

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

(DOKTORA TEZİ)

**FOSFORİK ASİT VE ER:YAG LASER İLE YAPIŞTIRILAN
ESTETİK BRAKETLERİN SIYIRMA KUVVETLERİNE
KARŞI TUTUCULUKLARININ VE KOPMA
BÖLGELERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

BEYZA TAĞRIKULU

**DANIŞMAN
PROF. MÜYESSER SARAÇ**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2010

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtımı yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

13 / 07 / 2010



Prof.Dr.Tamer DEMİRALP
Müdür

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Ortodonti
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : Ortodonti Anabilim Dalı
Tez Sahibi : Beyza TAĞRIKULU
Tez Başlığı : Fosforik Asit ve Er:Yag Laser ile Yapıştırılan Estetik Braketlerin Sıyırma Kuvvetlerine Karşı Tutuculuklarının ve Kopma Bölgelerinin Karşılaştırılması.
Sınav Yeri : İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi
Sınav Tarihi : 12 / 07 / 2010

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

1.Prof.Müyesser SARAÇ (Danışman), İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

2.Prof.Dr.Hülya KILIÇOĞLU,İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

3.Prof.Dr.Nil CURAI, İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

4.Prof.Dr.Çetin SEVÜK, İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Ted. ABD Kuron Köp.Protesi B.D

5.Doç.Dr.Toros ALCAN, M.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

BEYAN

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

BEYZA TAĞRIKULU

(İmza)

A handwritten signature in black ink, featuring a large, stylized initial 'B' followed by a series of connected loops and a long horizontal stroke at the end.

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora tezimin tüm aşamalarındaki sonsuz katkıları ve ortodonti eğitimimdeki emeği dolayısıyla tez danışmanım, değerli hocam Sayın Prof. Müyesser Saraç'a,

Doktora eğitimim ve tezimin hazırlanması sırasındaki değerli katkıları için tez izleme komitesi üyesi Sayın Prof.Dr. Hülya Kılıçoğlu'na,

Doktora tezimin hazırlanması sırasında verdiği destekten dolayı tez izleme komitesi üyesi Sayın Prof.Dr.Çetin Sevik'e,

Ortodonti eğitimime sağladıkları katkılar nedeniyle Anabilim Dalı'mızın değerli öğretim üyeleri Sayın Prof.Dr.Yıldız Öztürk Ortan'a, Sayın Sayın Prof.Dr. Elif Erbay'a, Sayın Prof.Dr. Nil Cura'ya, Sayın Prof.Dr.Sönmez Fıratlı'ya, Sayın Doç.Dr. Gülnaz Marşan'a ve Sayın Dr. Evren Öztaş'a,

Laser konusundaki bilgilerini ve tüm olanaklarını çekinmeden paylaşan Sayın Dt. Zafer Kazak ve Sayın Dr.Dt. İlay Maden'e,

Ortodonti eğitimim boyunca beni destekleyen doktora öğrencisi arkadaşlarıma,

Ortodonti eğitimim boyunca klinik, laboratuvar ve sekreterlikteki yardımlarından dolayı Anabilim Dalımız sekreter, hemşire ve röntgen teknisyenlerine,

Hayatımın her aşamasında olduğu gibi doktora yolculuğum boyunca da yanımda olan ve sonsuz desteklerini esirgemeyen annem, babam, ablalarım, abim, kardeşim ve yeğenim Alya'ya teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 1460

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	Vİİ
TABLolar LİSTESİ.....	Xİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	Xİİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XVİ
ÖZET	XVİİ
ABSTRACT.....	XVİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Doğrudan Braket Yapıştırma ile İlgili Olan Yayınlar.....	4
2.1.1. Kullanılan Materyal	4
2.1.2. Materyali Saklama Koşulları	4
2.1.3. Yapıştırma İşlemi Öncesi Diş Yüzeylerinin Hazırlanması	5
2.1.4. Braketler.....	6
2.1.5. Mine Yüzeylerinin Pürüzlendirilmesi.....	7
2.1.6. Laser.....	10
2.1.6.1. Işık.....	11
2.1.6.2. Amplifikasyon.....	11
2.1.6.3. Emisyonun uyarılması.....	12
2.1.6.4. Radyasyon	13
2.1.6.5. Laser dağıtım sistemleri	13
2.1.6.6. Laserin dokular üzerine etkisi	14
2.1.6.7. Laser enerjisi ve doku ısısı.....	15
2.1.7. Diş hekimliğinde kullanılan laserler	16
2.1.7.1. Erbiyum laserler	16
2.1.7.2. CO ₂	17
2.1.8. Yapıştırıcılar.....	18

2.1.9. Işık Kaynağı	19
2.1.10. Dişlerin Bloklanması.....	20
2.1.11. Hazırlanan Örneklerin Saklanması	20
2.1.12. Deneyler İçin Kullanılan Test Aygıtları ve Deney Hızları	21
2.1.13. Deney Sonuçlarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Ölçüm Birimleri.....	22
2.1.14. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi.....	23
2.2. Konu ile ilgili yayınlar	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1. Gereç	33
3.1.1. Dişler.....	33
3.1.2. Braketler.....	33
3.1.3. Mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi	39
3.1.4. Çalışmada kullanılan yapıştırıcı.....	41
3.1.5. Işık kaynağı	41
3.1.6. Sıyırma deneyleri sırasında kullanılan düzenek.....	43
3.1.7. Kopma bölgelerinin incelenmesi	44
3.1.8. Mine kırığının incelenmesi	45
3.2. Yöntem.....	47
3.2.1. Deney örneklerinin hazırlanması	48
3.2.1.1. Dişlerin hazırlanması	48
3.2.1.2. Braketlerin yapıştırılması	49
3.2.1.3. Dişlerin bloklanması	50
3.2.2. Sıyırma testlerinin yapılması ve kopma değerlerinin ölçülmesi	52
3.2.3. Kopma bölgelerinin incelenmesi	54
3.2.4. Mine yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu kullanılarak incelenmesi.....	54
3.2.5. İstatistiksel değerlendirme	55
4. BULGULAR.....	56
4.1. Sıyırma deneyleri ile ilgili bulgular	56
4.1.1. Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi	56
4.1.2. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi	57

4.1.3. Er:YAG laser ile (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetine karşı tutuculuklarının incelenmesi	59
4.1.4. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Radiance braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi	60
4.1.5. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Inspire Ice braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi	61
4.1.6. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Clarity braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi	62
4.1.7. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Luxi II braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi	62
4.1.8. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi	63
4.2. Kopma bölgeleri ile ilgili bulgular.....	64
4.2.1. Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması	64
4.2.2. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması	69
4.2.3. Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması	71
4.2.4. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Radiance braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi	73
4.2.5. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Inspire Ice braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi	74
4.2.6. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Clarity braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi	75
4.2.7. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Luxi II braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi	76
4.2.8. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Sierra Classic braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi.....	77
4.3. Mine kırığı ile ilgili bulgular.....	78
4.3.1. Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen diş yüzeylerinin mine kırığı yönünden elektron mikroskobu ile incelenmesi	78
4.3.2. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş yüzeylerinin mine kırığı yönünden elektron mikroskobu ile incelenmesi.....	81

4.3.3. Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş yüzeylerinin mine kırığı yönünden elektron mikroskobu ile incelenmesi.....	83
5. TARTIŞMA	86
5.1. Amacın ve Yöntemin Tartışılması	86
5.2. Bulguların Tartışması.....	94
5.2.1. Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının genel olarak tartışılması.....	94
5.2.2. İki farklı enerji ve frekans değerinde Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının genel olarak tartışılması.....	98
5.2.3. Farklı braket çeşitlerinin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının, fosforik asit ve iki ayrı enerji ve frekans değerinde kullanılan Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirme yöntemlerine göre karşılaştırılmasının tartışılması.....	99
5.2.4. Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin kopma bölgelerinin tartışılması.....	104
5.2.5. İki farklı enerji ve frekans değerinde Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin kopma bölgelerinin tartışılması.....	106
5.2.6. Her bir braketin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin fosforik asit ve iki ayrı enerji ve frekans değerinde kullanılan Er:YAG laser ile pürüzlendirme yöntemlerine göre karşılaştırılmasının tartışılması	110
5.2.7. Braket kırıklarının tartışılması	112
5.2.8. Mine kırıklarının tartışılması	113
6. SONUÇLAR.....	117
7. KAYNAKLAR	120
8. ÖZGEÇMİŞ	138

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4-1: Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	56
Tablo 4-2: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	58
Tablo 4-3: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması	59
Tablo 4-4: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Radiance braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi.....	61
Tablo 4-5: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Inspire Ice braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	61
Tablo 4-6: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Clarity braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	62
Tablo 4-7: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Luxi II braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	63
Tablo 4-8: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	63
Tablo 4-9: Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması	65
Tablo 4-10: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması	70
Tablo 4-11: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması	73
Tablo 4-12: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme işlemlerinden sonra dişlere yapıştırılan Radiance braketlerin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması	74
Tablo 4-13: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme işlemlerinden sonra dişlere yapıştırılan Inspire Ice braketlerin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması	75

Tablo 4-14: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme işlemlerinden sonra dişlere yapıştırılan Clarity braketlerin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması.....	76
Tablo 4-15: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Luxi II braketlerin kopma bölgelerinin karşılaştırılması	77
Tablo 4-16: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlerin kopma bölgelerinin karşılaştırılması	78

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1: Radiance braket.....	34
Şekil 3-2: Radiance braket kaidesinin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü	34
Şekil 3-3: Inspire Ice braket.....	35
Şekil 3-4: Inspire Ice braket kaidesinin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü	35
Şekil 3-5: Clarity braket.....	36
Şekil 3-6: Clarity braket kaidesinin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü	36
Şekil 3-7: Luxi II braket.....	37
Şekil 3-8: Luxi II braket kaidesinin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü	37
Şekil 3-9: Sierra Classic braket.....	38
Şekil 3-10: Sierra Classic braketin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü.	38
Şekil 3-11: Çalışmada kullanılan fosforik asit.....	39
Şekil 3-12: Çalışmada kullanılan laser cihazı.....	40
Şekil 3-13: Çalışmada kullanılan bonding primer	40
Şekil 3-14: Çalışmada kullanılan ışıkla sertleşen yapıştırıcı	41
Şekil 3-15: Çalışmada kullanılan ışık cihazı.....	42
Şekil 3-16: Çalışmada kullanılan ışık cihazının yaydığı ışık yoğunluğunun ölçülmesi .	42
Şekil 3-17: Çalışmada kullanılan universal test cihazı	43
Şekil 3-18: Çalışmada kullanılan test cihazının hareketli üst parçası.....	44
Şekil 3-19: Çalışmada kullanılan stereoışık mikroskobu	45
Şekil 3-20: Çalışmada kullanılan Taramalı Elektron Mikroskobu (Phillips ESEM FEG XL 30).....	46
Şekil 3-21: Mine yüzeyi pürüzlendirilen bir örneğin taramalı elektron mikroskobu görüntüsünün alınması	46
Şekil 3-22: Çalışmada kullanılan üst ve alt küçük azı dişleri ve diş köklerine açılan retansiyon olukları.	49
Şekil 3-23: Dişlerin akrilik bloğa alınmasında kullanılan metal kalıp	51
Şekil 3-24: Dişlerin kalıba alınması ve yer düzlemine paralelliğin sağlanmasında kullanılan referans çubuğu.....	51
Şekil 3-25: Akrilik bloğa alınmış dişin görüntüsü.....	52

Şekil 3-26: Hazırlanan akrilik blokların kalıba alınmasını sağlayan adaptör.	53
Şekil 3-27: Sıyırma testi için adaptöre ve test cihazının hareketli koluna bağlanmış örnek.	53
Şekil 4-1: Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	57
Şekil 4-2: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	58
Şekil 4-3: Er:YAG laser ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi	60
Şekil 4-4: ARI skoru 0 olan bir örneğin 50X büyütme altındaki SEM görüntüsü	66
Şekil 4-5: ARI skoru 1 olan bir örneğin 57X büyütme altındaki SEM görüntüsü	66
Şekil 4-6: ARI skoru 2 olan bir örneğin 60X büyütme altındaki SEM görüntüsü	67
Şekil 4-7: ARI skoru 3 olan bir örneğin 51X büyütme altındaki SEM görüntüsü	67
Şekil 4-8: ARI skoru 4 olan bir örneğe ait fotoğraf.....	68
Şekil 4-9: ARI skoru 5 olan bir örneğin 56X büyütme altındaki SEM görüntüsü	68
Şekil 4-10: Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 4000X büyütme altındaki SEM görüntüsü	79
Şekil 4-11: Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 10000X büyütme altındaki SEM görüntüsü	79
Şekil 4-12: Fosforik asit uygulanan ve uygulanmayan mine yüzeyinin 1000X büyütme altındaki SEM görüntüsü	80
Şekil 4-13: Şekil 4.10 ve 4.11'deki örneğe yapıştırılan braketin koparılmasından sonra diş yüzeyinin 51X büyütme altındaki SEM görüntüsü	80
Şekil 4-14: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 4000X büyütme altındaki SEM görüntüsü	81
Şekil 4-15: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 10000X büyütme altındaki SEM görüntüsü	82
Şekil 4-16: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) uygulanan ve uygulanmayan mine yüzeyinin 1000X büyütme altındaki SEM görüntüsü	82
Şekil 4-17: Şekil 4.14, 4.15 ve 4.16'da görülen dişe yapıştırılan braketin koparılmasından sonra diş yüzeyinin 55X büyütme altındaki SEM görüntüsü.....	83
Şekil 4-18: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 10000X büyütme altındaki görüntüsü.....	84

Şekil 4-19: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 4000X büyütme altındaki SEM görüntüsü	84
Şekil 4-20: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) uygulanan ve uygulanmayan mine yüzeyinin 1000X büyütme altındaki SEM görüntüsü	85
Şekil 4-21: Şekil 4.18, 4.19 ve 4.20'de görülen dişe yapıştırılan braketin koparılmasından sonra diş yüzeyinin 54X büyütme altındaki SEM görüntüsü.....	85

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Mpa: Megapascal

μm : Mikrometre

nm: Nanometre

$^{\circ}\text{C}$: Santigrad derece

mm: Milimetre

SEM: Scanning Electron Microscope

Sn: Saniye

N: Newton

ARI: Adhesive Remnant Index

%: Yüzde

Nd:YAG : Neodimyum Doped Yttrium Garnet

Er:YAG: Erbiyum Yttrium Garnet

W: Watt

Bis-GMA: Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat

kg: Kilogram

NaCl: Sodyum Klorür

LED: Light Emitting Diode

CO₂: Karbondioksit

p: Olasılık

$\neq$: İstatistiksel olarak anlamı farklılık

a: Radiance braket

b: Inspire Ice braket

c: Clarity braket

d: Luxi II braket

e: Sierra Classic braket

1: Fosforik asit kullanılarak yapılan pürüzlendirme

2: 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser kullanılarak yapılan pürüzlendirme

3: 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser kullanılarak yapılan pürüzlendirme

ÖZET

Tağrikulu, B. (2010). Fosforik asit ve Er:YAG laser ile yapıştırılan estetik braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının ve kopma bölgelerinin karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı, fosforik asit ve Er:YAG laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan, Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxı II ve Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi ve kopma bölgelerinin mine kırığı yönünden değerlendirilmesidir. Bu amaçla 150 adet küçük azı dişinin mine yüzeyleri, fosforik asit ya da Er:YAG laserin iki farklı enerji ve frekans değerinde kullanılmasıyla pürüzlendirilmiş ve braketler ışıkla polimerize olan bir ortodontik yapıştırıcıyla yapıştırılmıştır. Braketlerin Universal test cihazıyla koparılmasının ardından kopma bölgeleri stereomikroskopla incelenmiş ve modifiye Adhesive Remnant Index kullanılarak skorlandırılmıştır. Her pürüzlendirme grubundan 10'ar dişin mine yüzeyleri, bir kez mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin ardından ve bir kez de braketlerin koparılmasından sonra Taramalı Elektron Mikroskobu ile incelenmiştir. Fosforik asit ve Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz ve 120 mJ, 20 Hz) gruplarında en yüksek tutuculuk değeri Inspire Ice braketle elde edilmiş ve bu braketi sırasıyla Clarity, Radiance, Luxı II ve Sierra Classic braketlerin takip ettiği belirlenmiştir. Tüm braket gruplarında, mine yüzeylerinin farklı yöntemlerle pürüzlendirilmesinin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğu üzerine etkisi istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur. Fosforik asit grubundaki tüm braket gruplarında kopma genellikle yapıştırıcı ile braket arasında meydana gelirken; laser gruplarında genellikle mine ile yapıştırıcı arasında meydana gelmiştir. Yapılan taramalı elektron mikroskobu incelemesinde incelenen 30 örneğin hiçbirinde mine kırığı görülmezken; ışık mikroskobuyla incelenen tüm örnekler içinde fosforik asit grubunda toplam 5, Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) grubunda ise 1 dişte mine kırığına rastlanmıştır.

Anahtar Kelimeler : Estetik braket, sıyırma kuvveti, Er:YAG laser, fosforik asit, mine kırığı.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 1460

ABSTRACT

Tağrikulu, B. 2010 Comparative evaluation of shear bond strength and failure sites of different esthetic brackets bonded to enamel etched with phosphoric acid and Er:YAG laser. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Orthodontics, İstanbul.

The aim of this study is to evaluate shear bond strengths of Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxi II and Sierra Classic brackets bonded to enamel etched with phosphoric acid and Er:YAG laser and to assess tooth surfaces in terms of enamel damage. For this purpose, enamel surface of 150 human premolars were etched with either phosphoric acid or Er:YAG laser with two different power and pulse values. Esthetic brackets were bonded using light cured orthodontic adhesive. Following shear bond strength testing that were performed with Shimadzu Universal testing machine, debonding characteristics, failure sites and adhesive remnants were assessed according to Modified Adhesive Remnant Index by stereomicroscope. Enamel surfaces of 10 teeth from every group were evaluated with scanning electron microscope once after etching with one of the methods and once again after shear bond strength testing. The most retentive bracket in phosphoric acid and both laser groups (80 mJ, 30 Hz and 120 mJ, 20 Hz) was Inspire Ice bracket followed by Clarity, Radiance, Luxi II and Sierra Classic brackets. The effect of different etching techniques on shear bond strengths in all of the bracket groups were found to be insignificant. In phosphoric acid group, the failure mode was generally in the bracket/adhesive interface for all bracket groups. In the laser groups, debonding mode was generally in the enamel/adhesive interface for all bracket groups. No enamel fracture was found with the SEM evaluation. Among the rest of the subjects that were observed with stereomicroscope, 5 enamel fractures were seen in the phosphoric acid group and 1 enamel fracture in the Er:YAG (80 mJ, 30 Hz) laser group.

Key Words: Esthetic bracket, Er:YAG laser, shear bond strength, phosphoric acid, enamel crack.

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 1460

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Ortodontik kuvvet aktarıcılarının doğrudan mine yüzeyine yapıştırılması, ortodonti pratiğinde ancak 1980'lerde yaygın kullanım alanı bulabilmiştir. 1955 yılında Buonocore'nin %85'lik fosforik asit kullanarak mine yüzeyininin pürüzlendirilebileceğini göstermesinin ardından Newman, 1965 yılında %40'lık fosforik asit ile mine yüzeyini pürüzlendirmiş ve ardından epoksi reçine kullanarak ortodontik braketleri doğrudan diş yüzeyine yapıştırmıştır (103).

Direkt yapıştırma yönteminde, bant kullanımıyla ortaya çıkabilecek seperasyon ihtiyacı, diş arayüzlerinde çürük oluşabilmesi, hasta başında harcanan zamanın uzaması gibi sorunların üstesinden gelinmiştir Ortodontik kuvvet aktarıcılarının direkt olarak yapıştırılmasının avantajları ise braket pozisyonlarının daha doğru ve kolay ayarlanabilmesi, tedavi sonunda bant kalınlığına bağlı olarak diastema oluşumunun engellenmesi ve ağız hijyeninin sağlanmasının kolaylaşmasıdır. Ayrıca daha estetik olması ve hasta konforunun artırılması sebebiyle günümüzde ortodonti pratiğinde kuvvet aktarıcılarının diş yüzeylerine yapıştırılmasında en çok kullanılan yöntem direkt yapıştırma tekniğidir (21).

Ortodontik tedavinin başarısında, direkt olarak mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin yeterli tutuculuğu sağlaması çok önemlidir. Braketler, ortodontik tedavi boyunca uygulanan kuvvetlere karşı yeterli tutuculuk göstermelidir Bunun için diş yüzeyinin yapıştırma işlemine hazırlanmasına, kuvvet aktarıcısının kaidesinin tasarımına ve yapıştırıcının tipine özellikle önem gösterilmelidir (161).

Ortodonti pratiğinde en çok kullanılan kuvvet aktarıcıları braketlerdir. Günümüzde sıklıkla metal braketler kullanılsa da estetik kaygılardaki artış ve daha fazla erişkinin ortodontik tedavi istemesi estetik braket kullanımını yaygınlaştırmaktadır. Estetik materyallerden üretilen ilk braketler plastik esastır. Plastik braketlerin slot boyutlarında deformasyonlar, braket kanatlarında kopma ve aşınmalar ile renkleşme sebebiyle günümüzde kullanımları sınırlı kalmıştır (11). 1980'lerde üretilen seramik

braketler plastik braketlerde meydana gelen renkleşme sorununu ortadan kaldırmıştır. Seramik braketler renkleşmeye oldukça dirençlidir. Ancak seramik braketlerde kırıklar, sürtünme artışı, braketle temas eden dişlerde aşınmalar ve braketlerin çıkarılması aşamasında minede kırık oluşumu gibi sorunlar ortaya çıkmıştır. Bu sorunların üstesinden gelmek amacıyla metal slotlu seramik braketler üretilmiş ve seramik braketlerin kaide tasarımlarında değişiklikler yapılmıştır.

Ortodontik kuvvet aktarıcılarının doğrudan mine yüzeyine yapıştırılmasında en önemli adımlardan biri mine yüzeyinin pürüzlendirilmesidir. Günümüzde yaygın olarak kullanılan iki teknik mevcuttur. Geleneksel yöntemde fosforik asit uygulamasını mine yüzeyinin yıkanması ve primer uygulaması takip ederken; self etch primer kullanımıyla asitleme ve primer uygulaması tek aşamaya indirilmiştir.

Laser kullanımı diş hekimliğinde yaygınlaştıkça, ortodontide de çeşitli kullanım alanları bulmuştur. 1960 yılında Maiman, radyasyonun stimüle edilmiş emisyonu sonucu ışığın amplifikasyonu yöntemini geliştirmiştir. 1965 yılında Goldman ve arkadaşları, laser ışınının diş sert dokuları üzerine kullanımını incelemiştir. Günümüzde laserler; periodontal cerrahi, gingivektomi, kuron boyu uzatma, kompozit polimerizasyonu, frenektomi, diş beyazlatma, aftöz ülserlerin tedavisi, endodontik işlemler ve diş çürüklerinin ortadan kaldırılması gibi işlemlerde daha iyi kanama kontrolü, daha steril çalışma alanı, minimal post operatif ağrı ve şişme gibi avantajları sayesinde yaygın kullanım alanı bulmuştur (122).

1975 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından geliştirilen Er:YAG laserler, 1997 yılından itibaren çürük tedavisinde, kavite preparasyonunda ve dentin ile mine yüzeyinin asitle pürüzlendirilmesinden önce yüzeyin hazırlamasında kullanılmaya başlanmıştır. Er:YAG laserin dalgaboyu 2940 nm'dir ve bu dalgaboyunda Er:YAG laser ışınlarının su ve hidroksiapatit tarafından absorpsiyonu oldukça iyidir. Er:YAG laser uygun dozda kullanıldığında çevre dokularda veya pulpada termal hasara sebep olmadan mine yüzeyindeki hidroksiapatit kristallerini selektif olarak kaldırarak düzensiz bir yüzey oluşturduğu ve adezivlerin mikromekanik retansiyonunu arttırdığı bildirilmiştir (122,124,125).

Mine veya dentinin laser ablasyonu ağrısız bir işlemdir ve vibrasyon veya ısı açığa çıkarmaz. Laser uygulaması sonucu ortaya çıkan yüzey, çürük ataklarına karşı dirençlidir (153,154,155).

Yapılan literatür incelemesinde, Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan seramik ve plastik braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları veya braketlerin sökümü sırasında minede kırık oluşum riski hakkında yayınlanmış bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı, Fosforik asit veya Er:YAG laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan Radiance (Metal Slotsuz Mono-kristalin seramik), Inspire Ice (Metal Slotsuz Mono-kristalin seramik), Clarity (Metal Slotlu Poli-kristalin seramik), Luxı II (Metal Slotlu Poli-kristalin seramik) ve Sierra Classic (Metal Slotlu kompozit) braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi ve kopma bölgelerinin mine kırığı yönünden değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Doğrudan Braket Yapıştırma ile İlgili Olan Yayınlar

2.1.1. Kullanılan Materyal

Ortodontik braketlerin tutuculuklarının incelendiği çalışmaların büyük çoğunluğunda insan küçük azı dişleri kullanılmaktadır. Çekimli ortodontik tedavi gerektiren vakalarda sıklıkla küçük azı dişlerinin çekilmesi sebebiyle yapılan in- vitro çalışmaların çoğunda bu dişlerin kullanıldığı görülmüştür (1,2,3,4,5,6,7,8,9, 10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,30,31,32,33,34). Bunun yanında; diğer bazı çalışmalarda (35,36,37,38,39,41,42,43,44,45,46,47, 48,50,51,52,53,54) insan büyük azı dişleri kullanılmış ancak araştırmacılar kullandıkları dişlerin hangi çeneye ait olduklarını veya hangi büyük azı dişi olduğunu belirtmemişlerdir. Diğer bazı çalışmalarda ise insan 3. büyük azı dişlerinin kullanıldığı görülmüştür (55,56,57,58). Özcan ve arkadaşları (59), Evans ve arkadaşları (60), Korbmacher ve arkadaşları (61) ile Klocke ve arkadaşları (62), yaptıkları çalışmalarda insan kesici dişlerini kullanılmıştır. Bazı çalışmalarda, sığır ve insan dişlerinin mine yapılarının benzer olmasına dayanılarak (63), sığır kesici dişlerinin kullanıldığı belirtilmiştir (64,65,66,67,68,69,70,71). Bazı çalışmalarda ise braketlerin diş yüzeyi yerine porselen (72,73,74,75,76,77,78,79), amalgam (80,81,82,83,84,85) veya kompozit (85,86) gibi yüzeylere yapıştırılmasıyla braketlerin farklı yüzeylerdeki tutuculukları incelenmiştir.

2.1.2. Materyali Saklama Koşulları

Braketlerin tutuculuklarının incelendiği in-vitro çalışmalarda kullanılacak olan dişlerin, braketlerin yapıştırılmasından önce ve braketlerin yapıştırılmasından deney aşamasına kadar geçen sürede fiziksel ve kimyasal olarak bozulmadan saklanabilmesi gerekmektedir. Ancak, insan ya da hayvan dişlerinin ideal saklama koşulları hakkında yaygın olarak kabul gören bir yöntem yoktur. Bazı çalışmalarda araştırmacılar kullandıkları çekilmiş dişleri distile suyun içerisine %0,1 oranında ekledikleri timol

solüsyonunda saklarken (1,2,5,17,18,22,50,53,54,59,65,66,87,88,89); Scougall-Vilchis ve arkadaşları, kullandıkları küçük azı dişlerini %0,2 'lik timol solüsyonunda beklettiklerini bildirmişlerdir (13). Elvebak ve arkadaşları (90) ile Gronberg ve arkadaşları (91) ise çalışmalarında kullandıkları sığır kesici dişlerini %0,5'lik Kloramin T solüsyonu içerisinde dezenfekte ettikten sonra içerisinde timol kristalleri bulunan deiyonize suda bekletmişlerdir. Bunun yanında çekilmiş küçük azı dişlerini %0,5'lik Kloramin T solüsyonu içerisinde (36,45,51,55,56,57,58,92,93,94,95,96), distile suda (6,8,10,12,69,87,97), suda (7,9), serum fizyolojik solüsyon içerisinde (4,11,14,15,21,98,99) ya da alkolde (3,12,67) sakladıklarını bildiren araştırmacılar da bulunmaktadır.

2.1.3. Yapıştırma İşlemi Öncesi Diş Yüzeylerinin Hazırlanması

Ortodontik braketlerin diş yüzeylerine yapıştırılmasından önce diş yüzeylerindeki organik ve inorganik artıkların uzaklaştırılması önemli bir aşamadır. Yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda, 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 temizlendiği görülmüştür (2,4,8,9,11,12,57,58,59,65,67,87,92,93,96,97,99,100). Bulut ve arkadaşları (5), yaptıkları çalışmada çekilmiş küçük azı dişlerini florid içermeyen pomza kullanarak yavaş dönen aletlerle 5 saniye boyunca fırçaladıktan sonra yıkayıp kuruturken; diğer bazı çalışmalarda dişlerin florid içermeyen pomza ve lastik cila frezleri kullanarak 10 saniye boyunca temizlendiği ve suyla yıkayıp yağsız hava ile kurutulduğu bildirilmiştir (13,17,18,22,36,38,50,51,53,54,56,68,69). D'Attilio ve arkadaşları, çalışmalarında küçük azı dişlerini florid içermeyen pomzayla 15 saniye boyunca cilalamış ve ardından yıkayıp kurutmuşlardır (1). Aynı şekilde Bishara ve arkadaşları, çalışmalarında kullandıkları insan dişlerini 15 saniye boyunca lastik cila frezi ile cilaladıktan sonra yıkamış ve kurutmuşlardır (89). Tavares ve arkadaşları, çekilmiş küçük azı dişlerini 15 saniye boyunca kıl fırça ile cilaladıktan sonra 10 saniye boyunca yıkamış ve kurutmuşlardır (101). Bordeaux ve arkadaşları çalışmalarında sığır kesici dişlerini 20 saniye boyunca florlu pomza ile cilalamış, 30 saniye boyunca yıkamış ve 15 saniye boyunca kurutmuşlardır (66). Malkoç ve arkadaşları, çalışmalarında

kullandıkları dişleri 1 dakika boyunca düşük devirli alet yardımıyla cila patı ve fırça kullanarak cilalamışlardır (98). Bazı çalışmalarda ise braketlerin yapıştırılacağı dişlerin yüzey özelliklerindeki farklılıkların en aza indirilmesi amacıyla diş minelerinde aşındırma yapıldığı belirtilmiştir. Bu aşındırmaların, özellikle küçük azı dişlerinin kullanıldığı çalışmalarda vestibül yüzey konveksitelerindeki uyumsuzluğun azaltılması amacıyla yapıldığı belirtilmiştir (102). Araştırmacılar bu aşındırmaların mine yüzeyiyle sınırlı kaldığını belirtmişlerdir (91,102). Eliades ve arkadaşlarının seramik braketlerin mineye bağlanmasını inceledikleri çalışmalarında, kesici dişlerin mine yüzeyleri 600 gritli silikon karbid kağıt zımpara kullanılarak düzleştirilmiş ve ardından florid içermeyen pomza ile cilalanmıştır (88). Gronberg ve arkadaşlarının çalışmasında, dentin açığa çıkarılmayacak şekilde mine yüzeyi 600 gritlik silikon karbid kağıt zımpara kullanılarak zımparalanmış ve ardından florid içermeyen pomza ve lastik cila frezi ile 10 saniye boyunca cilalanıp 10 saniye boyunca suyla yıkanmış ve 5 saniye kurutulmuştur (91). Harris ve arkadaşlarının çalışmasında da, düz mine yüzeyi elde etmek amacıyla dişler öncelikle 200 gritlik ardından 600 gritlik silikon karbid kağıt zımpara kullanılarak sulu ortamda düzleştirilmiştir (3). Britton ve arkadaşları çalışmalarında 600 gritlik silikon karbid disklerle sulu ortamda mine yüzeyi düzleştirilmiş ve ardından dişler florlu pomza ile cilalanıp durulanmış ve kurutulmuştur (6). Cacciafesta ve arkadaşlarının çalışmasında ise dişler 350 gritlik silikon karbid zımpara kullanılarak sulu ortamda 5 dakika boyunca düzleştirilerek floridsiz cila patıyla lastik cila frezi kullanılarak cilalanmıştır. Ardından dişler suyla yıkanmış ve kurutulmuştur (64).

2.1.4. Braketler

Braketler sabit ortodontik tedavi sırasında en sık kullanılan en önemli kuvvet aktarıcılarıdır. İlk üretildiklerinde bantların üzerine lehimlenerek kullanılan metal braketler, yapıştırıcılar ve braket kaidelerindeki gelişmeler sonucu direkt olarak diş yüzeylerine yapıştırılmaya başlanmıştır. Bu gelişmeyle sabit apareyler daha estetik hale gelmiştir. Ancak özellikle erişkin hastaların daha estetik braketler talep etmeleriyle 1970'li yıllarda üretilmeye başlanan plastik braketlerin kullanımları artmaya başlamıştır (2,11). 1980'li yılların sonunda üretilen seramik braketler ise plastik braketlere göre

renkleşmeye karşı daha dayanıklı ve daha estetikler (2,8,67,68). Seramik braketler, Alüminyum Oksit esaslıdır ve polikristalin veya monokristalin yapıda olabilmektedirler. Seramik braket kaideleri ile yapıştırıcılar arasında kimyasal veya mekanik retansiyon sağlanabilmektedir (2). Mekanik retansiyon, braket kaidesindeki girinti veya çıkıntılar ile yapıştırıcı arasında mekanik bir kilit oluşumuyla sağlanmaktadır. Kimyasal retansiyonlu seramik braketlerin kaideleri ise düzdür ve tutuculuğu sağlamak için kimyasal silan bağlantı ajanı kullanılmaktadır. Ancak kimyasal retansiyonlu seramik braket kullanımıyla, braketlerin debondingi sırasında mine kırığıyla sonuçlanabilecek kadar yüksek seviyede tutuculuk meydana gelmektedir (2,8,22).

Mekanik retansiyonlu seramik braketler ile klinikte yeterli olabilecek düzeyde tutuculuk sağlanmakta ve mine hasarı riski azalmaktadır (2). Seramik braketlerin kaide dizaynlarında yapılan değişikliklerle mine kırığı, çatlağı ya da aşınmalarının önüne geçilmeye çalışılmıştır. Braketlerin tutuculuğuyla ilgili çalışmalarda, metal (1,12,13,15,19,20,21,23,24,27,29,31,38,39,41,44,55,56,57,69,73,76,77,90), seramik (16,18,22,30,33,62,65,74,81, 88,89), seramik ve metal (4,11,17,87,93), plastik (34,78) ya da plastik ve metal (17) braketlerin kullanıldığı görülmüştür.

2.1.5. Mine Yüzeylerinin Pürüzlendirilmesi

Braketlerin tedavi boyunca yeterli tutuculuğu sağlaması ortodontik tedavinin başarısında önemli bir yer tutmaktadır. Bu amaçla braketlerin diş yüzeyine yapıştırılmasından önce mine yüzeylerinin hazırlanması önemli bir aşamadır. Mine yüzeyinin asitlenerek tutuculuğun artırılması yöntemini ilk kez Buonocore 1955 yılında akrilik reçinenin mine yüzeyine tutuculuğunu arttırmak amacıyla ortaya atmıştır (103). Günümüzde sıklıkla kullanılan bu yöntem, mine yüzeyinin temizlenmesini takiben asit uygulaması, dişin yıkanması ve kurutulması aşamalarından oluşmaktadır. Mineye adezyonu ve yapışma yüzeyini artıran asitleme işleminde sıklıkla %35-37'lik fosforik asit kullanılmaktadır (1,4,12,13,15,16,17,18,22,29,32,36,48,53,54,87,88,89,90,91, 92,96,97,98,99,100,103,106,107). %10'luk poliakrilik asit (27), %10'luk maleik asit (103,104,105,106,108,109,110,111,112), %10'luk sitrik asit (110,113), %2,5'luk

oksalik asit (112) ve %2,5'luk nitrik asit de (34) bu amaçla kullanılan diğer asidik preparatlardandır. Minenin asitlenmesi işleminden sonra, yüzeyde 5-50 μ derinliğinde mikroporöziteler meydana gelir ve 10 μ 'luk bir doku kaybı oluşarak mine prizmalarının gövdeleri açılır. Böylece serbest yüzey enerjisi ikiye katlanır ve adezivler yaklaşık iki buçuk kat daha yüksek yüzey enerjisine sahip mine dokusunu daha iyi ıslatabilir ve meydana gelen mikroporözitelere kolayca akabilmektedir (114,115,116,117).

Adeziv reçineler açığa çıkan kanalları doldurarak rezin tag adı verilen uzantılar ile mekanik retansiyonu sağlar. Reçine-mine arasındaki bağlantının gücü, asitlenmiş mine yüzeyinde gözlenen bu uzantıların çaplarının toplam alanına bağlıdır (118). Kullanılan asidin tipi, konsantrasyonu, asitleme süresi, kullanılan asidin formu (jel,solüsyon), asidi yıkama süresi, minenin kimyasal yapısı, dişin süt ya da daimi oluşu, prizmalı ya da prizmasız olması ve mineralize mine olup olmaması mine yüzeyine uygulanan asidin etkilerini değiştirir. Mine bağlantısının daha güçlü olması, artırılan yüzey enerjisinin adezyon işlemi sırasında korunması açısından asitleme işleminden sonra ortamdaki asidin uzaklaştırılması, yüzeyin nemden ve tükürükten korunması çok önemlidir. Asitlenmiş yüzeye temas eden tükürükteki kalsiyum ve fosfor oluşan pürüzlenmeyi olumsuz yönde etkiler, tükürük kontaminasyonu olduğunda asitle pürüzlendirme işlemi tekrarlanmalıdır (114).

