

**ERBİUM LAZER ORTOFOSFORİK ASİT VE SELF
ETCHİNG PRİMER İLE PÜRÜZLENDİRİLEN
PREMOLAR DİŞLERE YAPIŞTIRILAN BRAKETLERİN
SIYIRMA DİRENÇLERİNİN İN-VİTRO OLARAK SEM
İLE İNCELENMESİ**

DİCLE ÜNİVERSİTESİ MERKEZ KÜTÜPHANESİ	
Demirbaş No.	0037438
Tasnif No.	617.643
	AKK
	2008

DOKTORA TEZİ

Dt. Atılım AKKURT

DANIŞMAN

Prof. Dr. Orhan HAMAMCI

ORTODONTİ ANABİLİM DALI

0037438



**ERBİUM LAZER ORTOFOSFORİK ASİT VE SELF
ETCHİNG PRİMER İLE PÜRÜZLENDİRİLEN
PREMOLAR DİŞLERE YAPIŞTIRILAN BRAKETLERİN
SIYIRMA DİRENÇLERİNİN İN-VİTRO OLARAK SEM
İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

DIYARBAKIR-2008

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MÜDÜRLÜĞÜ

Erbium Layer Ortogöşgorik Asit ve Self-Etching Primer ile
Pürütlen Zimler Prevalan Dişlere Yapıştırılan Braketlerin
Siyimadrançlarının SEM ile İncelenmesi

"....." isimli Doktora Tezi 15.12.2008 tarihinde tarafımızdan
değerlendirilerek başarılı bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Orhan HAMANCI
Tezi Teslim Eden : Dr. Atılım AKKURT

Jüri Üyesinin

Ünvanı Adı Soyadı

Başkan	: Prof. Dr. Hüsmettin Ali RY	Ali RY
Üye	: Prof. Dr. Orhan HAMANCI	Hamancı
Üye	: Prof. Dr. İbrahim DEVECİOĞLU	KAMA
Üye	: Prof. Dr. Kuvveten GÜZEL GÜTER	GÜTER
Üye	: Yrd. Doç. Dr. Mehmet DOĞRU	DOĞRU

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

13.01.2009



Prof. Dr. Yusuf NERGİZ
Dicle Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamdaki değerli katkılarından dolayı danışman hocam sayın Prof. Dr. Orhan HAMAMCI'ya,

Destegini benden esirgemeyen Anabilim Dalı Başkanımız sayın Prof. Dr. Jale DEVECİOĞLU KAMA'ya,

Birlikte çalıştığım diğer birim hocalarım ve değerli mesai arkadaşlarıma,

Er:YAG lazer teminindeki yardımlarından dolayı, Adana DentFa Ağız Diş Sağlığı Polikliniği sahibi sayın Dt. Fatih GÜLER ve yardım sever çalışanlarına,

Er,Cr:YSGG lazer teminindeki yardımlarından dolayı Mersin'deki muayenehanesini kullanmama izin veren sayın Dt. Perihan Tunç YİĞİTOĞLU'na,

Tez çalışmamın deney aşamasının gerçekleşmesindeki katkılarından dolayı Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ve Öğretim üyesi sayın Doç. Dr. Serdar TOROĞLU'na,

İstatistiksel çalışmalarımda desteğini esirgemeyen Dicle Üniversitesi Öğretim üyelerinden sayın Yrd. Doç. Dr. Ersin UYSAL'a,

Bütün hayatım ve eğitim-öğrenim sürecimde maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, aslında onlar olmasa bu tezi yapamayacağımı bildiğim çok değerli anne ve babama,

Ve yıllar önce doktora sınavına hazırlanırken olduğu gibi, tez çalışmam sırasındaki çekilmez tavırlarımı da büyük bir sabır ve olgunlukla görmezden gelen, motive edici tavırlarıyla bir an olsun yanımdan ayrılmayan canımdan çok sevdiğim hayat arkadaşım, değerli eşim Derya AKKURT'a,

Sonsuz teşekkürü borç bilirim...

“Erbium Lazer Ortofosforik Asit ve Self-Etching Primer ile Pürüzlendirilen Premolar DişlereYapıştırılan Braketlerin Sıyırma Dirençlerinin İn-vitro Olarak SEM ile İncelenmesi” İsimli Bu Tez Çalışması Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri KomisyonuTarafından Desteklenmiştir.

Proje Numarası: 06-DH-74

İÇİNDEKİLER

İç kapak

Onay Sayfası.....	II
Teşekkür Sayfası.....	III
İçindekiler Dizini.....	IV
Şekiller Dizini.....	VII
Tablolar Dizini.....	VIII
Resimler Dizini.....	IX
Grafikler Dizini.....	XI
Simgeler ve Kısaltmalar dizini	XII
Türkçe Özet	XIII
Summary	XIV

1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Diş Hekimliğinde Lazer	8
2.1.1. Tarihçe	8
2.1.2. Lazer Işınının Özellikleri.....	8
2.1.3. Lazer Işınının Oluşumu	9
2.1.4. Plazma Oluşumu.....	10
2.1.5. Lazer Uygulama Parametreleri	11
2.1.6. Dokuların Optik Özellikleri	13
2.1.7. Diş Sert Dokularının Optik Özellikleri.....	14
2.1.8. Dokuların Termal Özellikleri	14
2.1.9. Lazerlerin Biyolojik Dokular Üzerindeki Etki Mekanizmaları	15
2.1.10. Lazerlerin Biyolojik Dokulardaki Etkileri.....	17
2.1.10.1. Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri	17
2.1.11. Soğutma Yolu ile Termik Zararlardan Korunma.....	19
2.1.12. Lazerlerin Pulpa Dokusu Üzerindeki Etkileri.....	20
2.1.13. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler ve Özellikleri.....	21

2.2. Sıyırma Testi Kriterleri	24
2.2.1. Test İçin Kullanılan Diş Tipi	24
2.2.2. Materyali Saklama Koşulları.....	25
2.2.3. Yapıştırma İşlemi Öncesinde Mine Yüzeylerinin Hazırlanması	25
2.2.4. Hazırlanan Örneklerin Saklanması	26
2.2.5. Hazırlanan Örneklerin Test Cihazına Aktarılması.....	27
2.2.6. Deney İçin Kullanılan Test Cihazları, Uygulanan Kuvvet ve Deney Hızları.....	27
2.2.7. Braket Tutuculuklarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Ölçüm Birimleri	28
2.2.8. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi.....	29
2.3. Lazer ile İlgili Yapılan Çalışmalar.....	29
2.4. Self-Etching Primer ile İlgili Yapılan Çalışmalar.....	43
3. GEREÇ VE YÖNTEM	57
3.1. Gereç	57
3.1.1. Dişler.....	57
3.1.2 Braketler	57
3.1.3 Pürüzlendirme İşleminde Kullanılan Yüzey Hazırlayıcıları.....	58
3.1.4 Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Materyal	59
3.1.5. Işık Cihazı	59
3.1.6. Sıyırma Testi Cihazı	60
3.1.7 Kopma Bölgelerinin İncelenmesinde Kullanılan Cihaz	61
3.2. Sıyırma Kuvvetiyle İlgili Yöntem	61
3.2.1. Dişlerin Hazırlanması ve Braketlerin Yapıştırılması	61
3.2.2. Dişlerin Bloklanması	64
3.2.3. Adaptörün Hazırlanması	66
3.2.4. Sıyırma Testinin Uygulanması	66
3.2.5. Mine Yüzeyinin Skorlanması	68
3.2.6. Hazırlanan Yüzeylerin SEM ile İncelenmesi	68
3.3. İstatistiksel Değerlendirme	69

4. BULGULAR	70
4.1. Sıyırma Testi ile İlgili Bulgular	71
4.2. Kopma Bölgeleri ile İlgili Bulgular	75
4.3. SEM İncelemesi ile İlgili Bulgular	78
5. TARTIŞMA	83
5.1. Fosforik Asit Uygulanan Gruplardan Elde Edilen Bulguların Tartışılması	91
5.2. SEP Uygulanan Gruplardan Elde Edilen Bulguların Tartışılması	95
5.3. Erbium Lazer Uygulanan Gruplardan Elde Edilen Bulguların Tartışılması	99
5.4. Fosforik Asit ve SEP Uygulanan Gruplardan Elde Edilen ARI Skorların Tartışılması	103
5.5. Erbium Lazer Uygulanan Gruplardan Elde Edilen ARI Skorlarının Tartışılması	104
5.6. SEM Görüntülerinin Tartışılması	106
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	108
7. KAYNAKLAR	110
8. EKLER	
9. ÖZGEÇMİŞ	122

ŞEKİLLER

Şekil 1. Lazer Işınının Oluşumu	10
Şekil 2. Dalga Boyunun Şematik Gösterimi	11
Şekil 3. Farklı Dokuların Absorbsiyon Eğrileri	16

TABLÖLAR

Tablo 1 – Çalışmayı Oluşturan Gruplar ve Uygulanan İşlemler.	62
Tablo 2 – Gruplardan Elde Edilen Ortalama Kopma Değerleri ve Standart Sapmalar.	70
Tablo 3 – Gruplardan Elde Edilen Dunnett T Testi Sonuçları.....	72
Tablo 4 – Gruplardan Elde Edilen Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçları.....	73
Tablo 5- Gruplardan Elde Edilen ARI Skorları ve Bu Skorların Gruplara Göre Oransal Dağılımı.	77

RESİMLER

Resim 1 – Çalışmamızda Kullanılan Premolar Diş.....	57
Resim 2 – Çalışmamızda Kullanılan Braket	57
Resim 3 – Çalışmamızda Kullanılan Braketin Tabanı	57
Resim 4 – Er,Cr:YSGG Lazer Cihazı.....	58
Resim 5 – Er:YAG Lazer Cihazı.....	58
Resim 6 – % 38’lik Fosforik Asit.....	58
Resim 7 – SEP materyali.....	58
Resim 8 – Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Rezin ve Primer.....	59
Resim 9 – Çalışmamızda Kullanılan Işık Cihazı.....	59
Resim 10 –Sıyırma Kuvvetinin Uygulandığı Test Cihazı.....	60
Resim 11 –Kopma Bölgelerinin İncelenmesinde Kullanılan Cihaz.....	61
Resim 12 – Braket Slotunun Yere Paralel Konumlandırılmasını Sağlayan Özel Düzenek ve Düzenek Yardımıyla Hazırlanmış Bir Örnek.....	65
Resim 13 – Özel Düzenek Yardımıyla Hazırlanmış Örneğin Yandan Görünüşü.....	65
Resim 14 – Özel Düzenek Yardımıyla Hazırlanmış Örneğin Yukarıdan Görünüşü.....	65
Resim 15 – Akrilik Bloklara Uygun Olarak Hazırlanan Adaptör.....	66
Resim 16 – Özel Adaptör Yardımıyla Sıyırma Testine Hazır Bir Örnek.....	67
Resim 17 – Sıyırma Kuvvetinin Uygulanmasında Kullanılan Test Cihazı ve Cihaza Bağlı Olan Bilgisayar	67
Resim 18 – Fosforik Asit Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 ‘deki SEM Görüntüsü.....	79
Resim 19 – SEP Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 ‘deki SEM Görüntüsü.....	79
Resim 20 – 1 W Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 ‘deki SEM Görüntüsü.....	80
Resim 21 – 1,5 W Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 ‘deki SEM Görüntüsü.....	80

Resim 22 – 1,75 W Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 ‘deki SEM görüntüsü.....	81
Resim 23 – 1 W Er:YAG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 ‘deki SEM Görüntüsü.....	81
Resim 24 – 1,4 W Er:YAG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 ‘deki SEM Görüntüsü.....	82
Resim 25 – 1,8W Er:YAG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 ‘deki SEM Görüntüsü.....	82

GRAFİKLER

Grafik 1 - Gruplar ve ortalama kopma değerleri.....	71
---	----

KISALTMALAR VE SİMGELER

1.	ARI	:Adhesive Remnant Index
2.	W	:Watt
3.	LASER	:Light Amplification by Stimulated Emission of Radiatio
4.	Dak.	:Dakika
5.	°	:Derece
6.	Lt	:Litre
7.	MPA	:Mega Pascal
8.	N	:Newton
9.	%	:Yüzde
10.	m	:Metre
11.	μ	:Mikron (Mikrometre)
12.	nm	:Nanometre
13.	SEM	:Scanning Electron Microscope
14.	PD	:Power Density
15.	DBS	:Direct Bonding System
16.	J	:Joule
17.	Hz	:Hertz
18.	P	:Power
19.	Er:YAG	:Erbium: Yttrium-Aluminium-Garnet
20.	Er,Cr:YSGG	:Erbium, Chromium: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet
21.	K	:Kelvin
22.	LED	:Light Emission Diode
23.	SEP	:Self-Etching Primer
24.	BisGMA	:Bisphenol A Glicidyl Metacrylate

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı; fosforik asit, SEP ve iki farklı erbium lazerin üç farklı enerji düzeyi kullanılarak pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan paslanmaz çelik metal braketlerin, sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençleri karşılaştırmaktır.

Çalışmamızda kullanılan ve ortodontik amaçla çekilen 200 adet insan premolar dişi, her grupta 25 diş olacak şekilde rastgele 8 ayrı gruba ayrılmıştır. Farklı yöntemlerle pürüzlendirilen diş yüzeylerine, ışıkla polimerize olan bir kompozit yardımıyla yapıştırılan braketlere, üniversal test cihazı yardımıyla sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Kopma değerleri MPa cinsinden ölçülmüş ve mine yüzeyleri stereomikroskop yardımıyla incelenmiştir. Adeziv başarısızlığın belirlenebilmesi için ARI skorlaması kullanılmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen ortalama kopma değerlerinin karşılaştırılması için Tek Yönlü Anova testi, gruplar arası çoklu karşılaştırmalarda Tukey HSD testi ve ARI skorlarının karşılaştırılmasında ise Chi Square testi uygulanmıştır. Her gruptan bir adet diş, pürüzlendirme işlemleri sonrasında sıyırma testine tabi tutulmamış ve SEM ile incelenmiştir.

Graplardan elde edilen ortalama kopma değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi neticesinde; fosforik asit, SEP ve Er:YAG lazerin 70 mJ ve 90 mJ-20 Hz parametrelerinin kullanıldığı gruplar arasında istatistiksel bir farkın olmadığı ancak diğer gruplardan elde edilen kopma değerlerinin, fosforik asit ve SEP uygulanan gruplardan elde edilen değerlerden istatistiksel olarak belirgin bir şekilde düşük olduğu tespit edilmiştir. ARI skorlarının değerlendirilmesi neticesinde, lazer uygulanan gruplarda meydana gelen adeziv başarısızlığın çoğunlukla mine-braket ara yüzeyinde, fosforik asit ve SEP uygulanan gruplarda ise daha çok yapıştırıcı içinde gerçekleştiği belirlenmiştir. Fosforik asit ve SEP uygulamalarına göre, erbium lazer uygulamaları sonucunda mine yüzeyinde genellikle daha az adeziv kaldığı tespit edilmiştir.

SEM incelemesi sonucunda lazer uygulanan örneklerde mikro çatlaklar içeren düzensiz yüzeyler görülürken, fosforik asit ve SEP uygulanan örneklerin daha düzenli ve homojen yüzey özellikleri gösterdiği belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Fosforik Asit, SEP, Er,Cr:YSGG Lazer, Er:YAG Lazer.

SUMMARY

The aim of this study is to compare the shear bond strenghts of brackets, bonded to enamel surface after the etching procedure using phosphoric acid, self-etching primer and 3 different energy levels of 2 different erbium laser.

Two hundred human first premolars, extracted for orthodontic purpose used for this study was randomly dividen into 8 groups of 25 each. After the application of different etching procedures, stainless steel edgewise premolar brackets were bonded to enamel surfaces with using a light cure composite resin and shear force was applied with a universal testing machine. Shear bond strenghts were measured in MPa and enamel surfaces were examined under stereomicroscope. Adhesive failure was analyzed with ARI. Descriptive data, including mean shear bond strenghts and standart deviations, were compared with One Way Anova test. Multiple comparisons between each group were made with Tukey HSD test. Chi square test was used for comparing the ARI scores. One tooth from each group was not undergone shear test and used for SEM examination.

According to the statistical comparisons of mean shear bond strenghts and standart deviations, non significant differences were revealed between phosphoric acid, SEP, 70mJ and 90 mJ-20 Hz Er.YAG laser groups. Shear bond strenghts, obtained from the other groups, were significantly lower than values that obtained from phosphoric acid and SEP groups. The results of ARI indicated that the failure site was mainly at the enamel-bracket interface for all laser groups. The failure sites of phosphoric acid or SEP specimens occured within the adhesive. According to phosphoric acid and SEP applications, generally less adhesive was left on the enamel surface for all energy levels of erbium laser applications.

According to SEM examination, irregular surfaces with microcracks were seen in laser treated groups while phosphoric acid or SEP groups showed more regular and homogenous surface characteristics.

Key Words: Phosphoric Acid, SEP, Er,Cr:YSGG Laser, Er:YAG Laser.

1. GİRİŞ

Bilimin her alanında olduğu gibi, ortodontik tedavi sistemleri de yıllar geçtikçe bazı aşamalar kaydetmekte ve yeni yöntemler ortaya konmaktadır. Bu yeniliklerden biri de önceleri bantlara lehimlenerek diş yüzeylerine simante edilen braketlerin, direkt olarak mine yüzeyine yapıştırıldığı "Direkt Bonding Sistem (DBS)" dir. Bantlama yöntemine göre birçok avantajları olan bu sistemde braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması, birbirini takip eden birkaç aşamada gerçekleştirilir. İlk aşama olan diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemi ile ilgili çalışmalar günümüzde hala devam etmektedir.

Günümüzde pürüzlendirme amacıyla en çok kullanılan materyal % 37'lik fosforik asittir (1). Fosforik asidin etki mekanizması ve diş yüzeyinde meydana getirdiği değişiklikler tespit edilmiş ve bu asidin kullanılması sonucunda yeterli klinik yapışmaya zemin sağladığı, yapılan çalışmalarda ortaya konmuştur (2,3). Ancak fosforik asit ile yapılan pürüzlendirme yönteminin avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajlarının olduğu da bilinmektedir (4-6). Bu dezavantajların en önemlisi, pürüzlendirme sonrasında, özellikle ağız hijyeninin yeterli düzeyde olmadığı hastalarda mine yüzeyinde dekalsifikasyonların oluşmasıdır (7,8). Bunun yanı sıra asit uygulanan mine yüzeyinin daha sonra hava su spreyi ile belirli bir süre yıkanıp kurutulması gerekmekte, buda hasta başında geçen zamanı artırmaktadır. Minenin pürüzlendirilmesiyle ilgili yapılan çalışmalarda, dekalsifikasyon riskini ortadan kaldıran, aynı zamanda klinik olarak kabul edilebilir düzeyde yapışma direnci elde edilmesine olanak sağlayacak yeni yöntemler aranmıştır.

Bu yöntemlerden biri, asit ve primer uygulamasının eş zamanlı yapıldığı Self-Etching Primer (SEP) uygulamalarıdır. Önceleri konservatif tedavilerde (9) kullanılan bu materyal zamanla ortodontik tedavilerde braketlerin yapıştırılması için de kullanılmaya başlanmış ve başarılı sonuçlar alınmıştır (10). Bilindiği gibi braket - yapıştırıcı kombinasyonunun, tedavi süresince maruz kaldığı oklüzal ve ortodontik kuvvetlere karşı yeterli tutuculuğu göstermesi gerekmektedir. Braketlerin yapışma dirençleri; pürüzlendirme yöntemi, kullanılan yapıştırıcı ve braketin taban yapısı gibi farklı özelliklere göre değişiklikler göstermektedir. Aynı zamanda hekim ve hastayla ilgili faktörlerinde tutuculuğu etkilediği bilinmektedir. Self-etching primer kullanımında minenin yıkanıp kurutulması gerekmemekte, buda hasta başında geçen

süreyi kısaltmakta, hasta konforunu artırmakta ve aynı süre içerisinde asit kullanımına göre daha fazla sayıda hastaya hizmet verilebilmesine olanak tanımaktadır (11-13).

Işığın tedavi amacıyla kullanımı eski yunan medeniyetine dayanmaktadır (14). Son yıllarda meydana gelen teknolojik gelişmeler neticesinde farklı dokular ve tedavilere yönelik değişik lazer sistemleri geliştirilmiştir (15). Dişhekimliğinde de lazer uygulamaları gün geçtikçe artmakta ve lazer sistemleriyle ilgili yapılan çalışmalar popülerliğini korumaktadır. Lazerlerle ağız içerisinde yumuşak ve sert dokulara yönelik farklı uygulamalar yapılabilmektedir. Özellikle kavite preperasyonu gibi işlemlerde sıklıkla kullanılan ve diş sert dokularına uygunluğuyla bilinen erbium lazerlerin, minede yüzey pürüzlendirilmesi amacıyla kullanıldığı da bilinmektedir (16,17). Farklı lazer tipleriyle yapılan pürüzlendirmeler sonrasında ortaya çıkan yapışma direncinin test edildiği bazı erken dönem çalışmalar (14) olumlu sonuçlar vermemiştir. Yakın dönemde erbium lazerler ile yapılan pürüzlendirmelerin test edildiği çalışmalardan (18-21) ortaya çıkan sonuçlar ise tartışmalıdır. Bazı araştırmacılar (20), erbium lazerin fosforik asite alternatif olamayacağını savunurken, bazıları (22) ise asitle elde edilen yapışma direncinden daha fazla bir yapışma direnci oluşturduğunu öne sürmektedirler. Özellikle ağrıya sebebiyet vermemesi, uygulama neticesinde mine yüzeyinin asit ataklarına karşı direncinin artması gibi birçok avantajlar sunan lazer sistemleriyle ilgili çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmaktadır. Ayrıca lazerle pürüzlendirilen yüzeyde, dentin kanallarının açık kalması da adezyon açısından büyük avantaj sağlamaktadır (23).

