az homojen olması; yüzeyin altında yarık ya da çatlakların bulunabilmesi, asitle daha az çözünen ve adeziv sistemin difüzyonunu zorlaştıran bir yüzey oluşumu dolgu maddelerinin mineyle adezyonunu da engelleyebildiği sonucuna varmışlardır [115].

5.4. AKM Analizine Ait Bulguların Tartışılması

AKM yüzey topografisini Angström (A°) mertebesinde 100 mikrona kadar ölçebilen bir yöntem olup çok hassas bir iğnenin yüzeyi taramasıyla atomlar arası kuvvetler nanonewton hassasiyetinde ölçülebilir. Bu nedenle AKM analizi sert dokuların yüzey düzensizliklerini ölçmek için uygun bir yöntem olarak kabul edilmektedir [128]. Pürüzlendirme sonrası alınan örneklerden asit grubunda açığa çıkan mine prizmalarının girintili çıkıntılı şekli açıkça görülmektedir. Er:YAG grubunda açığa çıkan yüzey yapısı asit grubuna benzemekle birlikte daha pürüzlü bir yüzey yapısı göstermiştir. Er,Cr:YSGG grubunda düzensiz ve şekilsiz bir yüzey yapısı gözlenmekle birlikte asit grubuna oranla daha pürüzlü bir yüzey yapısı oluşmuştur. Xrunner grubunda ise hafif düzensiz tepelikler ve vadi görünümü mevcuttur.

Sağır ve ark'nın [114] yaptıkları çalışmada asit ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen gruplardaki tüm mine yüzeyi örneklerinde topografik düzensizliklerin gözlendiğini fakat asit grubunun lazer grubuna kıyasla daha düzenli bir yapıya sahip olduğunu bildirmişlerdir [114].

Farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri uygulanıp yapıştırılan braketlerin kopartılıp artık kalan adezivin temizlendiği mine yüzeylerinden alınan AKM görüntülerine bakıldığında kontrol grubunun AKM görüntülerinde homojen görüntü ile birlikte düzensiz girintili ve çıkıntılı bir yüzey yapısı görülmektedir. Asit grubunda oluşan tepe yüksekliklerin diğer gruplara oranla daha az olduğu ve çukur alanların olduğu görülmektedir. Er:YAG grubunda düzensiz, girintili ve çıkıntılı bir yüzey yapısı gözlenmektedir. Er,Cr:YSGG grubunda ise Er:YAG grubuna nazaran daha az yükseklikte tepe görüntüleri ile göze çarpan çukur bölgeler bulunmaktadır. Xrunner grubunda ise asit grubunda oluşan tepe ve çukur alanlara benzer yapı oluşmaktadır.

5.5. SEM Analizine Ait Bulguların Tartışılması

Mine örneklerinin SEM görüntülerinin analizinde, Galil ve ark'nın [27] yaptığı mine prizmalarının farklı çözünmesine bağlı oluşan 5 farklı sınıflandırmaya ayırdığı pürüzlendirme modeli kullanılmıştır.

Ortofosforik asit grubuna ait SEM görüntülerinde homojen yayılım göstermeyen yoğun krater ve gruplar halinde gözenekler gözlenmektedir. Pürüzlendirme modeli olarak Tip 4 olan çukurlu mine yüzeyi görünümü olarak sınıflandırılmıştır. Er:YAG lazer grubunun SEM görüntülerinde homojen yayılım gösteren mine prizmalarının periferlerinin çözünüp uzaklaştığı, kaldırım taşı görünümü olan Tip 2 pürüzlendirme motifi gözlenmektedir. Er,Cr:YSGG grubunun SEM görüntülerinde etkilenmemiş sağlam mine yapısına hiç rastlanılmamaktadır. Bilinen pürüzlendirme modellerinin dışında, çatlaklar içeren düzensiz bir yapı gözlenmektedir. Xrunner grubunun SEM görüntülerinde diğer gruplara kıyasla daha düzenli ve homojen yayılım gösteren geometrik pürüzlendirme motifi izlenmektedir. Elde edilen model bilinen sınıflamanın dışında kalmaktadır.