Restoratif dişhekimliğinde geleneksel üç basamaklı uygulamalara alternatif olarak geliştirilen iki basamaklı sistemler öncelikle dentin yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılmıştır. Bu self-etch sistemlerin mine yüzeyinde de kullanılabileceği görülmüş ve böylece yüzey pürüzlendirilmesi işlemini kolaylaştırmak, hasta ve hekim konforunu arttırmak, koltuk başında geçirilen süreyi azaltmak ve en önemlisi minenin en üst tabakasının demineralizasyonunun önüne geçebilmek amacıyla ortodontide de kullanımları yaygınlaşmıştır (13,14,38,50,119). İki basamaklı self-etch sistemlerde asit ve primer bileşenler tek bir asidik primerde birleştirilmiştir. Self-etch primerlerin aktif bileşeni metakrilatlı fosforik asit esteridir. Fosforik asit ve metakrilat grupları asitleme ve primer uygulamalarını aynı anda yapabilen bir molekül oluşturur. Metakrilatlı fosforik asit esterinin içindeki fosfat grubu kalsiyumu çözer ve hidroksiapatitten uzaklaştırır. Ancak kalsiyumun yıkanarak uzaklaştırılmasına gerek kalmadan kalsiyum ve fosfat bir kompleks oluşturur. Primerin diş yüzeyine sürülmesi primerin mine

yüzeyine iletilmesini sağlar ve böylece asit ve primerin ulaşma derinliği aynı olur. Böylece yapıştırıcı reçinenin nüfuz edemediği demineralize mine kalması ihtimali ortadan kaldırılmış olur. Molekülün metakrilat grubuysa primer ve yapıştırıcı ile birlikte polimerize olur (51,119). Self etch primer kullanımından sonra geleneksel üç basamaklı asitleme yöntemindeki gibi tebeşirimsi görüntü elde edilmez.

Ortodontide mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla laser kullanımı, laserin dişhekimliği alanında kullanılmasını takiben ortaya atılmıştır. 1965 yılında Maiman'ın radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi yöntemini ortaya atmasının ardından laser, dişhekimliğinde ilk kez 1964 yılında minenin demineralizasyona karşı direncinin arttırılması amacıyla kullanılmıştır (120,121). 1965 yılında Goldman ve arkadaşları yüksek enerjili ışık demetine sahip laserlerin mine yüzeyinde kraterleşme ve buharlaşma oluşturduğunu göstermişlerdir (121,122,123). Hibst ve Keller 1989 yılında çekilmiş dişler üzerinde yaptıkları in vitro çalışmalarda, 1975 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından geliştirilen Er:YAG laseri ilk kez kullanarak sağlam mine ve dentinden madde kaldırmayı ve çürük lezyonlarını temizlemeyi başarmışlardır (122,124,125). Bu çalışmanın ardından Walsh ve arkadaşları (127), Paghdwala (128), Li ve arkadaşları (129), Burkes ve arkadaşları (130), Wigdor ve arkadaşları (131), Visuri ve arkadaşları (132), Cozean ve arkadaşları (133) yaptıkları çalışmalarla Er:YAG laserin diş sert dokularını başarılı ve etkili bir şekilde kesebildiğini göstermişlerdir. Böylece laserler; çürüklerin tedavisi, kavite preparasyonu, endodontik prosedürler, periodontal yumuşak doku cerrahisi, gingivektomi, frenektomi ve kuron boyu uzatma operasyonları, kompozitlerin polimerizasyonu, diş beyazlatma işlemleri ve aftöz ülserlerin tedavisi gibi işlemlerde daha steril ve hemostatik bir çalışma ortamı sağlayarak post-operatif ağrı ve şişme şikayetlerini en aza indirecek şekilde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (133,134,135,136,137,138,139,140,141,142,143,144).

Laserlerin mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanımıysa ilk kez Roberts-Harry ve arkadaşlarının 1992 yılında Nd:YAG laser kullandıkları öncü çalışma ile ortaya atılmıştır (145). Corpas Pastor ve arkadaşlarının çalışmasında, asitle ve Nd:YAG laserle pürüzlendirilmiş mineye yapıştırılan braketlerin çekme kuvvetlerine karşı tutuculukları incelenmiştir (146). Her iki çalışmada da Nd:YAG laserin mine yüzeyini pürüzlendirmede etkili bir yöntem olmadığı sonucuna varılmıştır. Sonraki

yıllarda yapılan çalışmalarla, Nd:YAG laserin dalga boyunun mine tarafından etkin bir şekilde absorbe edilemediği sonucuna varılmıştır. Er:YAG laserin ise dalgaboyu 2940 nm'dir ve bu dalgaboyunda Er:YAG laser ışınlarının su ve hidroksiapatit tarafından absorpsiyonu oldukça iyidir. Er:YAG laser uygun dozda kullanıldığında çevre dokularda veya pulpada termal hasara sebep olmadan mine yüzeyindeki hidroksiapatit kristallerini selektif olarak kaldırarak düzensiz bir yüzey oluşturur ve adezivlerin mikromekanik retansiyonunu artırır. Hidroksiapatit matriks içerisinde hapsolan suyun buharlaşması sonucunda oluşan mikro patlamalar diş yüzeyinde düzensizlik ve pürüzlülük meydana getirmektedir (147,148,149,150,151).

2.1.6. Laser

LASER ‘‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’’ kelimelerinin ilk harflerinden oluşturulmuş bir kelimedir ve ‘‘radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi’’ anlamına gelmektedir. Diş hekimliği alanında laser, öncelikle minenin demineralizasyona karşı direncinin artırılarak çürük oluşumunun önlenmesinde kullanılmış ve laserlerin mine yüzeyini buharlaştırabildiği ve minede çukurcuklar oluşturduğu görülmüştür. Tıp alanında 1970’lerin sonunda yumuşak doku işlemlerinde laser kullanımına başlanmasıyla, 1980’lerin başında çene cerrahları oral yumuşak doku girişimlerinde laser kullanımına başlamıştır.

Laserin ilk kullanımından günümüze kadar, çalışmalar daha çok yumuşak ve sert doku lezyonlarının tedavisi ve diş hassasiyetlerinin giderilmesi konusunda yoğunlaşmıştır. İlk kez Maiman tarafından geliştirilen ve 694 nm dalgaboyunda ışık salınımı yapan ruby laserin ardından 1 yıl sonra Snitzer tarafından neodimyum laser geliştirilmiştir (152).

Dental laserlerle ilgili ilk çalışmalar 1963 yılında başlamış ve daha çok, laserin dental sert dokular ve restoratif materyaller üzerindeki termal etkilerine yoğunlaşmıştır. Yapılan çalışmalarda laserin minede çukurcuklar oluşturduğu ve dentine penetre olarak dentinde yanma ve kraterleşmelerin görüldüğü bildirilmiştir

(120,121). Sonraki çalışmalarında ise minenin asit penetrasyonuna karşı direncinde artış meydana geldiğini ve bunun da çürüklerin önlenmesinde rol oynayabileceğini gözlemlemişlerdir (153,154,155).

2.1.6.1. Işık

Işık, bir elektromagnetik enerji biçimidir ve sabit bir hızda dalgalar şeklinde hareket eden parçacıklardan oluşur. Işık hızında hareket eden bu enerjinin temel birimi fotondur ve iki önemli özelliği vardır:

Genişlik: Dalga titreşiminin X ekseninden tepe noktasına kadar olan dikey yüksekliğidir. Dalganın enerjisiyle doğru orantılıdır. Enerjinin birimi Jul'dür ancak dış hekimliğinde daha çok milijul kullanılır (1 jul=1000mJul).

Dalga boyu: Dalganın karşılıklı herhangi iki noktası arasındaki yatay mesafedir. Bu özellik laser ışınının kullanılacak bölgeye ulaştırılması ve dokunun vereceği tepki bakımından önemlidir. Dalgaboyunun birimi metre'dir. Ancak dış hekimliğinde nanometre (10^{-9}) ya da mikrometre (10^{-6}) kullanılır. Frekans, dalgaboyuyla ters orantılıdır.

Laser ışığı sıradan ışıktan 2 şekilde farklılık gösterir. Laser ışığı monokromatiktir. Yani sadece tek bir renkte laser ışını yayar. Laser ışığının her dalgası koherenttir yani fiziksel şekil ve büyüklüğü özdeştir (156).

2.1.6.2. Amplifikasyon

Amplifikasyon laser cihazının içerisinde meydana gelir. Laser cihazının merkezi olan optik kavitenin çekirdeğinde kimyasal elementler, moleküller veya bileşikler bulunur ve aktif ortam olarak adlandırılır. Laserler aktif ortamdaki maddeye göre adlandırılır. Aktif ortamdaki madde gaz, kristal veya katı halde yarı iletken olabilir. Dış hekimliğinde kullanılan ve aktif ortamı gazdan oluşan laserler CO₂ ve argon laserlerdir.

Diğer laserlerin aktif ortamını ise galyum, aluminyum, indiyum gibi metallerin birkaç tabakasından oluşturulan katı haldeki yarı iletken plakalar oluşturmaktadır. Bu çekirdeğin etrafında bir uyarıcı kaynak bulunur. Uyarıcı, elektrik devresi veya elektrik bobini olabilir ve enerjiyi aktif ortama pompalar. Optik kavitenin iki ucunda birbirine paralel aynalar bulunur. Bu aynalar oluşan ışının hizalanıp paralel hale getirilmesini ve uyarılmasını sağlar. Soğutma sistemi ve odaklayıcı lensler ile cihazın mekanik kısmı tamamlanır (156).

2.1.6.3. Emisyonun uyarılması

Uyarılmış emisyon, pompa mekanizması vasıtasıyla aktif ortam içerisinde meydana gelir ve bu varsayım 1916 yılında Einstein tarafından ortaya atılmıştır. Enerjinin en küçük parçası olan kuantumun, bir atom veya molekülün elektronları tarafından absorbe edilmesiyle kısa süreli bir uyarılma meydana gelmesi ve serbest kalan bir kuantumun oluşmasına uyarılmış emisyon denir. Doğru enerji seviyesindeki bir foton uyarılmış bir atomun elektromagnetik alanına girdiğinde yükleyen foton uyarılan elektronun bir alt enerji seviyesine düşmesine sebep olur. Bunu enerjinin ikinci bir foton olarak serbest kalması takip eder. İlk foton absorbe olmamıştır ancak başka bir uyarılmış atom ile çarpışmaya devam eder (156).

Uyarılmış emisyon yalnızca yükleyen foton serbest kalan foton ile aynı enerji düzeyine sahipse meydana gelir. Uyarılmış emisyon, aynı yöne doğru hareket eden ve birbiriyle aynı dalgaboyuna sahip iki fotonla sonuçlanır. Bir fotonun bir atomla spontan emisyonu, ikinci bir atomdaki ikinci bir fotonun oluşumunu stimüle eder ve bu iki foton iki fotonun daha serbest kalmasını tetikler. Bu dört foton da sekiz fotonun, sekiz foton onaltı fotonun serbest kalmasını sağlar ve bu olay böylece devam eder. Bu foton zincir reaksiyonu, küçük bir boşlukta ve ışık hızında monokromatik ve eş fazlı (koherent), yoğun bir ışık oluşumunu sağlar (156).

2.1.6.4. Radyasyon

Laser tarafından oluşturulan ışık dalgaları, radyasyonun veya elektromagnetik enerjinin özel bir çeşididir. Elektromagnetik spektrum, dalga boyu 10^{-12} metre olan gamma ışınlarından dalga boyu binlerce metreyi bulan radyo dalgalarına kadar geniş bir alanı kapsar. 300 nanometre'nin altındaki çok kısa dalgaboyundaki laserlere iyonize laserler denmektedir. Kısa dalga boyu, yüksek foton momentumu anlamına gelmektedir ve yüksek foton enerjisine sahip laserler biyolojik dokulara derinlemesine nüfuz edebilmektedir. 300 nm'den daha büyük dalgaboyundaki laserler düşük foton enerjisine sahiptir ve uygulandıkları dokuda ısınma ve uyarılmaya sebep olurlar. Tüm dental laserler 500 nm ile 10.600 nm arasındaki dalga boyunda emisyon yapar. Dental laserler elektromagnetik spektrumun görünür ya da görünmez, iyonize olmayan kısmına dahildir. İyonize radyasyon DNA'da geri dönüşümsüz mutasyonlara sebep olabilir. Tüm dental laserler ya görünür dalgaboyunda ya da görünmez kızıl ötesi dalga boyunda iyonize olmayan termal radyasyon emisyonu yapar (156).

2.1.6.5. Laser dağıtım sistemleri

Laser ışınının hedef dokuya kolaylıkla ve doğru bir şekilde ulaştırılması için iki dağıtım sistemi bulunmaktadır. Bunlardan ilki, esnek ve boş bir frekans yönlendiricisi veya tüptür ve ucunda ayna bulunmaktadır. Laser enerjisi bu tüp boyunca yansıtılmaktadır ve laser ışını el aletinin cerrahi ucundan çıkarak dokuya çarpar. Dokuya değmeden etki eden bu sistem, aletin ucuna eklenen safir veya içi boş metal parçalarla cerrahi bölgeye temas edecek şekilde de ayarlanabilmektedir. İkinci dağıtım sistemi ise cam fiber optik kablolardır. Kablo sistemi, frekans yönlendiricisine göre daha esnek, hafif, hareketli ve çap olarak daha küçüktür. Fiber, el aletine sıkıca oturmaktadır ve ucu açıktadır ya da erbiyum grubu laserlerde olduğu gibi safir veya kuartz bir ucu bulunmaktadır. Bu sistem dokuya değecek ya da değmeyecek şekilde kullanılabilir (156).

Her iki dağıtım sisteminde de laser cihazı, laser ışınının odaklanmasını sağlar. Frekans yönlendiricisinde, enerjinin maksimum olduğu ve ışının odaklandığı belirli çapta bir nokta bulunmaktadır. Odak noktası denen bu nokta, optik fiber sistemde cihazın ucunda veya yakınındadır ve en yüksek enerjiye sahiptir. Her iki durumda da laser cihazı odak noktasından uzaklaştırıldığında odağını kaybeder ve ışınlar birbirinden uzaklaşacak şekilde dağılır (156).

Kısa emisyon dalga boyuna sahip argon, diyot ve Nd:YAG laser gibi laserlerde küçük esnek cam fiber uçlar kullanılmaktadır. Er,Cr:YSGG ve Er:YAG laserler ise dalga boylarının büyük olması sebebiyle ve su tarafından oldukça yüksek oranda absorbe edildiklerinden; dağıtım sistemlerindeki hidroksil içeriği aza indirilmiş özel fibere, soğutucu hava ve su eklenmiştir (156).

2.1.6.6. Laserin dokular üzerine etkisi

Laser kaynaklı ışık enerjisinin hedef doku üzerine etkileri o dokunun optik özelliklerine göre değişmekle beraber; yansıma, transmisyon, laser ışınının dağılması ve absorpsiyondur (156).

Yansıma, ışının kendisini yüzeyden başka bir yere yönlendirmesi ve hedef dokuda hiçbir etki yaratmamasıdır. Geri yansıyan ışık dar bir ışın olarak paralellliğini koruyabilir veya daha difüze olabilir. Geri yansıyan enerji, komşu bir bölgeye zararlı olabileceğinden; bu durum laser kullanımında önemli bir güvenlik sorununu ortaya çıkarır (156).

Transmisyon, laser enerjisinin hedef dokuda hiçbir etki yaratmadan doku içine iletilmesidir. Bu etki laserin dalga boyuyla yakından ilgilidir. Örneğin su; diyod ve Nd:YAG dalgaboyundaki ışınlar için oldukça saydamken; Erbiyum ve CO₂ laserler dış yüzeydeki doku sıvıları tarafından kolayca emildiğinden komşu dokulara çok az enerji iletilir (156).

Laser ışınının dağılması, laser ışınının bir yüzeye çarpıp dağılmasıdır. Bu durumda istenen enerji düzeyinde zayıflama meydana gelebilir ve hiçbir yararlı biyolojik etki elde edilemeyebilir. Laser ışınının dağılması çalışma alanına yakın bölgelerde sıcaklık artışına ve istenmeyen doku hasarına sebep olabilir. Farklı yönlerde dağılan laser ışını, kompozit reçinelerin polimerizasyonunda faydalı olabilmektedir (156).

Abzorbisyon, laser enerjisinin hedef dokular tarafından emilimidir ve bu istenen bir etkidir. Doku tarafından emilen laser enerjisi miktarı; dokunun pigmentasyonu ve su içeriği gibi özelliklere ve laser ışınının dalga boyu ve emisyon modu gibi faktörlere bağlıdır (156,157).

2.1.6.7. Laser enerjisi ve doku ısısı

Laser enerjisi absorbe edildiğinde ışık enerjisi ısıya dönüştürülür. Laser enerjisinin dokuda oluşturduğu ısı, doku ve hücre içi su ısısının artış seviyesine göre değişmektedir. Laserin emisyon modu, güç yoğunluğu ve ışının temas süresi gibi faktörler ısı oluşumunda önemli rol oynar (156).

Laserin dokuda yarattığı etkilerden biri fototermal etkidir. Fototermal etki, dokular tarafından absorbe edilen ışık enerjisinin ısıya dönüşümüyle meydana gelir. Cerrahi insizyon ve eksizyonun hassasiyetle ve kanama olmadan yapılabilmesi fototermal etkinin bir sonucudur. Laserler, kompozit reçinenin polimerizasyonu veya periodontal ceplerin ve endodontik kök kanallarının dezenfeksiyonu için bazı ışığa duyarlı bileşiklerdeki kimyasal bağları kırarak serbest oksijen radikallerinin ortaya çıkarılması gibi kimyasal reaksiyonları uyarabilmektedirler. Bu laserlerin fotokimyasal etkisidir (156).

Fotoablasyon, laser ışınının yüksek foton enerjisi ile hedef dokudaki atomik ve moleküler bağları koparmasıdır.

Fotodisrupsiyon yüksek enerjili laserlerin, ikincil bir şok dalgası oluşturarak dokuyu mekanik olarak tahrip etmesidir.

Laserler hızlı yara iyileşmesinin stimülasyonu, ağrının azaltılması, anti-enflamatuvar etki sağlanması ve kollajen doku gelişimde artış gibi cerrahi olmayan alanlarda da kullanılmaktadır. Bazı biyolojik pigmentler laser ışını absorbe ettiğinde floresanslık kazanabilmektedir. Bu da diş çürüklerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Laser enerjisinin diş sert dokularına çarpmasıyla oluşan şok dalgası dokuyu ezerek aşınmış çukurcuklar meydana getirir. Bu da laserin fotoakustik etkisine bir örnektir. (156,157,158,159,160)

2.1.7. Diş hekimliğinde kullanılan laserler

Laserler aktif ortamlarına, dalgaboylarına, dağıtım sistemlerine, emisyon modlarına, doku emilimlerine ve klinik uygulamalarına göre adlandırılabilir. Diş hekimliğinde, yumuşak doku cerrahi işlemlerinde ve aftöz lezyonların tedavisinde kullanılan argon, diyot ve Nd:YAG gibi laserler ve sert doku işlemlerinde kullanılan Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve CO₂ gibi laserler kullanılmaktadır.

2.1.7.1. Erbiyum laserler

Erbiyum, Krom:YSGG (Er,Cr:YSGG) laserin dalgaboyu 2780 nm'dir ve aktif ortamında, katı haldeki itriyum skandiyum galyum garnet kristaline ilave edilen erbiyum ve krom bulunmaktadır. Erbiyum:YAG laserin dalgaboyu ise 2940 nm'dir ve aktif ortamında, katı haldeki itriyum alüminyum garnet kristaline ilave edilen erbiyum bulunmaktadır. Her iki dalgaboyu da elektromagnetik spektrumun görünmez ve iyonize olmayan, orta kızılötesi bölümünün başlangıcında bulunur.

Er:YAG ve Er,Cr:YSGG dalgaboyundaki laser ışınları, cam moleküllerinde kolaylıkla iletilemediğinden fiberoptik kablo ile dağıtılmaktadır. Kullanılan fiberin çapı

fazladır ve hava ile soğutulması gerekmektedir. Kullanılan el aleti ve küçük çaptaki cam uç, laser enerjisini 0,5 µm gibi küçük bir cerrahi boyuta yoğunlaştırabilmektedir. Diş hekimliği işlemlerinde, hava ve su soğutmasına gerek duyulmaktadır. Her iki dalgaboyunun da su ve hidroksiapatit tarafından emilimi çok yüksektir. Laser enerjisi apatit kristalindeki hidroksil grubuyla ve dişin kristal yapılarının içerisindeki suyla birleşir. Mineral yapıların içerisindeki suyun buharlaşması büyük bir hacim artışına yol açar ve bu hacim artışı çevre dokularda patlamalara sebep olur.

Bu laserlerle diş çürüklerinin temizlenmesi, diş kesimi, yapıştırıcıların mine yüzeyine adezyonunun arttırılması, pulpal dokular ve dentinin kaldırılması gibi işlemler kolaylıkla yapılabilir. Diş sert dokularının ablasyonu sırasında su soğutması altında çalışılması gereklidir. Dişetine yakın çürük lezyonları tedavi edilebilmekte ve aynı aletle yumuşak dokuya şekil de verilebilmektedir.

2.1.7.2. CO₂ laserler

CO₂ laserin aktif ortamı gazdır ve 10.600 nm'lik dalgaboyu ile elektromagnetik spektrumun görünmez ve iyonize olmayan, orta kızılötesi bölümünün bitiminde bulunur. Bu dalgaboyu su tarafından iyi emilir. CO₂ laser yumuşak dokuyu başarıyla kesip koagüle ederken; dokuya penetrasyon derinliği azdır. Dokuya temas etmeden çalışma özelliği, cerrahlar için dezavantaj olarak sayılsa da dikkatli çalışıldığında doku ablasyonu çok hassastır.

CO₂ laserin hidroksiapatit tarafından emilimi, erbiyum ailesinden yaklaşık olarak 1000 kat fazla olduğundan; cerrahi işlemin yapıldığı bölgeye komşu diş sert dokuları laser ışınından korunmalıdır. Laser ışınının sürekli salınımı ve dağıtım sistemlerindeki sorunlar nedeniyle diş sert dokularında karbonizasyon ve çatlaklara sebep olduğundan sert doku işlemlerinde kullanımları kısıtlıdır.

2.1.8. Yapıştırıcılar

Günümüzde ortodontik amaçla kullanılan dental reçineler, akrilik ve diakrilat reçineler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadırlar. Akrilik reçineler, kendi kendine sertleşen akrilik esaslıdır ve metilmetakrilat monomeri ve tozdan oluşmaktadır. Birçok diakrilat reçine ise akrilikle modifiye bir epoksi reçine olan ve Bowen tarafından geliştirilen BisGMA (Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat) esaslıdır. Bu iki reçine arasındaki ana fark, akrilik reçinelerin çizgisel polimerler oluştururken; diakrilat reçinelerin çapraz bağlanma da yaparak üç boyutlu ağ örgüsü şeklinde de polimerize olabilmeleridir. Meydana gelen çapraz bağlanmanın daha güçlü bir yapı, daha az su absorpsiyonu ve polimerizasyon büzülmesine katkıda bulunduğu bildirilmiştir (161).

Hem akrilik reçineler hem de diakrilat reçineler organik yapılarına erimiş silikat, kristalize kuartz, lityum aluminyum silikat, baryum aluminyum silikat, baryum aluminyum florid gibi inorganik maddelerin ilave edilip edilmemesine göre dolduruculu ve doldurucusuz olarak da ikiye ayrılırlar. Bazı kompozit reçineler iri taneli kuartz veya silika cam partikülleri içermektedir. Bu partiküllerin boyutları 3 -20 μm arasında değişmektedir ve materyalin abrazyona direncini arttırmaktadır. Diğer bazı kompozitlerse 0,2 veya 0,3 μm 'lik sabit boyutta doldurucu içermektedir. Bu kompozitlerin abrazyona karşı direncini azaltmaktadır. Ayrıca yüzeyleri daha az pürüzlü olduğu için plak retansiyonu da azalmaktadır (161).

Polimerizasyonun başlama mekanizmalarına göre ortodontik adezivler, kimyasal, ışıkla, hem kimyasal hem ışıkla ve termal olarak sertleşen reçineler olarak sınıflandırılabilir (161,162,163).

Işıkla sertleşen ortodontik yapıştırıcılar, hızlı polimerizasyonun ve uzun çalışma zamanının gerektiği durumlarda kullanışlıdır. Bu tek patlı yapıştırıcı sistemleri, keton grubundan benzil veya kamforokinon gibi başlatıcılar ve bir amin indirgen ajanı içerir.

Amin, polimerizasyonun başlatılmasından sorumludur ve keton grubundan daha etkilidir. Işıkla elde edilen polimerizasyonun derecesi ışığın uygulanma süresi, ışıkla polimerizasyon başlatıcının konsantrasyonu, ışıkla polimerizasyon başlatıcının en fazla emilim yaptığı dalgaboyunda yaydığı ışığın yoğunluğu ve doldurucu yoğunluğu gibi birçok faktöre bağlıdır (161,162,163).

Yapılan literatür incelemesinde ışıkla (1,7,8,10,13,14,15,16,18,21,22,28,30,31,33,36,38,42,46,47,49,50,53,58,62,87,91,92,97,98,99,146,149,150,151,153), kimyasal olarak (66,67,72,73,89,100,110,123), hem ışıkla hem de kimyasal yolla sertleşen (2) ve bazı örneklerde ışıkla bazı örneklerde ise kimyasal yolla sertleşen (4,9,12,32,56,69,96) yapıştırıcı kullanılan çalışmalar olduğu görülmüştür.

2.1.9. Işık Kaynağı

Günümüz adeziv dişhekimliğinde görünür ışıkla polimerizasyon üniteleri önemli bir yer tutmaktadır. Işıkla aktive olan sistemler, ortodontide braket pozisyonlarının daha doğru ayarlanabilmesi için gerekli uzun çalışma aralığını sağladıklarından sıklıkla kullanılmaktadır.

Görünür ışıkla aktive olan adeziv sistemlerinde, polimerizasyonu başlatmak için gerekli olan serbest radikalleri oluşturmak amacıyla diketon absorbe ediciler kullanılmaktadır. Polimerizasyon başlatıcı olarak kullanılan dikentolar arasında en sık kamforokinon kullanılmaktadır. Kamforokinonun en fazla ışığı absorbe ettiği dalga boyu 470 nm ile elektromagnetik spektrumun görünür mavi ışık bölgesindedir. En sık kullanılan mavi ışık kaynağı ise halojen ışık cihazlarıdır (164,165,166).

Reçine esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonu için halojen ışık kaynaklarının dezavantajlarının üstesinden gelebilecek alternatif ışık kaynakları geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları argon laser, xenon plasma ark lambaları ve Işık Yayan Diyot (LED) ışık kaynaklarıdır (164,166,168,169,170,171).

1995 yılında Mills ve arkadaşları, ışıkla sertleşen dental materyallerin polimerizasyonunda Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode-LED) kullanımı önermişlerdir. LED cihazlarında ışık üretmek amacıyla halojen lambalardaki sıcak filament yerine yarı iletkenler kullanılmaktadır. LED cihazlarının ömürleri 10.000 saate yakındır ve bu zaman içerisinde ürettikleri ışığın gücünde çok az miktarlarda azalma görülmektedir. LED cihazlarının mavi ışık üretmesi için filtreye gerek yoktur ve çalışmaları için gerekli enerji miktarı azdır (164,166,171).

Yapılan literatür incelemesinde halojen (1,7,8,10,13,18,22,32,33,36,58,98,99, 146,149,150,151), LED (14,69,72,91,164,166,167,168,178), plazma ark (62,169,170) ışık kaynağı kullanılan çalışmalar olduğu görülmüştür.

2.1.10. Dişlerin Bloklanması

Materyallerin sıyırma ya da çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelendiği çalışmalarda hazırlanan örneklerin test cihazına düzgün bir şekilde aktarılabilmesi amacıyla taşıyıcı sistemlerin hazırlanması gerekmektedir. Bu konuda yapılan in vitro çalışmaların çoğunda soğuk akrilik kullanılmaktadır (1,4,5,12,13,14,17,18,22,38,50,51,53,54,55,56,58,64,65,66,69,88,91). Diğer bazı in vitro çalışmalarda araştırmacılar alçı kullandıklarını bildirmişlerdir (7,9,11,16,32,36,56).

2.1.11. Hazırlanan Örneklerin Saklanması

Deneylerin yapılması için hazırlanan örneklerin deneylerin yapılacağı zamana kadar saklanması için gerekli ortam hakkında belirlenmiş koşullar yoktur. Bu nedenle araştırmacılar deneye hazır örnekleri farklı sürelerde, farklı solüsyonlarda ve farklı koşullarda bekletmişlerdir.

Yapılan çalışmaların bazılarında, deneye hazır hale getirilen örnekler yapıştırıcının tam olarak polimerize olabilmesi için yarım saat beklendikten sonra testlere başlandığı bildirilmiştir (32,50,54). Çalışmaların bazılarında ise, deneye hazır hale getirilen örnekler distile su içerisinde ve 37°C’de 24 saat bekletilmiştir (7,9,11,13,14,17,32,36,54,68,69,91,93). Chen ve arkadaşları (2) distile su içerisinde 37°C’de 12 saat; Sinha ve Nanda (65) ile D’Attilio ve arkadaşları (1) ise hazırladıkları örnekleri yine distile su içerisinde 37°C’de 72 saat beklettiklerini bildirmişlerdir. Dorminey ve arkadaşları (51) ve Reicheneder ve arkadaşları (69) hazırladıkları örnekleri 24 saat boyunca yapay tükürükte 37°C’de bekletmişlerdir.

Çalışmalardan bazılarında ise örneklerin, ağız ortamındaki sıcaklık değişikliklerini taklit etmek amacıyla sıcaklığın 5°C ile 55°C arasında değiştiği banyolarda tutulduğu bildirilmiştir. Bishara ve arkadaşları (50) ile Faltermeier ve arkadaşları (57), hazırladıkları örnekleri su içerisinde 24 saat boyunca 37°C’de beklettikten sonra sıcaklığı 5°C ile 55°C olan su banyolarında 6000 kez; Elekdağ-Türk ve arkadaşları (18) ile Toroğlu ve arkadaşları (22), 1000 kez ve Kawabata ve arkadaşları (4) 10.000 kez termosiklusa tabi tutmuşlardır.

2.1.12. Deneyler İçin Kullanılan Test Aygıtları ve Deney Hızları

Ortodontik yapıştırıcıların, braketlerin kaidelerinde yapılan değişikliklerin ya da yeni üretilen florlu veya antimikrobiyal primerler gibi ürünlerin braketlerin tutuculuğu üzerine etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla yapılan in vitro çalışmaların öncelikli hedefi braketlerin koptuğu maksimum kuvvetin belirlenmesidir. Bu amaçla genellikle mekanik test aygıtları kullanılmaktadır. Bu test aygıtlarıyla, deney düzeneklerinde değişiklik yapılarak sıyırma, çekme veya burkma deneyleri yapılabilmektedir. Sıyırma deneylerinde braketlere paralel kuvvetler uygulanırken; çekme deneylerinde kuvvet braketlere dik olacak şekilde uygulanmaktadır.

Yapılan in vitro çalışmaların çoğunda test düzeneğinin sıyırma kuvveti uygulanacak şekilde hazırlandığı bildirilmiştir (1,6,8,12,13,14,15,16,17,18,

19,22,24,25,26,27,28,29,30,31,32,33,34,35,37,38,39,41,42,43,44,45,46,47,48,49,50,51, 52,53,54,55,56,57,58,59,62,63,64,65,66,67,70,71,72,73,74,75,78,79,80,81,82,83,84,87, 90,91,92,93,97,98,99,100,105,106,108). Reicheneder ve arkadaşları yaptıkları çalışmada sıklıkla kullanılan sekiz farklı ortodontik yapıştırıcının sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarını karşılaştırmışlardır (69). Yapılan çalışmaların oldukça azında ise uygulanan kuvvetin yönü çekme şeklindedir (21,60,104,160).

Yapılan in vitro çalışmaların çoğunda braketlerin koparılması için universal test cihazları kullanılmıştır. Universal test cihazlarının hareketli parçaları sabit bir hızda hareket etmektedir. Bazı çalışmalarda hareketli parçanın dakikada 0,5 mm hızla hareket ettiği bildirilmiştir (7,9,10,12,13,14,32,36,66,67,91). Bazı çalışmalarda hareketli parçanın dakikada 1 mm hızla hareket ettiği bildirilmektedir (1,4,5,11,17,18,22,51,55,56,58,59,69,87,88,93). Theodorakopoulou ve arkadaşları (8), Chen ve arkadaşları (2) ile Arıcı ve Minors (68)' un yaptıkları ve seramik braketlerin tutuculuklarının incelendiği çalışmalarda kullanılan test cihazlarının dakikada 5 mm hızla hareket ettiği bildirilmiştir. Diğer bir başka çalışmada ise hareketli parçanın dakikada 0,01 mm (64) hızla hareket ettiği bildirilmiştir.

Yapılan bazı in vitro çalışmalarda ise universal test cihazının yanısıra klinikteki debonding taklit edecek şekilde hazırlanan özel düzenekler kullanılarak braketler koparılmıştır. Liu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada braketlerin bir kısmı universal test cihazıyla bir kısmı da braket üreticilerinin önerdiği penslerle koparılmıştır (7). Chen ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada braketlerin bir kısmı üreticilerin önerdiği penslerle bir kısmı da pensler kullanılarak özel olarak hazırlanan ve test cihazına bağlanan düzenek yardımıyla koparılmıştır (2).

2.1.13. Deney Sonuçlarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Ölçüm Birimleri

Braket tutuculuklarının in vitro olarak incelendiği çalışmalarda, deneylerin sonuçları Newton (N), kilogram (kg) veya pound (lb) cinsinden bildirilebilmektedir. Araştırmaların birçoğunda ise braketlerin ölçülen en yüksek tutuculuk kuvvetinin braket

kaidesinin yüzey alanına bölünmesiyle elde edilen ölçüm birimleri olan megapascal (MPa), N/mm^2 , kg/cm^2 ve lb/in^2 kullanılmaktadır. Çalışma sonuçlarının megapascal cinsinden bildirildiği çalışmalar oldukça fazladır (1,4,5,7,8,9,10,11,12,13,14,16,17, 18,20,21,22,23,24,25,26,28,29,31,32,33,37,38,39,41,43,44,46,47,48,49,50,51,53,55,57, 58,60,68,71,73,74,75,77,78,79,86,87,91,93).

Yapılan çalışmaların oldukça az bir kısmında ise sonuçlar newton cinsinden bildirilmiştir (2,36,67,76).

2.1.14. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi

İn vitro çalışmaların çoğunda braketlerin diş yüzeylerinden sıyrma ya da çekme yoluyla koparılmasından sonra diş yüzeylerindeki kopma bölgeleri ve braket kaidelerinin incelenmesinde stereomikroskop kullanılmıştır. Çalışmaların çoğunda Kopma bölgelerinin sınıflandırılmasında Artun ve Bergland tarafından geliştirilen Adhesive Remnant Index (1,5,9,12,13,14,18,22,36,55,57,59,65,90,91,92,97) veya bu indeksin modifikasyonları (2,4,7,8,17,32,38,54,64,67,89) kullanılmaktadır. Bazı çalışmalarda ise kopmanın meydana geldiği bölgeye göre adeziv, kohesiv veya ikisinin karışımı şeklinde bir sınıflandırma yapılmaktadır (6,88).

2.2. Konu ile ilgili yayınlar

Liu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, seramik braketlerin tutuculuklarını ve debonding özelliklerini incelemiştir (7). Araştırmada kullanılan braketler monokristalin Inspire Ice (Ormco), polikristalin metal slotlu Clarity (3M Unitek) ve geleneksel metal bir braket olan Tomy'dir (Tomy Tokyo, Japan). Ortodontik amaçla çekilmiş 100 adet küçük azı dişi deneyler yapılana kadar oda sıcaklığındaki suda bekletilmiştir. 60 adet diş altı gruba ayrılmıştır. %37'lik fosforik asit mine yüzeylerine 30 saniye süreyle uygulanmış ve ardından dişler 10 saniye boyunca yıkanmış ve kurutulmuştur. Düzenlenen grupların üçünde braketler flor içermeyen Transbond XT (3M Unitek) ışıqla sertleşen yapıştırıcı ile; diğer üçüneyse flor salınımı yapan ve ışıqla sertleşen bir yapıştırıcı olan Enlight (Ormco) kullanılarak yapıştırılmıştır. Yapıştırıcının polimerizasyonu için seramik braketlere 10 saniye, metal braketlere 30 saniye halojen ışıqla (Ortholux XT, 3M Unitek) uygulanmıştır. Braketlerin slotlarına 0,017x0,025 inch paslanmaz çelik ark teli ligatür teli ile bağlanmış ve dişler alçı içerisine gömülmüştür. Tüm dişler 37°C'deki distile suda 24 saat bekletilmiştir. Sıyırma deneyleri Universal test aygıtıyla (AG-2000E-Shimadzu Kyoto, Japan) gerçekleştirilmiştir ve cihazın hareketli kolu dakikada 0,5 mm hareket edecek şekilde ayarlanmıştır. Sıyırma deneylerinden sonra diş yüzeyleri, taramalı elektron mikroskopuyla (Hitachi, S-5000; Hitachi, Mito City, Japan) kopma bölgelerini incelemek için 25 kez, mine kırıklarını değerlendirmek için 150 kez büyütölerek incelenmiştir. Kopma bölgelerini değerlendirmek amacıyla modifiye ARI indeksi kullanılmıştır. Geriye kalan 40 dişe diğer gruptakilerle aynı şekilde yapıştırılan braketler; Inspire Ice grubunda Ormco tarafından geliştirilen plastik penslerle, Clarity grubunda ise Howe pensile sökülümüştür ve SEM incelemeleri diğer gruptaki gibi yapılmıştır. Braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarına bakıldığında; en yüksek tutuculuk değeri (11,95 MPa) Transbond XT ile yapıştırılan Inspire Ice grubunda, en düşük tutuculuk değeri (8,10 MPa) Enlight ile yapıştırılan metal braket grubunda elde edildiği görülmüştür. Ancak gruptaki tutuculuk değeri arasında anlamlı farklılık bulunmadığı bildirilmiştir. Braket kopmaları, Universal test aygıtı veya pensler kullanıldığında genellikle braket yapıştırıcı arayüzünde meydana gelmiştir ve ARI skorlarında anlamlı farklılık görülmemiştir. Universal test aygıtı kullanılan grupta, Inspire Ice grubunda 4, Clarity grubunda ve metal braket grubunda ise 5'er dişte mine kırığı görülmüştür.