Bu tez çalışmasının amacı; % 38'lik fosforik asit, self-etching primer (SEP) ve iki farklı tip ve üç farklı enerji düzeyinde erbium lazer kullanılarak pürüzlendirilen çekilmiş insan premolar dişlerinin mine yüzeylerine yapıştırılan metal braketlerin, sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençlerinin in-vitro olarak karşılaştırılması ve pürüzlendirilen mine yüzeylerindeki değişikliklerin SEM ile incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

1970'li yıllara kadar dişlere ortodontik kuvvet uygulamak için bir kuvvet aktarıcı olarak kullanılan braketler, üzerlerine lehimlendikleri bantlar yardımı ile dişlere simante edilmekteydiler.

İlk olarak 1955'te Buonocore (24) tarafından % 85'lik fosforik asidin diş minesine 30 saniye süre ile uygulanmasıyla, çeşitli reçinelerin diş yüzeyine yapıştırılması kavramı dişhekimliğinin birçok dalında geniş kullanım alanı bulmuş ve daha sonra 1965'te Newman'ın (25); soğuk akrilikten hazırlanan ortodontik braketleri epoksi reçine kullanarak doğrudan mine yüzeyine başarılı bir şekilde yapıştırmasıyla, ortodontik braketlerin direkt olarak diş minesine yapıştırılması yöntemi, sabit ortodontik tedavinin rutin bir parçası haline gelmiştir.

DBS' in bantlı sisteme göre birçok avantajlar sunduğu bilinmektedir. Bu avantajlardan bazıları:

- Plak eliminasyonunun daha rahat yapılabilmesi,
- Yumuşak doku irritasyonunun ve hiperplastik gingivitis oluşumunun minimuma indirilmesi,
- Separasyona ihtiyaç duyulmaması,
- Tedavi sonunda bantlardan arta kalan boşlukların bulunmaması,
- Tam sürmemiş dişlere de braket ya da lingual ataçmanların yapıştırılabilmesi,
- Çürüklerin daha kolay tespit ve tedavi edilebilmesi,
- Daha estetik olmasıdır (26).

Kısa sürede klinik olarak kabul edilen bu yöntemin sağladığı avantajların yanında birtakım dezavantajları da bulunmaktadır. Braket tutuculuğunun bant tutuculuğundan daha zayıf olması, yapıştırma esnasında braketlerin kenarlarından taşan kompozit artıklarının plak birikimine neden olması, braketlerin sökülmesi esnasında minede çatlakların görülebilmesi (5,27-29), DBS in dezavantajları arasında sayılabilir.

DBS; mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi, yıkanıp kurutulması, primer uygulaması ve braketin diş yüzeyine yapıştırılması aşamalarından oluşmaktadır. Total etch olarak da bilinen bu sistemin aşamalarının en önemlilerinden biri olan diş

yüzeyinin pürüzlendirilmesiyle ilgili çalışmalar günümüzde popülerliğini korumaktadır.

Bounocore 'un 1955 yılında yaptığı ilk çalışmadan sonra, farklı araştırmacılar yapışma direncinin; kullanılan asidin tipinden (24,30-32), konsantrasyonundan (33-39) ve uygulama süresinden (2,3,37,39,40) nasıl etkilendiğini belirlemeye yönelik bir çok çalışma yapmışlardır.

Adeziv sistemlerde, fosforik asidin yanı sıra mineyi pürüzlendirmek için farklı asitlerde kullanılmıştır. Bunlar; % 10'luk maleik asit, % 10'luk sitrik asit, % 2,5'lik oksalik asit ve % 2,5'lik nitrik asit gibi alternatif asitlerdir. Bu asitlerin kullanımı sırasında minede fosforik asitteki gibi beyaz buzlu bir görüntü oluşmaz. Ancak bazı çalışmalar bu durumun adeziv bağı olumsuz yönde etkilemediğini gösterirken, diğer çalışmalar da yapışma direncinde önemli bir azalma olduğunu belirtmektedir (41-44). 1955'te yapılan ilk çalışmadan beri fosforik asit en sık kullanılan etching ajanı olmuştur (1).

Yapılan çalışmalar (35,36), % 30-40 konsantrasyonda kullanılan fosforik asidin en retantif pürüzlendirmeyi oluşturduğunu göstermiştir. Diğer çalışmalarda ise asitleme süresinin yapışma direncini nasıl etkilediği değerlendirilmiştir. Wang ve Lu (2) yaptıkları çalışmalarında, 60 saniyenin üzerinde asit uygulamasının minede aşırı çözünmeye sebep olduğunu ve bunda yapışma direncini azalttığını tespit etmişlerdir. Olsen ve arkadaşları (45) yaptıkları çalışmalarında, asitleme süresinin 10 saniyenin altına düşmediği sürece klinik olarak kabul edilebilir bir yapışma direncinin sürdürülebildiğini rapor etmişlerdir. Asit uygulama süresinin braketin yapışma direncini nasıl etkilediğini tespit etmek için yapılan diğer çalışmalarda (1,46) ise, 30 ile 60 saniyelik uygulama sürelerinin yeterli tutuculuğu sağladığı ve asitleme süresinin 10 ile 30 saniye gibi sürelerle indirilmesinin tutuculuk ve kopma şekli açısından belirgin bir fark yaratmadığı, fakat asidin 5 saniye gibi kısa sürelerde uygulanmasının tutuculuğu belirgin bir şekilde azalttığını tespit edilmiştir.

% 37'lik fosforik asit uygulama işlemi; yaklaşık 10 μ 'luk mine tabakasını uzaklaştırır ve 5-50 μ derinliğinde çukurların olduğu pöröz bir tabaka oluşturur. Hidrofobik primerler ile ıslatılan mine yüzeyine uygulanan akışkan rezinler, porozite ve kanalcıkları doldurarak, tag benzeri uzantılar ile mekanik retansiyon sağlar (47).

Günümüzde fosforik asit kullanılarak mine yüzeyinde mikromekanik retansiyon sağlanması, kabul edilen ve kullanılan bir prosedürdür. Kullanılan ajan ise % 35-38'lik fosforik asittir. Bu asidin etki mekanizması ve diğer asitlerle karşılaştırıldığında daha derin bir rezin penetrasyonu sağladığı bilinmektedir. Mine yüzeyi, asit uygulanması neticesinde mikromekanik olarak retantif bir yapı kazanmaktadır (41-44,48).

Fosforik asit kullanılarak minenin pürüzlendirilmesi; her ne kadar bilinen ve kabul edilen bir prosedür olsa da, bu işlemin mine kaybına yol açması, yüzey pörözitesinin artması sonucunda diş yüzeyinde renklenmelerin oluşabilmesi, beyaz lezyon oluşumuna sebep olabilmesi, özellikle ağız hijyeninin yetersiz olduğu hastalarda braketin etrafında açıkta kalan asitlenmiş mine yüzeylerinin dekalsifikasyon için uygun bir alan oluşturması, debonding esnasında mine ve kompozit arasında meydana gelen kopmalarda minede çatlak veya kırıkların oluşabilmesi gibi dezavantajları söz konusudur (4-6,49-51). Bu dezavantajları ortadan kaldırmak ya da minimuma indirmek ve aynı zamanda hasta başında geçen zamanı kısaltmak amacıyla araştırmacılar, fosforik asit kullanımına alternatif olabilecek farklı yöntemler geliştirmeye yönelmişlerdir.

% 10'luk maleik asit, %10'luk sitrik asit, % 2,5'lik oksalik asit ve % 2,5'lik nitrik asit gibi alternatif asitlerin kullanıldığı birçok çalışma (41-44) bulunmasına rağmen, farklı asit kullanımı ile ilgili en dikkat çeken çalışma Toronto Üniversitesinden Maijer ve Smith (52) tarafından yapılmıştır. Kristal bonding adı verilen bu yöntem, minenin pürüzlendirilmesi sonucu ortaya çıkan resin penetrasyon derinliğinin azaltılmasına yöneliktir. Bu yöntemde mineye poliakrilik asit solüsyonu uygulanarak kalsiyum sülfat dihidrat kristalleri oluşturulmaktadır. Fakat bu sistemin kullanımı sonucunda sağlanan yapışma direncinin yetersiz olduğu tespit edilmiştir (52,53).

Alternatif yöntemlerden biride asit ve primer uygulamalarını tek bir aşamada gerçekleştirebilen self-etching primerlerdir. Self-etching primerler 6. jenerasyon bonding ajanları olarak bilinirler (54). Bu sistem esas olarak mine ve dentindeki restoratif uygulamalar için üretilmiş ve yıllarca restoratif dişhekimliğinde kullanılmıştır (9). Solüsyondaki asidik kısım; smear tabakasının çözünmesini, dentinin demineralize olmasını ve kollajen fibriller ve hidroksiapatit kristallerinin

enkapsülasyonunu sağlar. Pürüzlendirme ve primer uygulamalarının aynı anda yapılması, monomerin, dentine penetre olmasına olanak sağlar. Böylece adeziv resin, primer uygulanmış dentine yayılarak hibrid tabakasını oluşturur (55). Bu yeni sistemin mine uygulamalarında da başarılı olduğu rapor edilmiştir (10).

Self-etching primerler, asidik monomerler ve diğer bileşenlerin bir karışımı olan su bazlı materyallerdir ve pürüzlendirme prosedürünü kolaylaştırmak için düşük Ph değerlerine sahiptirler. Çünkü primer ve etching ajanını birlikte barındırırlar, böylece pürüzlendirilen dokuya eş zamanlı olarak primer de uygulanır ve demineralize olan yüzeye rezinin yetersiz bağlanma olasılığı elimine edilmiş olur. Self-etching primer uygulanmış yüzeyde, asit uygulamasında olduğu gibi beyaz buzlu bir görüntü oluşmaz ve bu yüzden mine yüzeyinin yeterince pürüzlendirilip pürüzlendirilmediğini anlamak zordur (56).

Literatürde self-etching primerlerin asitleme özelliğini üç mekanizmanın durdurduğu bildirilmiştir; 1- Asit grubunun, hidroksiapatitten uzaklaştırılan Ca ile kompleks oluşturması, 2- Dişe sürülen primere hava sıkılması sonucu solüsyonun çözücü kısmının primerden uzaklaştırılmasıyla birlikte primer yoğunluğunun artması ve asit grubunun mineye erişiminin yavaşlaması, 3- Primere ışık uygulanması sonucunda primer monomerlerinin polimerize olması ve böylece asit grubunun penetrasyonunun durması gerçekleşmektedir (57-59).

Buonocore ile başlayan diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesi süreci, self-etching primerlerin kullanıma sunulmasıyla büyük bir aşama kaydetmiş ve bu alandaki çalışmalar popülerliğini korumuştur. 1960'lı yıllarda ilk Maserin bulunmasından sonra lazerin genel tıpta olduğu gibi diş hekimliğinde de kullanımı yaygınlaşmıştır.

Dişhekimliğindeki ilk lazer uygulamaları 1964 yılında rapor edilmiştir (60). Bu yıllarda lazer, çürük oluşumunu önlemek ve mineyi demineralizasyona karşı korumak amacıyla kullanılmış (60-62) ve yine aynı yıllarda lazerin yüksek enerji seviyelerinde, mine yüzeyinde buharlaşma ve krater oluşumuna sebep olduğu tespit edilmiştir (63,64). Bu süreçten sonraki çalışmalar, lazerin yumuşak ve sert dokular üzerindeki etkileri ve minenin desensitizasyonu üzerinde yoğunlaşmıştır (65-67).

Son yıllarda, medikal ve dental problemlere yönelik lazer uygulamaları büyük gelişim ve ilerlemeler göstermiş ve farklı ihtiyaçlara yönelik farklı lazer sistemleri

geliştirilmiştir. Piyasadaki mevcut lazer sistemleri; beyazlatma, polimerizasyon, yumuşak ve sert doku operasyonları için kullanılabilmektedir (15).

Ortodontik uygulamalardaki lazer kullanımı, daha önce yapılmış olan yumuşak ve sert doku lazer çalışmalarına dayanmaktadır. Lazer uygulaması, mine yüzeyinde termal bazı değişikliklere sebep olmaktadır. Diş yüzeyine lazer uygulaması, kullanılan lazerin tipine ve uygulanan enerji düzeyine bağlı olarak mine yüzeyinde derinliği 10-20 μ olan düzensiz ve pürüzlü bir tabaka meydana getirmektedir. Pürüzlendirme, hidroksiapatit matriksinde bulunan su damlacıklarında meydana gelen sürekli buharlaşmalar sonucunda oluşan mikro patlamalardan kaynaklanmaktadır. Bu olayda kullanılan enerji foton enerjisidir (68).

Lazer etching işleminin ağrısız olması, vibrasyon ve ısı oluşturmaması uygulamanın rutin olarak kullanımını bir hayli çekici kılmaktadır. Bunlara ek olarak mine ve dentin yüzeyinde yapılan lazer etching işleminin düzensiz yüzeyler oluşturmaması ve dentin kanallarının uygulama sonrasında açık kalması da yöntemin adezyon için ideal olduğunu göstermektedir (23). Lazer uygulaması sonrasında diş yüzeyindeki kalsiyum-fosfor oranı değişir, kalsiyum-fosfat oranı, su ve organik komponent miktarı azalır, böylece mine yüzeyi asit ataklarına karşı daha dayanıklı hale gelir (69,70). Lazer etching işleminin serbest iyon salınımı yapan remineralize alanlara sebep olabileceği öne sürülmekte (71) ve çürük önleyici bu etkisi, ortodontik tedaviler açısından büyük önem taşımaktadır (61,71,72).

Lazer ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine yapıştırılan braketlerin kopma dirençleriyle ilgili yapılmış çalışmaların sonuçları farklılıklar göstermektedir. Bazı çalışmalarda (68,73-75), lazerle pürüzlendirilmiş yüzeylerden elde edilen yapışma direncinin, asitle pürüzlendirilen yüzeylerden elde edilen yapışma direncinden daha düşük olduğu, bazı çalışmalarda (76-79) ise lazerin, asitle hemen hemen aynı yapışma direncini gösterdiği, hatta daha iyi sonuçlar verdiği belirtilmiştir.

2.1 DİŞ HEKİMLİĞİNDE LAZER

2.1.1 Tarihçe:

Lazerler günümüzde bilimsel araştırma, sanayi, tıp, ışık gösterileri ve kompakt disk çalışanlarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (14).

Işığın tedavi amaçlı kullanımı antik Yunan dönemine dayanmaktadır, Çinliler de güneş ışığını deri kanseri ve hatta psikolojik rahatsızlıkların tedavisinde kullanmışlardır. 1700'li yıllarda bazı deri lezyonlarının tedavisinde güneş ışığından faydalanılmış, 1903'te Danimarkalı araştırmacı Niels Finsen ultraviyole ışınları kullanarak Lupus Vulgaris'in tedavisinde kullanılabilecek bir teknik geliştirmiştir (14).

İlk lazer, Laser ya da Maser olarak 1960' da Theodore H. Maiman tarafından geliştirilmiştir. Maiman ' ın 694 nm dalga boylu, pulsasyonlu yakut lazeri, günümüz lazer teknolojisinin temelini oluşturmaktadır. 1961 yılında da Snitzer tarafından Neodmium lazer geliştirilmiştir (14,80).

2.1.2. LAZER IŞINININ ÖZELLİKLERİ

Türkçede "Lazer" veya "Laser" olarak yazılan kelime İngilizce' de "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" sözcüklerinin baş harflerinden oluşmaktadır ve "stimülasyon ile elde edilen radyasyondan kaynaklanan ışık amplifikasyonu" anlamını taşımaktadır. Lazeri anlayabilmek için önce ışığın yapısı hakkında bilgi sahibi olunması gerekmektedir (14).

Fizikçilere göre ışığın iki ayrı özelliği vardır. Bunlardan biri ışığın tanecik yapısı diğeri ise dalga boyudur. Tanecik teorisi ışığın foton denen küçük parçalardan meydana geldiği görüşüdür. Dalga teorisi ise ışığın radyo dalgaları gibi elektromanyetik dalga olduğu yönündedir. Bu iki ayrı özellik bazı durumlarda birbirlerine ters düşmekle birlikte, tıbbi lazer konusu incelenirken ışığın belirli dalga boylarına sahip fotonlardan oluştuğu varsayılabilir (14,80,81).

Lazer ışınının özellikleri:

A-Koherens: Lazer ışınının elektromanyetik alanının zaman ve yön bakımından belirli bir faz ilişkisinde olmasıdır. Zincirleme reaksiyon neticesinde ortaya çıkan uyumlu ışık, radyo dalgaları ve seste olduğu gibi yapıcı ve bozucu potansiyele sahiptir (80).

B-Kolimasyon: Lazer ışınlarının dağılmadan aynı doğrultuda ilerleyebilmesidir. Lazer ışını oluşturulan tüm dalgalar birbirine paralel hareket eder (14).

C-Monokromasi: Sadece belirli frekans bandında tek renkli lazer ışığı oluşturulmasıdır. Lazer ışını bu senkronizasyon özelliği sayesinde kolaylıkla yönlendirilebilir (80,81).

2.1.3. LAZER IŞINININ OLUŞUMU

Maddenin en küçük birimi olan atomların çekirdeğini pozitif yüklü protonlar ve nötr olan nötronlar oluştururken, negatif yüklü elektronlar ise bu çekirdeğin etrafında ve çekirdeğe büyük bir mesafe ile dönerler. Elektronlar ve çekirdek arasındaki mesafe boştur (80).

Fiziksel kurallar gereğince elektronlar sadece belirli ve sabit yörüngeler arasında hareket ederler ve uyarılma sonucu bir yörüngeden diğer bir üst yörüngeye geçerken radyasyon şeklinde bir enerji açığa çıkartırlar. Buna Emisyon denir (80).

Atomların etrafında dönen elektronlar, bir foton ile uyarılma sonucu düşük enerjili yörüngeden yüksek enerjili yörüngeye çıkmaktadırlar. Elektronlar kısa bir süre içerisinde spontan olarak düşük enerjili yörüngeye dönerler. Bu olaya Spontan Emisyon denir. Bu arada elektron, enerjisini, elektromanyetik enerji olarak (foton olarak) açığa çıkartır ve başlangıçtaki yörüngesine döner. Bu şekilde atom stabil kalır (80).

Lazerin meydana gelmesi, uyarılmış bir atomun spontan emisyonla uğramadan stimülasyon yoluyla foton emisyonu sağlanarak olur. Uygun enerji seviyesine sahip bir foton, uyarılmış bir atomun elektromanyetik alanına girince, bulunduğu seviyedeki bir elektronu daha düşük bir enerji seviyesine inmeye zorlar. Elektron bir alt enerji seviyesine inerken bu iki seviye arasındaki enerji farkı bir başka foton şeklinde açığa çıkar. İlk foton absorbe edilmemiştir ve diğer bir atomu uyarabilir (14).

Stimüle emisyon ancak ve ancak elektromanyetik ortama giren ve elektronları bir alt seviyeye göç etmeye zorlayan foton ile iki enerji seviyesi arasındaki enerji farkına bağlı olarak salınan diğer fotonun enerjilerinin aynı olması ile oluşabilir. Stimüle emisyonun sonucunda; aynı doğrultuda, aynı enerjide iki foton oluşur.

Stimüle edilen ortamda sadece bir atom değil de atomlar topluluğu var ise, o zaman bir atomdan stimüle emisyon ile salınan bir foton, ikinci bir atomdan bir foton daha salınmasına sebep olacak ve meydana gelen iki foton başka iki foton oluşumunu tetikleyecek ve bu sayı; dört, sekiz, on altı şeklinde sürüp gidecektir. Böylece çok küçük bir ortamda meydana gelen bu foton zinciri reaksiyonu sonucunda, aynı fazda, aynı enerji ve dalga boyuna sahip ışık meydana gelecektir (14).