Dilber [79], farklı yüzey işlemlerinin mine ve dentinin mineral içeriğine ve bağlantısına olan etkisini incelediği doktora tez çalışmasında gücü 1,2 W olan Er:YAG lazer kullandıkları gruba ait SEM görüntülerinde genel olarak mine yüzeyinin yıkımına bağlı olarak interprizmatik ve intraprizmatik boşluklar kapandığını ve yarık şeklinde düzensiz bir yapı elde edildiğini bildirmişlerdir. Bu yüzey görüntülerini Tip 3 pürüzlendirme modeline benzetmişlerdir. %37'lik ortofosforik asit kullandıkları gruba ait SEM görüntülerinde bal peteği, anahtar deliği ya da çakıl taşı görünümü izlendiğini, ve bu yüzey görüntülerinin Tip 3 pürüzlendirme modeline benzediğini bildirmişlerdir [79]. Bizim çalışmamızda benzer parametrelerin kullanılmasına rağmen Er:YAG lazer grubuna ait SEM görüntülerinde daha düzenli bir pürüzlendirme motifi oluştuğu görülmektedir. Asit grubuna ait görüntülerde ise literatürde daha önceden yapılan bazı çalışmalardan [14, 79, 114] farklı olarak Tip 2 pürüzlendirme modeli yerine yoğun krater ve gruplar halinde gözenekler gözlenmesi nedeniyle Tip 4 pürüzlendirme modeline rastlanılmıştır.

Üşümez ve ark'nın [14] yaptıkları çalışmada Er,Cr:YSGG ile mine yüzeylerini pürüzlendirdikleri gruba ait SEM görüntülerinde Tip 3 pürüzlendirme modelinin oluştuğu belirtilmiştir. Ayrıca asit ve Er,Cr:YSGG lazer ile pürüzlendirdikleri mine yüzeylerine

yapıştırılan braketlerin sökülüp artık adezivin temizlendikten sonra alınan SEM görüntüleri de incelenmiştir. Bu görüntülerde asit ve Er,Cr:YSGG gruplarının işlem uygulanmamış sağlam mine yüzeyinden alınan görüntülere nazaran daha pürüzsüz olduğunu fakat lazer ile pürüzlendirilen örneklerin asit ile pürüzlendirilen örneklere göre daha pürüzlü olduğu ve çatlakların bulunduğu belirtilmiştir [14]. Bizim çalışmamızda ise Er:YAG lazer grubu dışındaki tüm deney gruplarının SEM görüntülerinde braketlerin sökülmesi sonrasındaki yüzey görüntüleri işlem görmemiş mine yüzeylerine yakın bulunmuştur.



SONUÇLAR

1. Çalışmamızda kullanılan Ortofosforik asit, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve Xrunner ile mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi sonrası yapıştırılan braketlerin bağlanma değerlerinin ortalama değerleri klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilen değerlerin üstünde kalmıştır. Fakat Er,Cr:YSGG grubundaki örneklerin yarısının bağlanma değerleri bu değerlerin altındadır. Diğer deney gruplarında ise bu değerlerin altında kalan numune sayısı daha azdır. Bu nedenle Er,Cr:YSGG dışındaki diğer pürüzlendirme yöntemlerinin mine pürüzlendirmesi için klinik kullanıma uygun olduğu düşünülmektedir.

2. Xrunner grubuna ait braket bağlanma değerlerinin standart sapma ve varyasyon değeri diğer deney gruplarına göre daha düşük bulunmuştur. Bunun sonucu olarak, klinik kullanımında Xrunner lazer ile yapılan mine pürüzlendirmesi sonrası yapıştırılan braketlerin bağlanma değerlerinin daha öngörülebilir olacağı düşünülebilir.