Penslerle debonding yapıldığındaysa Inspire Ice grubundaki 2 dişte ve Clarity grubundaki 1 dişte mine kırığı görülmüştür.

Theodorakopoulou ve arkadaşları (8), yaptıkları in vitro çalışmada iki farklı seramik braketin debonding özelliklerini incelemişlerdir. 80 adet küçük azı dişi, deneyler yapılana kadar oda sıcaklığındaki distile suda bekletilmiştir. Dişlerin kökleri kesilmiş ve kuronlar ortodontik reçine içerisine gömülmüştür. Çalışmada, mekanik retansiyonlu kaideye sahip olan metal slotlu polikristalin seramik bir braket olan Clarity braket ile yine mekanik retansiyonlu kaideye sahip olan monokristalin seramik bir braket olan Inspire Ice braket kullanılmıştır. Dişlerin vestibül yüzeyleri flor içermeyen pomza ile cilalanmış ve 15 saniye yıkanmıştır. %37'lik fosforik asit mine yüzeylerine 30 saniye süreyle uygulanmış ve ardından dişler yıkanmış ve kurutulmuştur. Dişlere Transbond XT primeri sürülmüş ve braketler Trabsbond XT (3M Unitek) ışıkla sertleşen yapıştırıcı ile yapıştırılmıştır. Yapıştırıcının polimerizasyonu için seramik braketlere 10 saniye halojen ışık (Ortholux TMXT, 3M Unitek) uygulanmıştır. Tüm dişler 37°C'deki distile suda 42 saat bekletilmiş ve ardından 5°C ile 60°C arasında değişen sıcaklıklarda 700 tur termosiklus yapılmıştır. Inspire Ice ve Clarity braket yapıştırılan 20'şer adet dişte debonding işlemi üretici firmalar tarafından önerilen penslerle yapılmıştır. Clarity braketlerin debondinginde Weingart pensi; Inspire Ice braketlerin debondinginde özel olarak üretilmiş plastik pens kullanılmıştır. Diğer 40 braketin sıyırma deneyleri Universal test aygıtıyla (Model 1011, Instron Corp, Canton Mass) gerçekleştirilmiştir ve cihazın hareketli kolu dakikada 5 mm hareket edecek şekilde ayarlanmıştır. Tutuculuk değerleri Pound cinsinden ölçülmüş ve bu değerler inç kare cinsindeki braket kaidelerinin yüzey alanına bölünerek megapascal'a çevrilmiştir. Debondingın ardından braket kopma bölgeleri mikroskopta 30 kez büyütülerek (Micro-Vu Corp. Windsor, Calif) incelenmiştir. Modifiye ARI indeksi kullanılarak diş yüzeyindeki adeziv artıkları skorlandırılmıştır. ARI skoru 2'nin üzerinde olan dişler ayrıca taramalı elektron mikroskobu (Model ISI 100B, Interneational Scientific Instruments, Alexandria, Va) ile 18 ve 23 kez büyütülerek incelenmiştir. Clarity braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı ortalama tutuculukları $21,67 \pm 5,19$ MPa iken Inspire Ice braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı ortalama tutuculukları $20,32 \pm 8$ MPa olarak bulunmuştur. İki grup arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. ARI skoru

karşılaştırmaları braketlerin kopma bölgeleri bakımından gruplar arasında fark olmadığını göstermiştir. Clarity ve Inspire Ice gruplarında kopmaların çoğu braket adeziv arayüzünde gerçekleşmiştir. Sıyırma testleri sırasında 13 Inspire Ice braket ve 2 Clarity braketinde kısmi kırılmalar meydana gelmiş; yani braketlerin bir kısmı mine yüzeyinde kalmıştır. Braketler penslerle koparıldığındaysa hiçbir Clarity braketinde kırılma meydana gelmezken 3 adet Inspire Ice braketinde kısmi kırılma meydana gelmiştir. Clarity braket kullanılan gruptaki dişlerin hiçbirinde mine kırığı meydana gelmezken Inspire Ice kullanılan gruptaki dişlerden birinde mine kırığı görülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda, Clarity ve Inspire Ice braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri klinik olarak optimal kabul edilen değerden daha yüksek bulunmuştur. Örneklerin çoğunda adezivin tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 1). Araştırmacılar her seramik braketin üretici firmanın önerdiği pensle sökülmesini tavsiye etmektedirler.

Chen ve arkadaşları (2), farklı debonding tekniklerinin seramik braketlerin debonding kuvvetlerine ve kopma bölgelerine etkilerini incelemiştir. Araştırmada, timol solüsyonunda bekletilen 90 adet çekilmiş küçükazı dişi pomza ile cilalanmış ve yıkanmıştır. 30 saniye süreyle %37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilen dişler 20 saniye boyunca yıkanmış ve havayla kurutulmuştur. Bonding primer uygulanan dişlere Clarity, Inspire ve Inspire Ice braketler, kimyasal yolla ve ışıkla sertleşen yapıştırıcı ile (ENLight; Ormco) yapıştırılmıştır. Yapıştırıcının polimerizasyonu için örnekler 10 saniye süreyle ışık (L.E.Demetron I; Ormco) uygulanmıştır. Örnekler 12 saat boyunca 37°C' deki distile suda bekletilmiştir. Her braket grubundan 10 örneğe yapıştırılan braketler, braket üreticisinin önerdiği pens kullanılarak sökülüştür. Diğer örnekler ise, Clarity braketler için Howe pensi ve Inspire ve Inspire Ice braketler için plastik pensler bağlanan universal test cihazıyla sıyırma testleri uygulanmıştır. Universal test cihazının hızı dakikada 5 mm olacak şekilde ayarlanmıştır. Sökülen braketlerin yüzeyleri ve mine yüzeyleri taramalı elektron mikroskopuyla incelenmiştir. Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıkları, modifiye ARI indeksiyle değerlendirilmiştir. Pens ile sökülen 7 Inspire, 2 Inspire Ice ve 1 Clarity braketinde; sıyırma testi uygulanan 15 Inspire, 6 Inspire Ice ve 5 Clarity braketinde kırık meydana gelmiştir. Hiçbir örnekte mine kırığı meydana gelmemiştir. Pens ile sökülen Inspire braketlerin 6'sında, Inspire Ice ve

Clarity braketlerin 9'unda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 5). Sıyırma testi uygulanan Inspire braketlerin 14'ünde, Inspire Ice braketlerin 15'inde ve Clarity braketlerin 17'sinde yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır. Debonding kuvvetleri, Inspire braketler için $25,72 \pm 11,98$ N, Inspire Ice braketler için $17,91 \pm 5,03$ N ve Clarity braketler için ise $76,89 \pm 23,47$ N olarak bulunmuştur. Inspire ve Inspire Ice braketlerin tutuculukları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Araştırmacılar, Inspire Ice braketin kaidesinde bulunan küreciklerin Inspire braketle göre azaltılmış olması ve Clarity braketle bulunan vertikal debonding slotu, söküm sırasında bu braketlerde kırık oluşması ihtimalini azalttığını bildirmişlerdir. Ayrıca, kopmanın sıklıkla braket kaidesi ile yapıştırıcı arasında olmasının mine kırığı riskini azalttığını ancak diş yüzeylerinin temizlenmesi için harcanan zamanı arttırdığını belirtmişlerdir.

Üşümez ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada Er,Cr:VSGG laser sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetlerine etkisini incelemişlerdir (123). Bu çalışmada ortodontik amaçla çekilmiş 40 adet üst 1. küçük azı dişi kullanılmıştır. Dişlerin mine yüzeyinde hipoplazi, çatlak ve yaygın yüzey düzensizliği olmamasına dikkat edilmiştir. Dişler, çekimi takiben pürüzlendirme uygulamasına kadar distile su içinde saklanmıştır. Dişler özel bir düzenek kullanılarak, bukkal yüzeyleri yer düzlemine dik olacak şekilde köklerinden akrilik reçine içerisine gömülmüşlerdir. Pürüzlendirme işlemine geçilmeden önce mine yüzeyleri pomza ile temizlenmiş, yıkanmış ve kurutulmuştur. Birinci grupta mine yüzeyleri %37'lik ortofosforik asit 30 saniye süreyle uygulanmış, 30 saniye boyunca hava-su spreyi ile yıkanmış ve kurutulmuştur (Vivadent Ets., Schann, Liechtenstein). İkinci grupta ise laser ile pürüzlendirme amacıyla, Er,Cr:YSGG Hidrokinetik dental lazer sistemi kullanılmıştır (Millennium System, Biolase Technology, Inc., San Clemente, CA, ABD). Laser cihazının gücü 2 Watt ve 22.73 J/cm^2 olacak şekilde ayarlanmıştır. 1. ve 2. gruptaki dişlere Ultra-minitrim paslanmaz çelik braketler (Dentaurum, Pforzheim, Almanya) Express No-Mix yapıştırıcı ile yapıştırılmıştır. Örneklerin hazırlanmasından 2 gün sonra, tüm örnekler termosiklus cihazına yerleştirilmiş, ve 5°C ve 50°C 'daki iki su banyosunda 500 kez termosiklusa tabi tutulmuşlardır. Termosiklusu takiben bir hafta sonraki test aşamasına kadar örnekler oda sıcaklığındaki distile su içerisinde saklanmışlardır. Sıyırma testi amacıyla test makinesinin hareketli kolunun hızı 0.5

mm/dakika olacak şekilde ayarlanmıştır. Kopmanın meydana geldiği değerler Newton cinsinden tespit edilmiştir. Ancak braket tabanı ile adeziv rezin arasında oluşan birim stres miktarlarını belirlemek amacıyla Newton cinsinden elde edilen değerler braket taban alanına bölünerek yapışma kuvvetleri megapascal birimine dönüştürülmüştür. Ortalama sıyırma testi değerlerinin, 1. grupta 8,23 Mpa ve 2. grupta 7,11 Mpa olduğu ve bu iki grup istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür. Mine yüzeyinin Er,Cr:YSGG Hidrokinetik lazer sistemiyle pürüzlendirilmesi, ortofosforik asitle elde edilen pürüzlendirmeye benzer bağlanma kuvvetleri oluşturmuştur. Araştırmacılar, laserle pürüzlendirmenin geleneksel asit metoduna göre daha hızlı, kullanışlı daha hijyenik ve daha pratik olduğunu ancak; dental laser sistemlerinin henüz pahalı olması sebebiyle bu avantajların laser kullanımını henüz çok cazip kılamadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, laserle pürüzlendirme yönteminin diş bağlanma kuvvetlerini arttırmada umut vadeden bir alternatif olarak ele alınması gerektiğini bildirmişlerdir.

Lee ve arkadaşları yaptıkları araştırmada; asit, Er:YAG laser veya her iki yöntemin kombinasyonu kullanılarak pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine uygulanan braketlerin tutuculuklarını incelemişlerdir (151). Çalışmada çatlak veya kırık içermeyen çekilmiş küçük azı dişleri kullanılmıştır. Dişler 4°C’de %0,2 timol içeren distile suda saklanmıştır. 48 adet diş dört gruba ayrılmıştır. Her gruptan iki diş yüzeyi, farklı yöntemlerle pürüzlendirilmiş ancak bu dişlere sıyırma deneyleri yapılmayıp bu dişler taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir.

Çalışmada dört grup oluşturulmuştur: Grup A: Mine %37’lik fosforik asit ile 30 saniye pürüzlendirilmiştir.

Grup B: Mine yüzeyine, enerji değeri 300 mJ olan ve saniyede 10 atım yapan Er:YAG laser 10 saniye boyunca uygulanarak pürüzlendirme yapılmıştır.

Grup C: Mine yüzeyine önce %37’lik fosforik asit 30 saniye uygulanmış, sonra enerji değeri 300 mJ olan ve saniyede 10 atım yapan Er:YAG laser 10 saniye boyunca uygulanmıştır.

Grup D: Mine yüzeyine önce enerji değeri 300 mJ olan ve saniyede 10 atım yapan Er:YAG laser 10 saniye boyunca uygulanmış ardından %37’lik fosforik asit 30 saniye uygulanmıştır.

Mine yüzeyleri pürüzlendirildikten sonra dişlere Ortho Solo sealant (Enlight, Ormco Corp, Glendora, Calif) uygulanmış ve braketler (Dentaurum, Pforzheim Corp, Germany) Enlight (Ormco Corp.) ışıkla sertleşen yapıştırıcı ile yapıştırılmıştır. Yapıştırıcı, geleneksel ışık ünitesi (Demetron Optilux 401, Danbury, Conn) ile mezial ve distalden 30'ar saniye ışık uygulanarak polimerize edilmiştir. Braketlerin yapışma dirençleri Universal test cihazı (Instron Corp, Canton, Mass) ile ölçülmüştür. Cihazın hareketli kolu dakikada 1 mm hareket edecek şekilde ayarlanmıştır. Bu testlerin ardından diş yüzeylerindeki yapıştırıcı artıkları karbid frez ile temizlenmiş ve yüzey morfolojileri dijital bir mikroskopla (Leica MZ8, Heebrugg, Switzerland) incelenmiştir. Fosforik asit, Er:YAG laser ya da her iki yöntem kullanılarak diş yüzeylerinde meydana gelen değişiklikleri karşılaştırmak amacıyla dişler, taramalı elektron mikroskopuyla (TOPCON ABT-60, Topcon Corp. Tokyo, Japan) incelenmiştir. Braketlerin yapışma dirençleri yalnızca laser kullanılan grupta $13 \pm 2,4$ N, asit kullanılan grupta ise $11,8 \pm 1,8$ N'dur ve iki grup arasında anlamlı farklılık yoktur. Ancak bu değerler, önce asit sonra laser kullanılan ($10,4 \pm 6,1,4$ N) veya önce laser sonra asit kullanılan gruptaki ($9,1 \pm 6,1,8$ N) değerlerden anlamlı olarak yüksektir. Her dört gruptaki örneklerin çoğunda kopmaları, braket-reçine arayüzünde meydana gelmiştir. Mine kırığı ya da reçine içerisinde kohesiv kopma meydana gelmemiştir. Laser kullanılan grupta, kopmanın mine-reçine arayüzünde meydana geldiği örnek sayısında artış meydana gelmiştir. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar, Er:YAG laser ile mine yüzeyi pürüzlendirmenin geleneksel asit uygulamasına alternatif olduğunu bildirmişlerdir.

Gökçelik ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, Er:YAG laser, self-etch adezivler veya asit kullanılarak mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesinin, ortodontik braketlerin tutuculuğu üzerine etkilerini incelemişlerdir (153). Çalışmaya çatlak veya kırık içermeyen 100 adet küçük azı dişi dahil edilmiştir. Dişler, distile su içerisinde saklanmıştır. Akrilik bloklar içerisine gömülen dişler, pomzayla cilalanmış, yıkanmış ve kurutulmuştur. Çalışmada metal braketler (Ormco Series 2000; Ormco, Orange, CA, USA) kullanılmıştır. Dişler rastgele beş gruba ayrılmıştır. Gruplar aşağıdaki gibi düzenlenmiştir:

Group 1: 37% fosforik asit + Transbond XT Primer

Group 2: Transbond Plus Self-Etching Primer

Group 3: Er:YAG laser +Transbond XT Primer

Group 4: Er:YAG laser +37% fosforik asit + Transbond XT Primer

Group 5: Er:YAG laser + Transbond Plus Self-Etching Primer

Fosforik asit dişlere 15 saniye boyunca uygulanmış ve ardından dişler yıkanıp kurutulmuştur. Self-etch primer dişlere 3 saniye boyunca sürülmüştür. Er:YAG laser 300 mJ'lük enerji uygulayacak ve saniyede 10 atım yapacak şekilde ayarlanmıştır. Braketler Transbond XT ışıklı yapıştırıcıyla yapıştırılmış ve yapıştırıcı 20 saniye boyunca halojen ışıkla polimerize edilmiştir. Örnekler deiyonize suda 24 saat boyunca 37°C'de saklanmış ve ardından sıyırma deneyleri hareketli kolu dakikada 5 mm hareket edecek şekilde ayarlanan Universal test cihazı (Zwick Test Machine; Zwick GmbH & Co., Ulm, Germany) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Yapıştırıcı artıklarının değerlendirilmesinde (Leica MS5, Singapore City, Singapore) stereomikroskop kullanılmıştır. Modifiye ARI indeksi kullanılarak kopma bölgeleri incelenmiştir. Grup 1'de ortalama sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değeri 13,18 MPa, Grup 2'de 13,52 MPa, Grup 3'te 10,33 MPa, Grup 4'te 13,00 MPa ve Grup 5'te 12,46 MPa olarak elde edilmiştir. Ayrıca, grupların sıyırma kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları arasında anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür. ARI skorları karşılaştırıldığında 1. ve 3. grup, 1. ve 5. grup ve 3. ve 4. gruplar arasında anlamlı farklılıklar olduğu görülmüştür. 1.,2. ve 4. gruplarda kopma sıklıkla braket ile yapıştırıcı arasında meydana gelmiştir. Laser grubunda ise kopma, daha çok mine ile yapıştırıcı arayüzünde meydana gelmiş ve diş yüzeyinde daha az yapıştırıcı kalmıştır.

Çapan, uzmanlık tezinde fosforik asit ve Er:YAG laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerini karşılaştırmıştır (146). Araştırmada kullanılan 120 adet küçük azı dişi 10 saniye pomza ile temizlenip yıkanmış ve beş gruba ayrılmıştır: Kontrol grubu: Asitle pürüzlendirme+Transbond XT Işıklı yapıştırıcı

1. Grup: Laserle pürüzlendirme (80 mJ, 300 µs, 10 saniye, 10 Hz)+Transbond XT ışıklı yapıştırıcı
2. Grup: Laserle pürüzlendirme (100 mJ, 300 µs, 10 saniye, 10 Hz)+Transbond XT ışıklı yapıştırıcı

3. Grup: Laserle pürüzlendirme (120 mJ, 300 μ s, 10 saniye, 10 Hz)+Transbond XT ışıklı yapıştırıcı
4. Grup: Laserle pürüzlendirme (150 mJ, 300 μ s, 10 saniye, 10 Hz)+Transbond XT ışıklı yapıştırıcı
5. Grup: Laserle pürüzlendirme (1700 mJ, 300 μ s, 10 saniye, 10 Hz)+Transbond XT ışıklı yapıştırıcı.

3M firmasına ait metal braketler, farklı şekilde pürüzlendirilen dişlere ışıklı yapıştırıcı (Transbond XT, 3M) ile yapıştırılmış ve 20 saniye süreyle ışık uygulanmıştır. Akrilik bloklara gömülen braketlere, dakikadaki hızı 3 mm olan universal test cihazıyla (Zwick, Roell) sıyrma testleri uygulanmış ve kopma bölgeleri stereomikroskopla incelenmiştir. Her gruptan rastgele seçilen bir dişin SEM görüntüsü alınmıştır. Çalışmanın sonucunda en yüksek tutuculuk değeri $13,279 \pm 1,613$ MPa ile 120 mJ Er:YAG laser grubunda elde edilmiş ve bu grubu $13,029 \pm 2,401$ MPa ile fosforik asit grubu, $12,346 \pm 3,482$ MPa ile 100 mJ Er:YAG laser grubu, $12,304 \pm 2,711$ MPa ile 150 mJ Er:YAG laser grubu, $10,964 \pm 2,201$ MPa ile 170 mJ Er:YAG laser grubu ve $9,871 \pm 2,382$ MPa ile 80 mJ Er:YAG laser grubu izlemiştir. Fosforik asit grubundaki örneklerin %35'inde yapıştırıcının yarısından fazlası diş yüzeyinde kalırken; %25'inde ise yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır. 80 mJ Er:YAG laser uygulanan grupta elde edilen tutuculuk değerleri fosforik asit ve 100 mJ, 120 mJ, 150 mJ Er:YAG laser gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. 80 mJ Er:YAG laser grubundaki örneklerin yarısında yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır. 100 mJ'lük laser grubundaki örneklerin %75'inde ve 170 mJ laser grubundaki örneklerin %55'inde diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmamıştır. 120 ve 150 mJ'lük laser gruplarındaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır. Çapan, 100 mJ, 120 mJ, 150 mJ ve 170 mJ Er:YAG laser ve fosforik asit ile pürüzlendirme grupları arasında sıyrma kuvvetlerine karşı gösterilen direnç açısından istatistiksel olarak fark bulunmadığını; yalnızca 80 mJ Er:YAG laser grubunun istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük tutuculuk gösterdiğini belirtmiştir. Koparma deneyleri sonrasında örneklerin SEM ile incelenmesi sonucunda laserle ve asitle pürüzlendirilen mine yüzeyleri arasında önemli topografik farklılığa rastlanmadığı bildirilmiştir.

Martinez-Insua ve arkadaşları, asit veya Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirilen mine ve dentin yüzeylerine yapıştırılan braketlerin çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarını incelemiştir (158). 92 adet küçük azı dişi braketler yapıştırılncaya kadar 4 °C'deki %5'lik formalin solüsyonunda saklanmıştır. Bu dişlerden 80 tanesi yapışma direnci testlerinde, 12 tanesi ise morfolojik incelemede kullanılmıştır. Dişler, bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde akrilik reçine içerisine gömülmüştür. Mine ve dentin örneklerinde, önceden paslanmaz çelik halkalar lehimlenen ve kaide yüzeyleri alumina partikülleri ile kumlanan metal üst kesici diş braketleri (Tru-Chrome, Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colo.) kullanılmıştır. Dişlerin yüzeyleri 30 saniye pomzalanmış, 30 saniye yıkanmış ve 20 saniye kurutulmuştur. Asit grubundaki dişler %37'lik fosforik asit ile 15 saniye asitlenmiştir. Laser grubunda, Er:YAG laser (Kavo KEY laser 1242, Kavo, Leutkirchs, Germany), 200 mJ enerji verecek ve saniyede 4 atım yapacak şekilde uygulanmıştır. Braketler kimyasal yolla sertleşen yapıştırıcı (Concise, 3M Dental Products) ile yapıştırılmış ve 37°C'deki suda 7 gün bekletilmiştir. Çekme kuvveti, daha önce brakete lehimlenen metal halka vasıtasıyla, dakikadaki hızı 1 mm olan universal test cihazı tarafından uygulanmıştır. Asit grubundaki örneklerin çekme kuvvetine karşı ortalama dayanıklılıkları ($14,05 \pm 5,03$ MPa), laser grubundan ($8,45 \pm 3,07$ MPa) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur. Fosforik asit kullanılan gruptaki örneklerin çoğunda kopma mine ile yapıştırıcı arasında meydana gelmiştir ve diş yüzeylerinde bir miktar yapıştırıcı kalmıştır. Laser kullanılan gruptaki örneklerin çoğunda ise diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır. Araştırmacılar, gruplar arasındaki farklılığın sebebinin farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamaları sonucu mine yüzeylerindeki morfolojik farklılıklar olduğunu belirtmişlerdir (158).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

Bu çalışmada, fosforik asit ve iki farklı enerji ve frekans değerindeki Er:YAG laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan; Radiance (mono-kristalin seramik), Inspire Ice (mono-kristalin seramik), Clarity (metal slotlu Poli-kristalin seramik), Luxı II (metal slotlu poli-kristalin seramik) ve Sierra Classic (metal slotlu kompozit) braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi ve kopma bölgelerinin mine kırığı yönünden değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3.1.1. Dişler

Araştırmada, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda tedavi gören hastalardan tedavilerinin gereği olarak çekilmiş 150 adet alt ve üst küçük azı dişi kullanılmıştır. Elde edilen dişlerin yüzeyleri, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Bilimler Bölümü Histoloji ve Embriyoloji Bilim Dalı'nda bulunan Leica (Allendale, NJ) marka stereoisık mikroskobu kullanılarak incelenmiş ve mine yüzeyinde çatlak, kırık veya hipoplazi bulunan dişler ile çürük, dolgu veya dekalsifikasyonu olan dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Dişler, çekimlerini takiben ilk 6 ay içerisinde hazırlanarak deney aşamasına geçilmiştir.

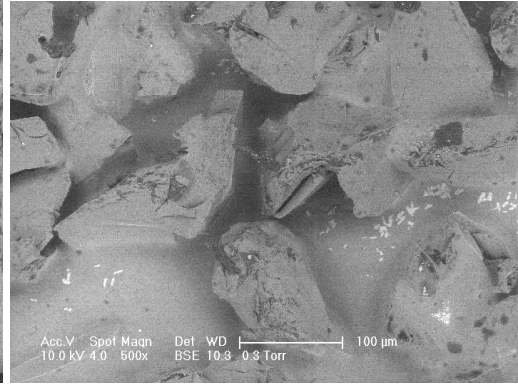
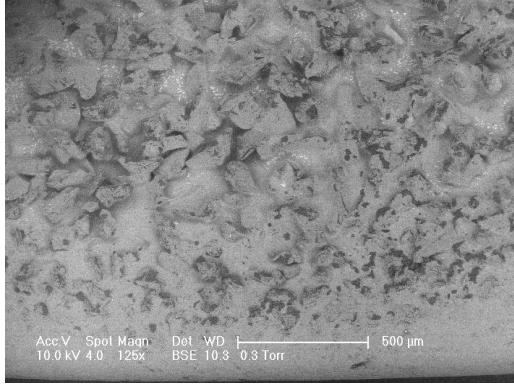
3.1.2. Braketler

Çalışmamızda; American Orthodontics firmasına ait Radiance ve Sierra Classic,Ormco firmasına ait Inspire Ice, 3M firmasına ait Clarity ve Rocky Mountain firmasına ait Luxı II braketler kullanılmıştır.

Radiance braketler monokristalin alumina esaslıdır (Şekil 3.1). Isıyla cilalama işlemi bu braketlere dayanıklılık ve kırılmaya karşı direnç kazandırmaktadır. Braketin Şekil 3.2’de SEM fotoğrafı görülen mekanik retansiyonlu Quad-Matte kaidesi, merkezde güçlü braketin kenarlarında daha zayıf bir bağlanma sağlayarak debondingi kolaylaştırmaktadır.



Şekil 3-1: Radiance braket

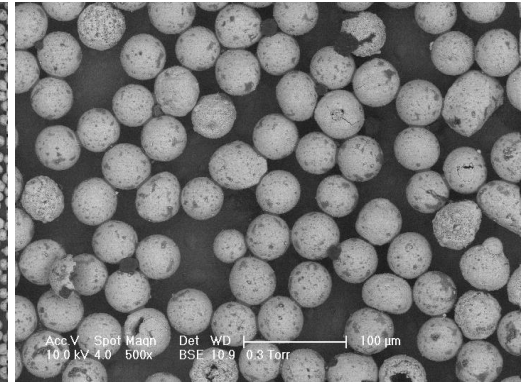
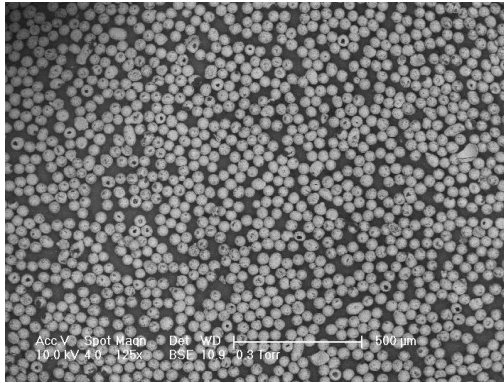


Şekil 3-2: Radiance braket kaidesinin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü

Inspire Ice braketler monokristalin alumina esaslđdır (Şekil 3.3). Braketin Şekil 3.4’de SEM fotoğrafı görölen mikro monokristalin kürecikli kaidesi debonding sırasında uygulanması gereken kuvveti en aza indirmekte ve böylece mine kırıklarının önüne geçilmeye çalışılmaktadır.



Şekil 3-3: Inspire Ice braket

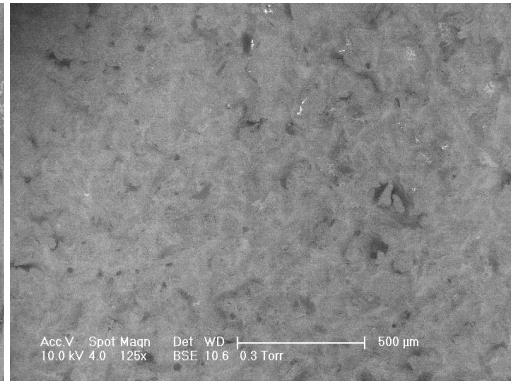
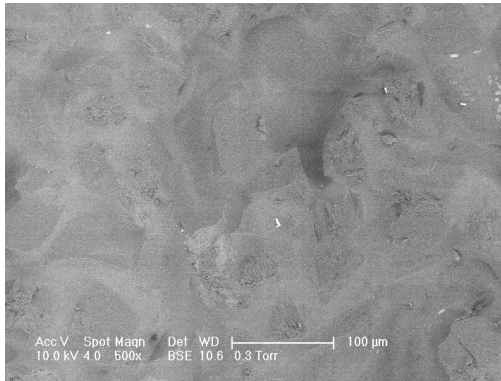


Şekil 3-4: Inspire Ice braket kaidesinin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü

Clarity braket, polikristalin alumina esasalıdır ve seramik braketlerde görülen sürtünme artışının üstesinden gelebilmek amacıyla bu brakete metal slot eklenmiştir (Şekil 3.5). Ayrıca, debonding sırasında mine ya da braketin kırılmasını önlemek için braketin merkezinde stresin yoğunlaştığı vertikal slot bulunmakta ve Şekil 3.6'daki SEM fotoğrafında görüldüğü gibi braketin kaidesine eklenen mikrokristaller mekanik retansiyonu desteklemektedir.

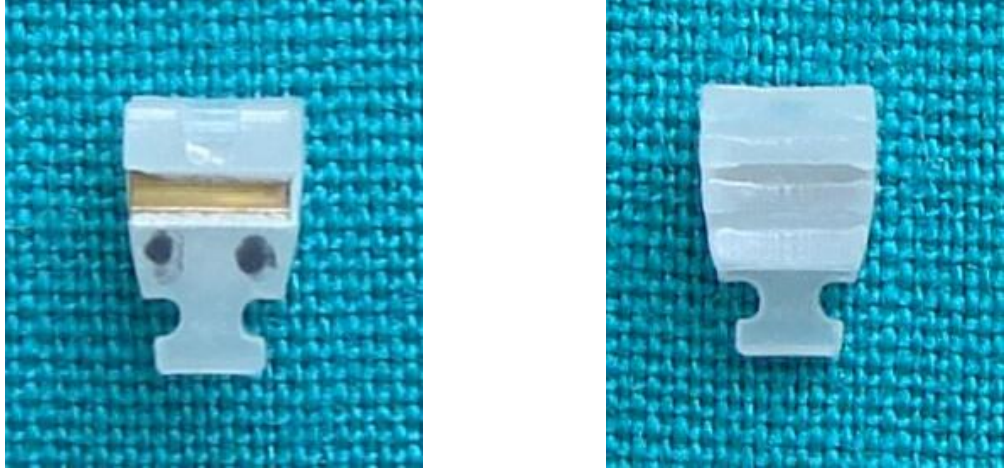


Şekil 3-5: Clarity braket

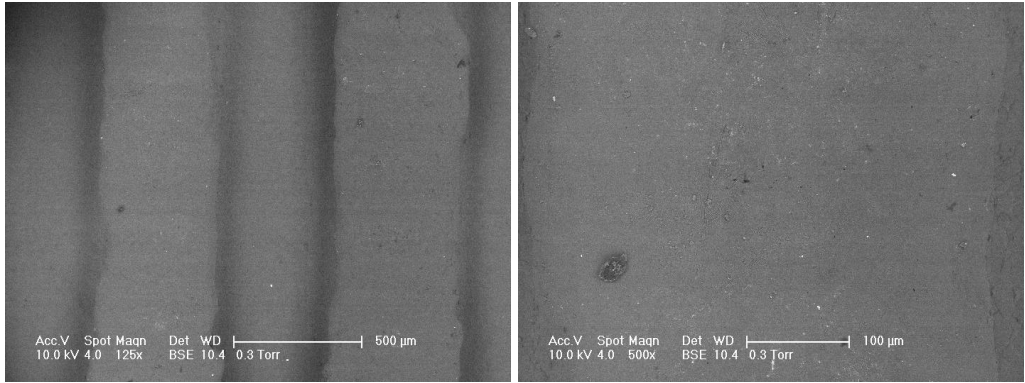


Şekil 3-6: Clarity braket kaidesinin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü

Luxi II braket, polikristalin alumina esaslı altın slotlu bir brakettir (Şekil 3.7). Bu braketlerin kaideleri mekanik retansiyonludur. Braketin Şekil 3.8’de SEM fotoğrafı görülen kaidesinin kırılmaç kuyruğu şeklindeki dizaynı, yeterli tutuculuğu sağlarken debonding de kolaylaştırılmaktadır.



Şekil 3-7: Luxi II braket

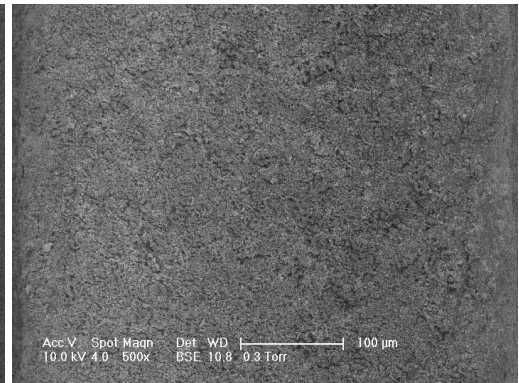
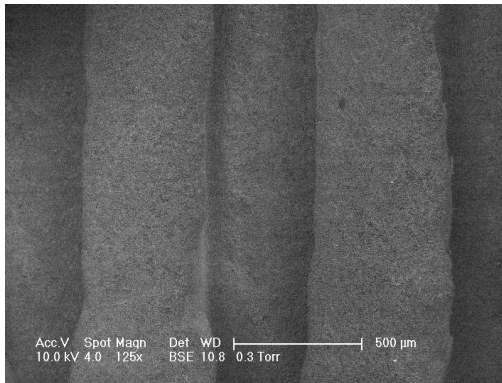


Şekil 3-8: Luxi II braket kaidesinin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü

Sierra Classic braket, seramik braketlere alternatif olarak oldukça sert yapıdaki üretandan üretilmiştir (Şekil 3.9). Poröz olmayan düzgün yüzeyiyle leke oluşumuna karşı dayanıklıdır. Plastik oluşu sebebiyle karışt dişte mine aşınmalarına yol açmaz. Bu braketlere, tork kontrolünün sağlanması ve sürtünmenin azaltılması amacıyla altın slot eklenmiştir. Sierra Classic braketin Şekil 3.10’da SEM fotoğrafı görülen mekanik retansiyona sahip MicroRock kaidesi, tutuculuğu klinikte yeterli olacak seviyeye çıkartırken; tedavi sonunda braketin sökümünü de kolaylaştırmaktadır.



Şekil 3-9: Sierra Classic braket



Şekil 3-10: Sierra Classic braketin 125X ve 500X büyütme altındaki SEM görüntüsü

3.1.3. Mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi

Braketlerin yapıştırılmasından önce diş yüzeylerinin hazırlanması önemli bir aşamadır. Mine yüzeylerinin pürüzlendirilerek mikroporoziteler oluşturulması amacıyla bu çalışmada iki farklı yöntem kullanılmıştır.

Birinci gruptaki dişler %37'lik fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilmiştir (Şekil 3.11).



Şekil 3-11: Çalışmada kullanılan fosforik asit

İkinci grupta ise pürüzlendirme işlemi laser kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Kullanılan laser cihazı Fotona firmasına ait Fidelis Plus III isimli cihazdır. Bu cihaz, hem Er:YAG hem de Nd:YAG özelliğine sahiptir. Ancak çalışmamızda Er:YAG laser kullanılmıştır (Şekil 3.12).