Lazer cihazı temel olarak optik bir kavite, bir enerji kaynağı ve soğutma sisteminden meydana gelir. Stimüle emisyon sonucunda foton zinciri reaksiyonunun başlayabilmesi için reaksiyonun, optik bir kavite içerisinde gerçekleşmesi esastır. Optik kavite, birbirine paralel iki aynadan oluşur (Şekil 1). Bu kavitede fotonlar, aynaya çarparak aynalar arasındaki ortama geri döner ve daha fazla foton salınmasını sağlar. Eğer sürekli olarak enerji kaynağından ortama enerji sağlanırsa, ortamdaki foton oluşumu sürekli olarak tetiklenir ve aynalar arasında fotonların birbirine paralel olan hareketi süreklilik kazanır. Ortamda bulunan aynalardan biri tam yansıma sağlarken diğeri parsiyel geçirgendir. Koherent, kolimatik ve monokromatik olan bu fotonlar parsiyel geçirgen olan aynadan dışarı doğru çıkarlar ve lazer ışını oluştururlar. Lazer oluşumu sırasında bir miktar enerji, ısıya dönüşmektedir. Bu yüzden lazer cihazlarında soğutma üniteleri bulunmaktadır (14).



Şekil 1: Lazer ışınının oluşumu.

2.1.4 PLAZMA OLUŞUMU

Lazer ışını dokuya çarptığı yüzeyde çok ısıtılmış bir gaz tabakası oluşturur ki bu tabakaya plazma denir. Doku yüzeyinde oluşan bu plazma daha sonra gelen lazer ışınlarını absorbe ederek doku yüzeyine daha az enerjinin geçişine izin verir. Bu sıcak plazma, ısıyı doku yüzeyine ileterek ablasyon ve aşırı ısınmaların oluşmasını

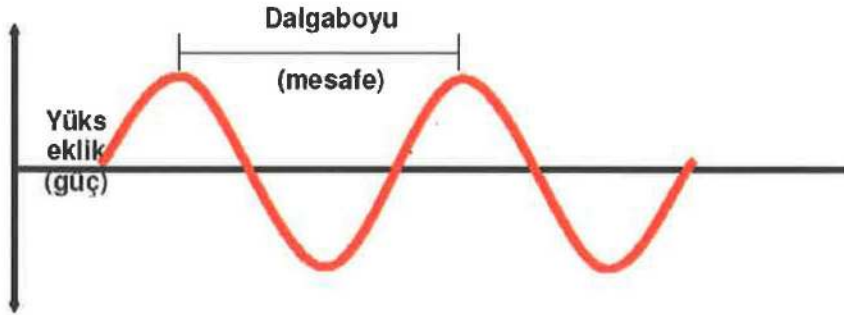
sağlar. Ancak bu şekilde plazma, doku zararına da neden olabilir. Bu olumsuz etkinin en aza indirilebilmesi amacıyla günümüz lazer sistemlerinde hava-su soğutma sistemleri kullanılmaktadır (80,82).

Plazma, doku yüzeyinin hemen altında oluşursa, burada bir basınç bölgesi veya şok dalgası oluşturur ve mekanik olarak dokudan parçaların kopmasına neden olur. Dokudaki bu değişikliğin belirlenmesinde etkili olan faktörler;

- Lazerin dalga boyu,
- Lazerin gücü,
- Lazerin dalga formu,
- Dokunun optik özellikleri,
- Dokunun ısı özellikleridir (82).

2.1.5. LAZER UYGULAMA PARAMETRELERİ

Dalga Boyu: Dalga boyu ışığın dokuya olan etkisinin belirlenmesinde en önemli parametredir. Elektromanyetik ya da ışık dalgasının birbirine komşu pik noktaları arasındaki mesafedir (Şekil:2). Kısacası dalga boyu, lazer ile doku arasındaki ilişkinin kalitesini veya reaksiyon tipini belirlerken, enerji miktarı ve doku özellikleri ise bu reaksiyonun miktarı veya derinliğini belirler (82).



Şekil 2: Dalga boyunun şematik gösterimi.

Dalga boyu kullanılan aktif maddeye göre değişir ve absorpsiyonun oluşup oluşmayacağını ortaya koyar. Örneğin CO₂ lazerden çıkan 10,6 μ dalga boyundaki ışık birçok materyal tarafından iyi bir şekilde absorbe olurken, Nd:YAG lazer suda, yumuşak ve pigmentli dokularda etkili olur (80).

Lazer seçimi yapılırken dikkat edilecek en önemli noktalardan biri lazer uygulanacak dokunun hangi dalga boyunu en iyi absorbe ettiğidir. Bunu, cihazın gücü ve pulsasyon özellikleri takip eder.

Dişhekimliği açısından değerlendirildiğinde 2940 nm dalga boyundaki Er:YAG ve 2740 nm dalga boyuna sahip Er,Cr:YSGG lazerler, diş sert dokuları tarafından iyi bir şekilde absorbe edilmektedir (14).

Pulsasyon Süresi: Diş sert dokularında termo mekanik etkilerden dolayı pulsasyonlu lazerler kullanılmaktadır. Plazma oluşumunun engellenmesi için nanosaniye düzeyindeki çok kısa süreli pulsasyonlar diş sert dokuları için uygun değildir. Ayrıca bu süre kısaltıkça mikropatlamalara bağlı olarak dalgalar halinde oluşan itme gücünde şiddetlenir. Diş sert dokularını yüzeyden uzaklaştırmada mikroskobik mekanik parçalanma istenmeyen bir etkidir. Milisaniyeler düzeyindeki uzun pulsasyon sürelerinde ise mikro patlama etkisi kaybolduğundan termomekanik etki zayıflamaktadır. Bu süre içerisinde ısı iletimi de kendini göstermeye başlar. Isı yükselmesine bağlı olarak su kaybı ve çatlakların oluşumu gibi problemler ortaya çıkar (14,80). Bu problemleri ortadan kaldırmak için 100-350 µs arasındaki bir pulsasyon süresi ve ayrıca sprey şeklinde bir soğutma sistemi kullanılabilir. Böylece aşırı ısı artışı olmadan ve hasar oluşmadan yeterli mekanik etki elde edilebilir (80). Aralıklı darbelerle (pulsarla) elde edilen ablasyon, çevre dokularda daha az ısı artışına sebep olur, kömürleşmeyi engeller ve iyileşme sürecini hızlandırır (81).

Pulsasyon Sıklığı: Sert dokudan mümkün olduğunca fazla madde kaldırabilmek için lazer puls enerjisi ya da sıklığı artırılmalıdır. Lazer puls enerjisinin artırılması plazma oluşumuna, pulsasyon sıklığının artışı ise çevre dokularda ısı artışına sebep olur. Prensip olarak pulsasyon sıklığını yükseltmektense lazerin enerjisini yükseltmek daha iyi sonuçlar vermektedir (14).

Güç: Lazer uygulamalarında Güç (Watt) aşağıdaki formülle hesaplanabilir.

$$P \text{ (Watt)} = \text{Lazer enerjisi} \times \text{Pulsasyon sıklığı (Puls frekansı)}$$

Enerji: Belli bir süre boyunca uygulanan güç olarak ifade edilir ve matematiksel olarak: Enerji (J) = Güç (Watt) x Süre (saniye) şeklinde hesaplanabilir. Kısaca; 1 joule enerji, 1 watt olan bir gücün, 1 saniye süreyle uygulanması ile elde edilir (14).

Güç Yoğunluğu (PD) : Birim alandaki (cm^2) foton konsantrasyonu ya da birim alana uygulanan güç olarak tarif edilebilir (14).

Güç Yoğunluğu (PD) = Güç (W) x Alan (cm^2) olarak formülize edilir.

Enerji Yoğunluğu: Birim alanda meydana gelen enerji olarak tanımlanır (14) ve Enerji / Alan olarak formülize edilir.

Emisyon Modu: Dental lazerler biri sürekli (Continuous Mode) diğeri kesik kesik (Gated Pulse Mode) olan iki farklı emisyon moduna sahiptirler. Sürekli mod'da hekim ayağını pedaldan çekmediği sürece lazer cihazı aynı güçte çalışmaya devam eder. Kesik kesik mod'da ise belirlenen pulsasyon süresinde çalışan lazerin pulsasyon sıklığı değişir (14).

Lazer ışını dokuya ulaştığı zaman, belli bir süre dokuyla temas eder ve dokuda bir ısı açığa çıkarır. Eğer lazer pulse'lı ise o zaman doku, diğer pulse'ın temasına kadar geçen sürede soğuma imkanı bulabilir. Eğer lazer continuous modunda çalışıyorsa, lazer emisyonu hekim tarafından belirli aralıklarla kesilmelidir. İnce ve hassas dokularda gated pulse modunda çalışmak gerekir. Bu yöntemle dokunun kaldırılma miktarı ve hızı daha azdır, fakat dokunun hasara uğratılma riski azaltılmış olur (14).

2.1.6. DOKULARIN OPTİK ÖZELLİKLERİ

Lazer ışınının dalga boyu, enerji yoğunluğu, dokuların optik özellikleri ve buna bağlı oluşan termik ve tıbbi etkiler, lazer ışınlarının etkisinin belirlenmesinde önemli etkenlerdir (80).

Protein ve diğer birçok organik moleküller mor ötesi spektrumdaki (200-400 nm) ışınları iyi absorbe ederler. Hemoglobin, Ultraviole (UV) görünen ışığın yeşil ve sarı rengine kadar olan ışınları (800 nm) çok iyi absorbe eder. Melanin ise tüm görünen ışığı, UV ışık bölgesine kadar absorbe eder. Buna karşılık kızıl ötesi ışınlar su tarafından iyi absorbe edilir (80).

600-1200 nm dalga boylu ışık, yansıma ve absorpsiyondan çok az bir kayba uğrayarak, dokuya çok kuvvetli bir şekilde penetre olur (3-10 mm) ve böylece derin tabakadaki hedeflere ulaşmak kolaylaşır. 10,6 μ dalga boylu CO2 lazer ve 2,9 μ

dalga boylu Er:YAG lazerler, dokulardaki yüksek su oranı nedeniyle çok iyi bir kesici araç görevi yaparlar (80).

Lazerlerin tıpta yeni kullanım alanları bulabilmesi için, değişik dokuların optik özelliklerinin öğrenilmesi önemlidir (80).

2.1.7. DIŞ SERT DOKULARININ OPTİK ÖZELLİKLERİ

Bilindiği gibi dokunun optik, mekanik ve termik özellikleri ile kullanılan ışının dalga boyu, enerji yoğunluğu, ışınlama süresi ve puls aralıkları, dokularda meydana gelen biyolojik reaksiyonların karakteristiğini oluşturur. Dentin hacminin % 45'i mineral, % 30'u özellikle kollajen lifler olmak üzere organik matriks ve % 25'i de protein içerikli dentin sıvısından oluşmaktadır. Minenin ise % 96'sı hidroksil apatit ve % 4'ü de organik materyal ve sudan oluşmaktadır (14,80).

Dişin üç sert dokusunun da ışın absorpsiyon spektrumu, kemiğine benzemektedir. Aralarındaki farklılıklar içerdikleri su oranıyla ilgilidir. Diş sert dokuları iyi bir ısı iletici olmamakla birlikte, dentin kemikten daha fazla ısı ilettiğinden, yoğun ısıda pulpa zarara uğrayıp, dişin vitalitesi tehlikeye girebilmektedir (14,80).

Dokunun optik özellikleri, dalga boyuyla birlikte ışık enerjisinin absorbe edilip edilemeyeceğinin tespit edilmesinde kullanılır. Eğer ışık absorbe edilmez ise herhangi bir etki oluşmaz. Absorbe edilemeyen ışık yansır, dağılır veya daha derindeki dokulara iletilir (14,80).

2.1.8. DOKULARIN TERMAL ÖZELLİKLERİ

Dokuların ısı enerjisine verdikleri tepkiler değişiktir. Isı özellikleri dokudan dokuya farklılıklar göstermektedir. Isı geçirgenliği, ısı genleşme katsayısı, ısı kapasitesi, faz değiştirme ısı dereceleri ve faz değişimi sonrası latent ısı seviyeleri dokuların ısıya karşı cevabını etkilemektedir (14,82).

Isı geçirgenliği; Dokunun geçici bir süre uygulanan ısıyla baş edebilme yeteneğidir (82).

Isıl genleşme katsayısı; Dokunun ısınması sırasında meydana gelen genleşmeyi ifade eder (82).

Isı kapasitesi; Bir materyalin 1 cm³'lük hacminin sıcaklığını 1 C° derece arttırabilmek için gerekli olan ısı enerjisini belirtir (82).

Faz değişim ısıları ise; doku komponentlerinin ergime ve buharlaşma dereceleri anlamına gelmektedir. Faz değişim sonrası latent ısı seviyesi ise; faz değişim ısısına ulaşıldıktan sonra bir cismin katı halden sıvı hale, sıvı halden gaz haline geçebilmesi için gerekli enerji miktarıdır. Bu özelliklerin tümü lazerlerin doku üzerindeki etkilerinin anlaşılması açısından büyük önem taşımaktadır (14,82).

2.1.9. LAZERLERİN BİYOLOJİK DOKULAR ÜZERİNDEKİ ETKİ MEKANİZMALARI

Lazer uygulamalarında hekimin kontrolünde olan parametreler; dalga boyu, güç ve lazerin emisyon modudur (pulsasyonlu - devamlı) ve puls frekansıdır (14). Lazer ışını dokuya çarptığı zaman dokudan yansiyabilir, dağılıbilir, absorbe edilebilir, ya da doku içine doğru ilerler.

Dokuya çarpan ışın yansıdıktan sonra dokudan uzaklaşır. Yansıma sonrası enerji seviyesi çok düştüğü için ağız içindeki diğer dokulara zarar verilme olasılığı çok azdır. Yansıma, dokuya penetre olan enerji miktarını da azaltmaktadır (14,80,81). Dokuların homojen olmayan yapısı yansımada en önemli faktördür. Farklı hücrelerin ve hücreler arası bölgelerin kırılma indeksleri önemli rol oynar. Dalga boyu hücre çapından fazla olan ışık dokuda çok az yayılma yapar. Işığın dalga boyu, hücreler ve çevresinin büyüklüğüne yakın ise yayılan ışık fazla olur (80).

Dağılma, ışık enerjisi doku içinde molekülden moleküle çarptıkça meydana gelir ve yüksek absorbsiyonda dağılma en aza iner. Dağılmada enerji, komşu dokulara daha çok iletilir ve hedef dokularda ısı artışı meydana gelir (81).

Absorbsiyon, bir miktar dağılmadan sonra oluşur ve doku içindeki ısı artışından sorumludur. Bu olay, ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da kabul edilebilir (81). Lazer ışınının dokudaki absorbsiyon etkisi, ışığın absorbsiyonu ve lazer enerjisinin ısıya dönüşümü ile oluşur (80). Absorbsiyon derecesi; lazerin

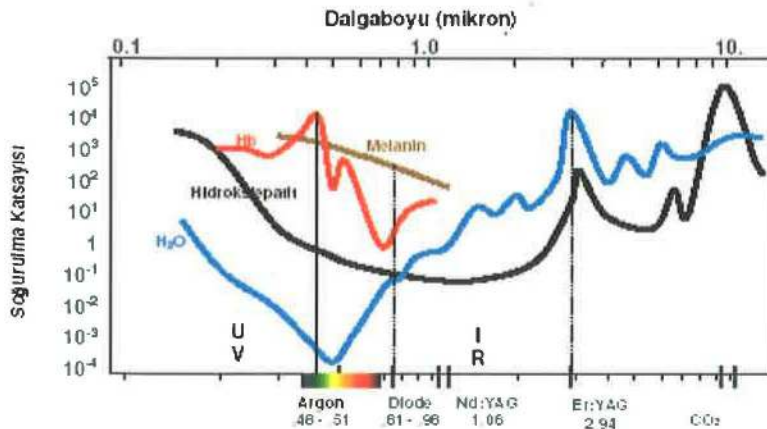
dalga boyuna, dokunun yapısına, pigmentasyon derecesine ve su içeriğine bağlıdır (14).

Doku derinliğinde absorbe edilen ışık miktarı da azalmakta, buna bağlı olarak ısı enerjisi ve sıcaklık dokunun derinliklerine doğru azalmaktadır (80).

Işık enerjisinin uygulanan dokunun altına doğru iletilmesine, geçişme derinliği (transmission) denir. Lazer uygulamalarında, lazerin ne kadar derine etki edeceği bilinmelidir. Lazer uygulanması düşünülen dokunun boyutları, lazerin etki ve kesi derinliği göz önünde bulundurulmalıdır (81).

Etkili çalışabilmek için tek bir lazer pulsu ile dokudan mümkün olduğunca büyük madde kopartılabilmesi gerekmektedir. Bunun için lazerin penetrasyon derinliği de fazla olmalıdır. Diğer taraftan, puls enerjisi ve mikropatlamalar nedeniyle sert dokuda mekanik zararlar oluşabilir. Yüksek puls enerjisinde plazma oluşumu ve ablase edilecek dokunun sınırlı kalması önemlidir. Bunun için mekanik zarar ve plazma oluşturmeyen, penetrasyon derinliği dış sert dokuları için uygun olup dış yüzeyinden fazla olmamakla birlikte yeterli miktarda madde uzaklaştırabilecek dalga boyları seçilmelidir. 5-50 μ 'luk penetrasyon derinliği ve yan etkilerin oluşmayacağı dalga boyları bu amaç için uygundur (82,83).

Işık spektrumunun mor ötesi bölümündeki lazer dalga boyları dış sert dokularının hem organik hem de inorganik bölümleri tarafından iyi absorbe edilir. Su 3 μ , hidroksil apatit ise 9,6 μ dalga boyundaki lazerleri iyi absorbe etmektedir (14). Şekil 3'te farklı dokuların absorpsiyon eğrileri görülmektedir.



Şekil 3: Farklı dokuların absorpsiyon eğrileri.

Lazer ışınının doku içerisinde ulaştığı maksimum derinliğe penetrasyon derinliği denir. Penetrasyon derinliği kavramı koagülasyon derinliği ya da termal penetrasyon derinliği kavramıyla karıştırılmamalıdır. Lazer ışınlarının doku içine ilerlemesi moleküler yapı ile ilgilidir. Etki derinliğinden farklı olan penetrasyon derinliğinde lazerin hiçbir etkisi görülmeyebilir. Bazı lazer tipleri su gibi şeffaf yapıların içinden geçerek diğer taraftan hiçbir enerji kaybı olmadan çıkabilirler (84).

2.1.10. LAZERLERİN BİYOLOJİK DOKULARDAKİ ETKİLERİ

Hangi tedavi yönteminde hangi lazer türünün kullanılabileceğini anlamak için, lazerin dokuyla temas ettiği anda oluşturabileceği etkileri bilmek gerekir. Kullanılmakta olan lazerin dalga boyu, gücü, sürekli veya pulsasyonlu oluşu, darbe uzunluğu ve doku üzerine uygulandığı alan, etkinin cinsini tayin eden belirli unsurlardandır (81).

2.1.10.1 Lazerlerin Fotobiyolojik Etkileri:

Fotokimyasal Etkiler:

- Biyostimulasyon: İyileşme ve tamir gibi normalde doku içinde oluşan biyokimyasal ve moleküler düzeydeki reaksiyonlar üzerinde lazer ışınının stimule edici etkisidir. Örn: Kollajen büyümesi (14,80).

Fotodinamik Etki: Patolojik durumların tedavisi için doku içindeki reaksiyonların indüklenmesi amacıyla lazer ışınlarının terapötik amaçlı kullanımudur. Örn: Ağrının azaltılması ve yara iyileşmesi.

Lazer Floresans: Doku içindeki ışığa duyarlı yapılardan faydalanılarak tanı amaçlı lazer kullanımı. Örn: Çürüklerin saptanması (14,80).

Fototermal Etkiler:

- Fotoablasyon (Ablasyon): Buharlaştırma yoluyla dokunun uzaklaştırılması ve doku sıvılarının aşırı ısıtılması.

- Koagülasyon
- Hemostaz
- Fotopirolizis: Dokunun yakılarak uzaklaştırılması (14,80).

Çok kısa süreli lazer uygulamalarında (< 1 ms) ısıнын çevreye yayılması ihmal edilebilecek düzeyde kalır, bu durumda ısıнын sadece lazer uygulanan bölgede kaldığı düşünülebilir. Lazerin oluşturduğu ısı enerjisi dokunun buharlaşma sıcaklığından daha fazla ise ısınlanan hacim, bölgeye gelen enerjinin büyük bir kısmını absorbe ederek aniden patlama şeklinde buharlaşır. Buna “fotoablasyon” ya da “ablasyon” denir. Bu durumda dokudaki termik zararlar çok az ve yaklaşık lazer ışınının penetrasyon derinliği kadardır. Fotoablasyonun oluşması için kısa süreli lazer pulslarının (< 1 ms) kullanılması ve ısıнын doku içerisine çok az penetre olması gerekir (17,85). Çok derine penetre olan lazerlerde veya transparant dokularda böyle bir etkinin oluşabilmesi için her bir puls enerjisi yüksek olmalıdır (14,80).

Er:YAG lazerin tek bir pulsunun uygulanması sonucunda oluşan ısı önemsizdir. Ancak puls sayısı ve pulsların tekrar hızı artırıldığında bazı parametrelerin tanımlanması gerekmektedir (16,17). Su soğutmasız yapılan çalışmalarda ısı 10 ile 25 K arasında bir artış gösterirken; su soğutmalı uygulamalarda bu artış 5 K’ den fazla olmamaktadır (17).

Çevre yumuşak dokuları lazerin zararlı etkilerinden korumak için nemli gazlı bezlerden yararlanılabilir (86).