3. Ortofosforik asit grubunun örneklerinde kopma bölgesi genel olarak adeziv-braket arasında gerçekleşmiştir. Lazer gruplarındaki örneklerde ise kopma bölgesi mine-adeziv arasında gerçekleşmiştir ve diş yüzeyinde kalan adeziv miktarı azdır veya kopma sonrası yüzeyde hiç adeziv kalmamıştır. Bu durum lazerle pürüzlendirme açısından hem avantaj hem dezavantaj oluşturabilir. Şöyle ki; diş yüzeyinde kalan adeziv miktarı az olduğu için braketlerin sökülmesi sonrasında diş yüzeylerinin temizlenmesi için gerekli zaman daha kısa olabilir. Diğer taraftan kopma bölgesinin mine-adeziv arasında olması söküm esnasında mine hasarı meydana gelme riskini arttırabilir.

4. Braketler kopartılıp artık adezivin temizlendiği mine yüzeylerinden alınan SEM ve AKM görüntülerinde Er:YAG lazer grubu dışındaki diğer deney gruplarında, işlem görmemiş mine yüzeyine daha yakın bir görünüm oluşmuştur. Er:YAG lazer grubunda ise belirgin, düzensiz çukur alanlar tespit edilmiştir. Dolayısıyla Erbiyum lazerler ile mine pürüzlendirilmesinin tercih edildiği durumlarda söküm sonrası yüzeyin daha iyi restore edilebildiği Er,Cr:YSGG veya Xrunner lazerlerinin kullanılması tercih edilebilir.

KAYNAKLAR

1. Grubisa, H.S., et al., *An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **126**(2): p. 213-9; quiz 255.
2. Powers, J.M., et al., *Orthodontic adhesives and bond strength testing*. Semin Orthod, 1997. **3**(3): p. 147-56.
3. Buonocore, M.G., *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces*. J Dent Res, 1955. **34**(6): p. 849-53.
4. Newman, G.V., *Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report*. Am J Orthod, 1965. **51**(12): p. 901-12.
5. Zachrisson, B.J., *A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics*. Am J Orthod, 1977. **71**(2): p. 173-89.
6. Minick, G.T., et al., *Bracket bond strengths of new adhesive systems*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **135**(6): p. 771-6.
7. Velo, S., et al., *Self-etching vs. traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study*. Orthod Craniofac Res, 2002. **5**(3): p. 166-9.
8. Zachrisson, B.U., *Bonding in orthodontics*, in *Current principles and techniques*, T.M. Graber and R.L. Vanarsdall, Editors. 2000, Mosby. p. 557 - 645.
9. Alkış, H., *Farklı adeziv sistemlerinin ortodontik braket bağlanma dayanımlarına etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi*. 2011, Süleyman Demirel Üniversitesi.
10. Reynolds, I.R., *A review of direct orthodontic bonding*. Br J Orthod, 1975. **2**: p. 171 - 180.
11. Buyukyılmaz, T., et al., *Improving orthodontic bonding to gold alloy*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1995. **108**(5): p. 510-8.
12. Zachrisson, B.U., et al., *Improving orthodontic bonding to silver amalgam*. Angle Orthod, 1995. **65**(1): p. 35-42.
13. Wigdor, H.A., et al., *Lasers in dentistry*. Lasers Surg Med, 1995. **16**(2): p. 103-33.
14. Usumez, S., et al., *Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2002. **122**(6): p. 649-56.
15. Cebesoy, E.K., *Farklı iki ortodontik braketin tutuculuğunun değerlendirilmesi ve farklı bitirme materyallerinin mine yüzeyine etkisi*. 2010, Gazi Üniversitesi.
16. Brown, C.R. and Way, D.C., *Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives*. Am J Orthod, 1978. **74**(6): p. 663-71.
17. Bhad, W.A. and Hazarey, P.V., *Scanning electron microscopic study and shear bond strength measurement with 5% and 37% phosphoric acid*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1995. **108**(4): p. 410-4.
18. Carstensen, W., *Effect of reduction of phosphoric acid concentration on the shear bond strength of brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1995. **108**(3): p. 274-7.
19. Sadowsky, P.L., et al., *Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1990. **98**(5): p. 417-21.
20. Ghiz, M.A., et al., *Effects of sealant and self-etching primer on enamel decalcification. Part II: an in-vivo study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. **135**(2): p. 206-13.