Her iki gruptaki dişlerin mine yüzeyleri pürüzlendirildikten sonra diş yüzeylerine 3M firmasına ait ışıkla sertleşen bir yapıştırıcı olan Transbond XT yapıştırıcısının primeri kullanılmıştır. (Şekil 3.13)



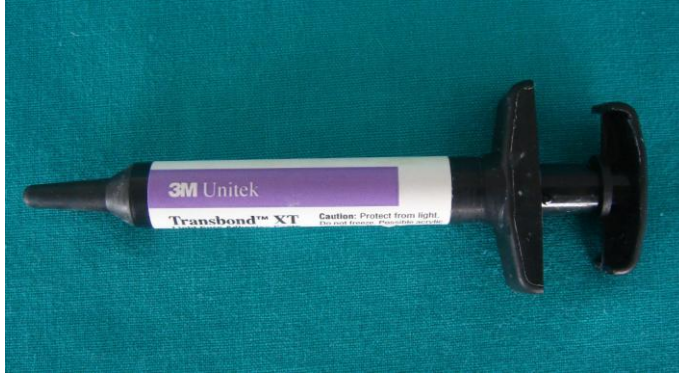
Şekil 3-12: Çalışmada kullanılan laser cihazı



Şekil 3-13: Çalışmada kullanılan bonding primer

3.1.4. Çalışmada kullanılan yapıştırıcı

Çalışmada kullanılan braketler, 3M firmasına ait Transbond XT adlı yapıştırıcı kullanılarak yapıştırılmıştır. (Şekil 3.14) Transbond XT, ışıkla sertleşen bir yapıştırıcıdır ve likit primer ve yapıştırıcı pattan oluşmaktadır. Likit primer doldurucusuz % 100 organik yapıda Bis-GMA'dan oluşmaktadır (Şekil 3.13). 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 3-14: Çalışmada kullanılan ışıkla sertleşen yapıştırıcı

3.1.5. Işık kaynağı

Çalışmamızda ışıkla sertleşen yapıştırıcının polimerizasyonu için Hilux Ledmax 1040 (Benlioğlu Dental) ışık ünitesi kullanılmıştır. (Şekil 3.15) Bu cihaz LED ışık kaynağı ile çalışır ve 450-470 nm dalga boyunda 1200 mw/cm² yoğunluğunda ışık yaymaktadır. Şarj ünitesi üzerinde pil seviyesini ve ışık yoğunluğunu gösteren on kademeli ışık ölçer bulunmaktadır (Şekil 3.16). Işık ölçer kullanılarak, yapıştırıcının polimerizasyonu aşamasında uygulanan ışığın yoğunluğu ölçülmüş ve ışık yoğunluğu 600 mW/cm²'nin altına düşmeyecek şekilde ayarlanmıştır. Böylece çalışmamızda ışığın yoğunluğu açısından standardizasyon sağlanmış olmaktadır.



Şekil 3-15: Çalışmada kullanılan ışık cihazı



Şekil 3-16: Çalışmada kullanılan ışık cihazının yaydığı ışık yoğunluğunun ölçülmesi

3.1.6. Sıyırma deneyleri sırasında kullanılan düzenek

Sıyırma deneyleri İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Kuron-Köprü Bilim Dalı'nda bulunan Shimadzu Universal test cihazı ile yapılmıştır. (şekil 3.17) Test materyali cihazın sabit platformuna yerleştirilmekte ve cihazın hareketli kolu vasıtasıyla sıyırma kuvveti uygulanabilmektedir (şekil 3.18). Çalışmada hareketli kolun uygulayabileceği en yüksek kuvvet 500 Newton; hızı ise 1 mm/dakika olarak ayarlanmıştır. Hareketli kolun uyguladığı kuvvet, test cihazının bağlı bulunduğu bilgisayarda bulunan Trapezium 2 bilgisayar programı kullanılarak kaydedilmektedir.



şekil 3-17: Çalışmada kullanılan universal test cihazı



Şekil 3-18: Çalışmada kullanılan test cihazının hareketli üst parçası

3.1.7. Kopma bölgelerinin incelenmesi

Sıyırma deneylerinin tamamlanmasından sonra braket kopmasının meydana geldiği bölgenin ve diş üzerinde kalan yapıştırıcı artıklarının incelenmesinde ve mine bütünlüğünün değerlendirilmesi amacıyla İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Bilimler Bölümü Histoloji ve Embriyoloji Bilim Dalı'nda bulunan Leica (Allendale, NJ) marka stereo ışık mikroskobu kullanılmıştır (Şekil 3.19). Yapıştırıcı artıklarının değerlendirilmesinde Modifiye ARI indeksi kullanılmıştır (4).



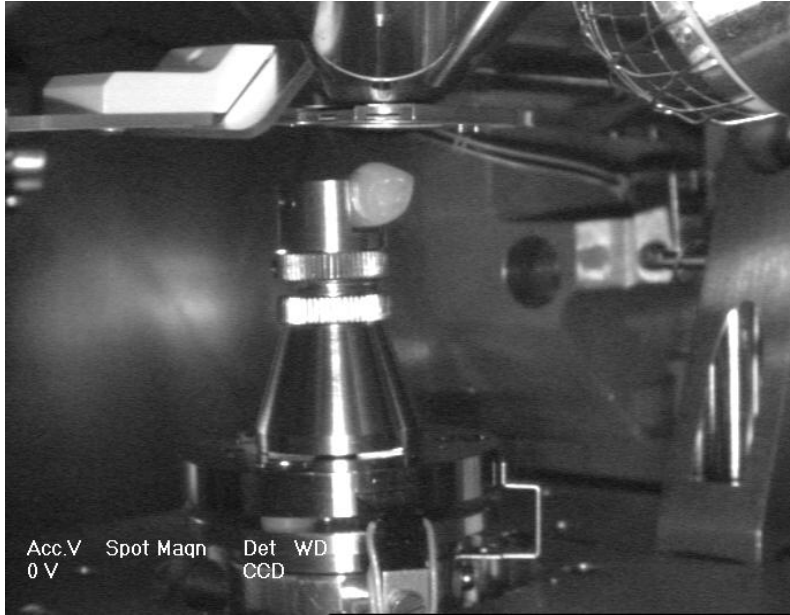
Şekil 3-19: Çalışmada kullanılan stereoışık mikroskobu

3.1.8. Mine kırığının incelenmesi

Seramik braket kullanımı sonrası meydana gelebilecek mine kırıklarının değerlendirilmesi amacıyla her gruptan 10 dişin mine yüzeyi bir kez mine pürüzlendirilmesinin ardından bir kez de sıyırma deneylerinin ardından Boğaziçi Üniversitesi İleri Teknolojiler AR-GE Merkez Laboratuvarları'nda bulunan Taramalı Elektron Mikroskobu (Phillips ESEM FEG XL 30) kullanılarak incelenmiştir. (Şekil 3.20, Şekil 3.21) Elektron mikroskobu incelemeleri 100, 500, 1000, 2.000, 4.000, 10.000 büyütmede yapılmıştır.



Şekil 3-20: Çalışmada kullanılan Taramalı Elektron Mikroskobu (Phillips ESEM FEG XL 30)



Şekil 3-21: Mine yüzeyi pürüzlendirilen bir örneğin taramalı elektron mikroskobu görüntüsünün alınması

3.2. Yöntem

Çalışmamızda kullanılan toplam 150 adet küçük azı dişi üç gruba ayrılmıştır. Bu gruplar fosforik asit grubu ve iki ayrı Er:YAG laser grubudur. Fosforik asit grubundaki 50 diş, her grupta 10 diş olacak şekilde 5 gruba ayrılmış ve herbirinde 10 diş bulunan bu gruplardaki dişlere beş farklı estetik braket yapıştırılmıştır.

Er:YAG laser gruplarındaki 50'şer diş de kendi aralarında 5 gruba ayrılmış; ve 10'ar diştten oluşan her bir gruptaki dişlere farklı bir estetik braket yapıştırılmıştır. Böylece elde edilen deney grupları aşağıdaki şekilde düzenlenmiştir:

Grup I: Fosforik asit → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Radiance braket

Grup II: Fosforik asit → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Inspire Ice braket

Grup III: Fosforik asit → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Clarity braket

Grup IV: Fosforik asit → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Luxi II braket

Grup V: Fosforik asit → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Sierra Classic braket

Grup VI: Er:YAG laser 80 mJ, 30 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Radiance braket

Grup VII: Er:YAG laser 80 mJ, 30 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Inspire Ice braket

Grup VIII: Er:YAG laser 80 mJ, 30 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Clarity braket

Grup IX: Er:YAG laser 80 mJ, 30 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Luxi II braket

Grup X: Er:YAG laser 80 mJ, 30 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Sierra Classic braket

Grup XI: Er:YAG laser 120 mJ, 20 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Radiance braket

Grup XII: Er:YAG laser 120 mJ, 20 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Inspire Ice braket

Grup XIII: Er:YAG laser 120 mJ, 20 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Clarity braket

Grup XIV: Er:YAG laser 120 mJ, 20 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Luxi II braket

Grup XV: Er:YAG laser 120 mJ, 20 Hz → Transbond XT Primer/Yapıştırıcı → Sierra Classic braket

3.2.1. Deney örneklerinin hazırlanması

3.2.1.1. Dişlerin hazırlanması

Ortodontik amaçla çekilmiş küçük azı dişlerinin kök yüzeyleri su altında keskin periodontal aletler yardımıyla periodontal doku artıklarından arındırılmış ve bu dişler; deney aşamasına gelinene kadar oda sıcaklığında içerisinde %0,9'luk izotonik NaCl (normal salin solüsyonu) bulunan cam kaplarda bekletilmiştir. Dişlerin bekletildiği solüsyon bakteri kolonizasyonunu engellemek amacıyla haftada bir kez değiştirilmiştir.

Sıyırma deneyleri sırasında dişlere kuvvet uygulanabilmesi amacıyla hazırlanan dişlerin taşıyıcı akrilik bloklara yerleştirilmesi gerekmektedir. Sıyırma kuvvetlerinin uygulanması sırasında dişlerin akrilik bloklardan ayrılmalarını engellemek amacıyla dişlerin köklerine retantif oluklar açılmıştır. Bu retantif oluklar su soğutması altında aeratörün ucuna takılan elmas frezler yardımıyla açılmıştır (Şekil 3.22).



Şekil 3-22: Çalışmada kullanılan üst ve alt küçük azı dişleri ve diş köklerine açılan retansiyon olukları.

3.2.1.2. Braketlerin yapıştırılması

Braketler, tüm deney örneklerine dişlerin akrilik bloklara gömülmesinden önce yapıştırılmıştır. Dişlerin vestibül yüzeyleri Pierre Rolland firmasına ait Sitsalicine isimli flor içermeyen cila patı ile mikromotorun ucuna takılan kıl fırça kullanılarak 20 saniye boyunca cilalanmıştır. Dişler bu işlemin ardından 20 saniye boyunca basınçlı suyla yıkanmış ve 15 saniye boyunca yağsız hava-su spreyi ile kurutulmuştur.

Fosforik asit grubundaki dişlere %37'lik fosforik asit 20 saniye süreyle uygulanmış ve asitlenen diş yüzeyleri 20 saniye boyunca yıkanmış ve 15 saniye boyunca yağsız hava-su spreyi ile kurutulmuştur. Bu işlemin sonucunda mine yüzeyinde braket yapıştırılacak olan bölgenin tebeşirimsi mat bir görüntü elde etmesi beklenmiştir. Işıkla sertleşen Transbond XT yapıştırıcısına ait primer diş yüzeylerine ince bir tabaka halinde sürülmüştür. Braketlerin yapıştırılmasına hazır hale getirilen dişlere 10'arlı gruplar halinde sırasıyla beş farklı braket tipinden biri yapıştırılmıştır. Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxi II veya Sierra Classic braketlerden bir tanesi alınarak braketin kaidesine yeteri kadar ışıkla sertleşen Transbond XT yapıştırıcı sürülmüş ve braket diş yüzeyine yerleştirilmiştir. Braketlerin küçük azı dişlerinin orta 1/3'lük kısmına ve diş 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 ışık cihazı kullanılarak braketlerin mezial ve distallerinden 10'ar saniye olmak üzere toplam 20 saniye boyunca ışık uygulanmıştır. Bu işlem sırasında ışık cihazının ucunun diştten 5 mm uzakta olmasına dikkat edilmiştir. Ayrıca ışık cihazının yaydığı ışık yoğunluğunun 600 mW/cm^2 'nin altına düşmemesi amacıyla ışığın yoğunluğu her 10 ışınlamada bir ölçülmüş ve gerektiğinde cihaz şarj edilmiştir.

Çalışmamızda Er:YAG laser ile mine yüzeyinde pürüzlendirme yapılacak olan gruplarda iki farklı atım ve enerji değeri kullanılmıştır. Bu gruplardan birinde $2,94 \mu\text{m}$ dalgaboyundaki Er:YAG laser çok kısa atım (VSP) modunda 80 mJ enerji ve 30 Hz frekans değeri kullanılırken; diğer grupta 120 mJ enerji 20 Hz frekans değeri kullanılmıştır. Böylece dişlere uygulanan güç miktarının her iki grupta da 2,4 W olması sağlanmıştır. Laser gruplarındaki dişlerin vestibül yüzeyleri cilalandıktan sonra braketlerin yapıştırılacağı bölgeler, Fotona Fidelis Plus cihazının kontaktsız el aleti yardımıyla pürüzlendirilmiştir. Kontaktsız el aletinin ucundan çıkan laser ışınları önce birbirlerine yaklaşarak birleşecek sonra tekrar birbirlerinden uzaklaşacak şekilde yayılmaktadır. Laser ışınlarının birleştiği ve odaklandığı belirli çaptaki bu noktada enerji maksimumdur. Odak noktası denen bu nokta ile el aletinin uç noktası arasındaki mesafe sabittir ve laser ışınlarının dişe temas ettiği noktanın bu birleşme noktası olmasıyla standardizasyon sağlanmıştır. Mine yüzeylerinin laser ile pürüzlendirilmesinin ardından tebeşirimsi görüntü elde edilmiştir. Laser gruplarındaki dişlere braketlerin uygulanması işlemi fosforik asit grubundaki ile aynıdır.

3.2.1.3. Dişlerin bloklanması

Braketlerin yapıştırılmasından sonra dişleri deney cihazına tespit edilebilmek amacıyla akrilik bloklar hazırlanmıştır. Hazırlanan örneklere sıyırma kuvveti uygulanacağından dişler kuronlarının tamamı açıkta kalacak ve kökleri akriliğin içinde kalacak şekilde akrilik bloklara dik olarak yerleştirilmiştir. Dişlerin gömüldüğü çelik

kalıp, Erbay (12) tarafından tasarlanmış ve Erbay(12), Jumagali(21) ve Eryılmaz (15)'in doktora tez çalışmalarında kullanılmıştır. Çelik kalıp iki parçadan oluşmaktadır (Şekil 3.23). Kalıbın içerisine otopolimerizan akrilik yerleştirilmiştir. Braket slotlarına 0,012 inch ligatür teli ile sıkıca bağlanan 0,017X0,025 inch paslanmaz çelik referans telleri, dişlerin akriliğin içerisine yer düzlemine paralel olacak şekilde dik olarak gömülmesini sağlamıştır (Şekil 3.24). Akriliğin sertleşmesini takiben metal kalıbın üst kapağı açılarak akrilik bloklar çıkarılmıştır (Şekil 3.25).

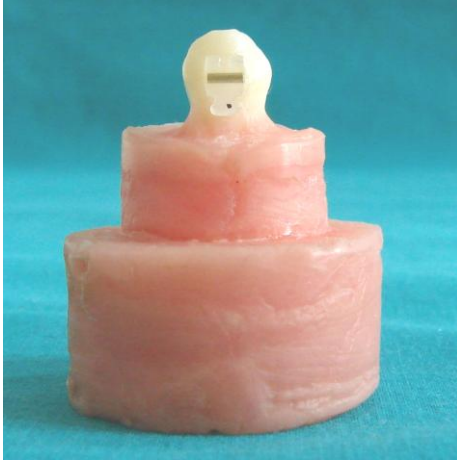


Şekil 3-23: Dişlerin akrilik bloğa alınmasında kullanılan metal kalıp

Hazırlanan örnekler 48 saat oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildikten sonra 24 saat boyunca distile su içerisinde 37° C'deki etüvde bekletilmiştir.



Şekil 3-24: Dişlerin kalıba alınması ve yer düzlemine paralelliğin sağlanmasında kullanılan referans çubuğu.



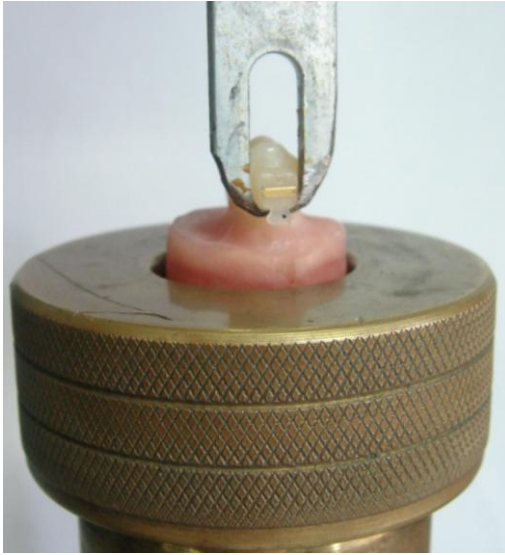
Şekil 3-25: Akrilik bloğa alınmış dişin görüntüsü.

3.2.2. Sıyırma testlerinin yapılması ve kopma değerlerinin ölçülmesi

Çalışmamızda kullanılan test cihazının birbirine paralel alt ve üst iki tablası mevcuttur. Cihazın alt tablasına iki parçadan oluşan ve paslanmaz çelikten üretilen özel adaptör yerleştirilmiştir (Şekil 3.26). Bu adaptörün alt parçasında dişlerin yerleştirildiği kısım, üst parçasında ise akrilik blokların hareket etmesini engelleyen vidalı kapak bulunmaktadır. Hazırlanan örnekler testlerin yapılacağı universal test cihazının alt parçasına uyacak şekilde üretilen adaptöre yerleştirilmiş ve cihaza bağlanmıştır. Test cihazının uyguladığı sıyırma kuvvetini braketlere aktarabilmek amacıyla metal plakalar yapılmıştır. Bu metal plakanın delikli ucu braket kanatlarının altından geçerken diğer ucu aygıtın kuvvet uygulayan hareketli üst koluna bağlanmaktadır (Şekil 3.27). Test cihazının hareketli üst kolu dakikada 1 mm hareket edecek ve 500 Newton kuvvet uygulayacak şekilde ayarlanmıştır. Uygulanan kuvvet miktarındaki artış maksimuma doğru takip edilebilmekte ve braketin koptuğu andaki kuvvet Newton cinsinden kaydedilmektedir. Uygulanan kuvvetlerin kaydedilmesi amacıyla (Trapezium 2 Version 2.23, Shimadzu, Kyoto, Japan) bilgisayar programı kullanılmıştır. Program kullanılarak elde edilen grafik çıktılarında x eksenini azami hareket mesafesini y eksenini ise uygulanan kuvvet miktarını, eksenin tepe noktası da kopmanın meydana geldiği kuvveti göstermektedir.



Şekil 3-26: Hazırlanan akrilik blokların kalıba alınmasını sağlayan adaptör.



Şekil 3-27: Sıyırma testi için adaptöre ve test cihazının hareketli koluna bağlanmış örnek.

Sıyırma testleri sonucunda elde edilen newton cinsindeki değerler, braketlerin kaide yüzey alanlarına bölünerek megapascal cinsine çevirilmiştir. Braketlerin kaide yüzey alanları, braketlerin üreticileriyle yazılı temasa geçilerek üreticilerden alınmıştır. Radiance braketin kaide yüzey alanı $12,58 \text{ mm}^2$, Inspire Ice braketin kaide yüzey alanı $9,85 \text{ mm}^2$, Clarity braketin kaide yüzey alanı $13,38 \text{ mm}^2$, Luxi II braketin kaide yüzey alanı $12,46 \text{ mm}^2$ ve Sierra Classic braketin kaide yüzey alanı ise $12,39 \text{ mm}^2$ 'dir.

3.2.3. Kopma bölgelerinin incelenmesi

Sıyırma deneyleri sırasında braketlerin koparılmasını takiben her örneğe ait braket ve diş İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Temel Bilimler Bölümü Histoloji ve Embriyoloji Bilim Dalı'nda bulunan Leica (Allendale, NJ) marka stereo ışık mikroskopuyla 25 kez büyütülerek incelenmiş ve skorlandırılmıştır. Yapıştırıcı artıklarının değerlendirilmesinde Bağdelen'in doktora tezinde kullandığı Modifiye ARI indeksi kullanılmıştır (4). Bu indekse göre skorlandırma 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

ARI skoru 4: Mine kırığı meydana gelmiştir.

ARI skoru 5: Braket kırığı meydana gelmiştir.

3.2.4. Mine yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu kullanılarak incelenmesi

Dişlerin braket yapıştırılmasına hazırlanması aşamasında, minenin pürüzlendirilmesini takiben fosforik asit ve Er:YAG laser gruplarından 10'ar diş olmak üzere toplam 30 dişin mine yüzeyi Boğaziçi Üniversitesi İleri Teknolojiler AR-GE Merkez Laboratuvarları'nda bulunan Taramalı Elektron Mikroskobu kullanılarak

incelenmiştir. SEM incelemeleri 100, 500, 1000, 2.000, 4.000 ve 10.000 büyütmelemlerde yapılmış ve bu büyütmelemlerde elde edilen görüntüler fotoğraflanmıştır. Görüntülenen bu dişler cam kaplarda ayrı ayrı numaralandırılarak braketleme aşamasına getirilmiştir. Akrilik bloklara alındıklarında her dişin numarası ve ait olduğı grup akrilik bloğa yazılmış ve sıyırma deneyleri sonrasında aynı dişler birer kez daha aynı büyütmelemler altında incelenmiş ve fotoğraflanmıştır.

3.2.5. İstatistiksel değerdendirme

Çalışmamızda elde edilen bulguların istatistiksel analizinde NCSS 2007&PASS 2008 Statistical Software (Utah, USA) programı kullanılmıştır. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında, normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden olan grubun belirlenmesinde Post Hoc Tukey HSD testi kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerdendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Sıyırma deneyleri ile ilgili bulgular

4.1.1. Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi

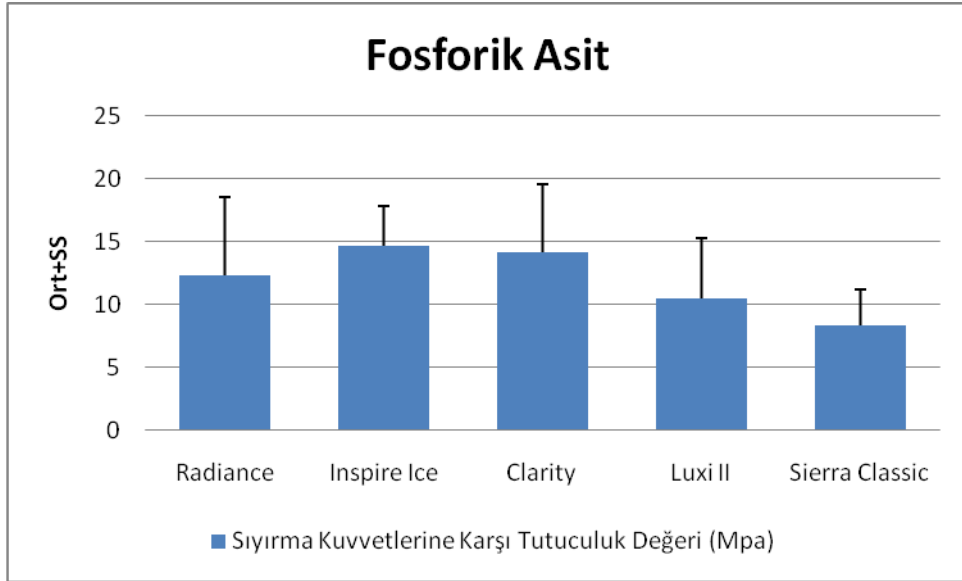
Diş minelerinin pürüzlendirilmesi amacıyla fosforik asit kullanılan dişlerde; braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında, Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de görüldüğü gibi istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Tablo 4.1’de Radiance braket ‘a’, Inspire Ice braket ‘b’, Clarity braket ‘c’, Luxi II braket ‘d’ ve Sierra Classic braket ‘e’ harfleri ile gösterilmiştir. Sierra Classic braketin tutuculuk değeri ($8,37\pm2,79$ MPa), Inspire Ice ($14,68\pm3,19$ MPa) ($p:0.032$; $p<0.05$) ve Clarity ($14,19\pm5,36$ MPa) ($p:0.046$; $p<0.05$) braketlerin tutuculuk değerlerinden anlamlı şekilde düşüktür. Radiance ($12,30\pm6,22$ MPa), Inspire Ice ($14,68\pm3,19$ MPa), Clarity ($14,19\pm5,36$ MPa) ve Luxi II ($10,48\pm4,83$ MPa) braketlerin tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-1: Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

Mine	Braket	Sıyırma		
		Kuvvetlerine Karşı	<i>p</i>	<i>Post Hoc</i>
Pürüzlendirme Yöntemi		Tutuculuk Değeri (Mpa)		
		Ort $\pm$ SS		
Fosforik Asit	^a Radiance	12,30 $\pm$ 6,22	0,022*	<i>e<b*,c*</i>
	^b Inspire Ice	14,68 $\pm$ 3,19		
	^c Clarity	14,19 $\pm$ 5,36		
	^d Luxi II	10,48 $\pm$ 4,83		
	^e Sierra Classic	8,37 $\pm$ 2,79		

Oneway Anova Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Tukey HSD Test kullanılmıştır

* $p<0.05$



Şekil 4-1: Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

4.1.2. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi

Diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla Er:YAG laser'in 80 mJ'lük enerji ve 30 Hz'lik frekans değerinde kullanıldığı dişlerde; braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında Tablo 4.2 ve Şekil 4.2'de görüldüğü gibi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Inspire Ice braketlerin tutuculuk değeri ($16,19 \pm 6,99$ MPa), Radiance braketlerin tutuculuklarından ($10,62 \pm 3,24$ MPa) anlamlı düzeyde yükseken ($p:0.044$; $p < 0.05$); Luxi II ($8,75 \pm 3,03$ MPa) ($p:0.003$; $p < 0.01$) ve Sierra Classic ($7,03 \pm 1,85$ MPa) ($p:0.001$; $p < 0.01$) braketlerin tutuculuk değerlerinden ileri düzeyde anlamlı yüksektir. Diğer braketlerin tutuculuk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

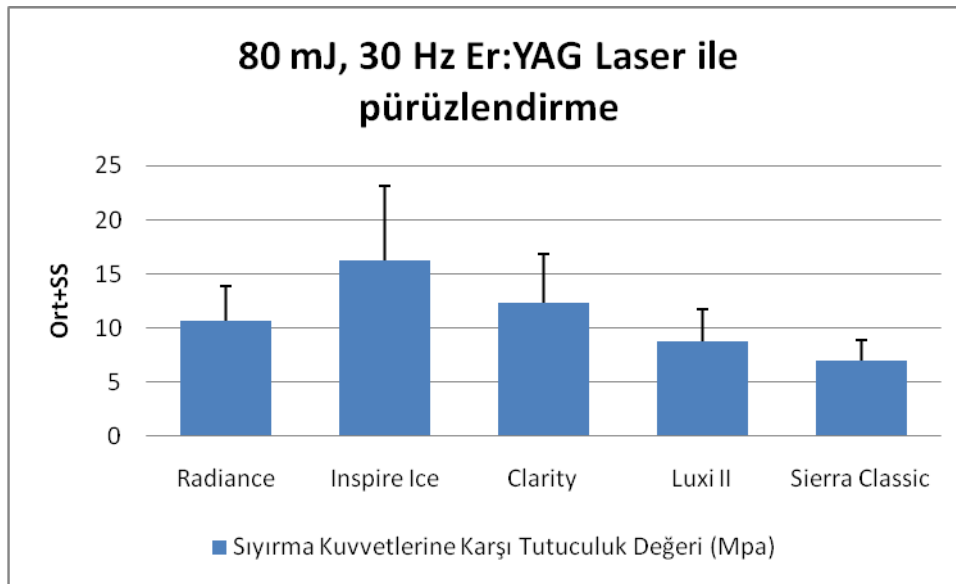
Tablo 4-2: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

Mine Pürüzlendirme Yöntemi			Sıyırma			
			Kuvvetlerine Karşı			
			Braket	Tutuculuk Değeri (Mpa)	<i>p</i>	<i>Post Hoc</i>
80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser Etch	^a Radiance	10,62±3,24	0,001**	<i>b>a*</i> , <i>b>d**,e**</i>		
	^b Inspire Ice	16,19±6,99				
	^c Clarity	12,27±4,56				
	^d Luxi II	8,75±3,03				
	^e Sierra Classic	7,03±1,85				

Oneway Anova Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Tukey HSD Test kullanılmıştır

* $p<0.05$

** $p<0.01$



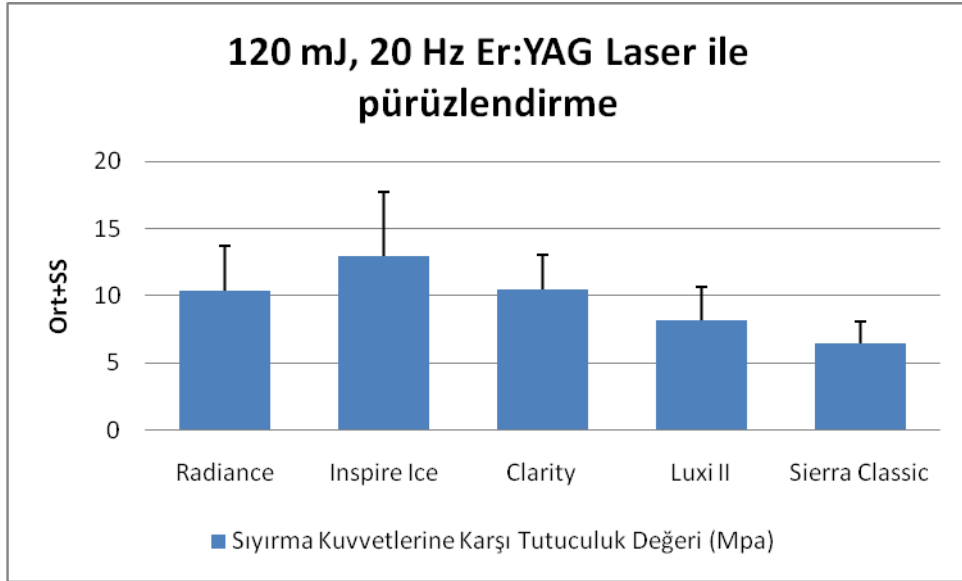
Şekil 4-2: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

4.1.3. Er:YAG laser ile (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetine karşı tutuculuklarının incelenmesi

Minenin pürüzlendirmesi amacıyla Er:YAG laser 120 mJ'lik enerji, 20 Hz'lik frekans değerinde kullanıldığında; braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında Tablo 4.3 ve Şekil 4.3'de görüldüğü gibi istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Sierra Classic braketin tutuculuk değeri ($6,51 \pm 1,61$ MPa), Radiance ($10,41 \pm 3,31$ MPa) ($p:0.046$; $p < 0.05$) ve Clarity ($10,47 \pm 2,58$ MPa) ($p:0.049$, $p < 0.05$) braketlerden anlamlı düzeyde düşükken; Inspire Ice braketin tutuculuk değerinden ($12,94 \pm 4,76$ MPa) ($p:0.001$; $p < 0.01$) ileri düzeyde anlamlı düşüktür. Luxi II braketin tutuculuk değeri ($8,20 \pm 2,47$ MPa), Inspire Ice braketin tutuculuk değerinden ($12,94 \pm 4,76$ MPa) anlamlı düzeyde düşüktür ($p:0.012$; $p < 0.05$). Diğer braketlerin tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tablo 4-3: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının karşılaştırılması

		Sıyırma		
		Kuvvetlerine Karşı		
Mine	Braket	Tutuculuk Değeri	<i>p</i>	<i>Post Hoc</i>
Pürüzlendirme		(Mpa)		
Yöntemi		Ort±SS		
	^a Radiance	10,41±3,31		
120 mJ, 20 Hz	^b Inspire Ice	12,94±4,76		<i>e<a*, c*</i>
Er:YAG Laser	^c Clarity	10,47±2,58	<i>0,001**</i>	<i>e<b**</i>
Etch	^d Luxi II	8,20±2,47		<i>d<b*</i>
	^e Sierra Classic	6,51±1,61		
<i>Oneway Anova Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Tukey HSD Test kullanılmıştır</i>				
<i>*p<0.05</i>		<i>* *p<0.01</i>		



Şekil 4-3: Er:YAG laser ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

4.1.4. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Radiance braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi

Tablo 4.4’de görüldüğü gibi, fosforik asit ve Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz ve 120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Radiance braketlerin; sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-4: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Radiance braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Sıyırma Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	p
		Ort±SS	
Radiance	¹ Fosforik Asit	12,30±6,22	0,591
	² 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser Etch	10,62±3,24	
	³ 120 mJ, 20 Hz Er:YAG Laser Etch	10,41±3,31	

Oneway Anova Test

4.1.5. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Inspire Ice braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi

Tablo 4.5’de görüldüğü gibi, fosforik asit ve Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz ve 120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Inspire Ice braketlerin; sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-5: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Inspire Ice braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Sıyırma Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	p
		Ort±SS	
Inspire Ice	¹ Fosforik Asit	14,68±3,19	0,391
	² 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser Etch	16,19±6,99	
	³ 120 mJ, 20 Hz Er:YAG Laser Etch	12,94±4,76	

Oneway Anova Test

4.1.6. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Clarity braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi

Tablo 4.6’da görüldüğü gibi, fosforik asit ve Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz ve 120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Clarity braketlerin; sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-6: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Clarity braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Sıyırma Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	<i>p</i>
		Ort±SS	
Clarity	¹ Fosforik Asit	14,19±5,36	0,177
	² 80 mJ, 30 Hz	12,27±4,56	
	Er:YAG Laser Etch		
	³ 120 mJ, 20 Hz	10,47±2,58	
	Er:YAG Laser Etch		

Oneway Anova Test

4.1.7. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Luxi II braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi

Tablo 4.7’de görüldüğü gibi, fosforik asit ve Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz ve 120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Luxi II braketlerin; sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-7: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Luxi II braketlerin sıyırma kuvvetlerine larşı tutuculuklarının incelenmesi

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Sıyırma Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	p
		Ort±SS	
Luxi II	¹ Fosforik Asit	10,48±4,83	0,347
	² 80 mJ, 30 Hz	8,75±3,03	
	Er:YAG Laser Etch		
	³ 120 mJ, 20 Hz	8,20±2,47	
	Er:YAG Laser Etch		

Oneway Anova Test

4.1.8. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının değerlendirilmesi

Tablo 4.8’de görüldüğü gibi, fosforik asit ve Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz ve 120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlerin; sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-8: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Sıyırma Kuvvetlerine Karşı Tutuculuk Değeri (Mpa)	p
		Ort±SS	
Sierra Classic	¹ Fosforik Asit	8,37±2,79	0,154
	² 80 mJ, 30 Hz	7,03±1,85	
	Er:YAG Laser Etch		
	³ 120 mJ, 20 Hz	6,51±1,61	
	Er:YAG Laser Etch		

Oneway Anova Test

4.2. Kopma bölgeleri ile ilgili bulgular

4.2.1. Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan beş farklı braketin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin dağılımı Tablo 4.9'da görülmektedir. Tablo 4.9'da; Radiance braket 'a', Inspire Ice braket 'b', Clarity braket 'c', Luxi II braket 'd' ve Sierra Classic braket 'e' harfleri ile gösterilmiştir. Fosforik asit grubundaki 5 farklı braketin ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Radiance braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %70'inde Şekil 4.7'de görüldüğü gibi yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); %10'unda yapıştırıcının %50'sinden azı Şekil 4.5'de görüldüğü gibi diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 1). Bu gruptaki örneklerin %10'unda Şekil 4.8'de görüldüğü gibi mine kırığı (ARI skoru 4) ve %10'unda Şekil 4.9'da görüldüğü gibi braket kırığı meydana gelmiştir (ARI skoru 5) (Tablo 4.9).

Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Inspire Ice braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %90'ında yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); %10'unda mine kırığı meydana gelmiştir (ARI skoru 4) (Tablo 4.9).

Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Clarity braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %90'ında yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); %10'unda mine kırığı meydana gelmiştir (ARI skoru 4) (Tablo 4.9).

Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Luxi II braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %60'ında yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); %20'sinde yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 1). Örneklerin %20'sindeyse braket kırığı meydana gelmiştir (ARI skoru 5) (Tablo 4.9).

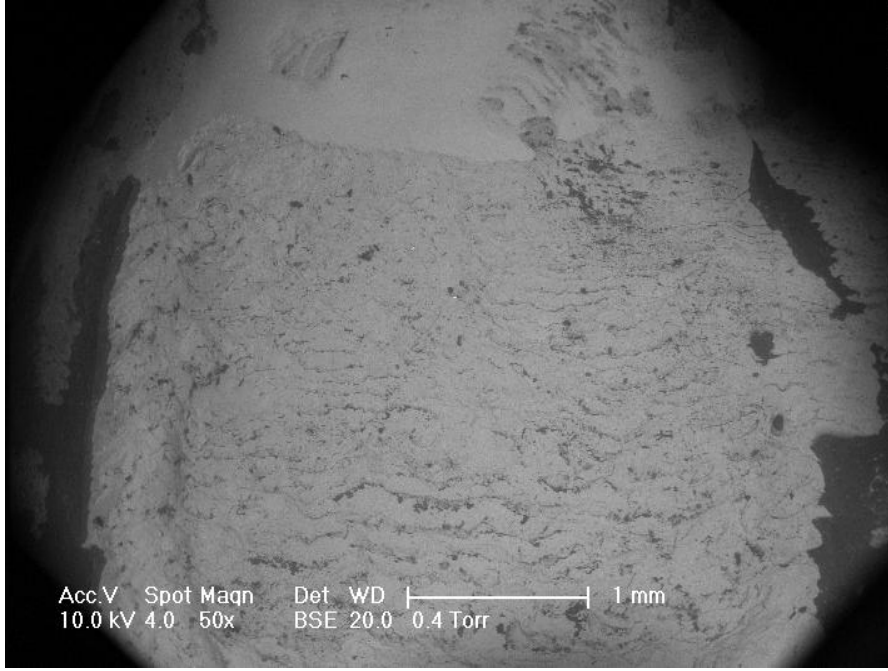
Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %80'inde yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); %20'sinde mine kırığı meydana gelmiştir (ARI skoru 4) (Tablo 4.9).