Fotomekanik Etkiler:

- Fotodisrüpsiyon veya Photodisassociation (Photodisruption - Ayrışma): Lazer ışınları ile doku yapılarının parçalanması işlemidir (14).
- Fotoakustik Etkiler: Şok dalgalarının etkisi ile dokunun uzaklaştırılması işlemidir (14).

Yüksek enerji yüklü, kısa pulsasyon süreli lazerlerde termik ve fotokimyasal etkilerden net bir şekilde ayrılan fotoablasyon ve fotodisrüpsiyon gibi başka fiziksel

etkenlerde oluşur. Fotoablasyon yüzeysel tabakalarda meydana gelebilir. Daha derinlerde, fakat tamamen şeffaf materyalde meydana gelebilen böylesi bir özelliğe fotodisrupsiyon denir (14,80).

Fotoelektrik Etkiler:

- Fotoplazmolizis: Yarı gaz halde bulunan elektrik yüklenmiş iyonlar ve partiküller oluşturarak dokunun uzaklaştırılması işlemidir (14,80).

2.1.11 Soğutma Yolu ile Termik Zararlardan Korunma:

Pulsasyonlu lazer kullanımında dokunun ısınması, istenmeyen bir yan etkidir. Dokuda meydana gelen bu ısınma, ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşmesinin bir sonucudur. Bu dönüşüm çok kısa bir süre içerisinde olur. Bu kadar kısa bir süre içerisinde çevreye çok az ısı yayılmaktadır. Erbium lazerlerin, çok ani olarak suyu buharlaştırması mikropatlamalarla açıklanabilir. Bununla birlikte ısının çok az bir kısmı yinede ablasyon alanı çevresine iletilir (80).

Normalden fazla ısınma olayı dentin dokusunda görülebilir. Isı 200-300 C°'yi aştığında dentinin organik kısımlarında karbonizasyon nedeniyle kahverengi ve siyah renklenmeler görülür. Bunun dışında, değişik derecelerdeki termik yayılmaya bağlı olarak periferde doğru genelde ışınsal tarzda çatlaklar oluşur (80).

Sert doku çalışmalarında en uygun parametreler seçilse bile dişin termik zarara uğraması olasıdır. Kavite açılacak kadar büyük parça koparmayı amaçlayan uygulamalarda soğutma önlemi alınmaksızın çalışmak olanaksızdır. Dişin vitalitesinin korunabilmesi için ısı iletiminin düşük olması sağlanmalıdır. Düşük sıcaklıklarda bile sert ve kırılğan olan mine yüzeyinde çatlaklar meydana gelebilir. Bu çatlakları önlemek için hava soğutması yeterli değildir. Lazer ışıını su tarafından kuvvetli olarak absorbe edildiğinden, direkt su ile soğutmakta yetersizdir. En iyi çözüm hava/su spreyidir. Böylece çok ince bir su tabakası oluşmakta, kızıl ötesi lazerler ile etkili sonuçlar alınmaktadır (80).

Diş sert dokularında yapılan çalışmalarda soğutmak için hava, su akımı veya bu ikisinin kombinasyonu kullanılabilir. Soğutucu olarak suyun avantajı, ısı iletişimi ve ısı tutulumu kapasitelerinin yüksek olmasıdır. Bunların dışında kullanılan su, lazer ışınının enerjisinin bir miktarını alır ve bu enerjinin dişe ulaşmasını engeller (80).

2.1.12. LAZERLERİN PULPA DOKUSU ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Lazer kullanımı sırasında meydana gelen ısı artışı pulpanın vitalitesi açısından büyük önem taşımaktadır. CO₂, Nd:YAG ve Argon lazerler pulpal ısı artışına sebep olurlar. Özellikler Nd:YAG lazerlerin etki derinliği fazla olduğu için pulpa tarafında absorbe edilirler. CO₂, Nd:YAG ve Argon lazerler, düşük enerji seviyelerinde predentin, tamir dentini ve dentin köprüsünün oluşumunu indüklerler. Yüksek enerjili uygulamalar ise pulpal zarara neden olabilir. Pulsasyonlu modda yapılan uygulamalar sürekli moda göre daha az pulpal zarara neden olur. Lazer uygulamaları sırasında hava-su soğutması pulpal zararları minimuma indirir. Erbium ve Holmium lazerlerin doku içi penetrasyon derinlikleri düşük olduğu için pulpal zarar oluşturma etkisi daha düşüktür (14).

Jukic ve arkadaşları ile Shoji ve arkadaşları (87,88), yaptıkları çalışmalarında açık pulpaya CO₂ ve Nd:YAG lazer uygulamışlar ve termal yaralanmalar tespit etmişlerdir. Histolojik olarak da pulpa yüzeyinde kömürleşme, belirgin krater benzeri yapılar, ince bir tabaka koagülasyon nekrozu, koagülasyon ve odontoblastik hücrelerde dejenerasyon karbonizasyonu, nekroz, enflamatuar hücre infiltrasyonu, ödem ve kanama oluştuğunu bildirmişlerdir. Lazer uygulamalarından 30 ve 45 gün sonra yapılan incelemelerde ise yeni dentin dokusunun oluşmadığı bildirilmiştir. Benzer şekilde yapılan çeşitli çalışmalar; Yakut, CO₂ ve Nd:YAG lazer uygulamalarının da pulpa dokusu üzerinde olumsuz etkilerinin bulunduğunu bildirmektedirler (82,89).

Reversible pulpa hiperemisinin olduğu ısı aralığı 43 C° ile 49 C° arasındadır. 49 C°'nin üzerindeki sıcaklıklarda pulpa nekrozu oluşur. Pulpadaki termal değişimler uygulamanın dentin sınırına yaklaşmasıyla artmaktadır. 16 C°'nin altında kalan ısı değişimleri pulpal tolerans sınırları içerisinde kalır ve oluşan olaylar geri dönüşümlüdür (14,90,91).

Er:YAG lazerin kavite preperasyonu amacıyla kullanımı neticesinde, pulpaya yakın dentinde geri dönüşümlü zararlar olduğu ve bu durumun 2 hafta içerisinde meydana gelen sekonder dentin oluşumuyla iyileştiği belirtilmiştir (80).

Er:YAG lazer ile yapılan vital ampütasyonlarda da dentin yapımı meydana gelmektedir. Pulpanın vital kalabilmesi için düşük pulsasyon frekansları kullanılmalı ve yüzeyin kurumamasına dikkat edilmelidir (80).

Jayawardena ve arkadaşları (92), Er:YAG lazer kullanımı sonucunda perfore olan pulpa dokusunun iyileşme kapasitesi ve tamir dentini oluşturma yeteneğinin, dönen aletler ile meydana gelen perforasyonlardakinden çok daha iyi olduğunu tespit etmişlerdir.

Ağrı Algılanması: Klinik çalışmalarda hastalardan alınan subjektif değerlendirmelere göre lazer uygulamalarında meydana gelen ağrının, frez ile çalışıldığında oluşan ağrıya göre önemli derecede az olduğu görülmüştür. Bundaki en önemli etkenin, çok kısa süreli impulslar ile sürekli olmayan iğne batması tarzındaki ağrı olduğu, süreklilik göstermeyip çok kısa zamanlarda olduğu ve rahatsızlık oluşturan ciddi bir faktör olarak algılanmadığı düşünülmektedir. Değişik klinik değerlendirmeleri içeren çalışmalara göre hastaların % 80'inden fazlası frez ile yapılan çalışmadansa erbium lazeri tercih ettiklerini belirtmişlerdir (80,83).

2.1.13. DİŞHEKİMLİĞİNDE KULLANILAN LAZERLER VE ÖZELLİKLERİ

Dişhekimliği'nde en sık kullanılan lazerler arasında; Argon, Diode, Nd:YAG, CO₂, Er,Cr:YSGG, Er:YAG lazerler yer almaktadır (14,81,83).

1.Argon Lazer

Argon lazerler aktif maddenin argon gazı olduğu gaz lazerlerdir. Spektrumun görünür ışık bölgesinde yer alırlar. Diş sert dokuları ve su tarafından iyi absorbe edilmezler. Çürük tespiti için kullanılabilirler. Uygulama sırasında çürük olan bölge koyu portakal ya da kırmızı renkte görünür ve çevre sağlıklı dokudan rahatlıkla ayrılabilir. Argon lazerlerin dişhekimliğinde kullanılan iki dalga boyu vardır. 488 nm dalga boyundaki argon lazer mavi renkli ve 514 nm dalga boyundaki argon lazer ise mavi- yeşil renkli görünür (93,94).

514 nm dalga boyuna sahip argon lazerler, diş sert dokuları üzerinde etkili değildirler ancak yumuşak doku uygulamaları sırasında büyük avantajlar sağlarlar. Kırmızı pigment tarafından iyi absorbe edilirler. Mükemmel hemostatik özelliklere sahiptirler. Akut enflamatuvar periodontal hastalıkların, aşırı vaskülerize lezyonların (hemangiom) tedavisinde başarılı bir şekilde kullanılabilirler (93,94).

2.Diode Lazer

Görünmeyen yarı iletken katı bir lazerdir. Aluminyum, Gallium, Arsenid'i kullanarak elektrik enerjisini ışık enerjisine çevirir. Dişhekimliğinde kullanılan dalga boyları 810-980 nm arasında değişmektedir. Tüm diode lazer dalga boyları argon lazere benzer olarak pigmentli dokular tarafından iyi absorbe edilir. Mukoza ve dişetinin kesilmesi ve koagülasyonunun sağlanması, yumuşak doku küretajı ve sülküler debridman için kullanılabilir. Diode lazerler kullanılarak kök kanalları ve periodontal cep içindeki bakteri eliminasyonu sağlanabilmektedir. Ancak hemostaz özelliği argon lazerden daha düşüktür. Diode lazerler su, hidroksil apatit ve diş sert dokuları tarafından iyi absorbe edilmezler. Bu nedenle mine ve sement yakınındaki yumuşak doku cerrahi işlemlerinde güvenle kullanılabilirler. Beyazlatma uygulamalarında sıklıkla kullanılırlar. En büyük avantajları ebatlarının küçük ve taşınabilir olmasıdır (95).

3.Nd:YAG (Neodmiyum: Yttrium- Aluminum-Garnet) Lazer

Aktif maddesi Neodmiyum: Yttrium- Aluminum-Garnet olan görünmeyen katı lazerdir. Dalga boyu 1064 nm'dir. Özellikle dişhekimliği için üretilmiş olan ilk lazerdir. Pigmentli dokular tarafından çok iyi absorbe edilir (96).

Nd:YAG lazerler yumuşak doku uygulamalarında başarılı bir şekilde kullanılabilirler. İyi bir hemostaz sağlarlar. Literatürde sülküler debridman yapılarak periodontal hastalıkların tedavisinde başarılı sonuçlar elde edildiği bildirilmektedir. Nd:YAG lazerler yumuşak doku içerisinde birkaç mm penetre olabilmektedirler. Bu durum özellikle ülser lezyonlar gibi yumuşak doku

lezyonlarının alt kısımlarına lazer enerjisinin aktarılabilmesi için avantajlı bir durum oluşturmaktadır (96,97).

Nd:YAG lazerler diş sert dokuları tarafından düşük miktarda absorbe edilirler. Ancak sağlıklı diş dokusuna çok az etkileri vardır ve komşu dişe zarar verilmeden çalışılmasına olanak tanırırlar. Yüzeysel renklenmeler alttaki sağlıklı mine dokusuna zarar verilmeden rahatlıkla temizlenebilmektedir. Kök kanallarının dezenfeksiyonunda başarılı bir şekilde kullanılabilirler (16,97).

Piyasadaki en yaygın ve hakkında en çok bilimsel çalışmanın yapılmış olduğu lazerlerdirler (97).

4. CO2 Lazerler

Aktif maddesi CO2 olan görünmeyen lazerlerdir. 9600 nm ve 10600 nm olmak üzere iki farklı dalga boyuna sahiptirler (96,97).

Erbium lazerlerden sonra su tarafından absorpsiyonu en yüksek olan lazerdir. Ancak sert doku uygulamaları için yetersizdir (96,97).

İletim sistemi nedeni ile diş sert doku uygulamaları sınırlıdır. Yapılan çalışmalarda diş yüzeyi CO2 lazer kullanılarak modifiye edilmekte ve minenin çürüğe karşı daha dirençli olması sağlanmaktadır. Hidroksil apatit tarafından absorpsiyonu Erbium lazerlerden yaklaşık 1000 kat daha iyidir (96,97).

Doku içerisindeki penetrasyon derinliği sınırlı olduğundan mukozal lezyonların tedavisinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Yaklaşık 0,1 mm derinliğe kadar etki ederler. Bu yüzeysel penetrasyon ve hemen onun altındaki ince nekroz bölgesi çevre dokular zarar görmeden yüzeyde çalışmayı sağlamaktadır. İyi bir hemostaz sağlarlar (96-98).

5.Erbium Lazerler

Aktif maddeleri Er:YAG (Erbium: Yttrium Aluminum Garnet) ve Er,Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet) olan görünmeyen katı lazerlerdir. Er:YAG lazerin dalga boyu 2940 nm ve Er,Cr:YSGG lazerin dalga boyu ise 2790 nm'dir. Bu lazerlerin özellikleri birbirlerine oldukça benzediği için birlikte değerlendirileceklerdir (97).

Her bir lazer sisteminin uç kısmında bir el aleti ve çapı küçük olan cam bir uç bulunur. Bu uç, lazer enerjisini 0,5 μ 'luk bir operasyon sahasına odaklayabilmektedir. Dental işlemler için ilaveten hava ve su spreyi ile soğutma gerekmektedir. Her iki dalga boyuda su ve hidroksilapatit iyonları tarafından çok iyi absorbe edilir (99). Apatit kristali içinde bulunan hidroksil radikalleri lazer enerjisi ile birleşir. Mineral içindeki suyun buharlaşmasıyla büyük miktarda hacim artışı meydana gelir ve bu genişleme çevre dokularda mikro patlamalara neden olur (100).

Erbium lazerlerle diş preperasyonu ve çürük uzaklaştırması yapılabilir. Diş çürüklerindeki artmış su oranı nedeni ile laser daha çok çürük bölgeyle etkileşir. Sağlıklı mine yüzeyleri ise restoratif materyallerin daha iyi yapışabilmesi için lazer enerjisi ile modifiye edilebilir. Bu lazerin amalgam restorasyonlarda kullanılması uygun değildir. Ancak kıymetli metaller ve porselen ile etkileşime girmediği için bu restorasyonların etrafındaki çürük dokular restorasyonlara zarar vermeden kolaylıkla kaldırılabilir (100).

Erbium lazerler kanal tedavilerinde ve ayrıca dentin dokularının uzaklaştırılmasında da kullanılabilir. Yumuşak dokulardaki yüksek su içeriğinden dolayı her iki laser sistemi ile yumuşak dokularda ablasyon gerçekleştirilebilir. Cerrahi sahasında kanın sadece yüzey kısımlarında yer alan su buharlaştığı için hemostatik etkileri kısıtlıdır. Hızlı ve aşırı damar büzülmesine sebep olacak kadar derine penetre olmamakta ve dokuda aşırı ısı artışına sebep olmamaktadırlar. Erbium lazerin restoratif dişhekimliği açısından avantajı, dişetine yakın olan çürük lezyonlarının tedavi edilebilmesi ve yumuşak dokuların aynı işlem sırasında yeniden şekillendirilebilmesidir. Erbium lazerler ile implantların üzerinin açılması oldukça güvenlidir, çünkü bu işlem sırasında yumuşak dokulara aktarılan ısı miktarı minimum seviyededir (101).

2.2. SIYIRMA TESTİ KRİTERLERİ

2.2.1. Test İçin Kullanılan Diş Tipi

Yapılan in-vitro çalışmaların çoğunda genelde insan dişleri kullanılmakla birlikte, bazı araştırmacıların hayvan dişlerinden ve plastik yüzeylerden

yararlandıkları tespit edilmiştir. İnsan dişlerinin kullanıldığı çalışmaların büyük bir bölümünde ortodontik tedavi amacıyla çekilmeleri gereken, dolayısıyla toplanmaları kolay olan küçük azı dişlerinin en çok başvurulana gereç olduğu görülmüştür (18-21,102). Berk ve arkadaşları (103) çalışmalarında çekilmiş insan 3. büyük azı dişlerini kullandıklarını belirtmişlerdir. Bununla birlikte çalışmalarında insan dişi kullandıklarından söz eden, fakat kullanılan dişlerin hangi dişler olduğu ve hangi çeneye ait olduklarını belirtmeyen araştırmacılarda vardır (104,105). Bazı araştırmacılar (106-108), sığır ve insan dişi mine yapılarının benzerliğini esas alarak, çalışmalarında sığır dişi kullandıklarını belirtmişlerdir. Bunların dışında bazı in-vitro çalışmalarda (109) insan veya hayvan dişi kullanılmamış, braketler, plastik yüzeylere yapıştırılmıştır.

2.2.2. Materyali Saklama Koşulları

Yapılan çalışmalar incelendiğinde araştırmacıların toplanan dişleri çoğunlukla distile su içinde (19,75,76,104), % 70' lik etil alkol içerisinde (110) ve çalışmamızda olduğu gibi % 0,09'luk NaCl izotonik solüsyonu içerisinde (111-113) muhafaza ettikleri belirlenmiştir. Bunların dışında bazı araştırmacıların (107,108,114) topladıkları dişleri timol solüsyonunda, bazı araştırmacıların (113) ise fosfata doyurulmuş bir tuzlu su çözeltisinde muhafaza ettikleri tespit edilmiştir. Kullandıkları dişleri muhafaza etmek için formol solüsyonunu kullanan çalışmacılara da (115) rastlanmıştır. Egan ve arkadaşları (116), topladıkları dişleri yüzeyleri bozulmayacak ve enfekte olmayacak şekilde % 1'lik kloramin solüsyonunda beklettiklerini bildirirken, birçok araştırmacı (117,118) ise topladıkları dişleri nerede ve hangi koşullarda sakladıkları ile ilgili bilgi vermemişlerdir.

2.2.3. Yapıştırma İşlemi Öncesinde Mine Yüzeylerinin Hazırlanması

Braketlerin yapıştırılacağı mine yüzeylerindeki organik artıkların temizlenmesi amacıyla mine yüzeylerinde yapılan işlemler değerlendirildiğinde, genellikle flor içermeyen sulandırılmış pomza veya profilaktik cila patlarının düşük devirde çalışan mikromotor ucuna takılı lastik disk veya kıl fırçaya sürülerek

kullanıldığı saptanmıştır (18,19,102). Mine yüzeylerindeki bu uygulamaların yapılması gerekliliği ilk olarak 1973'te Miura ve arkadaşları (119) tarafından ortaya atılmıştır. Asit uygulamasından önce SEM ile incelenecek dişlere yüzey profilaksisi işlemi uygulanmasının amacının, optimal asitlemeyi engelleyebileceği düşünülen pelikül gibi organik artıkların uzaklaştırması olduğu belirtilmiştir. Daha sonra 1983'te Main ve arkadaşlarının (120), profilaksi yapılmış ve yapılmamış dişleri karşılaştırdıkları çalışmalarında, asit uygulamasının tek başına organik artıkları uzaklaştırmada yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Bazı araştırmacılar (107,108), yaptıkları in-vitro çalışmalarda, floridsiz pomzayı diş yüzeyine 10 saniye süre ile uyguladıklarını bildirmişlerdir. Webster ve arkadaşları (121), diş yüzey profilaksisi için floridsiz pomzayı dişin vestibül yüzeyine yavaş dönen mikromotor ucuna takılan lastik disk yardımıyla 5 saniye, Rix ve arkadaşları (122) ise 15 saniye boyunca uygulamışlardır. Bazı çalışmalarda ise (123,109), yüzey profilaksisi ile ilgili her hangi bir bilgiye rastlanmamıştır. Bunun dışında, bazı in-vitro çalışmalarda (104), dişlerin topografik yüzey yapılarını standardize etmek amacıyla 200 veya 600 gritli silikon karbid frezlerle mine yüzeylerinin düzleştirildiği belirtilmiştir. Özellikle küçük azı dişlerinin vestibül yüzeylerinde bulunan girinti ve çıkıntıların yapıştırıcı kalınlığını etkileyebileceği gerekçesiyle uygulanan bu işlemin, laboratuvar ortamında taklit edilmeye çalışılan klinik prosedürlerle uyumlu olmadığı bazı araştırmacılar (124) tarafından bildirilmiştir.

2.2.4. Hazırlanan Örneklerin Saklanması

Mine yüzeylerine braketlerin yapıştırılmasından testlerin yapılmasına kadar geçen süre içinde birçok araştırmacı, hazırlanan örnekleri deney yapılınca kadar distile su içerisinde vücut ısını taklit eden bir inkübatör içinde 24 saat (61,117,125), 48 saat (126,127), 72 saat (128,129), 1 hafta (130,113) süreyle bekletmişlerdir. Bazı araştırmacılar ise örnekleri su içinde, oda sıcaklığında saklamışlardır (131,108).