21. Iijima, M., et al., *Bracket bond strength comparison between new unfilled experimental self-etching primer adhesive and conventional filled adhesives*. Angle Orthod, 2010. **80**(6): p. 1095-9.
22. Miller, R.A., *Laboratory and clinical evaluation of a self-etching primer*. J Clin Orthod, 2001. **35**(1): p. 42-5.
23. Shinohara, M.S., et al., *SEM analysis of the acid-etched enamel patterns promoted by acidic monomers and phosphoric acids*. J Appl Oral Sci, 2006. **14**(6): p. 427-35.
24. Vilchis, R.J., et al., *Examination of enamel-adhesive interface with focused ion beam and scanning electron microscopy*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(5): p. 646-50.
25. McCabe, J.F. and Walls, A.W.G., *Adhesive Restorative Materials: Bonding of Resin-based Materials*, in *Applied Dental Materials*. 2008, Blackwell Publishing.
26. Silverstone, L.M., et al., *Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy*. Caries Res, 1975. **9**(5): p. 373-87.
27. Galil, K.A. and Wright, G.Z., *Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth*. Pediatr Dent, 1979. **1**(4): p. 230-4.
28. Bishara, S.E., et al., *Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2000. **118**(3): p. 288-94.
29. Yamada, R., et al., *Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets*. Angle Orthod, 2002. **72**(6): p. 558-64.
30. Komori, A. and Ishikawa, H., *The effect of delayed light exposure on bond strength: light-cured resin-reinforced glass ionomer cement vs light-cured resin*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1999. **116**(2): p. 139-45.
31. Meng, C.L., et al., *Bond strength with APF applied after acid etching*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1998. **114**(5): p. 510-3.
32. Millett, D.T. and McCabe, J.F., *Orthodontic bonding with glass ionomer cement--a review*. Eur J Orthod, 1996. **18**(4): p. 385-99.
33. Toledano, M., et al., *Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements*. Angle Orthod, 2003. **73**(1): p. 56-63.
34. Mercangöz, B., *Farklı pürüzlendirme teknikleri ile uygulanan iki farklı fissür örtücü materyallerinin kopma-bağlanma değerlerinin karşılaştırılması*, in *Pedodonti*. 2010, Yeditepe Üniversitesi: İstanbul.
35. Millett, D.T., et al., *The effect of sandblasting on the retention of first molar orthodontic bands cemented with glass ionomer cement*. Br J Orthod, 1995. **22**(2): p. 161-9.
36. Chung, K., et al., *Effect of sandblasting on the bond strength of the bondable molar tube bracket*. J Oral Rehabil, 2001. **28**(5): p. 418-24.
37. Berk, N., et al., *Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes*. Eur J Orthod, 2008. **30**(2): p. 183-9.
38. Uysal, D. and Güler, Ç., *Diş hekimliğinde lazer: bir literatür derlemesi*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2012. **2012**(6): p. 44-53.
39. Harris, D.M. and Pick, R.M., *Laser Physics*, in *Lasers in Dentistry*, L.J. Miserendino and R.M. Pick, Editors. 1995, Quintessence Publishing Chicago. p. 27-38.
40. Coluzzi, D.J. and Convissar, R.A., *An overview of lasers in dentistry*, in *Atlas of laser application in dentistry*. 2007, Quintessence Publishing