Tablo 4-9: Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

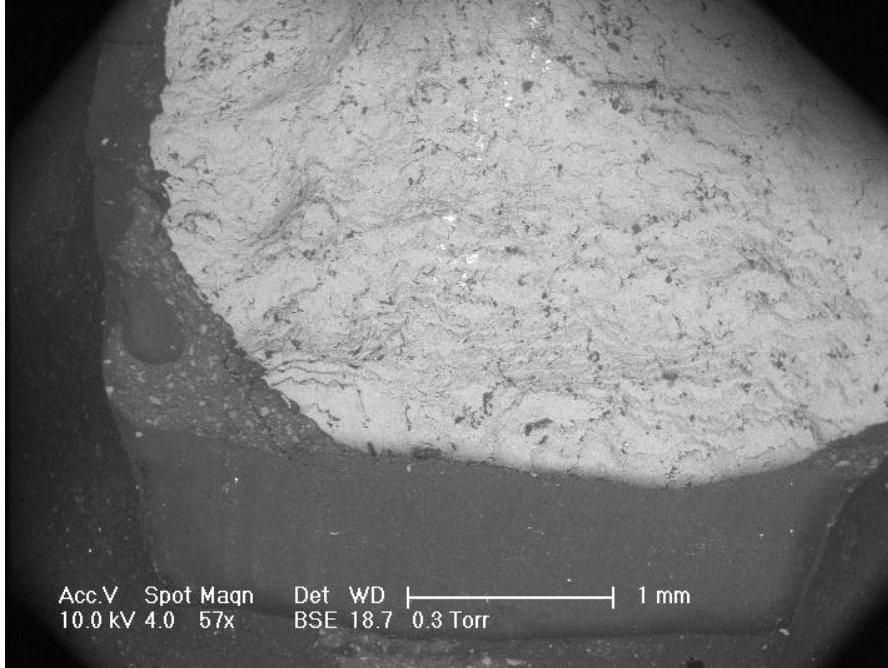
Mine	Pürüzlendirme Yöntemleri	Braket	ARI Skoru						<i>p</i>	<i>Post Hoc</i>
			0	1	2	3	4	5		
			n(%)	n (%)	n(%)	n (%)	n (%)	n (%)		
Fosforik Asit	^a Radiance		-	1(%10)	-	7(%70)	1(%10)	1(%10)	0,969	-
	^b Inspire		-	-	-	9(%90)	1(%10)	-		
	Ice		-	-	-	9(%90)	1(%10)	-		
	^c Clarity		-	-	-	9(%90)	1(%10)	-		
	^d Luxi II		-	2(%20)	-	6(%60)	-	2(%20)		
	^e Sierra Classic		-	-	-	8(%80)	2(%20)	-		

Kruskal Wallis Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U Test kullanıldı.

* $p < 0.05$



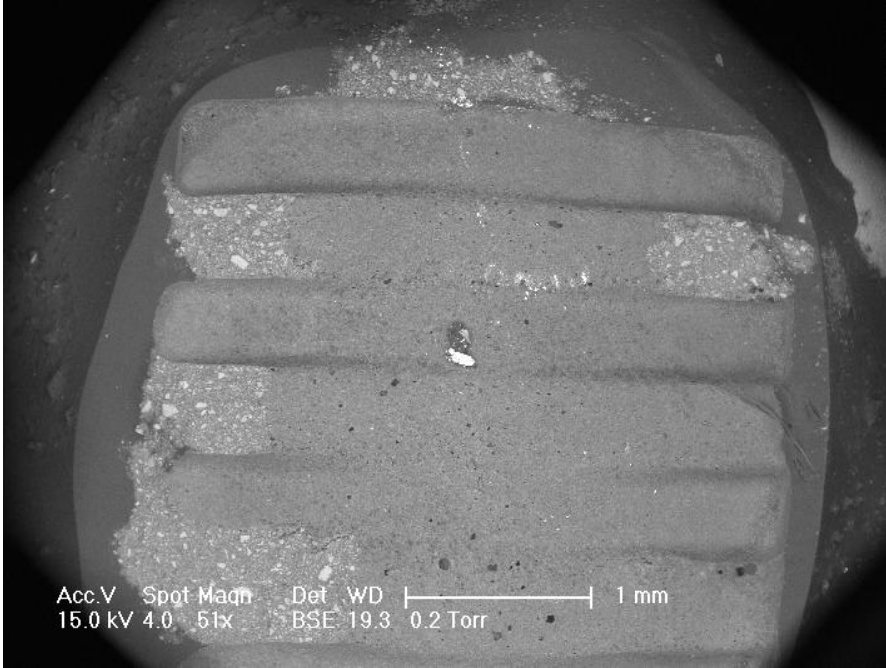
Şekil 4-4: ARI skoru 0 olan bir örneğin 50X büyütme altındaki SEM görüntüsü



Şekil 4-5: ARI skoru 1 olan bir örneğin 57X büyütme altındaki SEM görüntüsü



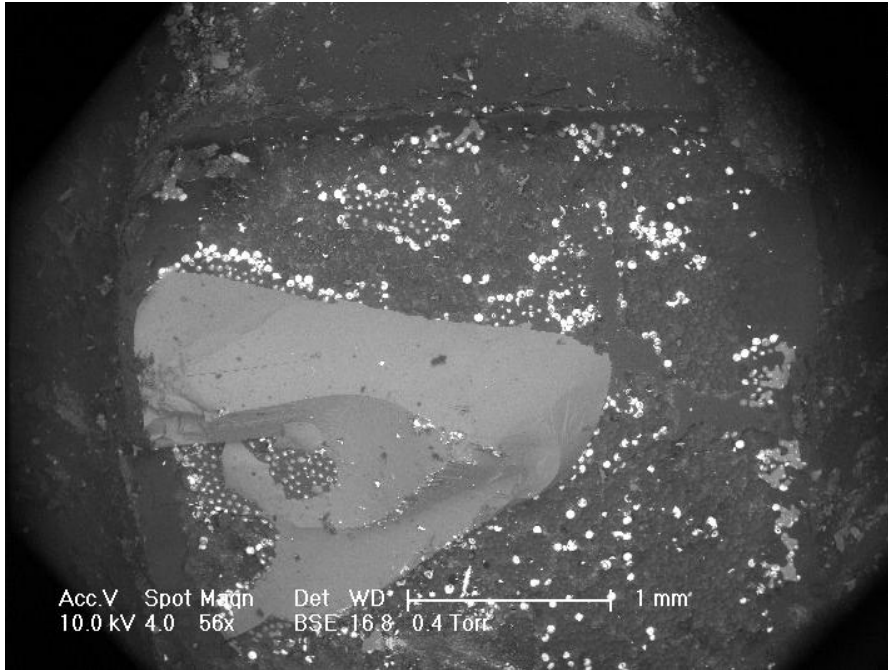
Şekil 4-6: ARI skoru 2 olan bir örneğin 60X büyütme altındaki SEM görüntüsü



Şekil 4-7: ARI skoru 3 olan bir örneğin 51X büyütme altındaki SEM görüntüsü



Şekil 4-8: ARI skoru 4 olan bir örneğe ait fotoğraf



Şekil 4-9: ARI skoru 5 olan bir örneğin 56X büyütme altındaki SEM görüntüsü

4.2.2. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan beş farklı braketin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin dağılımı Tablo 4.10'da görülmektedir. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirme yapılan gruptaki braketlerin ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.10).

Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Radiance braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %70'inde yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalırken; (ARI skoru 1) %30'unda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 3) (Tablo 4.10).

Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Inspire Ice braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %50'sinde diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken (ARI skoru 0); %30'unda yapıştırıcının %50'sinden azı (ARI skoru 1) ve %10'unda yapıştırıcının %50'sinden fazlası Şekil 4.6'da görüldüğü gibi diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 2). Örneklerin %10'unda ise yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır. (ARI skoru 3) (Tablo 4.10).

Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Clarity braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %30'unda yapıştırıcının %50'sinden azı (ARI skoru 1), %30'unda yapıştırıcının %50'sinden fazlası diş yüzeyinde (ARI skoru 2) kalmıştır. Örneklerin %20'sinde diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı (ARI skoru 0) kalmazken; %20'sinde ise yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 3)(Tablo 4.10).

Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Luxi II braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %80'inde yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 1); %10'unda yapıştırıcının

%50'sinden fazlası diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 2). Örneklerin %10'unda ise braket kırığı meydana gelmiştir (ARI Skoru 5) (Tablo 4-10).

Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %50'sinde diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken (ARI skoru 0), %40'ında yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde (ARI skoru 1) kalmıştır. Örneklerin %10'unda ise mine kırığı meydana gelmiştir (ARI Skoru 4) (Tablo 4-12).

Tablo 4-10: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

Mine Pürüzlendirme Yöntemi	Braket	ARI Skoru						<i>p</i>	<i>Post Hoc</i>
		0	1	2	3	4	5		
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)		
80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser Etch	^a Radiance	-	7 (%70)	-	3 (%30)	-	-	0,073	-
	^b Inspire	5 (%50)	3 (%30)	1 (%10)	1 (%10)	-	-		
	Ice	2 (%20)	3 (%30)	3 (%30)	2 (%20)	-	-		
	^c Clarity	-	8 (%80)	1 (%10)	-	-	1 (%10)		
	^d Luxi II	-	4 (%40)	-	-	1 (%10)	-		
	^e Sierra Classic	5 (%50)	-	-	-	1 (%10)	-		

Kruskal Wallis Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U Test kullanılmıştır

* $p < 0.05$

4.2.3. Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan farklı braketlerin sıyırma kuvvetleriyle koparılmalarının ardından kopma bölgelerinin dağılımı Tablo 4.11’de görülmektedir. Tablo 4.11’de Radiance braket ‘a’, Inspire Ice braket ‘b’, Clarity braket ‘c’, Luxi II braket ‘d’ ve Sierra Classic braket ‘e’ harfleri ile gösterilmiştir. Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen gruptaki 5 farklı braketin ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$) (Tablo 4.11).

Inspire Ice braketlerinin ARI skorları, Radiance ($p:0.014$; $p<0.05$), Clarity ($p:0.043$, $p<0.05$) ve Luxi II ($p:0.041$; $p<0.05$) braketlerinin ARI skorlarından istatistiksel olarak anlamlı seviyede farklıdır. Inspire Ice grubunda en sık görülen ARI skoru 0 iken; Radiance, Clarity ve Luxi II braket gruplarında en sık görülen ARI skoru 1’dir. Diğer braketlerin ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Inspire Ice braketler sıyırma kuvvetleri uygulanarak koparıldığında örneklerin %60’ında diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken; Radiance braket grubunda örneklerin %60’ında, Clarity braket grubunda örneklerin %40’ında ve Luxi braket grubundaki örneklerin ise %80’inde yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır.

Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Radiance braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %70’inde yapıştırıcının %50’sinden azı (ARI skoru 1) ve %20’sinde ise yapıştırıcının %50’sinden fazlası diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 2). Örneklerin %10’unda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 3) (Tablo 4.11).

Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Inspire Ice braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %60’ında diş

yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken (ARI skoru 0); %30'unda yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde (ARI skoru 1) kalmıştır. Örneklerin %10'unda ise yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 3) (Tablo 4.11).

Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Clarity braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %40'ında yapıştırıcının %50'sinden azı (ARI skoru 1) diş yüzeyinde kalmıştır. Örneklerin %30'unda diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken (ARI skoru 0); %20'sinde yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 3). Örneklerin %10'unda ise braket kırığı meydana gelmiştir (ARI Skoru 5) (Tablo 4.11).

Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Luxi II braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %80'inde yapıştırıcının %50'sinden azı (ARI skoru 1) diş yüzeyinde kalmıştır. Örneklerin %10'unda diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmazken (ARI skoru 0); %10'unda braket kırığı meydana gelmiştir (ARI Skoru 5) (Tablo 4.11).

Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlere sıyırma kuvveti uygulandığında, örneklerin %60'ında yapıştırıcının %50'sinden azı (ARI skoru 1) diş yüzeyinde kalmıştır. Örneklerin %40'ında diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmamıştır (ARI skoru 0).

Tablo 4-11: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Braket	ARI Skoru						p	Post Hoc
		0	1	2	3	4	5		
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)		
120 mJ, 20 Hz Er:YAG Laser Etch	^a Radiance	-	7 (%70)	2 (%20)	1 (%10)	-	-	0,046*	b≠ a,c,d
	^b Inspire	6 (%60)	3 (%30)	-	1 (%10)	-	-		
	^c Clarity	3 (%30)	4 (%40)	-	2 (%20)	-	1 (%10)		
	^d Luxi II	1 (%10)	8 (%80)	-	-	-	1(%10)		
	^e Sierra	4 (%40)	6 (%60)	-	-	-	-		
	Classic								

Kruskal Wallis Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U Test kullanılmıştır

* $p < 0.05$. ≠, istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.

4.2.4. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Radiance braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi

Fosforik asit ya da Er:YAG laser ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan Radiance braketlerin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin dağılımları Tablo 4.12’de görülmektedir. Tablo 4.12’de fosforik asit ‘1’, 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubu ‘2’ ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser grubu ise ‘3’ rakamları ile gösterilmiştir.

Farklı pürüzlendirme yöntemlerine göre ARI skorlarının dağılımları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Fosforik asit grubunda, en sık ARI skoru 3 görülürken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarında en sık ARI skoru 1 görülmektedir. Fosforik asit uygulanan dişlerin %70’inde yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser ($p:0.006$; $p < 0.01$) ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarında örneklerin

%70'inde yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalmıştır ($p:0.001$; $p<0.01$). 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarının ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p>0.05$).

Tablo 4-12: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme işlemlerinden sonra dişlere yapıştırılan Radiance braketlerin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Arı Skoru						<i>p</i>	<i>Post Hoc</i>
		0	1	2	3	4	5		
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)		
Radiance	¹ Fosforik Asit	-	1 (%10)	-	7 (%70)	1 (%10)	1 (%10)	0,002**	1≠2**,3**
	² 80x30 Laser	-	7 (%70)	-	3 (%30)	-	-		
	Etch	-	7 (%70)	2 (%20)	1 (%10)	-	-		
	³ 120x20 Laser	-	7 (%70)	2 (%20)	1 (%10)	-	-		

Kruskal Wallis Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U Test kullanılmıştır

** $p<0.05$, ** $p<0.01$. ≠, istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.*

4.2.5. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Inspire Ice braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi

Fosforik asit ya da Er:YAG laser ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan Inspire Ice braketlerin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin dağılımları Tablo 4.13'de görülmektedir. Farklı pürüzlendirme yöntemlerine göre ARI skorlarının dağılımları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Fosforik asit grubunda en sık ARI skoru 3 görülürken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarında en sık görülen ARI skoru 0'dır. Fosforik asit uygulanan örneklerin %90'ında yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser grubundaki örneklerin %50'sinde ve 120mJ, 20 Hz Laser grubundaki örneklerin %60'ında diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmamıştır ($p:0.001$; $p<0.01$). 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser ve 120mJ, 20 Hz

Er:YAG Laser gruplarındaki örneklerin ARI skorları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-13: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme işlemlerinden sonra dişlere yapıştırılan Inspire Ice braketlerin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Arı Skoru						p	Post Hoc
		0	1	2	3	4	5		
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)		
Inspire Ice	¹ Fosforik Asit	-	-	-	9 (%90)	1 (%10)	-	0,001**	1#2**,3**
	² 80x30 Laser	5 (%50)	3 (%30)	1 (%10)	1 (%10)	-	-		
	³ 120x20 Laser	6 (%60)	3 (%30)	-	1 (%10)	-	-		
	Etch	-	-	-	-	-	-		

Kruskal Wallis Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U Test kullanılmıştır

* $p<0.05$, ** $p<0.01$. #, istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.

4.2.6. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Clarity braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi

Fosforik asit ya da Er:YAG laser ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan Clarity braketlerin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin dağılımları Tablo 4.14’de görülmektedir. Farklı pürüzlendirme yöntemlerine göre ARI skorlarının dağılımları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Fosforik asit grubunda en sık görülen ARI skoru 3 iken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarında en sık görülen ARI skoru 1’dir. Fosforik asit uygulanan örneklerin %90’ında yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser grubundaki örneklerin %30’unda ($p:0.001$; $p<0.01$) ve 120 mJ, 20 Hz Laser grubundaki örneklerin %40’ında ($p:0.008$; $p<0.01$) yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır. 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser ve 120mJ, 20 Hz Er:YAG Laser gruplarındaki örneklerin ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 4-14: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme işlemlerinden sonra dişlere yapıştırılan Clarity braketlerin kopma bölgelerinin dağılımlarının karşılaştırılması

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Arı Skoru						p	Post Hoc
		0	1	2	3	4	5		
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)		
Clarity	¹ Fosforik Asit	-	-	-	9 (%90)	1 (%10)	-	0,004**	1#2**,3**
	² 80x30 Laser Etch	2 (%20)	3 (%30)	3 (%30)	2 (%20)	-	-		
	³ 120x20 Laser Etch	3 (%30)	4 (%40)	-	2 (%20)	-	1 (%10)		

Kruskal Wallis Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U Test kullanılmıştır

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$. #, istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.

4.2.7. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Luxi II braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi

Fosforik asit ya da Er:YAG laser ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan Luxi II braketlerin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin dağılımları Tablo 4.15’de görülmektedir. Farklı pürüzlendirme yöntemlerine göre ARI skorlarının dağılımları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Fosforik asit grubunda en sık görülen ARI skoru 3 iken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarında en sık görülen ARI skoru 1’dir. Fosforik asit uygulanan örneklerin %60’ında yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser ($p:0.011$; $p < 0.05$) ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG Laser ($p:0.007$; $p < 0.01$) grubundaki örneklerin %80’inde yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır. 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser ve 120mJ, 20 Hz Er:YAG Laser gruplarındaki örneklerin ARI skorları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tablo 4-15: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Luxi II braketlerin kopma bölgelerinin karşılaştırılması

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Arı Skoru						p	Post Hoc
		0	1	2	3	4	5		
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)		
Luxi II	¹ Fosforik Asit	-	2 (%20)	-	6 (%60)	-	2 (%20)	0,005**	1≠2*,3**
	² 80x30 Laser	-	8 (%80)	1 (%10)	-	-	1 (%10)		
	³ 120x20 Laser	1 (%10)	8 (%80)	-	-	-	1 (%10)		
	Etch								

Kruskal Wallis Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U Test kullanılmıştır

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$. ≠, istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.

4.2.8. Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra yapıştırılan Sierra Classic braketlerin kopma bölgelerinin değerlendirilmesi

Fosforik asit ya da Er:YAG laser ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin dağılımları Tablo 4.16’da görülmektedir. Farklı pürüzlendirme yöntemlerine göre ARI skorlarının dağılımları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.01$). Fosforik asit grubunda en sık görülen ARI skoru 3, 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubunda en sık görülen ARI skoru 0 ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser grubunda en sık görülen ARI skoru 1’dir. Fosforik asit uygulanan örneklerin %80’inde yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken; 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser grubundaki örneklerin %50’sinde ($p:0.001$; $p < 0.01$) diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmamıştır. 120mJ, 20 Hz Laser grubundaki örneklerin %60’ında ($p:0.001$; $p < 0.01$) ise yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır. 80 mJ, 30 Hz Er:YAG Laser ve 120mJ, 20 Hz Er:YAG Laser gruplarındaki örneklerin ARI skorları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Tablo 4-16: Farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarından sonra dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlerin kopma bölgelerinin karşılaştırılması

Braket	Mine Pürüzlendirme Yöntemleri	Arı Skoru						p	Post Hoc
		0	1	2	3	4	5		
		n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)		
	¹ Fosforik Asit	-	-	-	8 (%80)	2 (%20)	-		
Sierra Classic	² 80x30 Laser Etch	5 (%50)	4 (%40)	-	-	1 (%10)	-	0,001**	1≠2**,3**
	³ 120x20 Laser Etch	4 (%40)	6 (%60)	-	-	-	-		

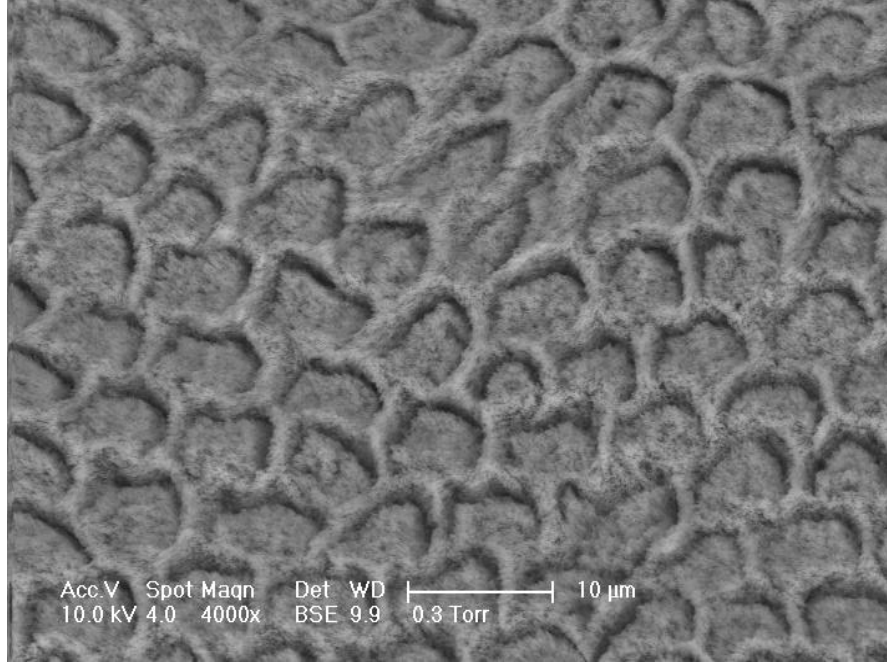
Kruskal Wallis Test ve Post Hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U Test kullanılmıştır

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$. ≠, istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir.

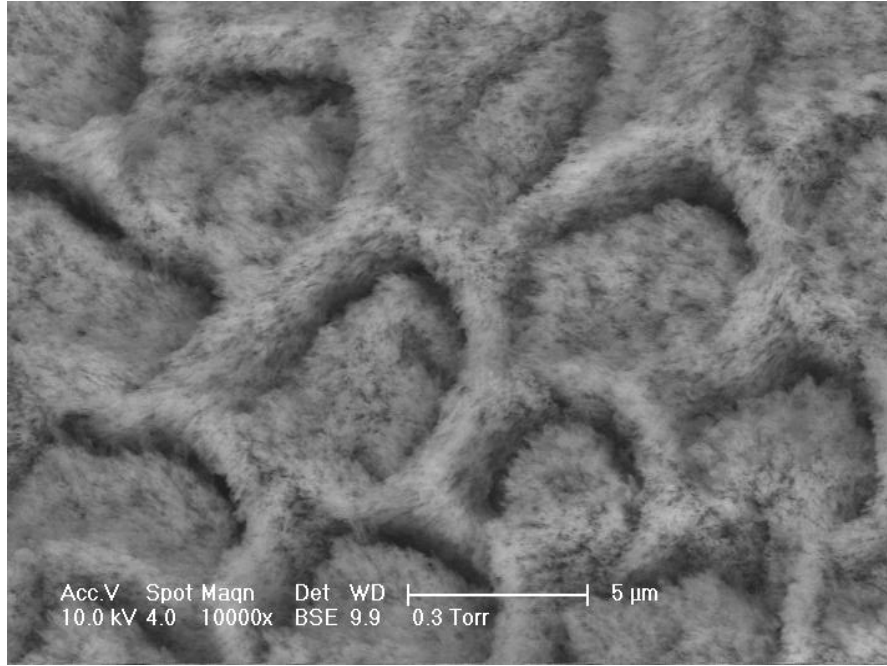
4.3. Mine kırığı ile ilgili bulgular

4.3.1. Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen diş yüzeylerinin mine kırığı yönünden elektron mikroskobu ile incelenmesi

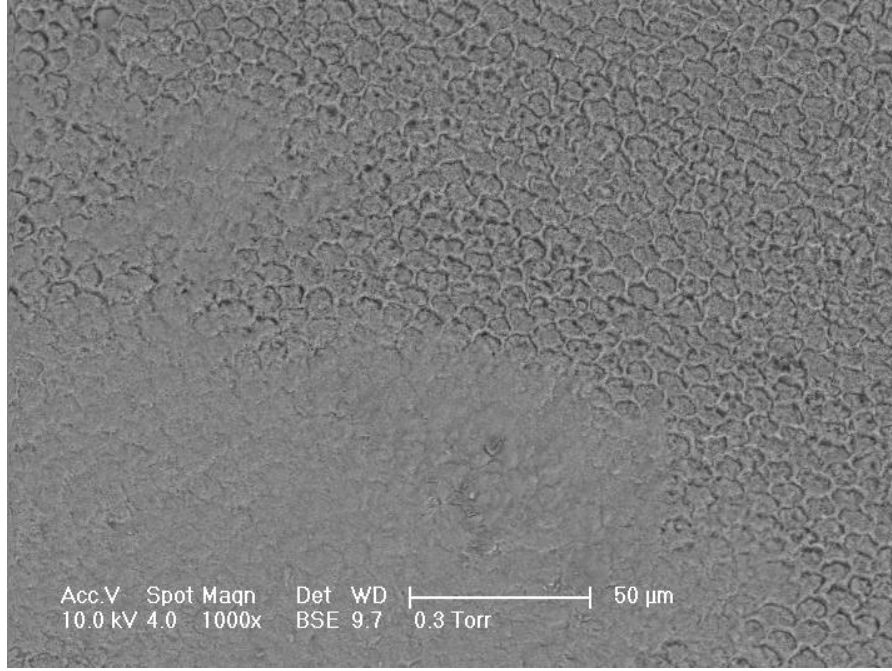
Braketlerin yapıştırılmasından önce diş yüzeylerinin hazırlanması amacıyla %37'lik fosforik asidin kullanıldığı grupta; diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesinden sonra ve yapıştırılan braketlere sıyırma kuvveti uygulanarak koparılmasından sonra taramalı elektron mikroskobu görüntüleri alınarak diş mineleri kırık bakımından incelenmiştir. Bu incelemeler sonucunda fosforik asit grubunda incelenen 10 dişin hiçbirinde minede kırık meydana gelmediği tespit edilmiştir. Bu gruba ait bir dişin fosforik asit uygulamasından sonra ve bu dişe yapıştırılan braketin koparılmasından sonra alınan taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Şekil 4.10, 4.11, 4.12 ve 4.13'de görülmektedir.



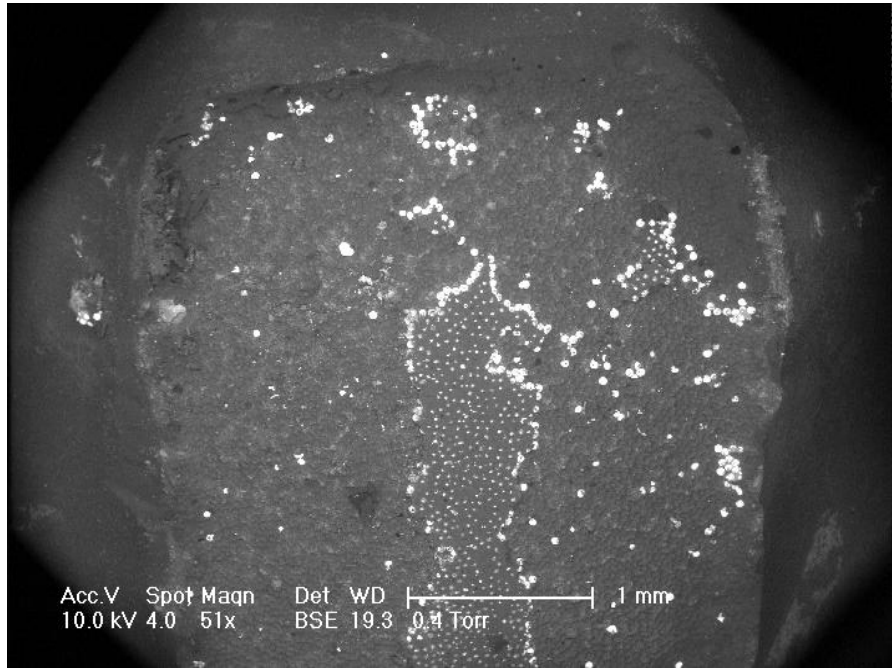
Şekil 4-10: Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 4000X büyütme altındaki SEM görüntüsü



Şekil 4-11: Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 10000X büyütme altındaki SEM görüntüsü



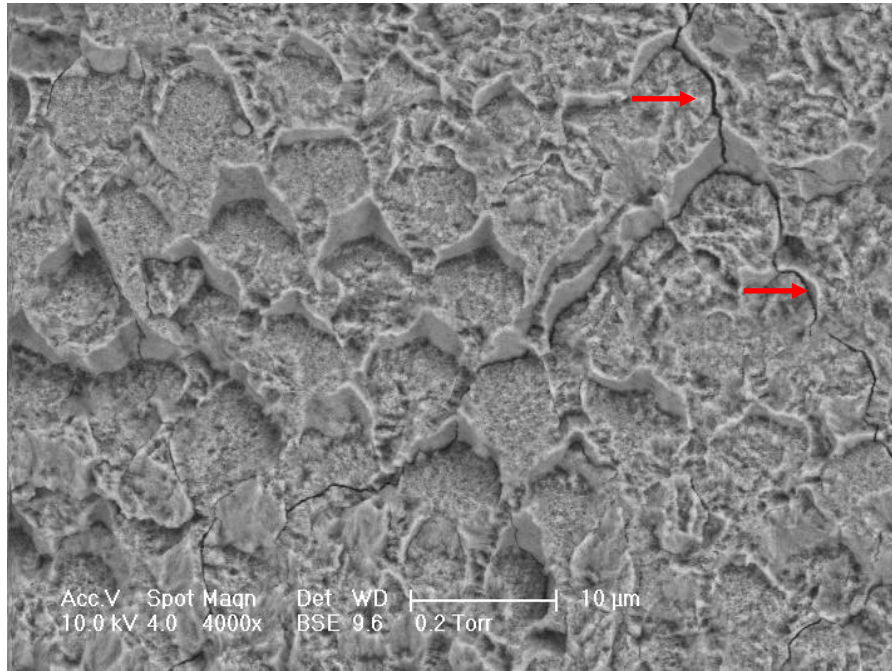
Şekil 4-12: Fosforik asit uygulanan ve uygulanmayan mine yüzeyinin 1000X büyütme altındaki SEM görüntüsü



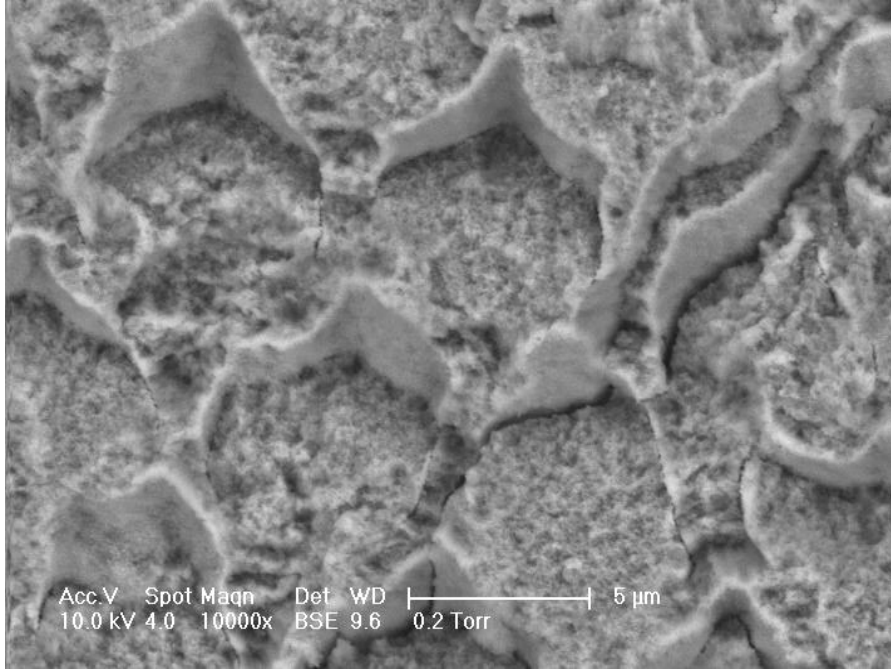
Şekil 4-13: Şekil 4.10 ve 4.11'deki örneğe yapıştırılan braketin koparılmasından sonra diş yüzeyinin 51X büyütme altındaki SEM görüntüsü

4.3.2. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş yüzeylerinin mine kırığı yönünden elektron mikroskobu ile incelenmesi

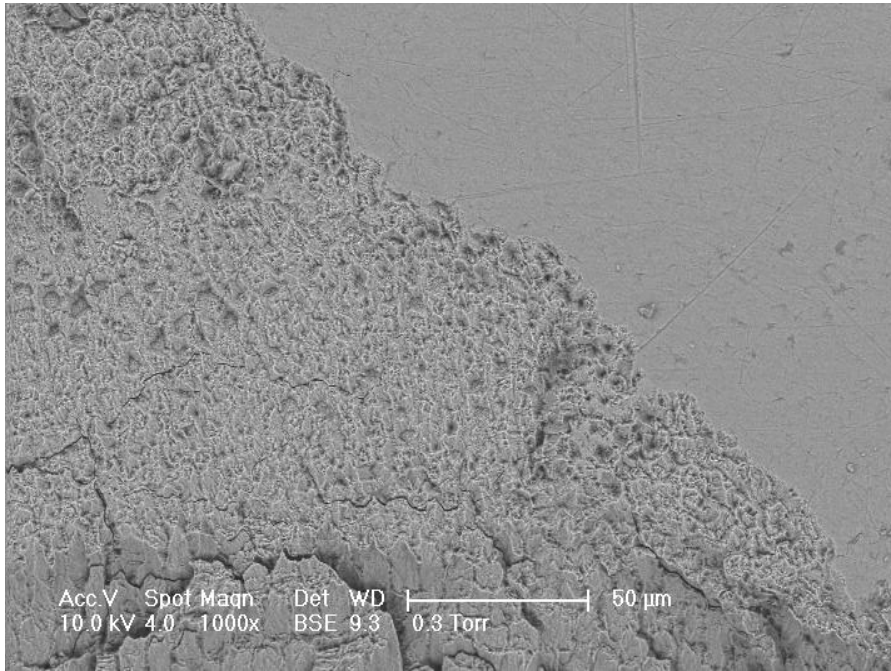
Braketlerin yapıştırılmasından önce diş yüzeyinin hazırlanması amacıyla Er:YAG laser (80 mJ,30 Hz) kullanılan grupta; diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesinden sonra ve yapıştırılan braketlere sıyırma kuvveti uygulanarak koparılmasından sonra taramalı elektron mikroskobu görüntüleri alınarak diş mineleri kırık bakımından incelenmiştir. Bu incelemeler sonucunda, Er:YAG laser (80 mJ,30 Hz) kullanılan grupta incelenen 10 dişin hiçbirinde minede kırık meydana gelmediği tespit edilmiştir. Bu gruba ait bir dişin laser uygulamasından sonra ve yapıştırılan braketin koparılmasından sonra alınan taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Şekil 4.14, 4.15, 4.16 ve 4.17’de görülmektedir. Şekil 4.14’de laser uygulamasıyla mine yüzeyinde meydana gelen mikroçatlaklar görülmektedir.