Hazırlanan örnekleri deionize su (1,128,132), yapay tükürük (133,134), fosfata doyurulmuş tuzlu su (135) içerisinde saklayan araştırmacılarda bulunmaktadır.

Bazı araştırmacılar (125,136,137), ağız içindeki ısı farklılıklarını dikkate alarak, hazırladıkları deney örneklerini farklı ısılardaki banyolarda bekletmişler ve bu işlemi belirli zaman aralıklarında yinelemişlerdir. Bunların yanı sıra deney örneklerinin hangi koşullarda saklandığının belirtilmediğı yayınlarda (112) mevcuttur.

2.2.5. Hazırlanan Örneklerin Test Cihazına Aktarılması

Hazırlanan örneklerin test cihazına doğru bir şekilde aktarılması, sonuçların güvenilirliğı, tekrarlanabilirliğı ve testlerin kolay yapılması açısından büyük önem taşımaktadır. Yapılan in-vitro çalışmalarda araştırmacılar, örneklerin tümünü eşit şartlarda test edebilmek için çeşitli yöntemler geliştirmişlerdir. Birçok araştırmacı (112,138,139), hazırladıkları örnekleri test cihazına aktarabilmek için, çalışmada kullanılan dişleri, kendiliğinden sertleşen soğuk akrilik bloklar içine gömmüşlerdir. Bazı araştırmacılar (117,140) ise, aynı işlem için dişhekimliğinde kullanılan alçıdan yararlanmışlardır. Bazı araştırmacılar (141,142), çalışmalarında kullandıkları örnekleri PVC bir kalıp içine, bazıları ise (143) metal adaptörler içine yerleştirdikten sonra polimetil metakrilat içine gömmüşlerdir.

Ayrıca farklı yöntemlerle hazırladıkları örnekleri doğrudan test cihazına bağlayan araştırmacılar (130) bulunmaktadır.

2.2.6. Deney İçin Kullanılan Test Aygıtları, Uygulanan Kuvvet ve Deney Hızları

Ortodontik braketlerin yapıştırılmasında kullanılan çeşitli yapıştırıcı sistemler ve son dönemlerde geliştirilen yeni bir takım ürünlerin, braketlerin tutuculukları üzerindeki etkilerinin incelenmesi amacıyla yapılan in-vitro çalışmaların ilk hedefi, braketlerin kopmasına neden olan kuvvetin ölçülerek belirlenmesidir. Bu işlem için genellikle mekanik test aygıtları kullanılmaktadır. İkinci aşamada ise kopmanın meydana geldiğı bölgeler mikroskobik inceleme ile belirlenmeye çalışılır. Deney düzeneğinin değışik yapılması ve kuvvetin farklı şekillerde uygulanması ile in-vitro çalışmalarda; sıyırma, çekme ve burkma deneyleri yapılabilir. Sıyırma

deneylerinde, paslanmaz çelik telden bükülmüş loop veya başka benzeri düzenekler yardımıyla braketin tabanına paralel bir şekilde gelen sıkışma veya gerilme kuvveti uygulanmaktadır. Çekme deneylerinde ise braketin dış yüzeyinden ayrılması, braketin dik olarak uygulanan kuvvet neticesinde gerçekleşmektedir (12,144).

Yapılan literatür taraması sonucunda, in-vitro çalışmalarda sıyırma deneylerinin (18,19,45,68,102) oldukça yaygın olarak uygulandığı, buna karşılık çekme deneylerinin (75,111) ise çok az kullanıldığı tespit edilmiştir. Bazı çalışmalarda bu kuvvetlerden sadece biri uygulanırken, bazılarında her ikisi birlikte incelenmiştir (116,142). Sıyırma kuvvetinin uygulandığı çalışmalarda, kuvvetin uygulandığı noktanın da önemli olduğu vurgulanmıştır. Bazı araştırmacılar (126) kuvveti mine, yapıştırıcı ve braketin kesişme yüzeyine, bazıları ise (141) yapıştırılan ataçmanın ligatür oluşuna kuvvet uygulamışlardır.

Braketlerin koparılması için gereken kuvveti uygulamak amacıyla çalışmaların (18,19,102,103) çoğunda, Instron Evrensel Test Cihazının farklı deney hızlarında kullanıldığı belirtilmiştir. Bishara ve arkadaşları (132), çalışmalarında Zwick test cihazını 5 mm/dk hızında ayarlayarak kullanmışlardır. Instron cihazını kullananlardan Owens ve Miller (145), deney hızını 0,1 mm/dk, Toledano ve arkadaşları (146), 0,75 mm/dk, Urabe ve arkadaşları (147), ise 1,5 mm/dk olarak ayarlamışlardır. Yine Instron cihazının kullanıldığı bazı çalışmalarda (107,108) ise deney hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Instron cihazını kullanan diğer araştırmacılardan Chamda ve Stein (123), çalışmalarında, deney hızını 5 mm/dk olarak ayarladıklarını bildirmişlerdir. Deney hızının 2 mm/dk olduğu belirtilen çalışmalarda mevcuttur (142). Bununla birlikte, çalışmalarında uyguladıkları deney hızı (148) ve deneyin uygulandığı cihazın cinsiyle (148,149) ilgili bilgi verilmeyen çalışmalar da bulunmaktadır.

2.2.7. Braket Tutuculuklarının Değerlendirilmesinde Kullanılan Ölçüm Birimleri

Deneyler sonucunda ortaya çıkan kuvvetler, çeşitli çalışmalarda birçok farklı şekilde ifade edilmiştir. Literatürde uygulanan kuvvetleri önce kilogram ya da Newton cinsinden ölçen, sonra ise birim alana gelen kuvveti, kopartılan braketin

kaidesinin yüzey alanına bölerek hesaplayan araştırmacılara da rastlanmaktadır. Birim alana gelen kuvvetin değerlendirilmesini uygun bulan ve kuvvet cinsini Newton/mm^2 yani Mega Pascal (MPa) olarak veren birçok araştırma bulunmaktadır (18,19,102,103). Yine benzer şekilde elde ettikleri değerleri braketin kaide alanına bölen bazı araştırmacılar (118) bu birimi kg/mm^2 ya da kg/cm^2 olarak değerlendirmişlerdir. Uygulanan kuvvetin kilogram (112) , Newton (150) ya da pound (139) cinsinden bildirildiği çalışmalar da mevcuttur.

2.2.8. Kopma Bölgelerinin İncelenmesi

Araştırmacıların (18,19,102,104) birçoğu, koparma testlerinin ardından kopma bölgelerinde incelemiş ve bunun için çeşitli yöntemler kullanmıştır. Bazı araştırmacılar (18,102), kopmanın mine-adeziv birleşiminde, adezivin içinde ya da braket-adeziv birleşiminde olup olmadığını incelemişlerdir. Bazı araştırmacılar (118,142), braketler koptuktan sonra mine yüzeylerini SEM ile incelemişlerdir. Bir grup araştırmacı (151) ise, mine yüzeyinde kalan artık yapıştırıcının yapışma alanına oranını hesaplamıştır. Bazı araştırmacılar, Artun ve Bergrand (152) tarafından geliştirilen ARI skorlamasını kullanmışlardır (18,142). ARI, kopma bölgesinde mine yüzeyinde kalan yapıştırıcının belli bir skorlama ile değerlendirilmesidir.

ARI skorlaması öncesinde, mine yüzeyi ya da braket kaidesi bir tür ışık mikroskobu olan stereo mikroskop ile değerlendirilmekte ve kalan yapıştırıcının miktarı yüzdesel olarak belirlenmektedir. Bu skorlamaya göre;

- 0→ Diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır.
- 1→ Diş yüzeyindeki yapıştırıcı miktarı % 50'den azdır.
- 2→ Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı % 50'den fazladır.
- 3→ Tüm yapıştırıcı braket kaidesinin izi ile birlikte mine yüzeyinde kalmıştır.

2.3. Lazer İle İlgili Yapılan Çalışmalar

Lee ve arkadaşları (22), yaptıkları çalışmalarında, lazer ve asit ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin yapışma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Bu amaçla, 40 adet çekilmiş insan premolar dişi her grupta 10

diş olacak şekilde dört ayrı gruba ayrılarak incelenmiştir. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla birinci grupta 30 saniye süresince % 37'lik fosforik asit, ikinci grupta 10 saniye süreyle (300 mJ/pulse 10 Hz) Er:YAG lazer, üçüncü grupta önce 30 saniye süreyle %37'lik fosforik asit ardından 10 saniye süreyle (300 mJ/pulse) Er:YAG lazer ve dördüncü grupta ise önce 10 saniye süreyle Er:YAG (300 mJ/pulse 10Hz) lazer daha sonra 30 saniye süreyle %37' lik fosforik asit uygulanmıştır. Her gruptan 2 adet örnek pürüzlendirme işlemi sonrasında yapışma testine tabi tutulmamış ve SEM ile incelenmiştir.

Sadece asit, sadece lazer ve her ikisinin kombinasyonu kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemi takiben diş yüzeylerine yeterli miktarda Ortho Solo sealent (Enlight,Ormco, Glendora, CA 91740, USA) uygulanmış ve daha sonra braketler (Dentaurum, Pforzheim, 793-718-50, Germany) Enlight marka kompozit kullanılarak diş yüzeyine yapıştırılmıştır. Taşan kompozit artıkları temizlendikten sonra polimerizasyon amacıyla üretici firma tavsiyeleri doğrultusunda dişin mesial ve distal yüzeylerinden 30'ar saniye olmak üzere toplam 60 saniye ışık (Demetron Optilux 401, Danbury, CT,USA) uygulanmıştır. Braketlerin yapıştırılmasından sonra dişler, çapı 2 cm olan alüminyum silindirlerdeki alçı içerisine gömülmüşlerdir. Dişlerin hepsinin akriliğe benzer bir şekilde gömülebilmesi için özel bir düzenek hazırlanmış, bu düzeneğe tutturulan bir tel vasıtasıyla braketlere kuvvet uygulanmış böylece tüm braketlere gelen kuvvetlerin aynı doğrultuda olması sağlanmıştır. Daha sonra hazırlanan örnekler Instron cihazı (Instron Corp, Canton, Mass) ile teste tabi tutulmuştur. Braketler koparıldıktan sonra diş yüzeylerinde kalan kompozit miktarını tespit edebilmek için dijital mikroskop ve SEM' den faydalanılmıştır. Dört ayrı gruptaki bütün örneklerde adeziv başarısızlığının braket-rezin ara yüzeyinde meydana geldiği, yani araştırmacılara göre bütün örneklerin mine yüzeylerinde kompozit artığı görüldüğü tespit edilmiştir. Lazer uygulanan grupta mine-rezin ara yüzeyinde meydana gelen adeziv başarısızlığının daha fazla olduğu vurgulanmıştır.

Yapılan SEM görüntülemesi sonucunda, yalnız lazer, önce asit sonra lazer ve önce lazer sonra asit uygulanan gruplarda düzensiz yüzeylerin ve mikro çatlakların meydana geldiği belirtilmiştir.

Araştırmanın sonucunda lazerle pürüzlendirilen gruptan ($13,0 \pm 2,4$ N) elde edilen kopma değerleri ve asitle pürüzlendirilen gruptan ($11,8 \pm 1,8$ N) elde edilen değerler arasında anlamlı bir farkın olmadığı ve bu değerlerin önce asit sonra lazer ($10,4 \pm 1,4$ N) ve önce lazer sonra asit ($9,1 \pm 1,8$ N) uygulanan gruplardan elde edilen değerlerden daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Sonuç olarak lazerle pürüzlendirme işleminin çürük riskini azalttığı ve daha az zaman aldığı için asitle pürüzlendirme işlemine bir alternatif olabileceği bildirilmiştir.

İnsua ve arkadaşları (20), mine ve dentin yüzeyine pürüzlendirme amacıyla asit ve Er:YAG lazer uygulaması sonrasında yapıştırılan braketlerin çekme kuvvetlerine karşı oluşan dirençleri değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada toplam 92 adet çekilmiş insan premolar dişi kullanılmış bu dişlerden 80 tanesi deneye tabi tutulurken 12 tanesi SEM için hazırlanmıştır. 80 adet diş her grupta 20 diş olacak şekilde 4 ayrı gruba ayrılmıştır. İlk iki grupta pürüzlendirme işlemi mine yüzeyinde yapılmış ve örneklerle bu amaçla birinci grupta 15 saniye süresince fosforik asit (3M Scotchbond etchant, 3M Dental Products, St Paul, Minn.) ve ikinci grupta da Er:YAG (200 mJ-4Hz) lazer (Kavo KEY laser 1242, Kavo, Leutkrichs, Germany) uygulanmıştır. Diğer iki grupta ise önce mine yüzeyi yüksek turda çalışan el aletleriyle aşındırılmış ve dentin açığa çıkarılmış, daha sonra ise birinci grupta 5 saniye süreyle fosforik asit (3M Scotchbond etchant, 3M Dental Products, St Paul, Minn.) ikinci grupta ise Er:YAG (160 mJ-4Hz) lazer (Kavo KEY laser 1242, Kavo, Leutkrichs, Germany) uygulanmıştır. Uygulamaları takiben diş yüzeylerine önce ışıkla polimerize olan bonding ajanı sürülmüş (Scotchond Multipurpose, 3M, Lot No. 19971001) ve ardından kendi kendine polimerize olan bir kompozit (Concise, 3M Dental Products) ile braketler (Ultratrim, DENTAURUM) yapıştırılmıştır. Bonding uygulamaları sonrasında polimerizasyon amacıyla bölgeye 20 saniye süreyle ışık (XL 155, 3M Dental Products) uygulanmıştır. Braket yapıştırılan örnekler 37°C de 7 gün boyunca musluk suyunda bekletilmiş ve daha sonra Universal test cihazı (Model 1114, Instron Corp, Canton, Mass.) yardımıyla teste tabi tutularak çekme kuvvetlerine olan dirençleri incelenmiştir. Deney sonrasında, adeziv başarısızlık ARI indeksine göre değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, mine yüzeyine asit uygulanmış örneklerin % 75'inde adeziv % 25'inde hem adeziv hem de koheziv başarısızlık, Er:YAG lazer

uygulanmış mine yüzeylerinin % 90'ında koheziv, % 10'unda ise hem adeziv hem de koheziv başarısızlık tespit edilirken, asit uygulanan dentin yüzeylerinin % 90'ında adeziv, lazer uygulanan dentin yüzeylerinin ise % 65'inde hem adeziv hemde koheziv ve % 35'inde ise koheziv başarısızlığın olduğu tespit edilmiştir.

Çalışma sonucunda, mine yüzeyinde asitle pürüzlendirme neticesinde elde edilen çekme kuvveti ($14,05 \pm 5,03$ MPa), minede lazerle pürüzlendirme sonucunda elde edilen çekme kuvvetinden ($8,45 \pm 3,07$), dentinde asitle pürüzlendirme ($4,70 \pm 2,50$ MPa) sonucu elde edilen çekme kuvvetinden ve dentinde lazerle pürüzlendirme ($2,48 \pm 2,50$ MPa) sonucu elde edilen çekme kuvvetinden belirgin bir şekilde yüksek çıkmıştır. Lazerle pürüzlendirme sonucunda meydana gelen kopmaların diş yüzeyindeki mikrokoheziv fraktürlerden kaynaklandığı tespit edilmiştir. Yapılan SEM çalışmaları, lazer pürüzlendirmesi sonrasında mine-rezin ve dentin-rezin ara yüzeylerinde geniş fissürlerin oluştuğunu göstermiştir.

Araştırmacılar sonuç olarak, Er:YAG lazer ile mine ve dentin yüzeyinde yapılan pürüzlendirmeler neticesinde elde edilen kopma değerlerinin yine aynı yüzeylerde asit ile yapılan pürüzlendirmeler sonucunda elde edilen kopma değerlerinden düşük olduğunu ve lazer uygulanan yüzeylerde derin fissürler oluşması sebebiyle pürüzlendirme amacıyla Er:YAG lazer kullanımının adezyon açısından başarısız olduğunu rapor etmişlerdir.

Başaran ve arkadaşları (18), Er:YSGG lazer kullanarak pürüzlendirdikleri mine yüzeylerine yapıştırdıkları braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençleri araştırmayı amaçladıkları çalışmalarında toplam 67 adet çekilmiş insan premolar dişi kullanmışlardır. Her grupta 15 adet diş olacak şekilde dört ayrı grup oluşturulmuş, geriye kalan 7 diş ise sıyırma testine tabi tutulmadan SEM ile incelenmek üzere ayrılmıştır. Araştırmacılar önce 2 farklı uygulama süresini (15 saniye, 30 saniye) test etmiş ve 15 saniye süreyle yapılan lazer uygulamasının minede yeterli pürüzlendirmeyi sağladığını, 30 saniye süresince yapılan lazer uygulamasının ise minede yıkıcı etkilere sebep olduğunu belirtmişlerdir. Birinci gruptaki dişlere % 37'lik fosforik asit, diğer üç gruba ise 15'er saniye süresince, sırayla 0,5 W (20 Hz), 1 W (20 Hz) ve 2 W (20 Hz) gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulamışlardır. Lazer uygulamaları, % 90 hava ve % 80 su soğutması eşliğinde yapılmıştır. Etching işlemini takiben bütün yüzeylere ışıkla sertleşen bir kompozit

(Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, Cal.) yardımı ile braketler (GAC, Central Islip, NY) yapıştırılmıştır. Kompozitin polimerize olması için mesial, distal, oklüzal ve gingival yüzeylerden 10'ar saniye olmak üzere toplam 40 saniye süresince ışık uygulaması yapılmıştır. Hazırlanan örnekler daha sonra Instron (Instron Testometric M500-25, Testometric Company Ltd, Lancashire, Rochdale, UK.) cihazı ile teste tabi tutulmuştur. Test sonrasında yapılan SEM incelemesinde 2 W gücünde lazerin kullanıldığı yüzeylerde Tip III, 1 W gücünde yapılan lazer uygulaması sonucunda oluşan etching paterninin ise daha çok tavsiye edilen Tip I etching paterninde olduğu ve 0,5 W gücünde uygulanan lazerin mine yüzeyinde yeterli pürüzlendirmeyi sağlamadığı tespit edilmiştir. Lazer uygulanmış yüzeylerde resin penetrasyonuna yardımcı olacak mikro kırıkların tespit edildiği de bildirilmiştir.

Çalışmanın sonucunda 0,5 W ($4,34 \pm 3,16$ MPa) gücündeki Er,Cr:YSGG lazer ile yapılan pürüzlendirme sonucunda elde edilen yapışma direncinin, diğer tüm gruplarda elde edilen yapışma direncinden belirgin bir şekilde düşük olduğu, 1W ($9,88 \pm 4,43$ MPa) ve 2 W ($11,14 \pm 4,75$ MPa) gücünde lazerin kullanıldığı pürüzlendirme sonucunda oluşan sıyırma dirençleri ile asit ($14,85 \pm 2,59$ MPa) uygulaması sonucunda elde edilen sıyırma dirençleri arasında istatistiksel olarak bir farkın bulunmadığı tespit edilmiştir. ARI skorlarının değerlendirilmesinde ise 0,5 W lazerin kullanıldığı gruplar dışında kalan diğer bütün gruplarda adeziv başarısızlık açısından belirgin bir fark olmadığı anlaşılmıştır. Lazer uygulamaları sonucunda, asit uygulamalarına göre mine yüzeyinde daha fazla adeziv kaldığı tespit edilmiştir.

Sonuç olarak araştırmacılar; mine yüzeyinde 15 saniye süresince 1 W ve 2 W gücünde yapılan lazer ile pürüzlendirme uygulamaları neticesinde elde edilen sıyırma kuvvetlerinin, asit ile yapılan pürüzlendirme sonucunda elde edilen sıyırma kuvvetleriyle karşılaştırılabilir olduğunu rapor etmişlerdir.

Üşümez ve arkadaşları (19), fosforik asit ve Er,Cr:YSGG hidrokinetik lazerin (Millenium System, Biolase Technology, Inc, SAN Clememte, Calif) iki ayrı güç düzeyi ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine olan direncini araştırmışlardır. Araştırmada toplam 60 adet insan premolar dişi kullanılmıştır. Örnekler, 10 C° distile su içerisinde üç ay boyunca bekletilmiş ve herhangi bir bakteri üremesinin engellenmesi için su haftada bir değiştirilmiştir.

Dişler her grupta 20 adet diş olacak şekilde üç ayrı gruba ayrılmış ve kendiliğinden sertleşen soğuk akrilik reçine içerisine dik olarak yerleştirilmiştir.

Asit uygulanan gruptaki dişler % 37'lik fosforik asit (Ivoclar- Vivadent, Schann, Lichtenstein) ile 30 saniye boyunca pürüzlendirilmiştir. Hem yumuşak hem de sert doku lazeri olan Er,Cr:YSGG hidrokinetik lazer sisteminde pürüzlendirme işlemi, 1 ve 2 W güç ayarı ile yaklaşık 4x4 mm'lik bir alana 15 saniye süre ile uygulanmıştır. 1 W'da enerji yoğunluğu $2,7 \text{ J/cm}^2$ ve güç yoğunluğu $55,6 \text{ W/cm}^2$ iken 2 W'da enerji yoğunluğunun $5,6 \text{ J/cm}^2$ ve güç yoğunluğunun ise 111 W/cm^2 olduğu belirtilmiştir. Yapılan ön çalışma sonucunda 1 ve 2 W gücünde lazer kullanımı sonucunda mine yüzeyinde makroskopik düzeyde pürüzlü bir alan oluştuğu, 2 W'ın üzerindeki lazer uygulamalarında ise mine yüzeyinde kavitasyonların meydana geldiği tespit edilmiştir. Bu çalışmada kullanılan lazer sistemi $2,78 \text{ }\mu\text{m}$ dalgaboyunda, 140 mikrosaniye pulse süresi ve 20 Hz frekansında çalışmaktadır.