41. Meister, J., *Basic Research*, in *Proceedings of the 1st International Workshop of Evidence Based Dentistry on Lasers in Dentistry*, N. Gutknecht, Editor. 2007, Quintessence Publishing. p. 3-27.
42. Coluzzi, D.J., *Fundamentals of dental lasers: science and instruments*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(4): p. 751-70, v.
43. Welch, A.J., et al., *Laser physics and laser-tissue interaction*. Tex Heart Inst J, 1989. **16**(3): p. 141-9.
44. Carroll, L. and Humphreys, T.R., *LASER-tissue interactions*. Clin Dermatol, 2006. **24**(1): p. 2-7.
45. Parker, S., *Verifiable CPD paper: introduction, history of lasers and laser light production*. Br Dent J, 2007. **202**(1): p. 21-31.
46. Bader, C. and Krejci, I., *Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry*. Am J Dent, 2006. **19**(3): p. 178-86.
47. Convissar, R.A., *The biologic rationale for the use of lasers in dentistry*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(4): p. 771-94, v.
48. van As, G., *Erbium lasers in dentistry*. Dent Clin North Am, 2004. **48**(4): p. 1017-59, viii.
49. Parker, S., *Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction*. Br Dent J, 2007. **202**(2): p. 73-81.
50. Dederich, D.N., *Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?* J Am Dent Assoc, 1993. **124**(2): p. 57-61.
51. Strauss, R.A., *Esthetics and Laser Surgery in Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials*, K.W. Aschheim and B.G. Dale, Editors. 1993.
52. Moritz, A., et al., *Cavity Preparation in Oral Laser Application*, A. Moritz, Editor. 2006, Quintessence Publishing
53. De Moor, R.J. and Delme, K.I., *Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 1. Laser-assisted cavity preparation*. J Adhes Dent, 2009. **11**(6): p. 427-38.
54. *Fotona lazer çalışma el kitabı*. İdealdent teknolojik dental ürünler. p. 1-72.
55. Üşümez, S. and Üşümez, A., *Dental Lazer Sistemleri ve Ortodonti Alanında Kullanımları*. Turkish Journal of Orthodontics, 2002. **15**(1): p. 66-74.
56. Güven, Y., *Er:YAG lazer ile hazırlanmış kavitelerde adeziv sistem-dentin bağlantısının incelenmesi*, in *Pedodonti*. 2011, İstanbul Üniversitesi: İstanbul.
57. von Fraunhofer, J.A., et al., *Laser etching of enamel for direct bonding*. Angle Orthod, 1993. **63**(1): p. 73-6.
58. Dederich, D.N., et al., *Lasers in dentistry: separating science from hype*. J Am Dent Assoc, 2004. **135**(2): p. 204-12; quiz 229.
59. Research, S. and Therapy Committee of the American Academy of, P., *Lasers in periodontics*. J Periodontol, 2002. **73**(10): p. 1231-9.
60. Adiloğlu, İ., *Gömülü 20 yaş dişi cerrahisinde kemik dokusu kaldırılmasında kullanılan Er:YAG lazer ve konvansiyonel frez yöntemlerinin radyolojik ve klinik olarak karşılaştırmalı incelenmesi*. 2008, Hacettepe Üniversitesi.
61. Toptancı, İ.R., *Geleneksel yöntemle ve Er:YAG lazer preparasyonundan sonra süt dişlerinde kullanılan farklı bonding ajanların mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi*. 2009, Dicle Üniversitesi.
62. Aoki, A., et al., *Lasers in nonsurgical periodontal therapy*. Periodontol 2000, 2004. **36**: p. 59-97.