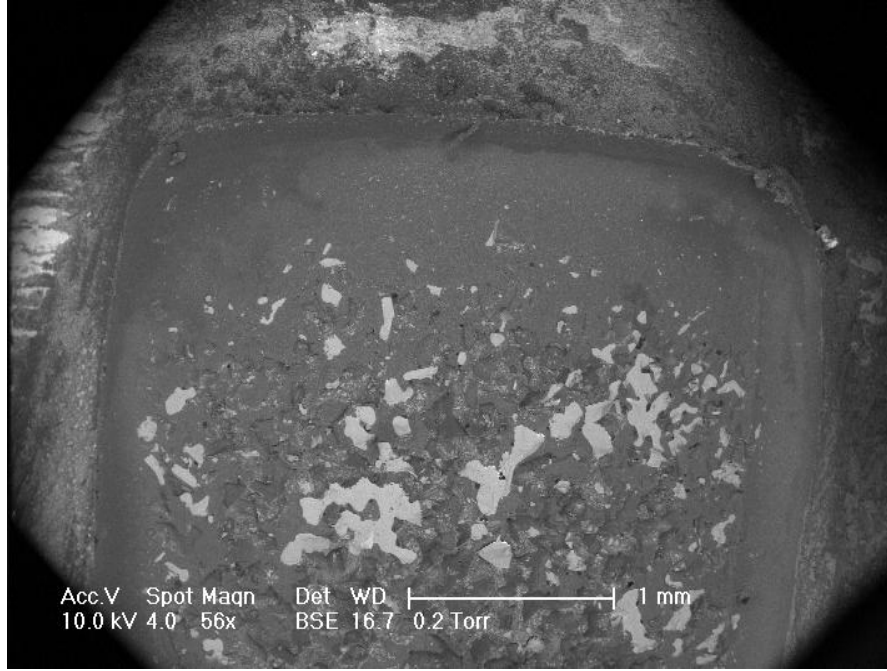
Şekil 4-14: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 4000X büyütme altındaki SEM görüntüsü



Şekil 4-15: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 10000X büyütme altındaki SEM görüntüsü



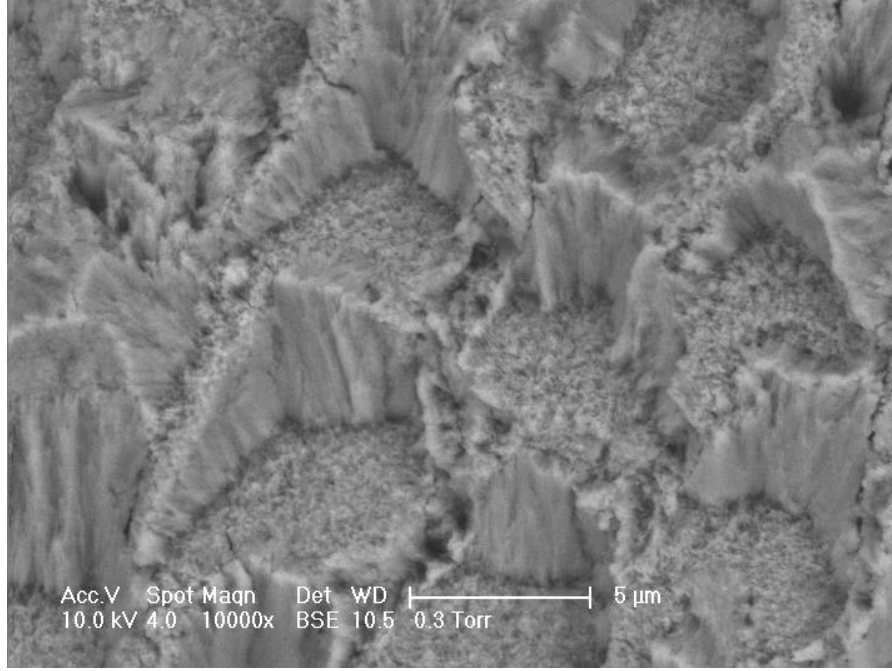
Şekil 4-16: Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) uygulanan ve uygulanmayan mine yüzeyinin 1000X büyütme altındaki SEM görüntüsü



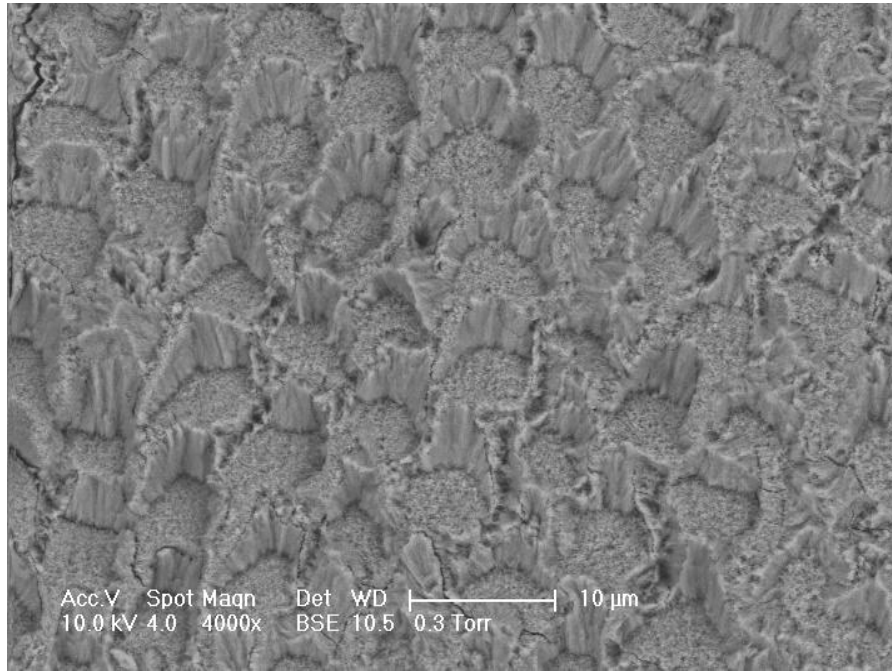
Şekil 4-17: Şekil 4.14, 4.15 ve 4.16'da görülen dişe yapıştırılan braketin koparılmasından sonra diş yüzeyinin 55X büyütme altındaki SEM görüntüsü

4.3.3. Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş yüzeylerinin mine kırığı yönünden elektron mikroskobu ile incelenmesi

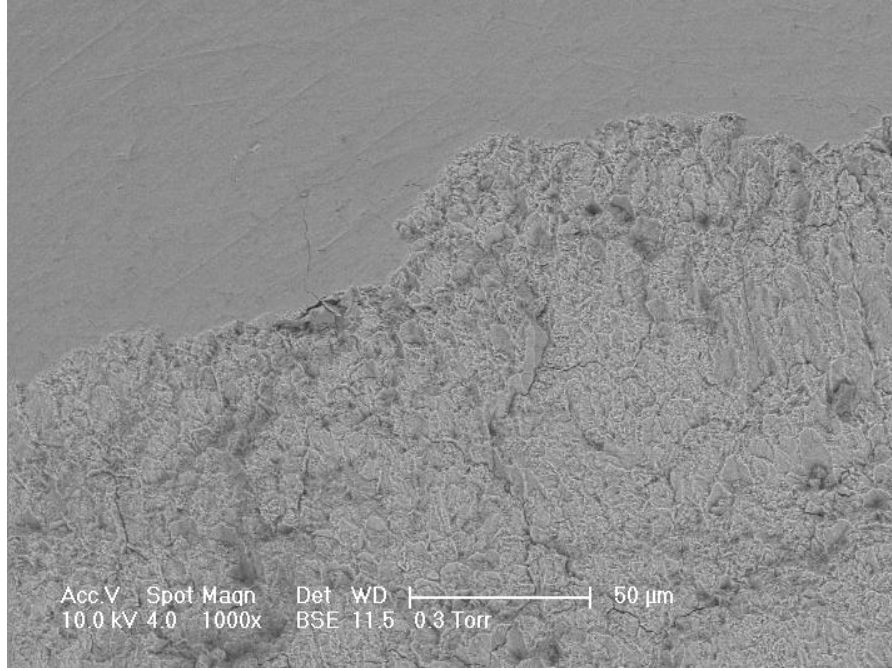
Braketlerin yapıştırılmasından önce diş yüzeyinin hazırlanması amacıyla Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılan grupta; diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesinden sonra ve yapıştırılan braketlere sıyırma kuvveti uygulanarak koparılmasından sonra taramalı elektron mikroskobu görüntüleri alınarak diş mineleri kırık bakımından incelenmiştir. Bu incelemeler sonucunda, Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılan grupta incelenen 10 dişin hiçbirinde minede kırık meydana gelmediği tespit edilmiştir. Bu gruba ait bir dişin laser uygulamasından sonra ve yapıştırılan braketin koparılmasından sonra alınan taramalı elektron mikroskobu görüntüleri Şekil 4.18, 4.19, 4.20 ve 4.21'de görülmektedir.



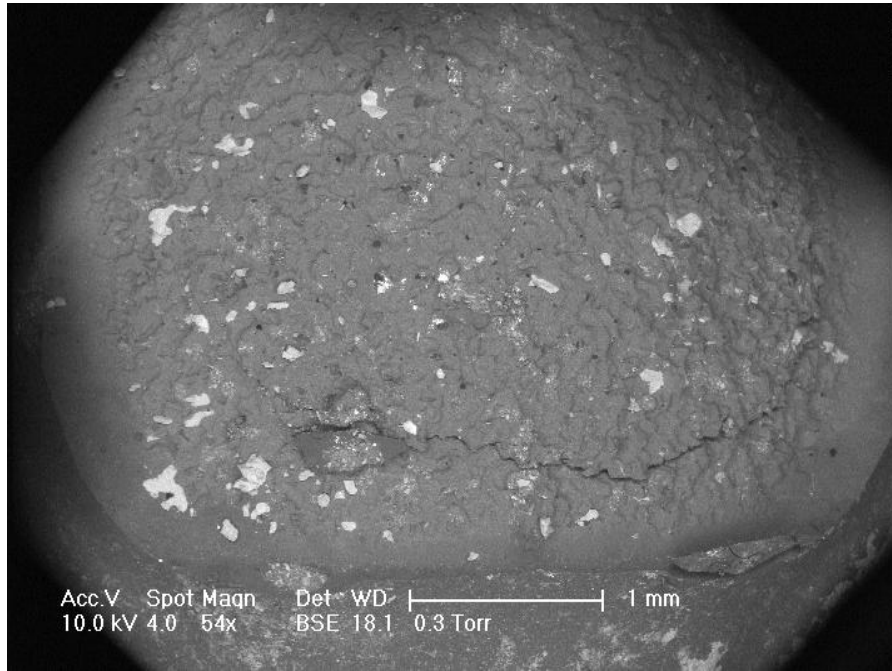
Şekil 4-18: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 10000X büyütme altındaki görüntüsü



Şekil 4-19: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen diş minesinin 4000X büyütme altındaki SEM görüntüsü



Şekil 4-20: Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) uygulanan ve uygulanmayan mine yüzeyinin 1000X büyütme altındaki SEM görüntüsü



Şekil 4-21: Şekil 4.18, 4.19 ve 4.20'de görülen dişe yapıştırılan braketin koparılmasından sonra diş yüzeyinin 54X büyütme altındaki SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın ve Yöntemin Tartışılması

Bu çalışmada, fosforik asit ve iki farklı enerji ve frekans değerindeki Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirilen, ortodontik tedavi amacıyla çekilmiş insan alt ve üst birinci küçük azı dişlerine uygulanan beş farklı estetik braketin, sıyrma kuvvetlerine karşı tutuculukları karşılaştırılmış; braketlerin sökümü sırasında braketlerde ve dişlerdeki yapıştırıcı artıkları ve kopma bölgeleri ile braketlerin sökümü sırasında meydana gelebilecek mine kırıkları değerlendirilmiştir.

Ortodontik tedavinin başarısında, direkt olarak mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin yeterli tutuculuğu sağlaması çok önemlidir. Braketler, ortodontik tedavi boyunca uygulanan kuvvetlere karşı yeterli tutuculuk göstermeli ve sökümü sırasında mineye hasar vermemelidir. Yapılan literatür incelemesi sonucunda, braketlerin tutuculukları, kopma bölgeleri ve mine kırıkları ile ilgili çok sayıda araştırmanın bulunduğu görülmüştür (2,7,8,16,21,22,24,25,30,33,59,65). Günümüzde artan estetik braket kullanımı, bu braketlerin tutuculukları ve mine kırıklarıyla ilişkileri ile ilgili araştırmaların yapılmasını gerektirmektedir. Laser kullanımının ortodonti pratiğine de girmesiyle, laserin braketlerin tutuculuğunu arttırmada fosforik asit kadar başarılı olup olmadığıyla ilgili araştırmalar yayınlanmıştır (145,146,147,149,150,151,153). Ancak yapılan literatür incelemesinde, Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan seramik ve plastik braketlerin sıyrma kuvvetlerine karşı tutuculukları veya braketlerin sökümü sırasında minede kırık oluşum riski hakkında yayınlanmış bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Braketlerin tutuculuğu, mine yüzeyinin pürüzlendirme yöntemleri, yapıştırıcılar veya ışık kaynakları ile ilgili in vitro çalışmaların çoğunda insan dişi kullanılmaktadır [1-62]. Tutuculuk testlerinde sığır dişlerinin insan dişlerinin yerine kullanılabileceğini belirten çalışmaların ardından; kolay elde edilebilmeleri ve sığır ve insan dişlerinin mine yapılarının benzer olmasına dayanılarak çalışmaların bazılarında sığır dişlerinin

kullanıldığı belirtilmiştir [64-72]. Ancak çalışmamızda, in vitro ortamda klinikteki duruma en yakın şartlar oluşturulmaya çalışıldığından, insan dişleri kullanılmaya karar verilmiştir. Yapılan literatür incelemesinde, in vitro çalışmalarda kesici, kanin, küçük azı veya büyükazı dişlerinin kullanıldığı görülmüştür. Bazı çalışmalarda, yüzeylerinin düz olması sebebiyle deneylerin daha standart olduğu düşünülen kesici dişler 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. Bu amaçla çalışmamızda da diğer birçok çalışmada olduğu gibi ortodontik amaçla çekilmiş alt ve üst küçük azı dişlerinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Çalışmalarda, deneyler yapılana kadar dişlerin birçok farklı solüsyon içerisinde saklandığı görülmüştür. Dişlerin distile su, timol solüsyonu, alkol, normal salin solüsyonu, formalin veya kloramin T gibi solüsyonlarda 24 saat ile beş yıl arasında değişen sürelerde saklandıkları görülmüştür [1-18,22,36,45,50,51,53,54,55,56,57,58,59,65,66,68,69,88,89,90,91,92,93,94,95,97,98]. Williams ve Svare, 4°C'deki distile su ve timol solüsyonu içerisinde 24 saat, 3 ay ve 5 yıl boyunca sakladıkları dişlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını karşılaştırmışlar ve elde ettikleri değerler arasında anlamlı farklılık olmadığını bildirmişlerdir (100). Farklı koşullarda saklanan dişlere yapıştırılan braketlerin tutuculuklarının karşılaştırıldığı bir çalışmada (102), diş minesinin inorganik yapısından dolayı dişlerin saklama ortamı ve süresinden anlamlı derecede etkilenmediği ortaya çıkarılmıştır. Çalışmamızda kullanılan dişler, deneyler yapılana kadar cam kaplar içerisinde oda sıcaklığındaki %0,9'luk NaCl solüsyonunda bekletilmiştir. Dişlerin saklandığı solüsyon haftada bir kez düzenli olarak değiştirilmiş ve böylece bakteri kolonizasyonunun önüne geçilmeye çalışılmıştır. Dişler, çekimlerini takiben ilk 6 ay içerisinde kullanılmıştır.

Braketlerin yapıştırılmasından önce diş yüzeyinin hazırlanması ve diş yüzeylerindeki organik ve inorganik artıkların uzaklaştırılması önemli bir aşamadır.

Yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda, 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 temizlendiği görülmüştür (2,4,8,9,11,12,57,58,59,65,67,87,92,93,96,97,99,100). Bazı çalışmalarda ise braketlerin yapıştırılacağı dişlerin yüzey özelliklerindeki farklılıkların en aza indirilmesi amacıyla diş minelerinde aşındırma yapıldığı belirtilmiştir (3,6,64,88,91). Bu aşındırmaların, özellikle küçük azı dişlerinin kullanıldığı çalışmalarda vestibül yüzey konveksitelerindeki uyumsuzluğun azaltılması amacıyla yapıldığı belirtilmiştir (102). Araştırmacılar bu aşındırmaların mine yüzeyiyle sınırlı kaldığını belirtmişlerdir (91,102). Klinikteki şartların laboratuvar ortamında taklit edildiği in vitro çalışmalarda mine yüzeyinin aşındırılması; klinikte uygulanan prosedürlerden uzaklaşma anlamına geleceğinden çalışmamızda bu uygulama kullanılmamıştır. Çalışmamızda, klinikteki uygulamaya benzer şekilde dişlerin vestibül yüzeyleri Pierre Rolland firmasına ait Sitsalicine isimli flor içermeyen cila patı ile mikromotorun ucuna takılan kıl fırça kullanılarak 20 saniye boyunca cilalanmıştır. Dişler bu işlemin ardından 20 saniye boyunca basınçlı suyla yıkanmış ve 15 saniye boyunca yağsız hava-su spreyi ile kurutulmuştur.

Yapıştırıcıların ve braketlerin yeterli bağlanma direncine ulaşacak şekilde diş yüzeylerine yapışması amacıyla mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Mine dokusuna adezyonu ve yapışma yüzeyini artıran asitleme işleminde sıklıkla %35-37'lik fosforik asit kullanılmaktadır (1,4,13,15,16,17,18,22,29,32,36,48,53,54,88,89,90,91, 92,93,96,97,98,99,101,107). En sık kullanılan asit tipi olan fosforik asidin yoğunluğu ve uygulanma süresi birçok araştırmacı tarafından araştırılmıştır. Mine yüzeyinin fosforik asit kullanılarak 15 ile 60 saniye arasındaki sürelerde pürüzlendirilmesinin ardından metal braketlerin diş yüzeylerine yapıştırıldığı bir çalışmada, tutuculuk bakımından gruplar arasında anlamlı farklılıklar olmadığı belirtilirken; seramik braketlerin kullanıldığı bir çalışmada ise 10 ile 30 saniye arasındaki sürelerde yapılan pürüzlendirmeler arasında tutuculuk bakımından fark olmadığı bildirilmiştir (34,172). Bu çalışmalar gözönünde bulundurularak, seramik ve plastik braketlerin kullanıldığı çalışmamızda %37'lik fosforik asit jel diş yüzeylerine 20 saniye boyunca uygulanmıştır.

Mine yüzeyinin asit kullanılarak pürüzlendirilmesinin ortodontide yaygın kullanım alanı bulmasına rağmen bu işlemin; mine kaybına yol açması, yüzey porozitesinin artması, lekelerin diş yüzeyine tutunmasının kolaylaşması sonucu renkleşme riskinin artması, ağız hijyeninin yetersiz olduğu durumlarda braket etrafında kalan asitlenmiş minenin dekalsifikasyonu veya beyaz leke oluşumuna yol açması gibi dezavantajları mevcuttur (21). Bu sebeplerden dolayı ortodontide ve restoratif diş hekimliğinde mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için alternatif yöntem arayışları laser teknolojisinin bu alanda da kullanımına yol açmıştır. Er:YAG laserin mine yüzeyindeki hidroksiapatit kristallerini selektif olarak kaldırarak düzensiz bir yüzey oluşturduğu ve adezivlerin mikro mekanik retansiyonunu arttırdığı yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (147,148,149,150,151). Bu nedenle çalışmamızda mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla geleneksel fosforik asit kullanımının yanısıra, su ve hidroksiapatit tarafından iyi absorbe edilmesi sebebiyle Er:YAG laser seçilmiş ve Er:YAG laser iki farklı enerji ve pulse değerinde kullanılmıştır. Yapılan araştırmalarda, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla güç, enerji ve saniyedeki atım sayısı değerlerinde farklılıklar olduğu görülmüştür. Yapılan literatür incelemesinde, Er:YAG laserin 80 mJ, 100 mJ, 120 mJ, 150 mJ, 170 mJ, 240 mJ, 300 mJ enerji verecek şekilde ve 2 Hz, 10 Hz, 25 Hz gibi farklı frekans değerlerinde kullanıldığı görülmüştür (122,146,149,153). Borsatto ve arkadaşları, frekansın yüksek olmasının atımlar arasında dokunun soğutulmasını azalttığını ve yaygın olarak meydana gelen füzyon ve eriyip yeniden sertleşme olaylarının yapışma sürecini etkilediğini bildirmişlerdir (173). Araştırmacılar dentinde aynı enerji fakat farklı frekans değerlerinde Er:YAG laser uygulamasının krater derinliğinde artışa sebep olduğunu belirtmişlerdir (173).

Başaran ve arkadaşları laserlerin yüksek enerji değerlerinde kullanılmasının özellikle de sürekli su soğutması ile çalışılmadığı durumlarda diş sert dokularındaki termal etkisinin daha fazla olacağını ve meydana gelen mikroçatlakların mineyi zayıflatarak sıyırma testleri sırasında kırılmalara yol açacağını bildirmişlerdir (174).

Delfino ve arkadaşları, farklı enerji ve frekans değerlerindeki Er:YAG laser uygulamalarının farklı yüzey morfolojileriyle sonuçlanacağını; enerji değerindeki artışın mine yüzeyindeki mikroçatlaklarda artışa yol açacağını belirtmiştir. Frekans değerindeki farklılıkların, ablasyon kapasitesini ve mine yüzey morfolojisini enerji düzeyine göre

daha fazla etkilediğini ve bu değerlerdeki değişikliklerin adezyonun etkinliğini etkileyeceğini bildirmiştir (175).

Bu çalışmaların sonuçları ve üretici firmanın önerileri gözönünde bulundurularak çalışmamızda Er:YAG laser, bir grupta 80 mJ'lük enerji değerinde ve saniyede 30 Hz atım yapacak şekilde kullanılırken; diğer grupta 120 mJ'lük enerji değerinde ve saniyede 20 Hz atım yapacak şekilde kullanılmıştır. Böylece her iki laser grubunda da Er:YAG laserin dişlere uyguladığı güç 2,4 W olacak şekilde düzenlenmiştir.

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 (3M Unitek) ve görünür ışık kullanıldığı görülmüştür (1,4,13,15,16,21,24,28,30,31, 38,42,46,47,50,53,57,58,96,97). Çalışmamızda bu avantajlarından dolayı Transbond XT (3M Unitek) ışıkla sertleşen yapıştırıcı kullanılmıştır.

Yapıştırıcının polimerizasyonu için çalışmalarda halojen, plazma ark veya LED ışık kaynaklarının kullanıldığı görülmüştür. Çalışmamızda, çeşitli araştırmalarda ortodontik yapıştırıcıların polimerizasyonunda halojen ışık kaynakları kadar etkili olduğu gösterilen LED ışık kaynağı kullanılmıştır (164,166,168,176). Polimerizasyon için örneklere 20 saniye boyunca Hilux Ledmax 1040 (Benlioğlu Dental) ışık ünitesi ile ışık uygulanmıştır. Üşümez, çalışmada halojen ışığın 40 saniye, LED ışığın ise 10, 20 ve 40 saniye uyguladığı örneklerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı bildirmiştir (176). Çalışmamızda kullanılan ışık ünitesinin üzerinde bulunan on kademeli ışık ölçer sayesinde ışık

yoğunluğu ölçülebilmektedir. Çalışmamızda yapıştırıcının polimerizasyonu aşamasında uygulanan ışığın yoğunluğu her on ışınlamada bir ölçülmüş ve ışık yoğunluğu 600 mW/cm^2 'nin altına düşmeyecek şekilde standardizasyon sağlanmıştır.

Çalışmamızda; Clarity (3M), Luxi II (Rock Mountain), Inspire Ice (Ormco), Radiance (American Orthodontics) ve Sierra Classic (American Orthodontics) 0,018 inch slotlu estetik braketler kullanılmıştır. Ortodontik tedavi sırasında hastaların estetik ihtiyacını karşılayan bu estetik braketlerin kaidelerinde ve slotlarında; sürtünme artışı, söküm zorluğu ve mineye çok güçlü bağlanma kuvveti sonucu söküm sırasında mine kırığı veya çatlağı oluşma riski gibi dezavantajların üstesinden gelebilmek amacıyla farklı modifikasyonlar bulundurmaları ve hem kliniğimizde hem de ülkemizde en sık kullanılan estetik braketler arasında yer almaları sebebiyle çalışmamıza dahil edilmişlerdir.

Braketlerin sıyırma ya da çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelendiği in vitro çalışmalarda hazırlanan örneklerin test cihazına aktarılabilmesi amacıyla dişlere braketler yapıştırılmadan önce veya sonra taşıyıcı sistemlerin hazırlanması gerekmektedir. Bu konuda yapılan in vitro çalışmaların çoğunda soğuk akrilik kullanılmaktadır (1,4,5,12,13,14,17,18,22,38,50,51,53,54,55,56,58,65,66,67,70,88,91). Diğer bazı in vitro çalışmalarda araştırmacılar alçı kullandıklarını bildirmişlerdir (7,9,11,16,32,36,56). Çalışmamızda dişler, braketlerin dişlere yapıştırılmasını takiben çelik kalıp ve otopolimerizan soğuk akrilik kullanılarak bloklara alınmıştır. Böylece dişlere uygulanacak sıyırma kuvvetlerinin braket kaidesine paralel olarak gelmesi sağlanmaya çalışılmıştır.

Sıyırma testlerine hazır hale getirilen örnekler, deneylerin yapılacağı zamana kadar belirli bir süre boyunca farklı ortamlarda bekletilmektedir. Çalışmaların çoğunda, deneye hazır hale getirilen örnekler distile su içerisinde ve 37°C 'de bekletilmiştir (7,9,11,13,14,17,32,36,54,68,69,87,91). Çalışmamızda deneye hazır hale getirilen örnekler 48 saat oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildikten sonra 24 saat boyunca yine distile su içerisinde 37°C 'deki etüvde bekletilmiştir.

Braket tutuculuğunun incelendiği in vitro çalışmaların çoğunda ağız ortamının daha iyi taklit edilmesi ve kolay hazırlanması sebebiyle test düzeneğinin sıyırma kuvveti uygulanacak şekilde hazırlandığı bildirilmiştir (1,6,8,13,14,15, 16,17,18,19,22,24,25,26,27,28,29,30,31,32,33,34,35,37,38,39,41,42,43,44,45,46,47,48, 49,50,51,52,53,54,55,56,57,58,59,61,62,65,66,67,68,71,72,73,74,75,76,77,80,81,82,83, 84,85,87,90,91,92,93,97,98,99,101,105,106,108). Sıyırma testlerinde uygulanan kuvvetler, braketlerin tabanına paralel olacak şekilde uygulanmaktadır. Çalışmalarda keski şeklindeki uç, U bükümlü paslanmaz çelik tel veya tek ucunda braket kanatlarının altından geçebilecek bir delik olan metal levha yardımıyla kuvvet uygulanabilmektedir. Çalışmamızda sıyırma kuvveti, delikli ucu braket kanatlarının altından geçen metal plaka yardımıyla uygulanmıştır.

Sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğun incelendiği çalışmalarda braketin sökümü için gereken kuvvet sıklıkla megapascal (1,4,5,7,8,9,10,11,12,13,14,16,17,18,20,21,22,23,24,25,26,28,29,31,32,33,37,38,39,41,43,44,46,47,48,49,50,51,53,55,57,58,60,68,71,73,74,75,77,78,79,86,87,91,93) ya da newton cinsinden (2,36,67,76) belirtilmiştir. Cozza ve arkadaşlarının farklı kaide yüzey alanına sahip metal braketleri kullandıkları çalışmalarında, newton cinsinden belirtilen sıyırma kuvvetlerine karşı dayanıklılığın braket kaidesinin retantif yüzeyinden etkilendiğini ancak megapascal cinsindeki değerlerin retansiyon mekanizmasının etkinliğini yansıttığını belirtmişlerdir (177). Bu nedenle çalışmamızda sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri diğer birçok çalışmada olduğu gibi megapascal cinsinden verilmiştir.

Yapıştırılan braketlerin dış yüzeylerinden sıyırma ya da çekme yoluyla koparılmasından sonra kopmanın meydana geldiği bölgelerinin incelenmesinde sıklıkla Artun ve Bergland tarafından geliştirilen Adhesive Remnant Index (1,5,9,12,13,14,18,22,36,55,57,59,65,90,91,92,97) veya bu indeksin modifikasyonları (2,4,7,8,17,32,38,54,64,67,89) kullanılmaktadır. Çalışmamızda seramik ve plastik braketlerin kullanılması ve sıyırma deneyleri sırasında bu braketlerde ya da minede kırıkların oluşabilmesi sebebiyle Artun ve Bergland'ın sınıflandırmasında modifikasyon yapılmıştır. Çalışmamızda, örneklere Bağdelen'in doktora tezinde de

olduğu gibi mine kırıkları ARI skoru 4 ve braket kırıkları ARI skoru 5 olarak skorlandırılmıştır (4).

Seramik ve plastik braketlerin kullanıldığı araştırmaların birçoğunda kopma bölgelerinin yanısıra mine kırıklarının da incelendiği görölmüştür. Bu çalışmaların bazılarında mine kırıkları stereomikroskop kullanılarak incelenip mine kırığı için ARI skoru verilirken; bazılarında ise örnekler Taramalı Elektron Mikroskobu kullanılarak incelenmiştir (2,7,9,16,22,33,65,74,96,122). Toledano ve arkadaşlarının çalışmasında örnekler 48 saat kurutulmuş ve karbon yapıştırıcı kullanılarak alüminyum kalıplara yerleştirilmiştir. Örnekler altına püskürtülerek örnekler altına kaplanmış ve inceleme yapılarak SEM fotoğrafları alınmıştır (96). Dunn ve arkadaşlarının çalışmasında ise örnekler altına ve palladyum püskürtülerek kaplanmıştır (122). Çalışmamızda, stereomikroskoba göre daha ileri bir cihaz olan Taramalı Elektron Mikroskobu mine kırığı bakımından fikir vermesi açısından örneklerin tümünde olmasa bile her gruptan belirli sayıda örneğin incelenmesi amacıyla kullanılmıştır. Taramalı Elektron Mikroskobunda, örneklerin altına kaplanmasına gerek yoktur ve böylece çalışmamızda aynı örnekler pürüzlendirme işlemlerinden sonra ve braketlerin koparılmasından sonra incelenebilmiştir.

5.2. Bulguların Tartışması

5.2.1. Fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının genel olarak tartışılması

Fosforik asit ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan 5 farklı estetik braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları incelendiğinde braket grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu görülmektedir. Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’de görüldüğü gibi fosforik asit ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları incelendiğinde; en yüksek tutuculuk değerini Inspire Ice ($14,68 \pm 6,22$ MPa) braket sağlamaktadır. Inspire Ice’ı sırasıyla Clarity ($14,19 \pm 5,36$ MPa), Radiance ($12,30 \pm 6,22$ MPa), Luxi II ($10,48 \pm 4,83$ MPa) ve Sierra Classic ($8,37 \pm 2,79$ MPa) braketler izlemektedir. Bu tutuculuk değerleri karşılaştırıldığında, Sierra Classic braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğunun Inspire Ice ve Clarity braketlerinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük olduğu belirlenmiştir ($p=0,022$). Ancak Sierra Classic braketin tutuculuk değerinin; Reynolds ve von Fraunhofer’in çalışmalarında belirttikleri ve tutuculuğun klinik olarak kabul edilebilir sınırları olan 5,9-7,9 MPa’dan yüksek olduğu görülmektedir (178). Sierra Classic braketin tutuculuğunun diğer seramik braketlerden düşük olmasının nedeninin bu braketin üreten esaslı plastik braket olması ve braket kaidesinde bulunan retantif olukların klinikte yeterli tutuculuğu sağlayabildiğini ancak kaide yüzey alanını arttırmada diğer braketler kadar etkili olamayabileceğini düşünmekteyiz. Buna ek olarak, literatürde plastik braketlerin tutuculuklarının seramik braketlerin tutuculuklarından düşük olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (59,110,179,180).

Aynı yöntemle yapıştırılan 4 farklı seramik braketin, sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasındaki farklılıkların, braket kaidelerinin mekanik özellikleri sebebiyle ortaya çıktığını düşünmekteyiz. Radiance braketin kaidesinin merkezinde pürüzlü, kenarlarda ise düzgün yüzeyi bu brakete yeterli tutuculuk sağlamaktadır. Inspire Ice braketin kaidesinin tüm yüzeyine dağılmış olarak bulunan mikro monokristalin kürecikler, adeziv reçinenin mekanik retansiyonu için yeterli tutucu unsur sağlayabilmekte ve bu braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını arttırmaktadır. Clarity braket gibi pürüzlü yüzeye sahip braket kaideleri, yeterli

tutuculuk sağlamak amacıyla yüzey alanını arttırmak için polikristalin alumina içerisine kaynaşmış olan küçük cam partiküller bulundurmaktadır. Ancak cam partiküllerinin alumina braket kaidesine adezyonu ya da yapıştırıcı ile pürüzlü kaide yüzeyi arasındaki mekanik retansiyon bu braketlerin tutuculuğunu azaltabilmektedir (74). Luxi II braketlerin kırlangıç kuyruğu şeklindeki kaidesi klinik olarak yeterli ancak diğer seramik braketlerden az tutuculuk sağlamaktadır. Bunun sebebinin braket kaidesinin yüzey alanını arttıracak mikro boyuttaki pürüzlendirme uygulamalarının yapılmaması olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullanılan braketlerin kaidelerinin yüzey alanları Radiance braket için $12,58 \text{ mm}^2$, Inspire Ice braket için $9,85 \text{ mm}^2$, Clarity braket için $13,38 \text{ mm}^2$, Luxi II braket için $12,46 \text{ mm}^2$ ve Sierra Classic braket için $12,39 \text{ mm}^2$ 'dir. Cozza ve arkadaşlarının farklı kaide yüzey alanına sahip metal braketleri kullandıkları çalışmalarında, Newton cinsinden belirtilen sıyırma kuvvetlerine karşı dayanıklılığın braket kaidesinin retantif yüzeyinden etkilendiğini ancak Megapascal cinsindeki değerlerin retansiyon mekanizmasının etkinliğini yansıttığını belirtmişlerdir. Ayrıca, kaide yüzey alanındaki artışın braketin yük taşıma kapasitesinde ve adezyonda bir artışa sebep olabileceğini bildirmişlerdir (177).

Liu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, fosforik asit ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Inspire ve Clarity seramik braketler ile bir metal braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda Inspire braketlerin tutuculuğu $11,95 \pm 4,60 \text{ MPa}$; Clarity braketlerin tutuculuğu ise $11,83 \pm 3,46 \text{ MPa}$ olarak bulunmuştur (7). Bu braketler için çalışmamızda elde edilen tutuculuk değerleri Liu ve arkadaşlarının çalışmasında elde edilen değerlere yakın olmasına rağmen aradaki farklılıkların bazı yöntem değişikliklerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu çalışmada Inspire braketin kaide yüzey alanı $11,57 \text{ mm}^2$, Clarity braketinse $10,59 \text{ mm}^2$ olarak belirtilmiştir. Çalışmamızda braket üreticilerinden elde edilen değerlere göre Inspire Ice braketin kaide yüzey alanı $9,85 \text{ mm}^2$, Clarity braketin kaide yüzey alanı ise $13,38 \text{ mm}^2$ olacak şekilde kullanılmıştır. Ayrıca bu çalışmada

kullanılan Inspire braketlerin kaidesinde, konturlarında ve kaidesinde bulunan küreciklerin uygulanmasında bazı değişiklikler yapıldığı ve değişiklikleri takiben bu braketin Inspire Ice adını aldığı braketin üretici firması tarafından bildirilmiştir. Chen ve arkadaşları, Inspire Ice braketin kaidesinin gingivalindeki küreciklerin Inspire braketle göre %20 azaltıldığını belirtmiştir (2). Çalışmalar arasındaki diğer yöntem farklılıkları ise kullanılan ışıklı yapıştırıcının polimerizasyonu için örnekler 10'ar saniye halojen ışık uygulanması ve universal test cihazının hızının dakikada 0,5 mm olmasıdır. Literetürde test cihazlarının hızının sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk üzerine etkisinin incelendiği çalışmalar mevcuttur. Klocke ve Kahl-Nieke yaptıkları çalışmada universal test cihazının hızını dakikada 0,1 mm, 0,5 mm, 1 mm ve 5 mm olacak şekilde ayarlamışlardır. Test cihazının hızı dakikada 0,1 mm olduğunda debonding kuvvetinin 215,35 N, 0,5 mm olduğunda 231,79 N, 1 mm olduğunda 236,64 N ve 5 mm olduğunda ise 224,95 N olduğunu ancak bu değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığını bildirmişlerdir (181). Bishara ve arkadaşlarının çalışmasında molar dişlere yapıştırılan braketlere gruplardan birinde dakikadaki hızı 0,5 mm olan test cihazıyla diğer grupta ise 5 mm olan test cihazı ile sıyırma kuvvetleri uygulanmıştır. Birinci gruptaki örneklerin sıyırma kuvvetlerine karşı ortalama tutuculukları $7,0 \pm 4,6$ MPa, ikinci gruptaysa $12,2 \pm 4,0$ MPa olarak bulunmuştur. Literetürde halojen ışık ve LED ışık kaynaklarının etkinliğinin karşılaştırıldığı çalışmalar da bulunmaktadır. Üşümez ve arkadaşlarının 40 saniye halojen ışık uygulaması ile 20 ve 40 saniye LED uygulamasının metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (176). Bishara ve arkadaşları molar dişlere ışıkla sertleşen ortodontik yapıştırıcı kullanarak yapıştırdıkları santral braketlere 20 saniye LED veya halojen ışık uygulamışlar ve LED grubunun sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları daha yüksek olsa da iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir (182).

Mundstock ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Clarity braket ile bir başka seramik braketin (Transcend 6000) sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını ve kopma bölgelerini incelemişlerdir. Clarity braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğunu $13,27 \pm 5,39$ MPa olarak çalışmamızla yakın değerler elde etmişlerdir. (16).

Bishara ve arkadaşları, araştırmalarında iki seramik braketin debonding özelliklerini karşılaştırmışlardır. Clarity ve Mxi braketlerin (polikristalin seramik braket) tutuculuklarının karşılaştırıldığı bu çalışmada Clarity braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları $10,4 \pm 4,1$ MPa olarak bulunmuştur (49). Bu çalışmada Clarity braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğu çalışmamızdan düşük bulunmuştur. Bu farklılığın çalışmada molar dişlerin kullanılmış olması, fosforik asidin diş yüzeylerine 60 saniye uygulanmış olması ve çalışmada kullanılan universal test cihazının hızının dakikada 5 mm olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca araştırmada, Clarity braketin kaide yüzey alanının $13,86 \text{ mm}^2$ olduğu belirtilmiş; ancak braketin hangi diş grubuna ait olduğu belirtilmemiştir. Bu değer de çalışmamızdan farklıdır.