Araştırmacılar 60 adet Standart Edgewise paslanmaz çelik premolar braket (Dentaurum, Pforheizem, Germany) kullanmışlardır. Braketlerin tabanı 10 mm^2 olarak ölçülmüştür. Braketler, no-mix bir adeziv sistemi (Express Dental Products, Toronto, Ontario, Canada) ile mine yüzeylerine yapıştırılmıştır. Her üç gruptan birer örnek SEM için ayrılmış ve braket yapıştırma işlemi uygulanmamıştır. Diğer örnekler ısı banyosu işleminden geçirilmiş ve bu işlemten sonra oda sıcaklığında distile su içerisinde bir hafta boyunca bekletilmiştir.

Sıyırma kuvvetlerine karşı direncin ölçümü Universal test cihazında (Model 500, Testometric, Lancashire, UK) ve $0,5 \text{ mm/dak}$ hızında yapılmış, ölçülen kuvvetler braketin kaide alanına bölünerek, sonuçlar, birim alandaki yük (Mega Pascal) cinsinden değerlendirilmiştir. Sıyırma işlemi sonrasında her gruptan birer örnek SEM (LEO 435 VP, Cambrige, UK) için ayrılmıştır. Diş yüzeyleri ve braket kaideleri x10 büyütme stereo mikroskopta incelenmiş ve kopma bölgeleri ARI indeksi yapılarak belirlenmiştir.

Çalışmanın sonucunda 2 W ile pürüzlendirilen lazer grubu ($7,11 \pm 4,56 \text{ MPa}$) ve asit ile pürüzlendirilen grup ($8,23 \pm 2,30 \text{ MPa}$) arasında istatistiksel açıdan önemli bir fark gözlenmemiştir. Fakat 1 W'da pürüzlendirme yapılan grup ($5,64 \pm 3,19 \text{ MPa}$) ile asit ile pürüzlendirilen grup arasında önemli farklar tespit

edilmiştir. ARI skorları değerlendirildiğinde asit ve lazer uygulanan gruplar arasında istatistiksel fark olduğu ve lazer uygulanan grupların diş yüzeylerinde daha az kompozitin kaldığı belirlenmiştir. Pürüzlendirme uygulanan diş yüzeylerinin SEM altındaki görüntülerinin kabul edilebilir özellikler gösterdiği belirtilmiştir. Fakat lazer grubundaki yüzeylerin asit grubuna göre daha düzensiz olduğu bildirilmiştir. Sonuç olarak lazer ile hazırlanan mine yüzeylerinden elde edilen yapışma dirençlerinin asit uygulaması ile elde edilen yapışma dirençlerine göre daha az olduğu tespit edilmiştir. Araştırmacılar bu sonuçlara göre konvansiyonel yöntemlerle yapılan pürüzlendirmenin daha geçerli fakat lazer ile yapılan pürüzlendirmenin asit uygulamasına göre daha pratik olduğunu rapor etmişlerdir.

Attrill ve arkadaşları (153), yaptıkları çalışmalarında, farklı pürüzlendirme yöntemlerini kullanarak pürüzlendirdikleri mine yüzeylerine yapıştırdıkları kompozit boncukların sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençlerini araştırmışlardır. Çalışmada kullanılan çekilmiş insan premolar ve molar dişleri önce vertikal olarak iki parçaya ayrılmış, ayrılan mine yüzeyleri kağıt zımpara ile düzleştirilmiş ve daha sonra pürüzlendirme yapılacak olan yüzleri yukarı doğru bakacak şekilde kimyasal olarak polimerize olan kompozite gömülmüşlerdir. Bu işlem sonrasında hazırlanan kalıplar daha sonra dental alçıya gömülerek alçı bloklar oluşturulmuştur. Araştırmacılar sıyırma testi yapılabilmesi için mine yüzeyinin düz olması gerektiğini belirtmişlerdir. Çalışmada toplam 100 adet blok hazırlanmış ve bu bloklardan 85 tanesi rastgele olacak şekilde 8 gruba ayrılmıştır. Bu gruplar; Grup 1 negatif kontrol grubu (pürüzlendirme yapılmayan grup $n=8$), Grup 2 (pozitif kontrol grubu $n=10$) asit etching uygulanan grup, Grup 3, 24 J/cm^2 Er:YAG lazerin su kullanılmadan uygulandığı grup ($n=11$) , Grup 4, 18 J/cm^2 Er:YAG lazerin su kullanılmadan uygulandığı grup ($n=11$) , Grup 5, 15 J/cm^2 Er:YAG lazerin su kullanılmadan uygulandığı grup ($n=10$), Grup 6, 24 mJ/cm^2 Er:YAG lazerin su kullanılarak uygulandığı grup ($n=11$), Grup 7, 18 J/cm^2 Er:YAG lazerin su kullanılarak uygulandığı grup ($n=11$), Grup 8 ise 15 J/cm^2 Er:YAG lazerin su kullanılarak uygulandığı gruptur. Geriye kalan 15 adet örneğe ise her bir gruptaki lazer uygulaması yapılmış ve daha sonra histolojik değerlendirmeye tabi tutulmuştur.

1.gruptaki örnekler kurutulmuş ve basit bir şekilde kompozit boncuklar yapıştırılmıştır. 2. gruptaki örnekler, üretici firmanın direktifleri doğrultusunda

% 10'luk maleik asit (Scotchbond MP) ile pürüzlendirilmiştir. Lazer gruplarındaki dişlere ise uygun deney şartlarını sağlayacak parametrelerde su ile yada su kullanılmadan 30 saniye süresince Er:YAG lazer uygulanmıştır. Yapılan pilot çalışma 30 saniye süre ile lazer uygulamasının yeterli pürüzlendirme meydana getirdiğini, sürenin artırılmasının histolojik ya da yapışma direnci açısından ek bir fayda sağlamadığını göstermiştir.

Uygun metotlar ile pürüzlendirme yapılan mine yüzeyleri kurutulmuş ve 3 mm çapındaki fabrikasyon kompozit boncuklar bu yüzeylere standardizasyonu sağlamak amacıyla asetat bir kalıp yardımıyla yapıştırılmıştır. Yapıştırılan kompozit boncuklara, polimerizasyon amacıyla 60 saniye ışık uygulanmış ve polimerizasyonun tamamlanabilmesi amacıyla ılık su içeren bir fırında 1 hafta süreyle bekletilmiştir. Böylece kompozit ve dişlerin, testin yapılacağı güne kadar tam anlamıyla hidrate olması sağlanmıştır. Sıyırma deneyi, RDP-Howden universal test cihazı ile yapılmıştır. Sıyırma testi için kullanılacak olan uç, kompozit mine bileşim bölgesine yerleştirilmiş ve cihazın hızı 0,5 mm/dak olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet, kullanılan kompozit boncuğun çapı olan 3 mm'ye bölünerek değerler MPa' a çevrilmiştir. Her grupta ortalama sıyırma kuvvetleri hesaplanmıştır. Her grup için hazırlanmış olan örnekler SEM (ESEM, Philips Electroscan ESEM-20) ile incelenerek değerlendirilmiştir.

Sıyırma testi sonucunda her bir grup için elde edilen ortalama değerler; 1. Grup için $4,4 \pm 0,9$ MPa, 2. Grup için $16,6 \pm 4,4$ MPa, 3. Grup için $8,1 \pm 2,2$ MPa, 4. Grup için $5,9 \pm 1,4$ MPa, 5. Grup için $4,8 \pm 2,1$ MPa, 6. Grup için $11,5 \pm 4,1$ MPa, 7. Grup için $8,8 \pm 3,3$ MPa, 8. Grup için $7,5 \pm 2,3$ MPa olacak şekilde ölçülmüştür.

Sonuç olarak ölçülen sıyırma kuvvetiyle, pürüzlendirme amacıyla uygulanan lazerin enerji miktarının doğru orantılı olduğu, ancak 25 J/cm^2 'nin altındaki lazer enerjisiyle yapılan pürüzlendirme prosedürlerinin bu kuvveti azalttığı tespit edilmiştir. Lazerle pürüzlendirilen yüzeylerden elde edilen sıyırma kuvvetlerinin negatif kontrol grubuna oranla belirgin bir şekilde fazla olduğu, ancak bu gruplarda elde edilen sonuçların, asitle pürüzlendirilen gruplarda elde edilen sıyırma kuvvetlerinden daha az olduğu ve bu çalışma için optimum lazer pürüzlendirme parametresinin su soğutması eşliğinde 24 J/cm^2 olduğu tespit edilmiştir.

Kim ve arkadaşları (106), yaptıkları çalışmalarında ortodontik tedavilerde Er:YAG lazer ile yapılan pürüzlendirme sonucunda yapıştırılan braketlerin kopma dirençlerini araştırmayı amaçlamışlardır. Çalışmada, insan diş minesi özelliklerine yakın özelliklere sahip olduğunu düşündükleri sığır kesici dişlerini kullanan araştırmacılar, kullanılan toplam diş sayısını belirtmemişlerdir. Mine yüzeyleri SİC kağıtlar ile cilalandıktan sonra 3 dakika süreyle distile su içerisinde bekletilen kesici dişler pürüzlendirme yöntemlerine göre; asit, dentin adezivi ve Er:YAG (380 mJ, 2 Hz, 33 J/cm²/pulse, non-kontakt modda) lazer uygulanan grup olacak şekilde 3 ayrı gruba ayırmışlardır. Lazerle pürüzlendirilen grup ise kullanılan dental adezivlere göre 3 ayrı gruba ayrılmıştır.

15 adet dişin yer aldığı birinci gruptaki dişlere % 37'lik fosforik asit uygulanmış, yıkandıktan sonra 30 saniye süresince kurutulan yüzeye ORTHO-ONE (Bisco, Schaumburg, IL) primer sürülmüş, kullanılan braketin (142-10 Tomy inc., Japan) tabanına kimyasal olarak polimerize olan kompozit yerleştirildikten sonra 10 saniye süreyle basınç uygulanmış ve taşan kompozit artıkları uzaklaştırılmıştır. 2. grupta lazerle pürüzlendirilen tüm yüzeylere ORTHO-ONE primer uygulandıktan sonra kimyasal olarak sertleşen kompozit tatbik edilmiş ve brakete uygun konumda 10 saniye süre ile baskı uygulanacak şekilde polimerizasyon sağlanmıştır. 3. ve 4. gruptaki dişler lazerle pürüzlendirildikten sonra üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda, yüzeye dentin adezivi uygulanmış (Grup 3'te AQ Bond, Grup 4'te ONE-UP Bond F) ve polimerizasyon amacıyla 10 saniye süresince ışık uygulaması yapılmıştır. Bu grupta, tek aşamalı dentin adezivinin yapışma direncini nasıl etkilediği değerlendirilmeye çalışılmıştır. Braketler daha önce anlatıldığı şekilde yapıştırılmıştır. Grup 5 ve 6' da ise cilalanmış olan yüzeylere sırasıyla AQ Bond ve ONE-UP Bond F adezivleri uygulanmış ve 10 saniye süreyle ışık uygulanarak polimerize edildikten sonra daha önceki gibi seçilen braketler kompozit ile yapıştırılmıştır. Test için hazırlanan örnekler 37 C°'de 24 saat süreyle bekletildikten sonra, gerilme testi 1mm/dak hızında çalışan universal test cihazı ile teste tabi tutulmuşlardır. Yapılan test sonucunda elde edilen gerilme kuvvetlerinin 1-6. gruplar için MPA cinsinden değerleri sırasıyla; $11,8 \pm 1,7$, $6,9 \pm 1,2$, $7,8 \pm 1,0$, $9,9 \pm 1,3$, $7,8 \pm 1,4$, $10,1 \pm 2,2$ olacak şekilde ölçülmüştür. Yapılan çalışmayla tek basamaklı 2 ayrı dentin adezivinin Er:YAG lazer uygulanarak

pürüzlendirilen yüzeylerdeki etkileri değerlendirilmiş ve ONE-UP Bond F adezivini kullanıldığı lazer uygulanmış yada düzleştirilmiş yüzeylerden elde edilen yapışma dirençlerinin (yaklaşık 10 MPA), % 37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilen yüzeylerden elde edilen yapışma dirençleriyle (yaklaşık 12 MPA) belirgin bir farklılık göstermediği sonucuna ulaşılmıştır. AQ Bond uygulanmış yüzeylere yapıştırılan braketlerden elde edilen çekme kuvvetleri, ONE-UP Bond F ve % 37'lik fosforik asit uygulanan yüzeylere yapıştırılan braketlerden elde edilen çekme kuvvetlerinden daha düşük çıkmıştır. Araştırmacılar, pürüzlendirmede fosforik asit yerine Er:YAG lazerin tercih edildiği gruplarda ONE-UP Bond F'in kullanımının, braketlerin çekme kuvvetlerine olan direncini artıracak sonucuna ulaşılmışlardır.

Gabriel-Souza ve arkadaşları (154), Er:YAG lazerin farklı mesafelerde uygulanmasının mine yüzeyinde meydana getirdiği değişikliklerin incelendiği bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada toplam 60 adet insan 3. molar dişi kullanılmıştır. Kullanılan dişlerin oklüzal yüzeyleri ayırma makinesinde (Minitrom, Struers A/S, Copenhagen, Denmark) elmas bir testere yardımıyla çalışma sırasında aşırı ısınmayı önlemek amacıyla su soğutması eşliğinde traşlanmıştır. Daha sonra diş yüzeyinde uzun eksene dik ikinci bir kesi yapılarak 1mm kalınlığında mine ve dentin içeren diskler oluşturulmuştur. Oluşturulan disklerin alt yüzeyleri renksiz bir tırnak cilasıyla kaplanmış, üst yüzey ise manuel olarak ısıtılmış 280-400 grenli silikon karbid zımpara ile düzleştirilmiş ve ek olarak 600 grenli SiC kağıtlar ile 30 saniye süresiyle su soğutması eşliğinde ek bir cilalama işlemi yapılarak smear tabakası oluşumu standardize edilmiştir. Elde edilen diskler her grupta 10 adet olacak şekilde 6 ayrı gruba ayrılmıştır. 5 gruba farklı mesafelerden (11,12,14,16,17 mm) Er:YAG (Kavo Key Laser 2, Kavo Co., Biberach, Germany) lazer uygulanmıştır. Araştırmacılar kullandıkları mesafelerin literatürde tavsiye edilen mesafeler olduklarını bildirmişlerdir. Lazer uygulamaları 20 saniye süresince non-kontakt modda ve 80 mJ ve 2 Hz parametrelerinde yapılmıştır. Lazer uygulamasından sonra diskler iki parçaya ayrılmış ve bir parçaya işlem uygulanmazken diğer parçaya % 37'lik fosforik asit 15 saniye süreyle uygulanmıştır. Kontrol grubundaki diskler iki parçaya ayrılmamıştır. Er:YAG lazer uygulaması yapılmayan bu disklerle sadece % 37'lik fosforik asit uygulanmıştır.

Uygulamalar sonrasında bütün örneklerin yüzeyleri ultrasonik (Ultrasonic Cleaner, Odontobras, Ribeirao Preto, SP, Brazil) bir cihaz yardımıyla 10 dakika süresince temizlenmiştir.

Çalışmanın sonucunda, 11 ve 12 mm uzaklıktan yapılan Er:YAG lazer uygulamaları neticesinde mine yüzeyinde belirgin bir ablasyon ve fissür oluşumu gözlemlendiği belirtilmiştir. 14, 16, 17 mm mesafelerden yapılan lazer uygulamaları sonucunda oluşan yüzeylerin diğer yüzeylere oranla daha düz bir yapıya sahip olduğu tespit edilmiştir. Lazer uygulaması sonrasında asit uygulanan gruplarda asit tatbikinin, yüzeydeki düzensiz yapının bir kısmını ortadan kaldırdığı gözlemlenmiştir. Sonuç olarak defocus mod'da yapılan lazer uygulamasının minede çok az morfolojik değişikliğe sebep olduğu ve bu uygulamanın focus moda göre daha uygun olduğu tespit edilmiştir. Mine yüzeyine, lazer uygulamasından sonra yapılan % 37'lik fosforik asit uygulamasının, lazer uygulaması sonucunda meydana gelen düzensiz yüzeysel yapıyı azaltabileceği rapor edilmiştir.

Özer ve arkadaşları (102), Er,Cr:YSGG lazer, fosforik asit ve self-etching primer (SEP) kullanarak pürüzlendirdikleri mine yüzeylerine yapıştırdıkları braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dirençlerini değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada ortodontik amaçla çekilmiş 64 adet insan premolar dişi kullanılmış ve dişler yaklaşık 1 ay boyunca distile suda bekletilmiştir. Bakteriyel üremeyi engellemek amacıyla distile su haftada bir değiştirilmiştir. Çalışmada kullanılan dişler bukkal mine yüzeyleri pomza ile cilalanıp yıkandıktan ve kurutulduktan sonra her grupta 15 diş olacak şekilde 4 gruba ayrılmış ve geriye kalan 4 diş ise pürüzlendirme işlemlerinden sonra SEM ile incelenmiştir. Braket yapıştırılan dişler, horizontal olarak otopolimerizan akrilik içerisine 2 mm'lik mine yüzeyleri açıkta kalacak şekilde gömülmüşlerdir.

Birinci gruptaki dişlere 15 saniye süresince fosforik asit uygulandıktan sonra yüzeyler 15 saniye süresince hava-su spreyi ile yıkanmış ve kuru hava ile 15 saniye süresince kurutulmuştur. İkinci gruptaki dişlere 3 saniye süresince SEP (Transbond Plus,3M Unitek, Monrovia, Calif.) uygulanmış daha sonra yüzeye şiddetli olmayacak şekilde hava sıkılmıştır. Üçüncü gruptaki dişlere 15 saniye süresince 0,75 W gücünde Er,Cr:YSGG (Waterlase, Biolase Europe GmbH, Floss, Germany) lazer ve dördüncü gruptaki dişlere ise yine 15 saniye süresince 1,5 W

gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulaması yapılmıştır. Lazer uygulamaları 20 Hz frekansında yapılmış ve uygulama süresince % 90 su ve % 80 hava parametrelerinde çalışılmıştır. İstenmeyen bölgelere lazer uygulamasından kaçınmak amacıyla üzerinde 4x4 mm kare kesitli bir boşluk olan akrilikten imal edilmiş bir aparat kullanılmıştır. 0,75 W gücündeki lazer uygulamasında güç yoğunluğu 4,687 W/cm², 1,5 W gücündeki lazer uygulamasındaki güç yoğunluğu ise 9,374 W/cm² olarak ölçülmüştür. Enerji yoğunluğu ise 0,75 W ve 1,50 W lazer grupları için sırasıyla 2,343 mJ/mm² ve 4,686 mJ/mm² olarak ölçülmüştür.

Pürüzlendirmeyi takiben, taban alanı 12,6 mm² olan paslanmaz çelik edgewise braketler (GAC, Central Islip, NY), kompozit rezin (Transbond XT, 3M Unitek) ile diş yüzeyine yapıştırılmış, uygun şekilde pozisyonlandırılmış, taşan kompozit artıkları temizlendikten sonra dişin her yüzeyinden (mesial, distal, oklüzal ve gingival yüzeyler) 10'ar saniye olacak şekilde toplam 40 saniye ışık uygulanmıştır. Hazırlanan örnekler 24 saat süresince 37 C°'deki distile su içerisinde bekletildikten sonra, termocycle işlemi gerçekleştirilmiş ve instron (Instron Testometric M500-25, Testometric, Rochdale, Lancashire, UK) evrensel test cihazı ile sıyırma testine tabi tutulmuşlardır. Sıyırma testi sonucunda; birinci grupta 14,85 ± 2,59 MPa, ikinci grupta 13,12 ± 3,39, üçüncü grupta 6,93 ± 2,61 MPa ve dördüncü grupta ise 12,14 ± 3,73 MPa değerleri elde edilmiştir.

Debonding işleminden sonra mine yüzeylerinde kalan adeziv miktarının değerlendirilmesi amacı ile ARI skorlaması yapılmış ve 0,75 W lazer uygulanan grup dışında kalan gruplar arasında kırılma bölgeleri açısından istatistiksel bir farklılığın olmadığı tespit edilmiştir. Ayrıca ARI skorlaması neticesinde; 0,75 W lazer uygulamasının ortodontik amaçlı pürüzlendirme işlemi için uygun olmadığı ve braket yüzeyinde daha fazla kompozit kaldığı sonucuna varılmıştır. Fosforik asit, SEP ve 1,5 W lazer uygulamalarında genel olarak mine yüzeyinde daha fazla kompozit kalmıştır. Araştırmacılar ulaşılan bu bulguların önceki çalışmalarla benzer olduğunu belirtmişlerdir.