63. Yıldırım, B., *Gömülü 20 yaş dişi cerrahisinde konvansiyonel frez ve Er:YAG lazer yöntemlerinin, anksiyete ve vital bulgular üzerine etkilerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi*. 2010, Hacettepe Üniversitesi.
64. Üşümez, S., et al., *Er, Cr: VSGG hidrokinetik lazer sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik aparevlerin yapışma kuvvetine etkisi*. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi Cilt 3, Sayı 1, 2000: p. 6-9.
65. Gutknecht, N., et al., *A novel quantum square pulse (QSP) mode erbium dental laser*. J LAHA, 2011. **1**: p. 15-21.
66. Visuri, S.R., et al., *Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin*. J Dent Res, 1996. **75**(1): p. 599-605.
67. Fowler, B.O. and Kuroda, S., *Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility*. Calcif Tissue Int, 1986. **38**(4): p. 197-208.
68. Oho, T. and Morioka, T., *A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation*. Caries Res, 1990. **24**(2): p. 86-92.
69. Geis-Gerstorfer, J., *In vitro corrosion measurements of dental alloys*. J Dent 1994. **22**: p. 247-51.
70. Gale, M.S. and Darvell, B.W., *Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations*. J Dent, 1999. **27**: p. 89-99.
71. Longman, C.M. and Pearson, G.J., *Variations in tooth surface temperature in the oral cavity during fluid intake*. Biomaterials, 1987. **8**(5): p. 411-4.
72. Spierings, T.A., et al., *Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments*. J Dent Res, 1987. **66**(8): p. 1336-9.
73. Ulker, M., *Yapay yaşlandırma işlemlerinin self-etch adezivlerin dentine bağlanma dayanımlarına ve bağlanma ara yüzlerine etkisinin incelenmesi (mikrotensile, sem, tem çalışması)*. 2006, Selçuk Üniversitesi: Konya.
74. Hashimoto, M., et al., *In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years*. J Dent Res, 2000. **79**(6): p. 1385-91.
75. Versluis, A., et al., *Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges*. Dent Mater, 1996. **12**(5): p. 290-4.
76. Goldstein, J., et al., *Scanning Electron Microscopy and X-ray Microanalysis*. 3rd ed. 2007, USA: Springer.
77. Zakariasen, K.L. and Dederich, D.N., *Dental lasers and science*. J Can Dent Assoc, 1991. **57**(7): p. 570-3.
78. Uşümez, A., *Farklı asitler ve Er,Cr:YSGG lazer sistemi ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine porselen laminate veneerlerin bağlantılarının karşılaştırılması*. 2001, Selçuk Üniversitesi: Konya.
79. Dilber, E., *Farklı yüzey işlemlerinin mine ve dentinin mineral içeriğine ve bağlantısına olan etkisi*. 2012, Selçuk Üniversitesi: Konya.
80. Fornaini, C., et al., *Use of laser in orthodontics: applications and perspectives*. Laser Therapy, 2013. **22**(2): p. 115.
81. Birlik, M., et al., *CASE REPORT: Laser Applications with an Er: YAG Dental Laser and X-Runner Handpiece*.
82. Fornaini, A.P.D.C., *X-Runner Er: YAG dental laser application*.
83. Artun, J. and Bergland, S., *Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment*. Am J Orthod, 1984. **85**(4): p. 333-40.

84. Hosseini, M.H., et al., *Comparison of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Enamel Prepared By Er:YAG Laser and Conventional Acid-Etching*. J Dent (Tehran), 2012. **9**(1): p. 20-6.
85. Martinez-Insua, A., et al., *Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces*. J Prosthet Dent, 2000. **84**(3): p. 280-8.
86. Oesterle, L.J., et al., *The use of bovine enamel in bonding studies*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1998. **114**(5): p. 514-9.
87. Sfondrini, M.F., et al., *Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **125**(3): p. 357-60.
88. Cacciafesta, V., et al., *Polymerization with a micro-xenon light of a resin-modified glass ionomer: a shear bond strength study 15 minutes after bonding*. Eur J Orthod, 2002. **24**(6): p. 689-97.
89. Cacciafesta, V., et al., *Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003. **123**(6): p. 633-40.
90. Linklater, R.A. and Gordon, P.H., *An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types*. J Orthod, 2001. **28**(1): p. 59-65.
91. Ozturk, B., et al., *Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems*. Eur J Orthod, 2008. **30**(4): p. 407-12.
92. Campbell, P.M., *Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding*. Angle Orthod, 1995. **65**(2): p. 103-10.
93. Hobson, R.S., et al., *Bond strength to surface enamel for different tooth types*. Dent Mater, 2001. **17**(2): p. 184-9.
94. Osorio, R., et al., *Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding*. Angle Orthod, 1999. **69**(1): p. 45-8.
95. Bishara, S.E., et al., *Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets*. Angle Orthod, 2006. **76**(4): p. 689-93.
96. Oztoprak, M.O., et al., *Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with 4 adhesives*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(2): p. 238-42.
97. Zeppieri, I.L., et al., *Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003. **124**(4): p. 414-9.
98. Hildebrand, N.K., et al., *Argon laser vs conventional visible light-cured orthodontic bracket bonding: an in-vivo and in-vitro study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2007. **131**(4): p. 530-6.
99. Vicente, A., et al., *Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system*. Angle Orthod, 2005. **75**(3): p. 400-5.
100. Sorel, O., et al., *Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2002. **122**(3): p. 260-6.
101. Bishara, S.E., et al., *Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1998. **114**(3): p. 243-7.
102. Bishara, S.E., et al., *Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems*. Angle Orthod, 2006. **76**(1): p. 123-6.
103. Bishara, S.E., et al., *Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **125**(3): p. 348-50.