Toroğlu ve Yaylalı, kumlama ve silika kaplamanın mekanik retansiyonlu ve ikinci kez yapıştırılan seramik braketlerin tutuculuğuna etkisini inceledikleri çalışmalarında Inspire braketini kullanmışlardır. Bu çalışmada kontrol grubunu oluşturan ve ilk kez yapıştırılırken kaidesine herhangi bir işlem uygulanmamış olan Inspire braket grubunun sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğu $12,0 \pm 3,8$ MPa olarak bulunmuştur (22). Bu çalışmada elde edilen tutuculuk değerinin çalışmamızdan düşük olmasının sebebinin braket kaide yüzey alanının çalışmamızdakinden farklı olarak $11,57 \text{ mm}^2$ olarak hesaplanması ve bu çalışmada örneklerin 5° ile 55° arasında 1000 kez termalsiklus işlemine tabi tutulması olduğunu düşünmekteyiz. Türk ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, termosiklus gruplarındaki örneklere 10.000 veya 20.000 tur termosiklus uygulanmıştır ve bu çalışmada da en yüksek tutuculuk termosiklus uygulanmayan grupta elde edilmiştir. Bu grubu sırasıyla 10.000 ve 20.000 tur termosiklus uygulanan gruplar takip etmiştir (183).

Chung ve arkadaşlarının mekanik tutuculuğa sahip seramik braketlerin ikinci kez yapıştırılmasının sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında kontrol grubu olarak ilk kez yapıştırılan Clarity braketlerini kullanmışlar ve bu braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını $15,66 \pm 7,05$

MPa olarak bulmuşlardır. Çalışmada fosforik asit dişlere 30 saniye ve polimerizasyon amacıyla kullanılan halojen ışık 40 saniye boyunca uygulanmış olsa da elde edilen sonuç çalışmamızla uyumludur (33).

Chen ve arkadaşları, braket üreticilerinin önerdiği pensleri özel bir düzenek yardımıyla universal test cihazına bağlayarak; Inspire, Inspire Ice ve Clarity braketlerin debonding kuvvetleriyle kopma bölgeleri incelemişlerdir (2). Debonding kuvvetleri Inspire braket için $25,72 \pm 11,98$ N, Inspire Ice braket için $17,92 \pm 5,03$ N ve Clarity braket için ise $76,89 \pm 23,47$ N olarak elde edilmiştir. Inspire braket ile Inspire Ice braket ve Inspire braket ile Clarity braket arasındaki debonding kuvveti farklılıkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Inspire Ice braket ile Clarity braket arasındaki farklılık ise istatistiksel olarak anlamlı değildir. Debonding kuvveti bulguları megapascal cinsinden olmadığından sonuçlar çalışmamızla tam olarak karşılaştırılamasa da; Inspire Ice ve Clarity braketlerin debonding kuvvetlerinin istatistiksel olarak farklı olmaması çalışmamızla uyumludur.

5.2.2. İki farklı enerji ve frekans değerinde Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin sıyrma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının genel olarak tartışılması

Tablo 4.2 ve Şekil 4.2’de görüldüğü gibi Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan 5 farklı braketin sıyrma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmaktadır. Bu grupta en yüksek tutuculuk değeri Inspire Ice ($16,19 \pm 6,99$ MPa) braketler ile elde edilmiştir. Bu braketin sırasıyla azalacak şekilde Clarity ($12,27 \pm 4,56$ MPa), Radiance ($10,62 \pm 3,24$ MPa), Luxi II ($8,75 \pm 3,03$ MPa) ve Sierra Classic ($7,03 \pm 1,85$ MPa) braketler takip etmektedir. Inspire Ice braketlerin tutuculuğu Radiance braketten anlamlı olarak fazlayken; Luxi II ve Sierra Classic braketlerin tutuculuklarından ileri derecede anlamlı olarak fazladır. Inspire Ice braketin tutuculuğunun diğer braketlerden anlamlı olarak yüksek olmasının, daha önce de belirtildiği gibi bu braketin kaidesinin yüzeyindeki farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Dişlerin mine yüzeylerinin pürüzlendirmesi amacıyla Er:YAG laser 120 mJ'lik enerji, 20 Hz'lik atım değerinde kullanıldığında; braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri Tablo 4.3 ve Şekil 4.3'de görülmektedir. 5 farklı braketin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Bu grupta en yüksek tutuculuk değerinin $12,94\pm4,76$ MPa ile Inspire Ice braketinde elde edildiği; bu braketin sırasıyla $10,47\pm2,58$ MPa ile Clarity, $10,41\pm3,31$ MPa ile Radiance, $8,20\pm2,47$ MPa ile Luxi II ve $6,51\pm1,61$ MPa ile Sierra Classic braketlerin izlediği görülmüştür. Sierra Classic braketinin tutuculuk değeri, Radiance ve Clarity braketlerinden anlamlı düzeyde düşüken; Inspire Ice braketinin tutuculuk düzeyinden ileri düzeyde anlamlı düşüktür. Luxi II braketinin tutuculuk düzeyi, Inspire Ice braketinin tutuculuk düzeyinden anlamlı düzeyde düşüktür. Diğer braketlerin tutuculuk düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Bu gruptaki tüm braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının klinik olarak yeterli olduğu görülmektedir. Özellikle Luxi II ve Sierra Classic braketlerin tutuculukları Reynolds ve von Fraunhofer'in çalışmalarında belirttikleri ve tutuculuğun klinik olarak kabul edilebilir sınırları olan 5,9-7,9 MPa'a yakın değerler olsa da bu değerlerden yüksektir (178). Bu braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının arasındaki farklılıkların sebebinin, braket kaidelerindeki farklılıklar olduğunu düşünmekteyiz.

5.2.3. Farklı braket çeşitlerinin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının, fosforik asit ve iki ayrı enerji ve frekans değerinde kullanılan Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirme yöntemlerine göre karşılaştırılmasının tartışılması

Radiance braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamakla beraber, en yüksek tutuculuk değeri $12,30\pm6,22$ MPa ile fosforik asit kullanılan grupta elde edilmekte ve bu grubu sırasıyla $10,62\pm3,24$ MPa ile 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve $10,41\pm3,31$ ile 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser grupları izlemektedir (Tablo 4.4).

Inspire Ice braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamakla beraber, en yüksek tutuculuk değerinin $16,19\pm6,99$ MPa ile 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser kullanılan grupta elde edildiği ve bu

grubu sırasıyla $14,68 \pm 3,19$ MPa ile fosforik asit grubunun ve $12,94 \pm 4,76$ ile 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser grubunun izlediği görülmektedir (Tablo 4.5). Inspire Ice grubunda, en yüksek tutuculuk değerinin 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubunda elde edilmesinin; laser ile pürüzlendirilen mine yüzeyi ile mikro kürecikli braket kaidesi arasında daha iyi bağlanma oluşmuş olabileceğini düşünmekteyiz.

Tablo 4.6’da görüldüğü gibi Clarity braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında istatistiksel olarak farklılık olmamakla beraber, en yüksek tutuculuk değeri $14,19 \pm 5,36$ MPa ile fosforik asit grubunda elde edilmiştir. Bu grubu $12,27 \pm 4,56$ MPa ile 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubu ve $10,47 \pm 2,58$ MPa ile 120 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubu takip etmektedir.

Tablo 4.7’de görüldüğü gibi Luxi II braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamakla beraber, en yüksek tutuculuk değeri $10,48 \pm 4,83$ MPa ile fosforik asit kullanılan grupta elde edilmiştir ve bu grubu sırasıyla $8,75 \pm 3,03$ MPa ile 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve $8,20 \pm 2,47$ MPa ile 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser grupları izlemektedir.

Tablo 4.8’de görüldüğü gibi Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmasa da, en yüksek tutuculuk değeri $8,37 \pm 2,79$ MPa ile fosforik asit kullanılan grupta elde edilmekte ve bu grubu sırasıyla $7,03 \pm 1,85$ MPa ile 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve $6,51 \pm 1,61$ MPa ile 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser grupları izlemektedir..

Inspire Ice braket dışındaki tüm braket gruplarında (Inspire Ice braket grubunda en yüksek tutuculuk değeri istatistiksel olarak anlamlı olmasa da 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubunda elde edilmiş ve bu grubu sırasıyla fosforik asit ve 120 mJ 20 Hz Er:YAG laser grupları takip etmiştir); farklı mine yüzeyi pürüzlendirme uygulamalarıyla elde edilen tutuculuk değerlerinin anlamlı olmasa da laser gruplarında daha düşük olmasının sebebinin, fosforik asit ve laser ile elde edilen pürüzlendirilmiş mine yüzeylerinin morfolojik farklılıklardan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Laser uygulamasıyla elde edilen bağlanma direncinin daha düşük olmasının sebebinin; yüzey pürüzlülüğünün ve yüzey enerjisinin daha az olması, mine yüzeyinin homojen bir

şekilde pürüzlendirilememesi, minede krater, çatlak, gözenek ve kabarcık oluşumu olduğunu düşündürmektedir. Debonding işlemi; yapıştırıcı içerisinde çatlak oluşumu, çatlağın yayılması ve bunları takip eden kopma sürecidir. Debonding işlemi, yüzeyin ısıtılması ve yüzey enerjisi ile de ilgilidir. Dış yüzeyine odaklanan laser ışını dış yüzeyini içerisindeki suyla birlikte hızla ısıtmaktadır. Mineral dokular arasındaki suyun aniden genişmesi hacim artışına yol açar ve bu artış çevre dokularda mikro patlamalarla sonuçlanır. Er:YAG laser, ablasyon sürecinde dental organik yapıların ve suyun buharlaşması, inorganik yapıların mikro patlamalar ile yıkımı, intra ve interprizmatik boşlukların tıkanması ve mine yüzeyine materyal difüzyonunun kısıtlanmasına yol açar. Eriyen ve tekrar katılaştıran mine dokusu, hidroksiapatitin yüksek sıcaklıklara kadar ısıtılması sonucu ortaya çıkan ve faz değişiminin yan ürünleri olan α ve β trikalsiyum fosfat, α ve β kalsiyum pirofosfat, tetrakalsiyum fosfat, β ve γ kalsiyum metafosfat içerebilmektedir (151). Bu oluşumlar mine yüzeyinin asit geçirgenliğini etkiler ve aside dirençli hale gelen mine yüzeyine adeziv sistemin difüzyonu azalabilmektedir. Laser minenin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanıldığında dokunun kaldırılma (ablasyon) eşiğinin hemen altındaki enerji seviyeleri seçilmelidir. Böylece yapıştırıcıların tutunması için zayıf bölgeler oluşturan küçük parçacık şeklindeki ablasyon artıkları en aza indirilebilecektir (175,184). Laser uygulanan mine yüzeyinin mikro morfolojik olarak daha düzensiz ve daha az homojen olması; yüzeyin altında, laserin ortaya çıkardığı ısı sebebiyle oluşan ve bağlanma direncini kötü yönde etkileyebilecek olan yarıkların bulunabilmesi, asitle daha az çözünen ve adeziv sistemin difüzyonunu zorlaştıran bir yüzey oluşumu dolgu maddelerinin mineyle adezyonunu da etkileyebilmektedir.

Gökçelik ve arkadaşları, mine yüzeylerinin Er:YAG laser, self-etch adeziv veya asit kullanılarak pürüzlendirilmesinin ortodontik braketlerin tutuculuğu üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, Er:YAG laser ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını 10,33 MPa, fosforik asit grubundaki braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuğunu ise 13,18 MPa olarak bulmuşlardır (153). Ayrıca, farklı pürüzlendirme yöntemi gruplarında braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları arasında anlamlı farklılık olmadığı görülmüştür. Bu çalışmada, çalışmamızda olduğu gibi seramik braket kullanılsa da, elde edilen bulgular çalışmamızla uyumludur. Çalışmamızda 5 farklı

braket grubunda sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk bakımından 3 farklı pürüzlendirme yöntemi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bu çalışmada da, çalışmamızdaki Radiance, Clarity, Luxi II ve Sierra Classic braket gruplarında olduğu gibi fosforik asit gruplarında Er:YAG laser gruplarından daha yüksek tutuculuk değerleri elde edilmesine rağmen; farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Lee ve arkadaşları araştırmalarında; asit, Er:YAG veya asit ve laserin birlikte kullanılmasıyla pürüzlendirilmiş mine yüzeylerine uygulanan braketlerin tutuculuklarını incelemişlerdir (151). Bu çalışmanın sonucunda braketlerin yapışma dirençleri yalnızca laser kullanılan grupta $13 \pm 2,4$ N, asit kullanılan grupta $11,8 \pm 1,8$ N, önce asit ve ardından laser uygulanan grupta $10,4 \pm 1,4$ N ve önce laser ve ardından asit uygulanan grupta ise $9,1 \pm 1,8$ N olarak elde edilmiştir. Yalnızca laser ve asit uygulanan grupların yapışma dirençleri arasında anlamlı farklılık olmadığı; ancak laser grubunda elde edilen yapışma direncinin önce asit ardından laser uygulanan ve önce laser ardından asit uygulanan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğu görülmüştür. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar megapascal cinsinden belirtilmediğinden sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri bakımından karşılaştırma yapılamasa da; asit veya Er:YAG laser uygulanan gruplardaki yapışma dirençleri arasında istatistiksel olarak fark olmaması çalışmamızla uyumludur.

Üşümez ve arkadaşları, Er,Cr:VSGG laser sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin yapışma kuvvetlerine etkisini inceledikleri çalışmalarında metal braket kullanmışlardır (122). Bu çalışmada fosforik asit kullanılan gruptaki braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı ortalama tutuculuk değeri $8,23 \pm 2,30$ MPa, laser 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. Bu çalışmada elde edilen tutuculuk değerleri çalışmamızda kullandığımız Sierra Classic ve Luxi II braketlerin tutuculuk değerlerine yakın olmakla birlikte Radiance, Inspire Ice ve Clarity braketlerin tutuculuklarından az bulunmuştur. Ancak bu çalışmada da çalışmamızda olduğu gibi fosforik asit ve laser gruplarının sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuk değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Çapan, fosforik asit ve Er:YAG laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerini karşılaştırdığı uzmanlık tezinde 6 grup oluşturmuştur. Gruplardan birinde fosforik asit, diğerlerinde farklı değerlerde Er:YAG laser kullanarak diş yüzeylerini pürüzlendirmiş ve bu dişlere yapıştırdığı metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dirençlerini incelemiştir (146). Çalışmanın sonucunda en yüksek tutuculuk değeri $13,279 \pm 1,613$ MPa ile 120 mJ Er:YAG laser grubunda elde edilmiş ve bu grubu $13,029 \pm 2,401$ MPa ile fosforik asit grubu, $12,346 \pm 3,482$ MPa ile 100 mJ Er:YAG laser grubu, $12,304 \pm 2,711$ MPa ile 150 mJ Er:YAG laser grubu, $10,964 \pm 2,201$ MPa ile 170 mJ Er:YAG laser grubu ve $9,871 \pm 2,382$ MPa ile 80 mJ Er:YAG laser grubu izlemiştir. 80 mJ Er:YAG laser uygulanan grupta elde edilen tutuculuk değerleri fosforik asit ve 100 mJ, 120 mJ, 150 mJ Er:YAG laser gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Bu çalışmada elde edilen değerler çalışmamıza yakın bulunmuştur.

Martinez-Insua ve arkadaşlarının çalışmasında fosforik asit veya Er:YAG laser 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, laser grubundaki örneklerin ise $8,45 \pm 3,07$ MPa olarak elde edilmiş ve fosforik asit grubundaki örneklerin tutuculuklarının anlamlı olarak daha fazla olduğu bildirilmiştir (158). Bu araştırmada, yapıştırılan metal braketlere çekme kuvveti uygularken; çalışmamızda seramik ve plastik braketlere sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Jumagali, doktora tezinde metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek olduğunu bildirmiştir (21). Bağdelen ise doktora tezinde metal ve porselen braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarının çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde fazla olduğunu bildirmiştir (4). Araştırmadaki fosforik asit grubunda, asit dişlere 15 saniye uygulanmış; laser grubunda ise Er:YAG laser 200 mJ enerji ve 4 Hz'lik frekans değerlerinde kullanılmıştır. Bu yönlerden çalışmamızla farklılık gösteren bu çalışmada elde edilen sonuçlar, fosforik asit ve laser

grupları arasında tutuculuk bakımından istatistiksel olarak farklılık bulunmayan çalışmamızla uyum göstermemektedir.

5.2.4. Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin kopma bölgelerinin tartışılması

Pürüzlendirme amacıyla fosforik asit kullanılan grupta; Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxi II ve Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgeleri incelendiğinde ARI skorlarının dağılımı Tablo 4.9’da görüldüğü gibidir. Tüm braket gruplarında, örneklerin çoğunda (Radiance braket grubundaki örneklerin %70’inde, Inspire Ice braket grubundaki örneklerin %90’ında, Clarity braket grubundaki örneklerin %90’ında, Luxi II braket grubundaki örneklerin %60’ında, Sierra Classic braket grubundaki örneklerin %80’inde) yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 3). Yapıştırıcının tamamının diş yüzeyinde kalması, mine ile yapıştırıcı arasındaki bağlanmanın güçlü olduğunu göstermektedir (22). Bu durum, ortodontik tedavi bitiminde braketlerin sökümüyle diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi aşamasında hekimin hasta başında geçirdiği zamanın artacağı anlamına gelse de; estetik braketlerin kullanımıyla klinikte karşılaşılabilecek en önemli sorunlardan biri olan mine kırıklarının engellenmesi bakımından önemlidir.

Chung ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada Clarity braketlerin kopma bölgeleri incelendiğinde, 20 test örneğinin 9’unda yapıştırıcının %50’sinden fazlasının (ARI skoru 2), 7’sinde yapıştırıcının tamamının (ARI skoru 3) ve 4’ünde yapıştırıcının %50’sinden azının (ARI skoru 1) diş yüzeylerinde kaldığı görülmüştür (33). Bu çalışmada elde edilen bulgular, kopmanın daha çok braket kaidesi ile yapıştırıcı arasında olması ve yapıştırıcı artıklarının daha çok diş yüzeylerinde kalması yönünden çalışmamızla uyumludur.

Liu ve arkadaşlarının iki farklı yapıştırıcı kullanarak yapıştırdıkları Inspire ve Clarity braketlerin tutuculuklarını ve debonding özelliklerini inceledikleri

alışmalarında, Inspire ve Clarity braketlere uygulanan sıyırma kuvvetleriyle meydana gelen kopmaların tüm gruplarda sıklıkla braket ile yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiğini bildirmişlerdir (7). Inspire braket grubundaki 10 örnekten 6'sında yapıştırıcının %75'inden fazlası diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 5); 4 örnekte yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 6). Clarity braket grubundaki 10 örnekten 5'inde yapıştırıcının tamamı, 3'ünde yapıştırıcının %75'inden fazlası ve 1 örnekte yapıştırıcının %25'inden azı diş yüzeyinde kalırken; 1 örnekte diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır. Mekanik retansiyonlu seramik braketlerde kopmanın genellikle braket/yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiğini ve kullanılan yapıştırıcının %50'sinden fazlasının diş yüzeylerinde kaldığını belirten araştırmacılar; kendi çalışmalarında da her alt grupta en sık görülen ARI skorunun 5 ve 6 olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, yüksek ARI skorlarının kopmanın braket adeziv arayüzünde olduğu anlamına gelerek mine kırığı riskini azalttığını belirtmişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamızla uyumludur.

Bishara ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada sıyırma kuvveti uygulanarak sökülen 20 Clarity braketin 8'ine kullanılan yapıştırıcının tamamı, 5'inde yapıştırıcının %90'ından fazlası, 4'ünde %10'undan fazlası ancak %90'ından azı, 2'sinde yapıştırıcının %10'undan azı diş yüzeyinde kalmıştır. 1 örnekte de diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır. Araştırmacılar mine yüzeylerinin korunması için debonding yapıştırıcı-braket arayüzünde olması gerektiğini belirtmişlerdir (49).

Toroğlu ve Yaylalı'nın çalışmalarında 15 adet Inspire braket yapıştırdıkları örneklerden 12'sinde yapıştırıcının tamamı, 3'ünde ise yapıştırıcının %50'sinden fazlası diş yüzeyinde kalmıştır. Araştırmacılar kompozit reçinenin mineye adezyonunun seramik braketle adezyonundan daha fazla olduğunu ve böylece braketlerin debondinginin daha kolay olduğunu belirtmişlerdir (22). Araştırmacılar, kopma bölgesinin braket yapıştırıcı arayüzünde olmasının debonding sırasında mine hasarı riskinin azaltılması bakımından istenen bir durum olsa da; diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı artıklarının temizlenmesi sırasında mineye zarar verme ihtimali ve temizleme için harcanan zamandaki artışın da düşünülmesi gerektiğini vurgulamışlardır.

Mundstock ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Clarity braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dayanıklılığını ve kopma bölgelerini incelemenin yanısıra braketlerin Weingart pensi ile koparılmasıyla diş yüzeyindeki yapıştırıcı artıklarını da incelemişlerdir (16). Sıyırma kuvveti uygulaması sonucu braketlerin kopma bölgeleri incelendiğinde 30 adet Clarity braketin 24'ünde kopma braket yapıştırıcı arayüzünde ve 6'sında ise braket yapıştırıcı arayüzüyle mine yapıştırıcı arayüzünde meydana gelmiştir. Weingart pensiyle koparılan 24 örnekte ARI skoru 1 (yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır), 3 örnekte ise ARI skoru 3'tür (yapıştırıcının %10'undan fazlası ancak %90'ından azı diş yüzeyinde kalmıştır). Bu çalışmada elde edilen kopma bulguları çalışmamızla uyumludur.

Chen ve arkadaşlarının çalışmasında, 20 Inspire braketin 14'ünde, 20 Inspire Ice braketin 15'inde ve 20 Clarity braketin 17'sinde yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalmıştır. Bu bulgular, fosforik asit grubundaki tüm braketlerde sıklıkla yapıştırıcının tamamının diş yüzeyinde kaldığı çalışmamızla uyumludur (2).

5.2.5. İki farklı enerji ve frekans değerinde Er:YAG laser kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan braketlerin kopma bölgelerinin tartışılması

Mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla 80 mJ, 30 Hz'lik Er:YAG laser kullanılan grupta kopma bölgeleri incelendiğinde, gruplar arasında ARI skorlarının dağılımı bakımından anlamlı farklılıklar olmadığı görülmüştür (Tablo 4.10). Er:YAG laser (80 mJ,30 Hz) kullanılan bu gruptaki braketlerde kopmanın genellikle mine ile yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiği ve ARI skorlarının sıklıkla 0 ve 1 olduğu görülmüştür. Radiance braket grubundaki örneklerin %70'inde, Luxi II braket grubundaki örneklerin %80'inde, Clarity braket grubundaki örneklerin %30'unda ve Sierra Classic braket grubundaki örneklerin %40'ında yapıştırıcının %50'sinden azının diş yüzeyinde kaldığı görülürken (ARI skoru 1); Inspire Ice ve Sierra Classic braket gruplarındaki örneklerin %50'sinde diş yüzeyinde hiç yapıştırıcının kalmadığı (ARI skoru 0) görülmüştür.

Mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) kullanılan grupta sıyırma kuvvetleriyle koparılan estetik braketlerin kopma bölgeleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olduğu görülmüştür (Tablo 4.11). Inspire Ice braketlerinin ARI skorları, Radiance, Clarity ve Luxi II braketlerin ARI skorlarından istatistiksel olarak anlamlı seviyede farklıdır. Inspire Ice grubunda en sık görülen ARI skoru 0 iken; Radiance, Clarity ve Luxi II braket gruplarında en sık görülen ARI skoru 1'dir. Diğer braketlerin ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır. Bu gruptaki tüm braket gruplarında kopmanın sıklıkla mine ile yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiği görülmektedir. Radiance braket grubundaki örneklerin %70'inde, Clarity braket grubundaki örneklerin %40'ında, Luxi II braket grubundaki örneklerin %80'inde, Sierra Classic braket grubundaki örneklerin %60'ında yapıştırıcının %50'sinden azı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 1); Inspire Ice braket grubundaki örneklerin %60'ında ve Clarity braket grubundaki örneklerin %30'unda diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır. Inspire Ice braket kullanılan grupta diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamasının sebebinin bu braketin tutuculuk değerinin diğer braketlerden yüksek olması olduğunu düşünmekteyiz.

Laser 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 engelleyebileceğinden; yapıştırıcının tamamının ya da büyük kısmının braket kaidesinde kaldığını düşünmekteyiz.

Martinez-Insua ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada fosforik asit kullanılan gruptaki örneklerin çoğunda kopma mine ile yapıştırıcı arasında meydana gelmiştir ve diş yüzeylerinde bir miktar yapıştırıcı kalmıştır. Laser 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 laser ile yapılan pürüzlendirme sonucunda, laserin etkisiyle meydana gelen mikropatlamların sonucunda minenin zayıfladığını ve daha heterojen bir yüzey elde edildiğini

bildirmişlerdir. Asit ile pürüzlendirme sonucunda mine yüzeyinde düzenli ve sürekli bir yapı oluştuğu, 12 μm 'den derin olmayan çatlak ve fissürlerin oluştuğu görülmüştür. Mine yüzeylerinin laser uygulanarak pürüzlendirilmesiyle daha yaygın fissür oluşumu, oluşan kraterlerin birleşmesi sonucu daha düzensiz ve daha az homojen bir yapı ortaya çıktığını belirtmişlerdir (158).

Lee ve arkadaşlarının mine yüzeylerinin asit, Er:YAG laser ya da her iki yöntemin bir kombinasyonunun braketlerin tutuculukları üzerine etkilerini inceledikleri çalışmada, 10'ar örnekten oluşan gruplardan asit uygulanan grupta 9, laser uygulanan grupta 7, asidin ardından laser uygulanan grupta 10 ve laserin ardından asit uygulanan grupta ise 9 örnekte kopmanın braket yapıştırıcı arayüzünde olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar örneklerin çoğunda diş yüzeyinde yapıştırıcı artıklarının bulunduğunu belirtmiş ve yapıştırıcının kendi içerisinde kohesiv kopma ya da diş minesinde kırık oluşmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, kopmanın braket yapıştırıcı arayüzünde meydana gelmesinin çalışmada uygulanan 4 mine pürüzlendirme uygulamasının yüzeyi iyi bir şekilde ıslatmasından kaynaklandığını bildirmişlerdir. Laser grubunda mine ile yapıştırıcı arayüzünde kopmaların daha sık olduğunu vurgulamışlar, bu sonucu da laser uygulamasıyla stresin yoğunlaştığı birçok bölge içeren ve homojen olmayan, düzensiz mine yüzeylerinin elde edilmesine bağlamışlardır (151). Bu çalışmada laser grubunda kopma daha çok braket-yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiğinden kopmanın daha çok mine-yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiği çalışmamız ile uyumluluk göstermemektedir. Çalışmada metal braket kullanılmış olmasının da araştırmamızla uyumlu sonuçlar vermemesinin nedeni olduğunu düşünmekteyiz. Ancak araştırmacılar, laser grubunda kopmanın mine-yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiği örnek sayısında fosforik asit grubuna göre artış olduğunu da belirtmişlerdir.

Gökçelik ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada modifiye ARI indeksini kullanılmışlar ve braket kaidesinde kalan yapıştırıcı artıkları değerlendirilmişlerdir. (153). Bu çalışmada fosforik asit kullanılan gruptaki 18 örnekten 5'inde braket kaidesinde hiç yapıştırıcı kalmazken; 8'inde yapıştırıcının %25'inden azı braket yüzeyinde kalmıştır. Er:YAG laser uygulanan gruptaki 16 örnekten 9'unda yapıştırıcının %75'i ile tamamı, 3'ünde ise yapıştırıcının %50'si ile %75'i braket

yüzeyinde kalmıştır. Kopma fosforik asit grubunda genellikle yapıştırıcı braket arayüzünde, laser grubunda ise daha çok mine ile yapıştırıcı arayüzünde meydana gelmiş ve diş yüzeyinde daha az yapıştırıcı kalmıştır. Bu bulgular çalışmamızla uyumludur. Araştırmacılar bunun debonding sonrası diş yüzeyindeki yapıştırıcı artıklarını temizleme aşamasında hekimler için avantaj olduğunu; ancak kopmanın braket yapıştırıcı arayüzünde ya da yapıştırıcının içerisinde olmasının mine kırığının önlenmesi açısından daha çok istenen bir durum olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar laser grubunda kopmanın mine ile yapıştırıcı arayüzünde olmasının nedeninin, Lee ve arkadaşlarının da belirttikleri gibi laser uygulamasıyla düzensiz mine yüzeyi elde edilmesine bağlamışlardır (151,153).

Çapan doktora tezinde, fosforik asit ile pürüzlendirme grubunda kopmaların sıklıkla yapıştırıcı içerisinde gerçekleştiğini bildirmiştir (146). 80 mJ Er:YAG laser grubundaki örneklerin yarısında yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır. 100 mJ'lük laser grubundaki örneklerin %75'inde ve 170 mJ laser grubundaki örneklerin %55'inde diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmamıştır. 120 ve 150 mJ'lük laser gruplarındaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır. Bu gruplarda kopma genellikle mine ve yapıştırıcı arasında gerçekleşmiştir. Bu çalışmanın sonuçları çalışmamızla uyumludur.

Üşümez ve arkadaşlarının Er,Cr:YSGG laser kullandıkları çalışmalarında, fosforik asit grubundaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken; 1 W ve 2 W'lık laser uygulanan gruplardaki örneklerin çoğunda diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır ve elde edilen bulgular çalışmamızla uyumluluk göstermektedir. Araştırmacılar her iki laser grubunda kopmanın mine yapıştırıcı arayüzünde olduğunu; bunun da diş yüzeyinde kalan yapıştırıcının az olması sebebiyle debondingden sonra diş yüzeylerinin temizliği için daha az zaman harcanacağı anlamına geldiğini bildirmişlerdir (147).

5.2.6. Her bir braketin sıyırma kuvvetleriyle koparılmasının ardından kopma bölgelerinin fosforik asit ve iki ayrı enerji ve frekans değerinde kullanılan Er:YAG laser ile pürüzlendirme yöntemlerine göre karşılaştırılmasının tartışılması

Radiance braketlerin kopma bölgelerinin dağılımları arasında, istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Fosforik asit grubundaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarındaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 1)(Tablo 4.12).

Inspire Ice braketlerin kopma bölgelerinin dağılımları arasında, istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Fosforik asit grubundaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarındaki örneklerin çoğunda diş yüzeyinde yapıştırıcının kalmadığı görülmüştür (ARI skoru 0)(Tablo 4.13).

Clarity braketlerin kopma bölgelerinin dağılımları arasında, istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$). Fosforik asit grubundaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarındaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 1) (Tablo 4.14).

Luxi II braketlerin ARI skorlarının dağılımları arasından, istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$)(Tablo 4.15). Fosforik asit grubundaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru 3); 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser gruplarındaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 1) (Tablo 4.15).

Sierra Classic braketlerin ARI skorlarının dağılımları arasında, istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.01$)(Tablo 4.16). Fosforik asit grubundaki örneklerin çoğunda yapıştırıcının tamamı diş yüzeyinde kalırken (ARI skoru

3), 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubundaki örneklerin çoğunda diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmamıştır (ARI skoru 0). 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser grubundaki örneklerin çoğunda ise yapıştırıcının yarısından azı diş yüzeyinde kalmıştır (ARI skoru 1).

Tüm braketlerde, fosforik asit ve Er:YAG laser gruplarında kopma bölgelerinde farklılık görülmesinin; pürüzlendirme yöntemlerinin farklı mine yüzey morfolojilerine yol açmasından ve yapıştırıcının pürüzlendirilen mineye penetrasyon derinliğindeki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Laser 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 engelleyebilmektedir.

Yapıştırıcıların fosforik asit ile homojen bir şekilde pürüzlendirilen ve hidroksiapatit kristallerinin çözülmesiyle oluşan inter ve intra prizmatik boşluklara penetrasyonunun mikro retansiyon sağladığı bildirilmiştir. Ogaard ve Fjeld, fosforik asit ile pürüzlendirilen ve adeziv uygulanan dişlerde mine ile adeziv arasında mineye penetre olmuş, uzunluğu birkaç mikron ile 20 μm arasında değişen ancak sıklıkla 10-20 μm arasında olan kalın resin taglerin oluştuğunu bildirmişlerdir (185). Yapıştırıcının penetrasyon derinliğindeki artışın daha güçlü bağlanmaya ve kopmanın yapıştırıcı ile braket kaidesinde olmasına yol açacağını düşünmekteyiz.

Dunn, fosforik asit kullanıldığında pürüzlendirme derinliğinin 5-50 μm olduğunu; Martinez-Insua ve arkadaşları ise 12 μm 'den derin olmadığını bildirmiştir (122,158). Laser uygulamasının minede meydana getirdiği pürüzlendirme derinliği, laserin tipine ve enerji miktarına bağlı olarak Von Fraunhofer ve arkadaşlarının çalışmasında 10-20 μm (159), Delfino ve arkadaşlarının çalışmasında ise 20-50 μm olarak bildirilmiştir (175).

Dunn ve arkadaşları laser uygulamasıyla yüzeyde fissürlerin oluştuğunu ve sonuçta asit kullanıldığında oluşan yüzey morfolojisinin bir karışımının meydana geldiğini bildirmişlerdir. Bu karışımın, reçinenin mine yüzeyine penetrasyonunu

engellediğini ve Er:YAG laserin penetrasyon derinliğinin reçinenin ulaşabildiği derinlikten fazla olduğunu belirtmişlerdir (122). Çalışmamızda laser uygulanan gruplarda diş yüzeyinde yapıştırıcı artığı kalmamasının veya az miktarda kalmasının sebeplerinden birinin de yapıştırıcının laser uygulanmış mineye penetrasyon derinliğinin asit uygulanan gruba göre daha az olabileceğini düşünmekteyiz.

Martinez-Insua ve arkadaşları, Er:YAG laser uygulanan diş yüzeylerinde hiç yapıştırıcı kalmaması veya çok az yapıştırıcı kalmasını, minenin laserin meydana getirdiği mikropatlamalara karşı duyarlı oluşuna ve mine dokusunun içerdiği su miktarının az oluşuna bağlamışlardır (158).

5.2.7. Braket kırıklarının tartışılması

Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen örnekler braket kırığı yönünden incelendiğinde; Radiance braket grubunda 1, Luxi II braket grubunda 2 örnekte braket kırığı meydana geldiği görülmüştür (Tablo 4.9). Meydana gelen braket kırıkları köşe kırığı şeklindedir. Bu kırıkların, braketlerin yapısal özelliklerinden kaynaklandığı düşünmekteyiz.

Liu ve arkadaşlarının çalışmasında, pens yardımıyla sökülen 20 adet Inspire braket örneğinin 5'inde braket kırığı meydana gelirken Clarity braket grubunda braket kırığı oluşmamıştır. Araştırmacılar, söküm sırasında kırılarak diş yüzeyinde kalan braket parçalarının temizlenmesi uzun süreceğinden klinikta hasta başında harcanan zamanın artacağını bildirmişlerdir (7).

Bishara ve arkadaşları, araştırmalarında sıyrma kuvveti uygulanarak koparılan 20 Clarity braketin 1'inde ve Wiengart pensi ile söktükleri 20 Clarity braketin 3'ünde kısmi braket kırığı meydana geldiğini bildirmişlerdir (49).

Er:YAG laserin 80 mJ, 30 Hz değerlerinde kullanıldığı grupta; Luxi II braket yapıştırılan 1 örnekte braket kırığı meydana gelmiş ve kırılan braket parçası dış yüzeyinde kalmıştır (Tablo 4.10).

Er:YAG laserin 120 mJ, 20 Hz değerlerinde kullanıldığı grupta; Clarity ve Luxi II braket yapıştırılan 1'er örnekte braket kırığı meydana gelmiş ve kırılan braket parçası dış yüzeyinde kalmıştır (Tablo 4.11).

Chen ve arkadaşlarının çalışmasında kullanılan 20 Inspire braketin 15'inde, 20 Inspire Ice braketin 6'sında ve 20 Clarity braketin 5'inde braket kırığı meydana gelmiştir (2). Araştırmacılar, seramik braketlerin kırılma olmasının debonding sırasında bu braketlerde kırılmayla sonuçlanabileceğini ve Clarity braketlerde kırıkların genellikle braket kanatlarında meydana gelmesinin nedeninin kuvvetin uygulama noktasının braket kanatlarında olduğu bildirmişlerdir. Debonding yönü gingivalden okluzale doğru olduğundan stresin okluzal tarafta biriktiği ve bu nedenle Inspire ve Inspire Ice braketlerde kırıkların genellikle okluzal tarafta meydana geldiği belirtilmiştir. Araştırmacılar, Inspire braketinde daha fazla kırık olmasını bu braketin monokristalin yapıda olması ve kırığın yayılma bölgesi olarak düşünülebilen Griffith kusurları ile açıklamışlardır. Griffith kusurları, stresin yoğunlaştığı bölgelerdir ve burada oluşan çatlaklar yayılarak kırılmalara yol açabilmektedir.