SEM ile yapılan yüzey incelemesi sonucunda; fosforik asit ile pürüzlendirilen yüzeylerde Silverstone ve arkadaşlarının tanımladığı Tip III etching paterni, SEP ile pürüzlendirilen yüzeylerde ise Tip II etching paterni gözlenmiştir. Lazerle pürüzlendirilen yüzeylerde kompozitin resin penetrasyonuna yardımcı olan mikro

çatlaklara rastlanmıştır. 0,75 W gücünde lazerle pürüzlendirilen yüzeylerin SEM ile incelenmesi sonucunda Silverstone ve arkadaşlarının açıkladığı Tip I etching paterni gözlenmiştir. Prizma merkezlerinde belirgin boşluklar ve bal peteği görüntüsünün de belirgin bir şekilde izlendiği belirtilmiştir.

Araştırmacılar sonuç olarak; mine yüzeyinde 1,5 W gücünde yapılan pürüzlendirme işleminin yeterli yapışma direnci sağladığı ve bu yöntemin diğer pürüzlendirme yöntemlerine alternatif olabileceğini bildirmişlerdir.

Berk ve arkadaşları (103), yaptıkları çalışmalarında molar tüplerin yapıştırılması amacıyla; kumlama ve lazer ile yapılan pürüzlendirme işlemlerinin, asit ile yapılan pürüzlendirme işlemlerine alternatif olup olamayacağını araştırmışlardır. Araştırmacılar, çalışmalarında periodontal sorunlar yüzünden çekilmiş 77 adet molar diş kullanmışlar ve bu dişlerin 70 tanesini her grupta 10 adet diş olacak şekilde 7 ayrı gruba ayırmışlardır. Her gruptan 1 adet diş teste tabi tutulmamış, SEM ile incelenmek üzere ayrılmıştır. Çalışmada ARI skorları da değerlendirilmiştir. Birinci gruba 15 saniye süreyle 0,5 W gücünde Er,Cr:YSGG (Waterlase, Biolase Europe GmbH, Floss, Germany) lazer, ikinci gruba 15 saniye süreyle 0,75 W gücünde Er,Cr:YSGG lazer , üçüncü gruba 15 saniye süreyle 1 W gücünde Er,Cr:YSGG lazer, dördüncü gruba 15 saniye süreyle 1,5 W gücünde Er,Cr:YSGG lazer, 5. gruba 15 saniye süreyle 2 W gücünde Er,Cr:YSGG lazer, altıncı gruba 15 saniye süreyle % 38'lik ortofosforik asit (Pulpdent, Watertow, Massachusetts, USA) ve yedinci gruba ise 10 saniye süreyle kumlama cihazı (MicroetcherII, Danville Engineering, California, USA) yardımı ile 50 μ m'lik alüminyum oksit (GAC International, Inc., Bohemia, New York, USA) uygulanmıştır. İstenmeyen bölgelerin kumlama yöntemiyle pürüzlendirilmesini engellemek için akrilikten yapılmış 4x6 mm boyutlarındaki bir aparat kullanılmıştır. Kumlama işlemini takiben örnekler 15 saniye süresince hava su spreyi ile yıkanmış ve yüzeydeki kum artıkları uzaklaştırılmıştır. Pürüzlendirme işlemini takiben asit, lazer ve kumlama yapılan yüzeylere ince bir fırça ile bonding uygulanmış, daha sonra taban alanı 19,88 mm² olan molar tüpleri (GAC International, Inc.), mine yüzeylerine kompozit (Transbond XT, 3M UNitek, Monrovia, California, USA) yardımıyla yapıştırılmış ve 40 saniye süresiyle ışık uygulanarak polimerizasyon sağlanmıştır. Bonding işleminden sonra 37 C°'deki suda 24 saat bekletilen örnekler

daha sonra termocycle işlemine tabi tutulmuş ve Universal (Instron Testometric M500-25, Testometric, Rochdale, Lancashire, UK) test cihazı ile 0,5 mm/saniye hızında sıyırma kuvveti uygulamıştır. Sıyırma testi sonucunda; birinci grupta $2,94 \pm 1,98$ MPa, ikinci grupta $4,16 \pm 2,87$ MPa, üçüncü grupta $6,69 \pm 1,27$ MPa, dördüncü grupta $7,13 \pm 1,67$ MPa, beşinci grupta $7,17 \pm 1,69$ MPa, altıncı grupta $7,65 \pm 1,38$ MPa, yedinci grupta ise $5,39 \pm 1,64$ MPa değerleri ölçülmüştür. ARI değerlendirmesi sonucunda, 0,75 W gücünde yapılan lazer uygulaması sonrasında adeziv başarısızlık oluşurken, 1, 1,5 ve 2 W güçlerinde yapılan lazer uygulamaları sonucunda koheziv başarısızlıklar olduğu belirtilmiştir.

Araştırmacılar sonuç olarak, kumlama ve düşük enerji düzeyinde yapılan lazer uygulamalarının ortodontik molar tüplerin yapıştırılması amacıyla yapılan mine pürüzlendirilmesi için uygun olmadığını, 1,5 ve 2 W düzeyinde yapılan lazer uygulamalarının ise pürüzlendirme amacıyla konvansiyonel asit uygulamalarına alternatif olabileceğini bildirmişler ve posterior bölgede lazer cihazının manipülasyonunun zor olabileceğini vurgulamışlardır.

Çapan (21), yaptığı tez çalışmasında, Er:YAG lazerin farklı enerji seviyeleri kullanılarak yapılan mine yüzeyi pürüzlendirmesi sonrasında yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençlerini değerlendirmeyi amaçlamıştır. Araştırmada toplam 120 adet insan premolar dişi kullanılmış ve her grupta 20 diş olacak şekilde 6 ayrı grup oluşturulmuştur. Bütün dişlerin yüzeyleri pomza ile cilalandıktan sonra kontrol grubundaki dişlere 30 saniye süre ile % 37'lik fosforik asit ve diğer gruptaki dişlere ise 10 saniye süreyle sırasıyla 80 (0,8 W), 100 (1 W), 120 (1,2 W), 150 (1,5 W), 170 (1,7 W) mJ 10 Hz parametrelerinde Er:YAG lazer uygulaması yapılmıştır. Hazırlanan diş yüzeylerine paslanmaz çelik braketler (Dynalock, 3M Unitek) ışıkla sertleşen bir kompozit (Transbond XT, 3M, Unitek) yardımı ile yapıştırılmış ve örneklere universal test cihazı ile sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Her gruptan birer örnek SEM ile incelenmiştir. Çalışma sonucunda elde edilen kopma değerleri kontrol grubunda $13,02 \pm 2,4$ MPa ve diğer gruplarda sırasıyla $9,8 \pm 2,3$ MPa, $12,3 \pm 3,4$, $13,2 \pm 1,6$, $12,3 \pm 2,7$ ve $10,9 \pm 2,2$ MPa olarak ölçülmüştür. Çalışma sonucunda 80 mJ lazer uygulanan grup dışında kalan gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farkın bulunmadığı tespit edilmiştir. ARI skorları da değerlendirilmiş ve kontrol grubunun % 30'unda yapıştırıcının yarısından

azının % 35'inde ise yarısından fazlasının mine yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir. Kontrol grubunda kopmaların daha çok yapıştırıcı içinde gerçekleştiği ve 80 mJ lazer uygulanan grup dışında kalan gruplarda oluşan adeziv başarısızlığın kontrol grubundan istatistiksel olarak farklı olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. 80 mJ enerji düzeyinde yapılan lazer uygulamaları neticesinde dişlerin % 50'sinde yapıştırıcının yarısından fazlasının mine yüzeyinde kaldığının belirlendiği çalışmada, lazer uygulanan diş yüzeyleri SEM ile değerlendirilmiştir. Yapılan SEM incelemesi neticesinde kontrol grubundaki görüntülerin daha çok Tip III, 1., 2., 3. ve 4. gruplardan elde edilen görüntülerin Tip III ve Tip IV, 5. gruptan elde edilen görüntülerin ise daha çok Tip I ve IV yüzey görüntüsüne sahip olduğu belirtilmiştir. Sonuç olarak, kontrol grubu, 100, 120, 150 ve 170 mJ lazer ve asit uygulanan gruplardan elde edilen kopma değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farkın olmadığı, fakat 80 mJ lazer uygulanan gruptan elde edilen değerlerin kontrol grubundan anlamlı düzeyde düşük olduğu sonucuna varmışlardır. Lazer uygulanan gruplarda meydana gelen adeziv başarısızlığın mine adeziv arasında olduğu, lazer ve asit ile hazırlanan örneklerin SEM ile incelenmesi neticesinde önemli bir farka rastlanmadığı da belirtilmiştir.

2.4. Self-Etching Primer ile İlgili Yapılan Çalışmalar

Bishara ve arkadaşlarının (114), yaptıkları in-vitro çalışmanın amacı, Prompt L Pop (ESPE Dental AG) isimli self-etching primer kullanılarak yapıştırılan ortodontik braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerlerini asit etching yöntemiyle yapıştırılan braketlerin tutuculuk değerleriyle karşılaştırmak ve braket/yapıştırıcı kombinasyonunun kopma şeklini belirlemektir. Çalışmada kullanılan 45 adet insan büyük azı dişi % 1'lik thymol solüsyonunda saklanmıştır. Kontrol grubundaki 25 dişe % 37'lik fosforik asit uygulanmış, deney grubundaki 20 adet dişe ise Prompt L-Pop self-etching primer 15 saniye süre ile uygulanarak üretici firma talimatına göre düşük düzeyde hava basıncı tatbik edilmiştir. Oluşturulan her iki grupta da, yapıştırıcı olarak kullanılan ışıkla sertleşen Transbond XT (3M Unitek) materyaline 20 saniye süresince ışık uygulaması yapılmıştır. Her brakete 10 saniye boyunca bir kuvvet ölçer yardımıyla 300 g'lık kuvvet uygulanmış

ve taşan kompozit artıkları ince uçlu bir scaler ile temizlenmiştir. Hazırlanan örneklerin 48 saat boyunca 37 C°'deki deiyonize su içinde bekletildikleri ve test cihazına aktarılma larını sağlayacak taşıyıcı bloklara alındıkları, ayrıca bu işlem sırasında dişlerin vestibül yüzeyleri ile akriliğin yapıldığı kalıbın kaidesi arasında dik bir açı oluşmasını, böylece uygulanacak sıyırma kuvvetinin dişin vestibül yüzeyine paralel olarak gelmesini sağlayan özel bir jigin kullanıldığı belirtilmiştir. Deneyler 5 mm/dk hızında Zwick test cihazında yapılmış ve kopma gerçekleştikten sonra dişler ve braket kaideleri x10 büyütme li olarak incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, self-etching primer grubunun sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdiği tutuculuk değeri nin ($7,1 \pm 4,4$ MPa) kontrol grubuna ($10,4 \pm 2,8$ MPa) göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede az olduğu, fakat bu değeri n klinik olarak kabul edilebilir bir değeri olduğu belirtilmiştir. ARI indeksi sonuçlarına göre de iki grup arasındaki farkın istatistiksel açıdan anlamlı olduğu bildirilmiştir. Self-etching primer grubundaki 20 dişin 15'inde yapıştırıcının çoğunun diş yüzeyinde kaldığı görülmüştür.

Bishara ve arkadaşları (155) tarafından yapılan in-vitro çalışmanın amacı, üç farklı self-etching primer kullanılarak yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değeri lerini incelemektir. Çekimlerden sonra % 1'lik thymol solüsyonunda saklanan 80 adet insan büyük azı dişine orta kesici diş braketi (Victory Series, 3M Unitek) kontrol grubunda % 37'lik fosforik asit, diğeri gruplarda ise Prompt L-Pop (3M ESPE), deneysel olarak üretilen EXL547 (3M ESPE) ve florid salımlı One-Up Bond F (J. Morita, USA Inc) self-etching primerleri kullanılarak yapıştırılmıştır. Tüm deney gruplarında yapıştırıcı olarak Transbond XT (3M Unitek) kullanılmış ve üretici firma talimatlarına göre polimerizasyon için 20 saniye süre ile ışık uygulanmıştır. Her brakete 300 g'lık basınç kuvveti uygulanmış ve taşan yapıştırıcı artıkları ince uçlu scaler ile temizlenmiştir. 37 C°'de deiyonize suda 48 saat süreyle tutulan dişler akrilik bloklara alınarak, Zwick test cihazına aktarılmış ve gruplardaki braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değeri leri arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklar olduğu bildirilmiştir. One-Up Bond F ($5,1 \pm 2,5$ MPa) ve Prompt L-Pop ($7,1 \pm 4,4$ MPa) ile yapıştırılan braketlerle elde edilen tutuculuk değeri lerinin EXL 547 ($9,7 \pm 3,7$ MPa) ve fosforik asit kullanılarak asit-etching

yöntemiyle ($10,4 \pm 2,8$ MPa) yapıştırılan braketlerin tutuculuk değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede az olduğu saptanmıştır. Bu çalışmada ARI skorları değerlendirilmemiştir.

Arnold ve arkadaşları (104), in-vitro çalışmalarında, 48 adet insan dişine self etching primer uygulamış (Transbond Plus Self-Etching Primer, 3M Unitek) ve yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuğu değerlendirmişlerdir. Ayrıca, self-etching primer sürüldükten sonra braket yapıştırıncaya kadar geçen 10 dakikalık sürenin braketlerin tutuculuğu üzerindeki etkisini araştırılmışlardır. Bu amaçla toplanan 48 adet insan dişi formalinle dezenfekte edildikten sonra distile suda bekletilmiştir. Ayrıca düz bir yüzey elde edebilmek için diş yüzeylerinin aşındırıldığı belirtilmiştir. Hazırlanan örnekler, düz yüzeyleri cam tarafına denk gelecek şekilde cam lamaların üzerine yerleştirilmiş ve ardından kalıp olarak kullanılan alüminyum silindirlerin ortasına denk gelecek şekilde yerleştirilerek akrilik kalıplar hazırlanmıştır. Bu örnekler daha sonra su soğutmalı cila makinesine yerleştirilmiş ve her örnek 30 saniye süre ile 200, 400 ve 600 gritli silikon karbid frezlerle cilalanmıştır. Alüminyum silindirlerden çıkarılan örnekler distile su içerisinde muhafaza edilmiştir. Kontrol grubundaki (1.grup) örneklerle 15 saniye süreyle 3M Scotchbond asidi (3M ESPE) uygulandıktan sonra metal braketler (Victory Series, 3M Unitek) Transbond XT ile yapıştırılmış ve 40 saniye süresince ışık uygulaması yapılmıştır. Deney gruplarında bulunan dişlerin mine yüzeylerine 3 saniye süreyle self-etching primer uygulanmış ve sonra şiddetli olmayan hava sıkılmıştır. Braketler, 2. , 3. ve 4. gruplarda self-etching primer uygulamasından sırasıyla 15 saniye, 2 dakika ve 10 dakika sonra Transbond XT ile yapıştırılmışlardır. Yapıştırma işleminden sonra örnekler, 37 C°'deki distile suda 24 saat süreyle bekletilmiştir. Sıyırma deneyleri Instron deney cihazında 1 mm/dk deney hızında gerçekleştirilmiştir. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre, gruplar arasında (Sırasıyla; $9,7 \pm 3,1$ MPa, $8 \pm 1,3$ MPa, $8,4 \pm 1,5$ MPa, $9,8 \pm 3,7$ MPa) istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmamıştır. ARI skorları değerlendirildiğinde, 1. grupta 11 koheziv, 1 adeziv, 2. grupta 8 koheziv, 4 adeziv, 3. grupta 6 koheziv, 6 adeziv ve 4. grupta ise 4 koheziv 8 adeziv başarısızlığın tespit edildiği bildirilmiştir. Bu arada deney grupları için zaman protokolü oluşturma gerekliliğinden söz edilmiştir. Self-etching primer reaksiyona girdikten sonra giderek asiditesinin azalacağı ve pH

değerinin yükseleceği hipotezine dayanarak primer sürüldükten sonra braket yapıştırılınca dek ne kadar süre mine üzerinde bırakılabileceğini belirlemek için pH değerinde meydana gelen değişiklikler incelenmiştir. Bu amaçla bir ikiz pH metre kullanılmıştır. pH'ı ölçmek için materyal, bir film gibi cam elektrot üzerine serilmiştir. Mine örnekleri nemsiz bir hava kaynağı ile kurutulmuştur. Bu inceleme sonunda materyalin pH değerinin 1 olduğu ve bu değerinde diğer çalışmalarla uyumlu olduğu, fakat pH değerinin beklenildiği kadar artmadığı (10 dakikada pH 1'den 2,1'e yükselmiş), daha fazla beklenilmesi halinde buharlaşma nedeniyle inceleme için yeterli miktarda materyal kalmayacağı, bu nedenle de pH parametresinin deneysel olarak kullanılamayacağı sonucuna varılmıştır.

Zeppieri ve arkadaşları (156), tükürük kontaminasyonunun , Transbond XT (3M Unitek) ile kombine edilen neme duyarlı primer (Moisture Intensitive Primer, 3M Unitek) ve SEP (Transbond Plus Self-Etching Primer, 3M Unitek) ile yapıştırılan ortodontik metal braketlerin (Victory Series, 3M Unitek) sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları üzerindeki etkisini in-vitro olarak incelemiştir. Çalışmada kullanılan 162 adet insan premolar dişleri % 4'lük formalin solüsyonunda saklanmış ve alçı bloklara alındıktan sonra dehidratasyonu önlemek için nemli ortamda bekletilmiştir. Yapıştırma öncesi düşük devirde çalışan lastik disk ve florid içermeyen cila patıyla 5 saniye süresince cilalanmış ve ardından diş yüzeyi yıkanarak 30 saniye süreyle kurutulmuştur. Transbond XT primeri ince bir tabaka halinde sürüldükten ve 2 saniye süre ile hafif hava basıncı verildikten sonra primer'e 10 saniye ışık (Ortholux, 3M Unitek) uygulaması yapılmıştır. Neme duyarlı primer (MIP) ve Transbond Plus SEP 'in uygulandığı deney gruplarında tükürük kontaminasyonu primer uygulamasından önce, sonra ve hem önce hem de sonra olmak üzere farklı durumlarda gerçekleştirilmiştir. Braketler tüm dişlere ışıkla sertleşen Transbond XT ile toplam 20 saniye ışık uygulanarak yapıştırılmıştır. Yapıştırma işleminden sonra örnekler 37 C°'deki nemli ortamda 24 saat süreyle bekletilmiştir. Sıyırma deneyinin Instron test cihazında 1 mm/dk hızında yapıldığı belirtilen çalışmada ARI incelemeleri braketler kopartıldıktan sonra x10 büyütme ile değerlendirilmiştir. Araştırmadan elde edilen sonuçlara göre, kontrol grubu (21,3 MPa) ve neme duyarlı SEP'in kuru ortamda uygulandığı grubun (20,7 MPa) tutuculuk değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmadığı ve bu iki

gruptan elde edilen değerlerin diğer grupların tutuculuğundan anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir. Çalışmada neme duyarlı SEP'in kuru yüzeylerde kullanıldığı gruptaki kopma değeri $13,7 \pm 5,1$ MPa olarak ölçülmüştür. Transbond XT yapıştırıcısının MİP ve Transbond Plus SEP ile birlikte kullanıldığı ve tükürük kontaminasyonunun farklı durumlarda gerçekleştirildiği diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Ayrıca, kopma bölgeleri açısından da gruplar arasında anlamlı farkın görülmediği bildirilmiştir.