104. Bishara, S.E., et al., *Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001. **119**(6): p. 621-4.
105. Webster, M.J., et al., *The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001. **119**(1): p. 54-8.
106. Signorelli, M.D., et al., *Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. **129**(2): p. 277-82.
107. Bishara, S.E., et al., *Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets*. Angle Orthod, 2002. **72**(5): p. 464-7.
108. Bishara, S.E., et al., *Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1999. **116**(6): p. 616-20.
109. Romano, F.L., et al., *Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with Self-Etching Primer*. Angle Orthod, 2005. **75**(5): p. 849-53.
110. Bryant, S., et al., *Tensile bond strengths of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1987. **92**(3): p. 225-31.
111. Lindauer, S.J., et al., *Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1997. **111**(6): p. 599-605.
112. Legler, L.R., et al., *Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1990. **98**(2): p. 154-60.
113. Bin Abdullah, M. and Rock, W.P., *The effect of etch time and debond interval upon the shear bond strength of metallic orthodontic brackets*. Br J Orthod, 1996. **23**(2): p. 121-4.
114. Sagir, S., et al., *Effect of enamel laser irradiation at different pulse settings on shear bond strength of orthodontic brackets*. Angle Orthod, 2013. **83**(6): p. 973-80.
115. Tagrikulu, B., *Fosforik asit ve Er:YAG laser ile yapıştırılan estetik brakelerin sıyrma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının ve kopma bölgelerinin karşılaştırılması*. 2010: İstanbul.
116. Matasa, C.G., *Metal strength of direct bonding brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1998. **113**(3): p. 282-6.
117. Oesterle, L.J., et al., *Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001. **119**(6): p. 610-6.
118. Kimura, T., et al., *Effect of fluoride varnish on the in vitro bond strength of orthodontic brackets using a self-etching primer system*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. **125**(3): p. 351-6.
119. Bishara, S.E. and Trulove, T.S., *Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1990. **98**(2): p. 145-53.
120. Ulusoy, C., *Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding*. J Appl Oral Sci, 2009. **17**(3): p. 209-15.
121. Ahrari, F., et al., *Enamel surface roughness after debonding of orthodontic brackets and various clean-up techniques*. J Dent (Tehran), 2013. **10**(1): p. 82-93.
122. Eminkahyagil, N., et al., *Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of rebonded brackets*. Angle Orthod, 2006. **76**(2): p. 314-21.
123. Smith, S.C., et al., *Removal of orthodontic bonding resin residues by CO2 laser radiation: surface effects*. J Clin Laser Med Surg, 1999. **17**(1): p. 13-8.

124. Krell, K.V., et al., *Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1993. **103**(3): p. 258-66.
125. Janiszewska-Olszowska, J., et al., *Effect of orthodontic debonding and adhesive removal on the enamel - current knowledge and future perspectives - a systematic review*. Med Sci Monit, 2014. **20**: p. 1991-2001.
126. Jumagali, J., *Self etching primer kullanılarak yapıştırılan ortodontik braketlerin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının in- vitro olarak karşılaştırılması*. 2005, İstanbul Üniversitesi: İstanbul.
127. Bağdelen, G., *Beyazlatma işlemi yapılmış dişlere uygulanan metal ve porselen braketlerin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi*. 2007, İstanbul Üniversitesi: İstanbul
128. Kakaboura, A., et al., *Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter*. J Mater Sci Mater Med, 2007. **18**(1): p. 155-63.



ÖZGEÇMİŞ

1987 yılında Karabük’te doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi; Özel Şefkat Koleji, Özel Kanuni Sultan Süleyman İlköğretim Okulu ve Beyoğlu Anadolu Lisesi’nde tamamladım. Üniversite öğrenimimi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde (2005-2010) tamamladım. 2011 yılında Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’nda doktora başladım. 2013 yılında Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı’na yatay geçiş yaptım. 2014 yılında araştırma görevlisi kadrosuna atandım. Halen aynı anabilim dalında araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım.