5.2.8. Mine kırıklarının tartışılması

Diş yüzeylerinin fosforik asit kullanılarak pürüzlendirildiği grupta Radiance, Inspire Ice ve Clarity braket yapıştırılan birer örnekte ve Sierra Classic braket yapıştırılan 2 dişte mine kırığı meydana gelmiştir (Tablo 4.9). Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) kullanılan grupta Sierra Classic braket yapıştırılan bir örnekte diş minesinde kırık meydana gelirken (Tablo 4.10); Er:YAG laserin 120 mJ, 20 Hz değerlerinde kullanıldığı grupta hiçbir örnekte mine kırığı meydana gelmemiştir (Tablo 4.11). Fosforik asit grubundaki örneklerin çoğunda, kullanılan yapıştırıcının tamamının diş yüzeyinde kalması kopmanın yapıştırıcı ile braket kaidesi arasında meydana geldiği anlamına

gelmektedir (Tablo 4.9). Kopmanın yapıştırıcı ile braket kaidesi arasında olması, çeşitli araştırmacılar tarafından seramik braketlerin sökümü sırasında minede kırık meydana gelmemesi için en güvenli ve tercih edilen durum olarak bildirilmiştir. Fosforik asit grubunun aksine laser kullanılan gruplarda tüm braket gruplarında kopma sıklıkla yapıştırıcı ile mine arasında meydana gelmiştir ve bu gruplarda ARI skoru 0 ve 1 daha sık görülmektedir (Tablo 4.10, 11). Bu bulgular sonucunda laser gruplarında mine kırığı meydana gelen örnek sayısının fosforik asit grubundan daha fazla olması beklenirken; fosforik asit grubunda 5 dişte, 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubunda 1 dişte mine kırığı görülmüş ve 120 mJ, 20 Hz Er:YAG laser grubunda ise hiçbir dişte mine kırığı meydana gelmemiştir. Laser kullanılarak pürüzlendirilen dişlerin yüzey morfolojisinin ve pürüzlendirme derinliğinin fosforik asit kullanıldığında elde edilenden farklı olmasının, seramik ve plastik braketlerin sökümü sırasında mine kırığı oluşumu üzerinde de etkisi olduğunu düşünmekteyiz.

Mine kırıklarının tek sebebinin seramik braketlerin yüksek tutuculuk değerleri olmayabileceği, in vitro çalışmalarda kullanılan çekilmiş dişlerin, çeşitli solüsyonlarda saklansa da vital dişlerden çok daha kuru olduğu ve bu nedenle bu dişlerin mine kırıklarına daha yatkın olabileceği bildirilmiştir (8,16,18).

Çalışmamızda, farklı pürüzlendirme yöntemleri kullanılan her braket grubundan 2 örnek olmak üzere toplam 30 örnek; pürüzlendirme yapıldıktan sonra ve braketlerin sökülmesinden sonra ikişer kez taramalı elektron mikroskobunda incelenmiştir. Yapılan elektron mikroskobu incelemelerinde hiçbir örnekte mine kırığına rastlanmamıştır.

Bowen ve Rodriges, yaptıkları çalışmada minenin ortalama lineer gerilme direncinin 14,51 MPa olduğunu bildirmişlerdir (186). Bishara ve Fehr 12,75 MPa'dan daha düşük tutuculuk değerlerinin mine kırığı açısından güvenli olacağını belirtirken (187); Retief 9,7 Mpa'lık tutuculuk seviyesinde bile mine kırığı meydana geldiğini bildirmiştir (188). Bu açıdan bakıldığında fosforik asit kullanılan dişlere yapıştırılan Radiance braketlerin sıyrma kuvvetlerine karşı ortalama tutuculuğu ($12,30 \pm 6,22$), istatistiksel olarak anlamlı olmasa da her iki laser grubundan da ($10,62 \pm 3,24$ MPa,

10,41±3,31 MPa) yüksek bulunmuştur (Tablo 4.4). Bu nedenle fosforik asit grubundaki bir dişte mine kırığı meydana gelmiş olabilir. Ancak Inspire Ice grubunda, 80 mJ, 30 Hz değerinde Er:YAG laser uygulanan gruptaki örneklerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları (16,19±6,99 MPa), istatistiksel olarak anlamlı olmasa da fosforik asit (14,68±3,19 MPa) ve 120 mJ, 20 Hz' değerindeki Er:YAG laser grubundaki (12,94±4,76 MPa) örneklerden yüksek olmasına rağmen (Tablo 4.5); 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubundaki örneklerin hiçbirinde mine kırığı görülmezken; fosforik asit grubundaki örneklerden birinde mine kırığına rastlanmıştır (Tablo 4.13). Clarity braket grubunda fosforik asit uygulanan örneklerin ortalama sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları (14,19±5,36 MPa), istatistiksel olarak anlamlı olmasa da her iki laser grubundan da (12,27±4,56 MPa, 10,47±2,58 MPa) yüksek bulunmuştur (Tablo 4.6). Buna paralel olarak fosforik asit grubundaki örneklerden birinde mine kırığı meydana gelirken diğer gruplarda mine kırığı oluşmamıştır (Tablo 4.14). Sierra Classic grubunda elde edilen sıyırma kuvvetlerine karşı ortalama tutuculuk değerleri neredeyse tüm diğer gruplardan az olsa da en fazla mine kırığına bu gruptaki örneklerde rastlanmıştır. Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Sierra Classic braketlerin ortalama tutuculukları (8,37±2,79 MPa), istatistiksel olarak anlamlı olmasa da her iki laser grubundan (7,03±1,85 MPa, 6,51±1,61 MPa) yüksek bulunmuştur (Tablo 4.8). Fosforik asit grubundaki örneklerin tutuculuğunun daha yüksek olmasıyla uyumlu olarak bu grupta 2 dişte ve 80 mJ, 30 Hz Er:YAG laser grubunda ise 1 dişte mine kırığı meydana gelmiştir (Tablo 4.16).

Liu ve arkadaşlarının (7) Inspire braket grubunda toplam 3 dişin minesinde kırık meydana geldiği ancak bu dişlerin ikisinde mine kırığının braket yapıştırılan bölgenin altında meydana geldiği bildirilmiştir. Clarity braket grubunda da 3 dişte mine kırığı meydana gelirken bu kırıklardan birinin braket yapıştırılan bölgenin altında olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada Clarity ve Inspire braketler, sıyırma deneylerinin yanısıra braket üreticilerinin önerdiği penslerle de koparılmıştır. Tüm sıyırma deneyi gruplarında (İki farklı yapıştırıcı kullanılarak yapıştırılan Inspire ve Clarity braketler), 20 Clarity braket örneğinin 5'inde ve 20 Inspire Ice braket örneğinin 4'ünde mine kırığı meydana gelirken; braketlerin penslerle koparıldığı gruplarda Inspire grubunda 2 ve Clarity

grubunda ise 1 dişte mine kırığı meydana gelmiştir. Araştırmacılar braketlerin, üreticilerinin önerdiği penslerle debondinginin daha güvenli olduğunu belirtmişlerdir.

6. SONUÇLAR

1. Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan beş farklı braket arasında sıyırma kuvvetlerine karşı en yüksek tutuculuk değeri Inspire Ice ($14,68 \pm 6,22$ MPa) braketler ile elde edilmiştir. Inspire Ice'ı sırasıyla azalacak şekilde Clarity ($14,19 \pm 5,36$ MPa), Radiance ($12,30 \pm 6,22$ MPa), Luxi II ($10,48 \pm 4,83$ MPa) ve Sierra Classic ($8,37 \pm 2,79$ MPa) braketler izlemektedir.
2. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan beş farklı braket arasında sıyırma kuvvetlerine karşı en yüksek tutuculuk değeri Inspire Ice ($16,19 \pm 6,99$ MPa) braketler ile elde edilmiştir. Bu braketleri sırasıyla azalacak şekilde Clarity ($12,27 \pm 4,56$ MPa), Radiance ($10,62 \pm 3,24$ MPa), Luxi II ($8,75 \pm 3,03$ MPa) ve Sierra Classic ($7,03 \pm 1,85$ MPa) braketler takip etmektedir.
3. Er:YAG laser (120 mJ, 20 Hz) ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan beş farklı braket arasında sıyırma kuvvetlerine karşı en yüksek tutuculuk değeri Inspire Ice ($12,94 \pm 4,76$ MPa) braketler ile elde edilmiştir. Bu braketleri sırasıyla Clarity ($10,47 \pm 2,58$ MPa), Radiance ($10,41 \pm 3,31$ MPa), Luxi II ($8,20 \pm 2,47$ MPa) ve Sierra Classic ($6,51 \pm 1,61$ MPa) braketlerin izlediği görülmüştür.
4. Inspire Ice braketler, fosforik asit ve Er:YAG laser gruplarında (80 mJ, 30 Hz ve 120 mJ, 20 Hz) sıyırma kuvvetlerine karşı en yüksek tutuculuk değerini sağlamıştır.
5. Farklı pürüzlendirme yöntemlerinin; Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxi II ve Sierra Classic braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları üzerine etkisi incelendiğinde; dişlerin fosforik asit ya da Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz veya 120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilmesinin bu braketlerin

tutuculukları üzerine etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur.

6. Fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxi II ve Sierra Classic braketlerin kopma bölgeleri incelendiğinde kopmanın genellikle braket ile yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiği (ARI skoru 3) görülmüştür.
7. Er:YAG laserin 80 mJ, 30 Hz'lik değerlerde kullanılmasıyla pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxi II ve Sierra Classic braketlerin kopma bölgeleri incelendiğinde kopmanın genellikle mine ile yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiği ve ARI skorlarının sıklıkla 0 ve 1 olduğu görülmüştür.
8. Er:YAG laserin 120 mJ, 20 Hz'lik değerlerde kullanılmasıyla pürüzlendirilen dişlere yapıştırılan Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxi II ve Sierra Classic braketlerin kopma bölgeleri incelendiğinde kopmanın genellikle mine ile yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiği ve ARI skorlarının sıklıkla 0 ve 1 olduğu görülmüştür.
9. Radiance, Inspire Ice, Clarity, Luxi II ve Sierra Classic braketlerin fosforik asit ya da Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz veya 120 mJ, 20 Hz) kullanılarak pürüzlendirilen dişlere yapıştırılmasının kopma bölgeleri üzerine etkisi incelendiğinde fosforik asit kullanılan tüm gruplarda kopmanın sıklıkla braket ile yapıştırıcı arayüzünde; laser gruplarında ise mine ile yapıştırıcı arayüzünde meydana geldiği görülmüştür.

10. Yapılan taramalı elektron mikroskobu incelemesinde incelenen 30 örneğin hiçbirinde mine kırığı görülmezken; ışık mikroskobuyla incelenen tüm örnekler içinde fosforik asit grubunda toplam beş, Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz) grubunda ise bir dişte mine kırığına rastlanmıştır.
11. Er:YAG laser (80 mJ, 30 Hz ve 120 mJ, 20 Hz), seramik ve plastik braketlerin yapıştırılmasından önce mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanıldığında yeterli tutuculuğu sağlamanın yanısıra mine kırığı bakımından da güvenli bir alternatif olarak kabul edilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. *Angle Orthod*. 2005;**75**(3):410-5.
2. Chen Hsing-Yu, Su Ming Zen, Chang Hsin Fu Frank, Chen Yi Jane, Lan Won-Hong, Lin Chun-Pin. Effects of different debonding techniques on the debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set-ups. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007;**132**:680-6
3. Harris AMP, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992;**102**:215-9
4. Bağdelen G. Beyazlatma işlemi yapılmış dişlere uygulanan metal ve porselen braketlerin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının incelenmesi. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 2007.
5. Bulut H, Türkün M, Türkün ŞL, Işıksal E. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007;**132**:77-83
6. Britton, JC, McInnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;**98**:348-53
7. Liu JK, Chung CH, Chang CY, Shieh DB. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;**128**:761-5
8. Theodorakopoulou LP, Sadowsky LS, Jacobson A, Lacefield W. Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;**125**:329-36
9. Liu JK, Chang LT, Chuang SF, Shieh DB. Shear Bond Strengths of Plastic Brackets With a Mechanical Base. *Angle Orthod* 2002;**72**:141–145.

10. Hajrassie KAM, Khier ES. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;**131**:384-90
11. Wang WN, Meng CL, Tamg TH. Bond strength: A comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;**111**:374-81
12. Erbay ŞK. Farklı yapıştırıcılar ile iki ayrı braket kaide tipinin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının ve kopma bölgelerinin in vitro olarak incelenmesi. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 1993.
13. Scougall-Vilchis RJ, Ohashi S, Yamamoto K. Effects of 6 self-etching primers on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009 ;**135**(4):424-7
14. Basaran G, Ozer T, Devocioglu Kama J. Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *Eur J Orthod.* 2009;**31**(3): 271-5.
15. Eryılmaz K. Self-etching primer kullanılarak yapıştırılan lingual braketlerin tutuculuğu üzerinde tükürük kontaminasyonu ve primere ışık uygulama işleminin etkilerinin in vitro olarak araştırılması. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul 2009.
16. Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;**116**:635-41
17. Varlik SK, Ulusoy C. Effect of light-cured filled sealant on shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 ;**135**(2):194-8.
18. Elekdag-Turk S, Isci D, Ozkalayci N, Turk T. Debonding characteristics of a polymer mesh base ceramic bracket bonded with two different conditioning methods. *Eur J Orthod.* 2009 ;**31**(1):84-9.
19. Patusco VC, Montenegro G, Lenza MA, Alves de Carvalho A. Bond strength of metallic brackets after dental bleaching. *Angle Orthod.* 2009 ;**79**(1):122-6.

20. Lowder PD, Foley T, Banting DW. Bond strength of 4 orthodontic adhesives used with a caries-protective resin sealant. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;**134**(2):291-5.
21. Jumagali J. Self etching primer kullanılarak yapıştırılan ortodontik braketlerin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının in- vitro olarak karşılaştırılması. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi. İstanbul-2005.
22. Toroglu MS, Yaylali S. Effects of sandblasting and silica coating on the bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;**134**(2):181-7.
23. Endo T, Ozoe R, Sanpei S, Shinkai K, Katoh Y, Shimooka S. Effects of moisture conditions of dental enamel surface on bond strength of brackets bonded with moisture-insensitive primer adhesive system. *Odontology.* 2008 ;**96**(1):50-4.
24. Northrup RG, Berzins DW, Bradley TG, Schuckit W. Shear bond strength comparison between two orthodontic adhesives and self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod.* 2007 ;**77**(4):701-6.
25. Attar N, Taner TU, Tülümen E, Korkmaz Y. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using conventional vs one and two step self-etching/adhesive systems. *Angle Orthod.* 2007 ;**77**(3):518-23.
26. Fang BJ, Wang W. Effect of etching concentration on bond strength of the light-cured resin reinforced glass ionomer cement. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2007 Feb;**16**(1):85-8.
27. Al Shamsi A, Cunningham JL, Lamey PJ, Lynch E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod.* 2006 ;**76**(4):694-9.
28. Cal-Neto JP, Carvalho F, Almeida RC, Miguel JA. Evaluation of a new self-etching primer on bracket bond strength in vitro. *Angle Orthod.* 2006 ;**76**(3):466-9.
29. Cal-Neto JP, Miguel JA, Zanella E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. *Angle Orthod.* 2006 Jan;**76**(1):127-31.

30. Liu JK, Chung CH, Chang CY, Shieh DB. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2005;**128**(6):761-5.
31. Romano FL, Tavares SW, Nouer DF, Consani S, Borges de Araújo Magnani MB. Shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded to enamel prepared with Self-Etching Primer. *Angle Orthod*. 2005;**75**(5):849-53.
32. Liu JK, Chuang SF, Chang CY, Pan YJ. Comparison of initial shear bond strengths of plastic and metal brackets. *Eur J Orthod*. 2004;**26**(5):531-4.
33. Chung CH, Friedman SD, Mante FK. Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;**122**(3):282-7.
34. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;**120**:64-7
35. Pender N, Dresner E, Wilson S, Vowles R. Shear strength of orthodontic bonding agents. *Angle Orthod*. 2008;**78**(6):1101-4.
36. Dunn WJ. Shear bond strength of an amorphous calcium-phosphate-containing orthodontic resin cement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;**131**:243-7.
37. Bishara SE, Otsby AW, Ajlouni R, Laffoon J, Warren JJ. A new premixed self-etch adhesive for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2008;**78**(6):1101-4
38. Ostby AW, Bishara SE, Denehy GE, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;**134**(2):203-8.
39. Ostby AW, Bishara SE, Laffoon J, Warren JJ. Influence of self-etchant application time on bracket shear bond strength. *Angle Orthod*. 2007;**77**(5):885-9.
40. Jen AK, Duggal R, Mehrotra AK. Physical Properties and Clinical Characteristics of Ceramic Brackets:A Comprehensive Review.Trends Biomater. *Artif. Organs*, 2007;**20**(2);101-15.
41. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren JJ. The effect of modifying the self-etchant bonding protocol on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod*. 2007;**77**(3):504-8.

42. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon J, Warren JJ. A self-conditioner for resin-modified glass ionomers in bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2007;**77**(4):711-5.
43. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod.* 2007;**77**(2):337-41.
44. Bishara SE, Ostby AW, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2006;**76**(4):689-93.
45. Chitnis D, Dunn WJ, Gonzales DA. Comparison of in-vitro bond strengths between resin-modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin, and giomer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006;**129**(3):330.e11-6.
46. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive systems. *Angle Orthod.* 2006;**76**(1):123-6.
47. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005;**75**(5):832-5.
48. Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of antimicrobial monomer-containing adhesive on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005;**75**(3):397-9.
49. Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;**116**(1):86-92.
50. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon JF. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;**125**(3):348-50.
51. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;**124**(4):410-3.

52. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2002;**72**(5):464-7.
53. Faltermeier A, Behr M. Effect of bracket base conditioning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;**135**(1):12-15.
54. Bishara SE, Laffoon JF, VonWald L, Warren JJ. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;**121**(3):297-300.
55. Bishara SE, Laffoon JF, Vonwald L, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;**121**(5):521-5.
56. Jonke E, Franz A, Freudenthaler J, König F, Bantleon HP, Schedle A. Cytotoxicity and shear bond strength of four orthodontic adhesive systems. *Eur J Orthod.* 2008;**30**(5):495-502. Epub 2008 Sep 12.
57. Faltermeier A, Behr M, Müssig D. A comparative evaluation of bracket bonding with 1-, 2-, and 3-component adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;**132**(2):144.e1-5.
58. Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Müssig D. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur J Orthod.* 2007;**29**(6):559-63.
59. Özcan M, Finnema K, Ybema A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: Effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod.* 2008;**30**(2):176-182.
60. Evans LB, Powers JM. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. *Am J Orthod.* 1985;**87**(6): 508-512
61. Korbmacher HM, Huck L, Kahl-Nieke B. Fluoride-releasing adhesive and antimicrobial self-etching primer effects on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2006;**76**(5):845-50.

62. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Ghosh J, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;**124**(3):309-15.

63. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine Teeth as Possible Substitutes in the Adhesion Test. *J Dent Res* 1983;**62**:1076.

64. Cacciafesta V, Süssenberger U, Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study. *Eur J Orthod* 1998;**20**:177-187

65. Sinha PK, Nanda RS. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;**112**(2):132-7.66. Bordeaux J, Moore RN, Bagby MD. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;**105**(6):552-60.

67. Fernandez L, Canut JA. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J Orthod*. 1999;**21**:71-77.

68. Arıcı S, Minors C. The force levels required to mechanically debond ceramic brackets: an in vitro comparative study. *Eur J Orthod*. 2000;**22**: 327-334.

69. Reicheneder CA, Gedrange T, Lange A, Baumert U, Proff P. Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;**135**(4):422-423.

70. Vicente A, Mena A, Ortiz AJ, Bravo LA. Water and saliva contamination effect on shear bond strength of brackets bonded with a moisture-tolerant light cure system. *Angle Orthod*. 2009;**79**(1):127-32.

71. Palomares NB, Cal-Neto JP, Sampaio-Filho H, Almeida MA, Miguel JA. Effect of high-intensity LED units at reduced curing time on in vitro bond strength of orthodontic brackets. *World J Orthod*. 2008;**9**(3):203-8.

72. Huang TH, Kao CT. The shear bond strength of composite brackets on porcelain teeth. *Eur J Orthod* 2001;**23**:433 – 439.

73. Larmour CJ, Bateman G, Stirrups DR. An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain. *Eur J Orthod*, 2006;**28**:74 - 77.

74. Samruajbenjakul B, Kukiattrakoon B. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs to feldspathic porcelains. *Angle Orthod.* 2009;**79**(3):571-6.
75. Trakyalı G, Malkondu O, Kazazoglu E, Arun T. Effects of different silanes and acid concentrations on bond strength of brackets to porcelain surfaces. *Eur J Orthod.* 2009;**31**:401-406.
76. Abu Alhaija ES, Al-Wahadni AM. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod.* 2007;**29**(4):386-9.
77. Barceló Santana HF, Hernández Medina R, Acosta Torres SL, Sánchez Herrera LM, Fernández Pedrero AJ, Ortíz González R. Evaluation of bond strength of metal brackets by a resin to ceramic surfaces. *J Clin Dent.* 2006;**17**(1):5-9.
78. Ozcan M, Vallittu PK, Peltomäki T, Huysmans MC, Kalk W. Bonding polycarbonate brackets to ceramic: effects of substrate treatment on bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;**126**(2):220-7.
79. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C, Laffoon J. Bonding orthodontic brackets to porcelain using different adhesives/enamel conditioners: a comparative study. *World J Orthod.* 2005;**6**(1):17-24.
80. Germec D, Cakan U, Ozdemir FI, Arun T, Cakan M. Shear bond strength of brackets bonded to amalgam with different intermediate resins and adhesives. *Eur J Orthod.* 2009;**31**(2):207-12. Epub 2008 Dec 10.
81. Jost-Brinkmann PG, Böhme A. Shear bond strengths attained in vitro with light-cured glass ionomers vs composite adhesives in bonding ceramic brackets to metal or porcelain. *J Adhes Dent.* 1999;**1**(3):243-53.
82. Harari D, Aunni E, Gillis I, Redlich M. A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: an in vitro bond-strength study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;**118**(3):307-10.
83. Sperber RL, Watson PA, Rossouw PE, Sectakof PA. Adhesion of bonded orthodontic attachments to dental amalgam: In vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;**116**(5):506-13.

84. Gross MW, Foley TF, Mamandras AH. Direct bonding to Adlloy-treated amalgam. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;**112**(3):252-8.

85. Jost-Brinkmann PG, Drost C, Can S. In-vitro study of the adhesive strengths of brackets on metals, ceramic and composite. Part 1: Bonding to precious metals and amalgam. *J Orofac Orthop*. 1996 ;**57**(2):76-87.

86. Eslamian L, Ghassemi A, Amini F, Jafari A, Afrand M. Should silane coupling agents be used when bonding brackets to composite restorations? An *in vitro* study. *Eur J Orthod*, 2009; **31**: 266 – 270

87. Habibi M, Nik TH, Hooshmand T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;**132**:675-9

88. Eliades T, Viazis AD, Eliades G. Bonding of ceramic brackets to enamel: Morphologic and structural considerations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991; **99**(4): 369-375

89. Bishara SE, Fonseca JM, Fehr DE, Boyer DB. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod* 1994;**64**(4)277-282

90. Elvebak BS, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P, Ceen R. Orthodontic Bonding with Varying Curing Time and Light Power Using an Argon Laser. *Angle Orthodontist*, 2006; **76** (5) 837-44.

91. Gronberg K, Rossouw PE, Miller BH, Buschang P. Distance and Time Effect on Shear Bond Strength of Brackets Cured with a Second-generation Light-emitting Diode Unit. *Angle Orthod* 2006;**76**:682–688.

92. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002; **121**(5):510-5.

93. Haydar B, Sartkaya S, Çehreli ZC. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets *Angle Orthod* 1999;**69**(5):457-462

94. Egan FR, Alexander SA, Cartwright GE. Bond strength of rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;**109**(1): 64-70

95. Hobson RS, Ledvinka J, Meechan JG. The effect of moisture and blood contamination on bond strength of a new orthodontic bonding material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;**120**(1): 54-57
96. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, Higuera B, Garcí'a-Godoy F. Bond Strength of Orthodontic Brackets Using Different Light and Self-Curing Cements. *Angle Orthod* 2003;**73**:56–63.
97. Owens Jr SE, Miller BH. A Comparison of Shear Bond Strengths of Three Visible Light-Cured Orthodontic Adhesives. *Angle Orthod* 2000;**70**:352–356.
98. Malkoc S, Demir A, Sengun A, Ozer F. The effect on shear bond strength of different antimicrobial agents after acid etching. *Eur J Orthod*, 2005; **27**: 484-488.
99. Pickett KL, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic In Vivo Bond Strength: Comparison with In Vitro Results. *Angle Orthod* 2001;**71**:141–148.
100. Williams VD, Svare CW. The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. *J dental res* 1985;**64**:151-154
101. Tavares ST, Consani S, Nouer DF, Magnani MBBA, Nouer PRA, Martins LM, Shear Bond Strength of New and Recycled Brackets to Enamel. *Braz Dent J* 2006;**17**(1): 44-48.
102. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assesment protocols. *Eur J Orthod*, 2000; **22**: 13-23.
103. Buonocore MG. Simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res*.1955;**34**:849–853.
104. Rosenbach G, Cal-Neto JP, Oliveira SR, Chevitaresh O, Almeida MA. Effect of Enamel Etching on Tensile Bond Strength of Brackets Bonded In Vivo with a Resin-reinforced Glass Ionomer Cement. *Angle Orthod*, 2007;**77**:1;113-116.
105. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of Scotchbond Multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997; **111**(5):498-501.
106. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets.. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;**114**(3):243-7.

107. Reis AF, Aguiar FH, Pereira PN, Giannini M. Effects of surface texture and etching time on roughness and bond strength to ground enamel. *J Contemp Dent Pract.* 2009;**10**(4):17-25.
108. Hallett BK, Garcia-Godoy F, Trotter AR. Shear bond strength of a resin composite to enamel etched with maleic or phosphoric acid. *Aust Dent J.* 1994;**39**(5):292-7
109. Goes MF, Sinhoreti MA, Consani S, Silva MA. Morphological Effect of the Type, Concentration and Etching Time of Acid Solutions on Enamel and Dentin Surfaces. *Braz Dent J* 1998; **9**(1): 3-10.
110. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Paedo D, Yamin C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: An important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod* 1999;**69**:3:267-75.
111. Van der Vyver PJ, De Wet FA, Jansen van Rensburg JM. Bonding of composite resin using different enamel etchants. *J Dent Assoc S Afr.* 1997;**52**(3):169-72.
112. Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Mudgil A, Levine A. Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent.* 1993;**6**(6):302-4.
113. Retief DH. A comparative study of three etching solutions: effects on enamel surface and adhesive-enamel interface. *J Oral Rehabil.* 1975;**2**(1):75-96
114. Haesman P. (Ed). (2003). *Restorative Dentistry - Paediatric Dentistry and Orthodontics* (2. Ed). Churchill Livingstone.
115. Busscher HJ, Retief DH, Arends J. Relationship between surface free energies of dental resins and bond strengths. *Dent Mater* 1987;**3**:60-63,
116. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;**98**:154-160.
117. Zidam O, Hill G. Phosphoric acid concentration: Enamel surface loss and bonding strength. *J Prosthet Dent* 1986;**55**: 388-392.
118. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* 1975;**9**:373-387.

119. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman AI. Effect of Self-Etching Primers on Bond Strength—Are They Reliable? *Angle Orthod* 2003;**73**:64–70.
120. Stern RH, Sognnaes RF: Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res* 1964;**43**:873.
121. Goldman L, Glay A, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc* 1965;**70**:601.
122. Dunn VJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dental Materials* 2005;**21**(7):616-24.
123. Üşümez S, Orhan M, Malkoç S. Er,Cr:VSGG Hidrokinetik laser sistemiyle mine pürüzlendirilmesinin ortodontik apareylerin yapışma kuvvetine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2000;**3**(1)6-9.
124. Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med.* 1989;**9**(4):338-44.
125. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med.* 1989;**9**(4):345-51.
126. Bertrand MF, Hessleyer D, Muller-Bolla M, Nammour S, Rocca JP. Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg Med* 2004;**35**(1):51-57.
127. Walsh JT, Deutsch TF. Er:YAG laser ablation of tissue: measurement of ablation rates. *Lasers Surg Med* 1989;**9**:327-37.
128. Paghdwala AF. Does the laser work on hard dental tissue? *J Am Dent Assoc* 1991;**122**:79-80.
129. Li Z, Code JE, Van De Merwe WP. Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med* 1992;**12**:625-30.
130. Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent* 1992;**67**:847-51.

131. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JDB, Visuri SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med* 1995;**16**:103-33.

132. Visuri SR, Walsh JT Jr., Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med* 1996;**18**:294-300.

133. Cozean C, Arcoria CJ, Pelagalli J, Powell GL. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. *J Am Dent Assoc* 1997;**128**:1080-1087

134. Pelagalli J, Gimble CB, Hansen RT, Swett A, Win II DN. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation—phase 1. *J Clin Laser Med Surg* 1997;**15**(3):109–15.

135. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent* 1998;**26**(8):649–56.

136. White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg Med* 1991;**11**:455–61.

137. Colvard MD, Bishop J, Weisman D, Garguilo AV. Cardisem induced gingival hyperplasia, a report of two cases. *Periodont Case Rep* 1986;**8**(2):67.

138. Pick RM, Miserendino LJ. Lasers in dentistry. *J Clin Laser Med Surg* 1989;**7**:33.

139. Myers TD, Murphy DG, White JM, Gold SI. Conservative soft tissue management with the low-powered pulsed Nd:YAG dental laser. *Practical Periodont Esthetic Dent* 1992;**4**(6): 6–12.

140. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Stormberg EF. Power and time requirements for use of the argon laser to polymerize composite resins. *J Clin Laser Med Surg* 1992;**10**:273–8.

141. Pick RM, Pecaro BC. Use of the CO₂ laser in soft tissue dental surgery. *Lasers Surg Med* 1987;**7**:207–13.

142. Garber DA. Dentist-monitored bleaching: a discussion of combination and laser eaching. *J Am Dent Assoc* 1997;**128**:26–330.

143. Wilkerson MK, Hill SD, Arcoria CJ. Effects of the argon laser on primary tooth ulpotomies in swine. *J Clin Laser Med Surg* 1996;**14**(1):37–42.
144. Matsumoto K, Nakamura Y, Mazeki K, Kimura Y. Clinical dental application of Er:YAG laser for class V cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg* 1996;**14**:123–7.
145. Roberts-Harry D, Laser Etching of Teeth for Orthodontic Bracket Placement: A Preliminary Clinical Study. *Lasers Surg Med* 1992;**12**:467-470.
146. Capan C. Fosforik asit ve Er:YAG laser ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin karşılaştırılması. Uzmanlık tezi. Yeditepe Üniversitesi. İstanbul 2005.
147. Usümez S, Orhan M, Usumez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002;**122**:649-56
148. Apel C, Ioana RS, Franzen R, Hering P, Gutknecht N. The Ablation Threshold of Er:YAG and Er:YSGG Laser Radiation in Dental Enamel. *Lasers Med Sci* 2002;**17**:246–252
149. Sasaki LH, Lobo PDC, Moriyama Y, Watanebe IS, Villaverde AB, Tanaka CSI, Moriyama EH, Brugnera A. Tensile Bond Strength and SEM Analysis of Enamel Etched with Er:YAG Laser and Phosphoric Acid:A Comparative Study In Vitro. *Braz Dent J* 2008;**19**(1): 57-61
150. Berk N, Başaran G, Ozer T. Comparison of sandblasting, laser irradiation, and conventional acid etching for orthodontic bonding of molar tubes. *Eur J Orthod.* 2008;**30**(2):183-9.
151. Lee BS, Hsieh TT, Lee YY, Lan MWH, Hsu YJ, Wen PH, Lin CP. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod* 2003;**73**:565–570.
152. Glenn van As. Erbium lasers in dentistry. *Dent Clin N Am* 2004;**48** 1017-1059
153. Gokcelik A, Ozel E, Arhun N, Attar N, Fıratlı S, Fıratlı E. The Influence of Er:YAG Laser Conditioning versus Self-Etching Adhesives with Acid Etching on the

Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Photomed Laser Surg* 2007;**25**(6): 508-12.

154. Klein ALL, Rodrigues LKA, Eduardo CP, Nobre dos Santos M, Cury JA. Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *Eur J Oral Sci* 2005;**113**:239–244.

155. Cecchini RCM, Zezell DM, Oliveira E, Freitas PM, Eduardo CP. Effect of Er:YAG laser on Enamel Acid Resistance: Morphological and Atomic Spectrometry Analysis. *Lasers in Surgery and Medicine* 2005;**37**:366-372

156. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin N Am* 2004;**48**:751-770.

157. Miserendino L J, Pick R M. *Lasers in Dentistry*. Quintessence 1995.

158. Martínez-Insua A, Silva Dominguez L, Rivera FG, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent* 2000;**84**:280-8.

159. Von Fraunhofer VA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Angle Orthod* 1993;**63**(1):73–76.

160. Corpas-Pastor L, Moreno JV, Garrido JDLG, Muriel VP, Moore K, Elias A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser etched enamel vs. Acid etched enamel. *J Am Dent Assoc* 1997;**128**:732-737

161. Zachrisson BU. *Bonding in Orthodontics*. In: Graber, T M, Vanarsdall R L Jr. Orthodontics: Current principals and techniques. Third edition. Mosby.2000;557-645

162. Watts D C. *Orthodontic Adhesive Resins and Composites: Principles of Adhesion*. In: Brantley W A, Eliades T. Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects.144-169

163. Eliades T, Eliades G. *Orthodontic Adhesive Resins*. In: Brantley W A, Eliades T. Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects. 202-217

164. Dunn WJ, Taloumis LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;**122**:236-41

165. Althoff O, Hartung M. Advances in light curing. *Am J Dent* 2000;**13**:77D-81D.
166. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999;**186**:388-91.
167. Deliktaş D, Ulusoy N. Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *A.Ü. dergisi* 2006;**33**(1):1-10
168. Krishnaswamy NR, Sunitha C. Light-emitting diode vs halogen light curing of orthodontic brackets: A 15-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;**132**:518-23
169. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;**125**:342-7.
170. Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: curing time and shear bond strength. *Angle Orthod* 2000;**70**:28-33.
171. Nakamura S, Mukai T, Senoh M. Candela-class high brightness InGaN/AlGaIn double heterostructure blue-light-emitting diodes. *Appl Phys Lett* 1994;**64**:1687-9.
172. Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;**109**:403-9.
173. Borsatto MC, Corona SAM, Chinelatti MA, Ramos RP, Sá Rocha RAS, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Comparison of marginal microleakage of flowable composite restorations in primary molars prepared by high-speed carbide bur, Er:YAG laser, and air abrasion. *J Dent Child* 2006;**73**:122-126.
174. Başaran EG, Ayna E, Başaran G, Beydemir K. Influence of different power outputs of erbium, chromium:yttrium–scandium–gallium–garnet laser and acid etching on shear bond strengths of a dual-cure resin cement to enamel. *Lasers med sci* 2009;
175. Delfino CS, Souza-Zaroni WC, Corona SAM, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Effect of Er:YAG laser energy on the morphology of enamel/adhesive system interface. *Applied Surface Science* 2006;**252**:8476–8481.

176. Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman Aİ. Effect of Light-Emitting Diode on Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod* 2004;**74**:259–263.
177. Cozza P, Martucci L, Toffol LD, Penco SI. Shear Bond Strength of Metal Brackets on Enamel. *Angle Orthodontist*, 2006; **76**(5): 851-56.
178. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *Br J Orthod*. 1976; **3**(2):91-5.
179. Hwang YS, Row J, Hwang CJ. Shear bond strength of ceramic and resin brackets used with visible light-cured adhesives. *Korean J Orthod*. 1996;**26**(2):233-244.
180. Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthodontist* 1997;**67**(3):179-82.
181. Klocke A, Kahl-Nieke. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental Materials* 2005;**21**(2):139-144.
182. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a New Curing Light on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Angle Orthod* 2003;**73**:431–435
183. Turk T, Elekdag-Turk S, Isci D, Cakmakcı F, Ozkalaycı N. Shear Bond Strength of a Self-etching Primer after 10,000 and 20,000 Thermal Cycles. *J Adhes Dent* 2010;**12**:117-122.
184. Lepri TP, Souza-Gabriel AE, Atoui JA, Palma-Dibb RG, Pécora JD, Corona SAM. Shear Bond Strength of A Sealant to Contaminated-Enamel Surface: Influence of Erbium : Yttrium–Aluminum–Garnet Laser Pretreatment. *J Esthet Restor Dent* 2008;**20**(6):386–394.
185. Øgaard B, Fjeld M. The enamel surface and bonding in orthodontics. *Semin Orthod* 2010;**16**:37-48.
186. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1962;**64**:378-87
187. Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Semin Orthod* 1997;**3**:178-88.

188. Retief DH. Failure at the adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1974;**1**:265-84.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	BEYZA	Soyadı	TAĞRIKULU
Doğ.Yeri	ZONGULDAK/MERKEZ	Doğ.Tar.	18.02.1981
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	33098362880
Email	dtbeyza@hotmail.com	Tel	0 212 525 51 18

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2003
Lisans		
Lise	Zonguldak Mehmet Çelikel Lisesi	1998

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

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

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi	95	

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	67,126	65,338	63,550
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office programı	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):