Büyükyılmaz ve arkadaşları (57), in-vitro çalışmalarında, kullanılan üç farklı self-etching primerin, ortodontik braketlerin (GAC, NY) sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculukları üzerindeki etkisi ve braket / yapıştırıcı kombinasyonunun kopma şeklini araştırılmışlardır. Ayrıca çalışmada, Transbond Plus isimli self-etching primer (3M Unitek) ve fosforik asit uygulanan dişlerin SEM ile incelemeleri yapılmıştır. Ortodontik tedavi amacıyla çekilen toplam 80 adet insan alt ve üst küçük azın dişleri çekimlerini takiben distile su içerisinde saklanmış ve bakteri üremesinin engellenmesi amacı ile su haftada bir kere değiştirilmiştir. Kullanılan dişler önce kronu açıkta kalacak şekilde dik olarak soğuk akriliğe gömülmüş ve daha sonra yüzeyleri pomza ile cilalanmıştır. Ardından kontrol grubundaki dişlere % 37'lik fosforik asit (Email preperator, Vivadent, Lienchensten) 30 saniye süre ile uygulanarak yıkanıp kurutulduktan sonra Transbond XT yapıştırıcısının primeri diş yüzeyine sürülmüştür. İkinci grupta self-etching primer ve bağlayıcı ajan içerdiği belirtilen Clearfil SE Bond isimli sistem kullanılmış olup, primerin 20 saniye süre ile uygulanmasının ardından diş yüzeyine hava basıncı uygulanmıştır. Sonraki aşamada bağlayıcı ajan uygulanarak hafif hava basıncı verilmiş ve 10 saniye süreyle ışık uygulaması yapılmıştır. Üçüncü grupta ışıkla sertleşen, aseton içermeyen, EP3 Universal ve EP3 Catalyst komponentlerini içerdiği belirtilen, mine ve dentine uygulanabilen Etch & Prime 3.0 isimli self-etching primer kullanılmıştır. Primerin Universal ve Catalyst komponentlerine ait birer damlanın birbiriyle karıştırılması sonucunda elde edilen karışım dişe uygulanmış ve 30 saniye beklendikten sonra 5 saniye süreyle yüzeye hava sıkılmış ve 10 saniye süresince ışık ile polimerize edilmiştir. Dördüncü grupta ortodontik self-etching primer Transbond Plus kullanılmıştır. Yüzeye 3 saniye süreyle uygulanan primere 2 saniye süreyle hafif hava sıkılmıştır. Tüm gruplarda kullanılan paslanmaz çelik küçük azı braketleri,

Transbond XT (3M Unitek) ile yapıştırılmış ve mesial ve distal yüzeylerden 10'ar saniye olacak şekilde toplam 20 saniye ışık uygulaması yapılmıştır. Yapıştırma işleminin ardında örnekler 37 C°'deki distile suda 24 saat süreyle bekletilmiştir. Sıyırma testi (Model 500, Testometric, Lancashire, UK) 0,5 mm/dk hızında gerçekleşmiştir. SEM incelemesi için fosforik asit ve Transbond Plus grubuna ait iki diş, braketler yapıştırıldıktan sonra braket kanatları arasından kesilmiştir. Reçine uzantılarının değerlendirilebilmesi amacıyla braketli örneklerin yarısı, diş yapısı tamamen çözülene kadar % 37'lik fosforik asit solüsyonunda bekletilmiştir. Transbond self-etching primerinin mine üzerindeki etkilerini incelemek için bu primer ile yapıştırılan başka örnekler yine ikiye bölünerek SEM görüntüleri değerlendirilmiştir. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre, en yüksek değer ($16,0 \pm 4,5$ MPa) Transbond Plus self-etching primerin kullanıldığı grupta ortaya çıkmış olup, diğer gruplar ile arada oluşan bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirtilmiştir. Bu grubu sırasıyla fosforik asit ($13,17 \pm 3,1$ MPa), Clearfil SE Bond ($11,57 \pm 3,3$ MPa) grupları takip etmiştir. EP3 grubunda ise en düşük tutuculuk değeri ($9,97 \pm 4,0$ MPa) bulunmuştur. x10 büyütme ile yapılan ARI incelemesi sonuçlarına göre, grupların kopma bölgeleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bildirilmiştir. Transbond Plus self-etching primer ve fosforik asit gruplarında kopmaların daha çok yapıştırıcı ile braket arasında meydana geldiği görülmüştür. Clearfil SE Bond uygulanan gruplarda ise kopma daha çok yapıştırıcının kendi içinde oluşmuştur. EP3 grubunda ise diş yüzeylerinde fazla yapıştırıcının kalmadığı görülmüştür. Çalışmadan elde edilen SEM değerlendirmelerine göre, fosforik asit ve self-etching primer uygulanan diş yüzeyleri arasında belirgin bir fark görülmediği bildirilmiştir.

Cacciafesta ve arkadaşları (108) in-vitro çalışmalarında kuru, su ve tükürük ile kontamine edilmiş üç farklı ortamda tek başına % 10'luk poliakrilik asit, % 37'lik fosforik asit ve self-etching primer uygulaması sonrasında rezin modifiye cam iyonomer siman kullanılarak yapıştırılan metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını ve bu sistemlerde meydana gelen kopma bölgelerini araştırmışlardır. Çalışmada kullanılmak üzere toplanan sığır alt kesici dişleri % 0,1'lik thymol solüsyonunda bir hafta boyunca bekletilmiştir. Çekimlerden sonra tüm dişlerin mine yüzeylerinin x10 büyütme ile stereomikroskopta incelendiği belirtilmiştir. Soğuk

akrilik ile taşıyıcı bloklar hazırlandıktan sonra dişlerin vestibül yüzeyleri su ve floridsiz cila karışımıyla düşük devirli mikromotor yardımı ile 10 saniye süre ile cilalanmıştır. Poliakrilik asit (Fuji Ortho Conditioner) uygulaması 20, fosforik asit (3M Dental Products) uygulaması ise 30 saniye süresince yapılmış ve uygulamaları takiben diş yüzeyleri yıkanmış ve kurutulmuştur. Self-etching primer (Transbond Plus Self-Etching Primer, 3M Unitek) grubunda primer komponentlerinin bir biriyle karıştırılması ile aktivasyon sağlanmış ve primer diş yüzeyine 3 saniye süre ile uygulanmıştır. Tüm gruplarda kullanılan .018 inch üst orta kesici diş paslamaz çelik braketleri (DB, Leone), Fuji Ortho LC markalı kompozit yardımı ile yapıştırılmıştır. Yapıştırma işleminden sonra hazırlanan örnekler oda sıcaklığındaki distile su içinde 24 saat süreyle bekletilmiştir. Sıyırma testi instron test cihazında 1 mm/dk hızında gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, cam iyonomer simanın tek başına kullanıldığı tüm grupların gösterdiği tutuculuk değerlerinin diğer gruplardan elde edilen değerlerden istatistiksel anlamda önemli düzeyde düşük olduğu tespit edilmiştir. Self-etching primer ile üç farklı mine yüzeyinde de yüksek tutuculuk değerleri elde edilmiş ($20,53 \pm 2,5$ MPa, $19,75 \pm 2,0$ MPa, $21,14 \pm 2,2$ MPa) ve bu değerlerin kuru ortamda uygulanan fosforik asit grubu ($18,98 \pm 3,23$ MPa) dışındaki grupların tutuculuk değerlerinden anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, poliakrilik asit ile meydana gelen tutuculuk değerleri ($12,47 \pm 2,22$ MPa, $13,09 \pm 2,57$ MPa, $11,77 \pm 1,75$ MPa) fosforik asit gruplarından, her ikisinin de su ile kontamine edildiği durumlar hariç, anlamlı derecede düşük olarak bulunmuştur. Her grup kendi içinde değerlendirildiğinde, Fuji yapıştırıcının tek başına su ($7,91 \pm 1,59$ MPa) ve tükürük ($6,84 \pm 1,07$ MPa) kontamine edildiği gruplar, kuru ortama ($4,23 \pm 1,74$ MPa) göre daha yüksek tutuculuk göstermişlerdir. Poliakrilik asit ve self-etching primer gruplarında her üç durum arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemişken, fosforik asit grubundan kuru ortamda ($18,93 \pm 3,23$) elde edilen tutuculuğun, su ($15,47 \pm 2,87$ MPa) ve tükürük kontaminasyonu ($16,98 \pm 3,58$ MPa) gruplarının tutuculuğundan anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir. ARI incelemesi sonuçlarına göre gruplar arasında kopma bölgeleri açısından anlamlı fark bulunmamıştır. Yapıştırıcının tek başına uygulandığı gruplarda diş yüzeyinde hiç

yapıştırıcı kalmadığı görülürken, poliakrilik asit uygulanan gruplarda örneklerden bir kısmının yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken bir kısmında ise yapıştırıcının yarısından azının kaldığı tespit edilmiştir. Self-etching primer uygulanan gruplarda ise örneklerin bir kısmında yapıştırıcının yarısından azı diğer bir kısmında ise yarısından fazlasının dış yüzeyinde kaldığı bildirilmiştir. Su ve tükürük ile kontamine edilen gruplardan farklı olarak kuru ortamda uygulanan fosforik asit grubunda ise yapıştırıcının yarısından fazlasının ya da tamamının dış yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir.

Dorminey ve arkadaşları (134), self-etching primer (Transbond Plus Self-Etching Primer, 3M Unitek) ve asit etching yöntemi ile pürüzlendirilen yüzeylere yapıştırılan metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını in-vitro ortamda karşılaştırmışlar ve self-etching primer sistemde yapılması gereken 2 saniyelik hava uygulamasının ihmal edilmesinin braket tutuculuğunu nasıl etkilediğini araştırmışlardır. Çekilmiş insan 3. molar dişlerinin kullanıldığı çalışmada, % 0,5'lik chloramin T solüsyonunda saklanan dişler, braketlerin yapıştırılmasına 1 hafta kala 37 C°'deki yapay tükürük içerisine alınmışlardır. Dişlerin bukkal yüzeyleri pomza ile cilalandıktan sonra, birinci gruptaki dişlere 10 saniye süreyle % 34'lük fosforik asit uygulanmış ve 5 saniye süreyle kurutulmuştur. İkinci gruptaki dişlere self-etching primer üretici firmanın direktifleri doğrultusunda uygulanmış ve uygulama sonrasında yüzeye hava sıkılmıştır. Üçüncü grupta, ikinci gruptaki işlemlerin aynısı yapılmış sadece hava uygulaması ihmal edilmiştir. Kontrol grubundaki dişlere Transbond XT primeri ince bir tabaka halinde sürüldükten sonra bütün gruplardaki dişlere, alt ikinci küçük azı braketleri (Victory Series, 3M Unitek) kompozit (Transbond XT, 3M Unitek) yardımıyla yapıştırılmış ve mesial-distalden 20'şer saniye olacak şekilde toplam 40 saniye ışık uygulaması yapılmıştır. Hazırlanan örnekler 37 C°'deki yapay tükürük içerisinde 24 saat bekletildikten sonra hızı 1 mm/dk olan cihaz ile teste tabi tutulmuşlardır. Elde edilen sonuçlara göre self-etching primer uygulanıp hava sıkılmayan gruptan elde edilen tutuculuk değerlerinin ($8,2 \pm 2,8$ MPa), asit uygulanan dişlerden elde edilen tutuculuk değerlerinden ($11,3 \pm 2,2$ MPa) ve hava sıkılarak uygulanan self-etching grubundaki dişlerden ($11,9 \pm 3,2$ MPa) istatistiksel olarak daha düşük çıktığı tespit edilmiştir. Asit-etching ve üretici firmanın talimatları

doğrultusunda uygulanan self-etching primer grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir.

Cacciafesta ve arkadaşları (107) çalışmalarında, geleneksel yöntem, neme duyarsız primer (Transbond Moisture Intensive Primer, 3M Unitek) ve self-etching primer (Transbond Plus Self-Etching Primer, 3M Unitek) uygulaması sonrasında yüzeyleri kurutulmuş ya da su ve tükürük ile kontamine edilmiş sıgır dişlerine ışıkla polimerize olan Transbond XT (3M Unitek) ile yapıştırılan ortodontik metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını ve kopma bölgelerini in-vitro olarak incelemişlerdir. Su ve tükürük kontaminasyonu primer uygulamasından önce, sonra ve hemen önce ve hemen sonra yapılan kombinasyonlar değerlendirilmiştir. Çalışmada kullanılmak üzere toplanan toplam 315 adet sürekli sıgır kesici dişi, 4 C°'deki % 1'lik thymol solüsyonunda bir hafta süreyle muhafaza edildikten sonra soğuk akrilik içerisine gömülmüşlerdir. Daha sonra diş yüzeyleri 10 saniye süresince cilalanmıştır. Uygulamayı takiben önce 30 saniye süreyle % 37'lik fosforik asit uygulanan yüzeylere daha sonra Transbond XT primeri, ya da neme duyarsız self-etching primer uygulanmış ve braketler yapıştırılmıştır. 3 saniye süresince self etching primer uygulanan diş yüzeylerine, düşük basınçta hava uygulaması yapılmıştır. Daha sonra diş yüzeylerine, .018 inch paslanmaz çelik üst orta kesici diş braketleri, Transbond XT ile yapıştırılmış ve mesial-distal yüzeylerden 10'ar saniye olacak şekilde toplam 20 saniye ışık uygulanmıştır. Deney öncesinde oda ısısında distile su içerisinde bekletilen örnekler, hızı 1 mm/dk olan Instron cihazıyla teste tabi tutulmuşlardır. Braketler koparıldıktan sonra mine yüzeyleri ve braket kaideleri x10 büyütülerek incelenmiş ve ARI skorları değerlendirilmiştir. Araştırmanın sonuçlarına göre her üç primerle kuru ortamda ($11,95 \pm 6,20$ MPa) yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuk değerlerinin, diğer şartlarda aynı primerler kullanılarak yapıştırılan braketlerin tutuculuk değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu tespit edilmiştir. Kuru ortamda ve primer uygulamasından sonra su kontaminasyonu yapıldığında, üç primer arasında önce su ile kontaminasyon gerçekleştirildiğinde, self-etching primer diğer primerlerden daha yüksek tutuculuk değerleri göstermiştir. Ayrıca primer sürülmeden önce ve sonra su ile kontaminasyon yapıldığında self-etching primerle elde edilen tutuculuk değerleri diğer gruplardan elde edilen değerlerden istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuş,

bu gruptaki en düşük tutuculuğu asit-etching grubu göstermiştir. Primer uygulamasından önce tükürük kontaminasyonu yapıldığında en yüksek tutuculuk değerini self-etching primer göstermiş, diğer gruplar arasında anlamlı fark görülmemiştir. Primer uygulamasından sonra tükürük kontaminasyonu gerçekleştirildiğinde self-etching ve neme duyarsız primerlerin asit-etching grubundan daha fazla tutuculuk gösterdikleri, tükürük kontaminasyonu primerden önce ve sonra yapıldığında ise self-etching primer ile istatistiksel açıdan en yüksek tutuculuk değerleri elde edildiği bildirilmiştir. ARI indeksi sonuçlarına göre, asit-etching yönteminin kuru ortamda uygulandığı grupta daha çok 3 skoruyla karşılaşılrken, bu yöntemin su ve tükürük ile kontamine edildiği gruplarda 0 skoru yüksek oranda görülmüştür. Kuru mineye uygulanan neme duyarsız primer grubu yüksek oranda 2 skoru gösterirken, diğer iki grup 0 skorunu göstermiştir. Üç primer her mine yüzeyi için değerlendirildiğinde, kuru ortamda uygulanan geleneksel ve neme duyarlı primerler arasında anlamlı bir fark bulunamamış, primerden önce su kontaminasyonu yapıldığında geleneksel primer diğer iki primere oranla daha çok 0 skoru göstermiştir. Primerden sonra ve hem primerden önce hem de sonra su kontaminasyonu yapılan gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Primer uygulamasından önce ve sonra, ayrıca hem önce hemde sonra tükürük kontaminasyonu yapıldığında, geleneksel primerin diğer iki primerle kıyaslandığında daha çok 0 skoru gösterdiği bildirilmiştir.

Rajagopal ve arkadaşları (138), in-vitro çalışmalarında kuru ve ıslak ortamlarda, SEP (Transbond Plus, 3M Unitek), neme duyarsız primer (Transbond MIP, 3M Unitek) ve Transbond XT yapıştırıcısına ait primer kullanılarak, çekilmiş insan premolar dişlerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı dirençlerini ve braketlerin kopma bölgelerini incelemişlerdir. Çalışmada kullanılan dişlerin braket yapıştırılmadan önce soğuk akrilik bloklara alındığı belirtilmiştir. Transbond XT primeri ve MIP'in kullanıldığı gruplarda diş yüzeyleri cilalandıktan sonra % 37'lik fosforik asit 15 saniye süreyle uygulanmış ve sonrasında yüzeylere primer veya MIP sürülmüştür. SEP'in kullanıldığı grupta ise uygulama 3 saniye süresince yapılmış ve daha sonra 15 saniye süre ile hava uygulanmıştır. Tükürük kontaminasyonunun yapıldığı gruplarda aynı işlemler uygulanmış ve kontaminasyon asit uygulamasından sonra gerçekleştirilmiştir.

Braketler Transbond XT ile yapıştırılarak mesial, distal, oklüzal ve gingivalden 10'ar saniye süreyle toplam 40 saniye ışık uygulaması yapılmıştır. Hazırlanan örnekler deney öncesinde 24 saat boyunca oda sıcaklığındaki distile su içerisinde muhafaza edilmiştir. Sıyırma deneyleri Lloyd test cihazında 1 mm/dk deney hızında gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, kuru ortamda en yüksek tutuculuk değeri gösteren SEP grubunu (11,1 MPa) daha sonra sırası ile geleneksel primer (9,54 MPa) ve neme duyarsız primer (9,27 MPa) grupları izlemiştir. Kontaminasyon yapılan gruplar karşılaştırıldığında, en yüksek tutuculuk değeri SEP (10,79 MPa) grubundan elde edilmiş olup, bu grubu neme duyarsız primerin (9,07 MPa) kullanıldığı grup ve geleneksel primer (4,6 MPa) gruplarının takip ettiği bildirilmiştir. Bütün grupların göstermiş oldukları tutuculuk değerleri tükürük kontaminasyonunun yapıldığı geleneksel primer grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ayrıca kuru ortamda SEP'in uygulandığı gruba oranla, kontaminasyon yapılan SEP grubundan anlamlı derecede yüksek tutuculuk değerleri elde edildiği belirtilmiştir. ARI skorlarının değerlendirilmesi sonucunda gruplar arasında istatistiksel farklılıkların olduğu ve 4. gruptaki değerlerin daha yüksek skorlar gösterdiği bildirilmiştir.

Cacciafesta ve arkadaşları (157), kuru ya da kan ile kontamine edilen diş yüzeylerine farklı materyallerle pürüzlendirme (% 10'luk Poliakrilik asit, % 37'lik Fosforik asit ve SEP) sonrasında yapıştırılan braketlerin sıyırma dirençlerini inceledikleri bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada kullanılan 120 adet sıgır dişi her grupta 15 örnek olacak şekilde 8 gruba ayrılmış ve bu gruplar da kontamine edilmiş ve edilmemiş örnekler olacak şekilde 4 ayrı alt gruba ayrılmıştır. Her alt grubun 1. grubundaki dişlere herhangi bir pürüzlendirme işlem yapılmamış, diğer gruplardaki dişler ise sırasıyla poliakrilik asit, fosforik asit ve SEP (Transbond Plus SEP, 3M Unitek) uygulaması ile pürüzlendirilmiştir. Çalışmada kullanılan braketlerin yapıştırılması için resin modifiye cam iyonomer siman (Fuji Ortho LC, GC Europe, Leuven, Belgium) kullanılmıştır. Bonding işlemleri sonrasında 24 saat süreyle distile su içerisinde bekletilen örneklerle daha sonra test cihazı yardımıyla sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Çalışma sonucunda kontamine edilen (Fosforik asit:16,62 MPa, SEP: 18,49 MPa) ya da edilmeyen (Fosforik asit:18,89 MPa, SEP:20,43 MPa) gruplarda en yüksek sıyırma dirençleri

asit ve SEP uygulanan yüzeylerden elde edilirken, % 10'luk poliakrilik asidin uygulandığı yüzeylerden elde edilen yapışma dirençlerinin bu gruplara oranla daha düşük olduğu ve en düşük yapışma direncinin ise hiçbir işlemin uygulanmadığı gruptan elde edildiği belirtilmiştir. Yüzeyin kuru ya da kontamine olmasının hiçbir grupta istatistiksel anlamda bir fark oluşturmadığı ve farklı pürüzlendirme yöntemlerinin kullanıldığı gruplardan elde edilen ARI skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların bulunduğu rapor edilmiştir. ARI skorlamasına göre fosforik asit, SEP ve % 10'luk poliakrilik asit uygulanan yüzeylerde meydana gelen adeziv başarısızlığın daha çok mine ve adeziv arasında olduğu rapor edilmiştir.

Türk ve arkadaşları (158), fosforik asit ve SEP ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırdıkları braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençleri farklı debonding sürelerine (5, 15, 20, 60 dakika ve 24 saat) göre değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada kullanılan çekilmiş insan premolar diş yüzeyleri, her grupta 50 adet diş olacak şekilde 2 gruba ayrıldıktan sonra SEP (Transbond Plus Self Etching Primer) ve % 37'lik fosforik asit kullanılarak pürüzlendirilmiştir. Gruplardaki diş yüzeylerine ışıkla sertleşen bir kompozit (Tansbond XT, 3M Unitek) yardımıyla braketler (Gemini, 3M Unitek) yapıştırılmış ve uygulamayı takiben toplam 20 saniye ışık uygulaması yapılmıştır. SEP uygulamaları ise 3 saniye süreyle yapılmış ve uygulamayı takiben diş yüzeyine kuvvetli olmayan hava sıkılmıştır. Her iki grupta bulunan dişler debonding sürelerine göre 5 ayrı alt gruba ayrılmış ve bu dişlere 5, 15, 30, 60 dakika ve 24 saat sonra sıyırma kuvveti uygulanmıştır. Çalışma sonucunda asit (Min:9,51 MPa, Max: 16,82 MPa) ve SEP (Min:8,97 MPa, Max:19,11 MPa) uygulanan gruplardan elde edilen en düşük değerler 5. dakikada kuvvet uygulanan gruplardan, en yüksek değerler ise 24 saat sonra kuvvet uygulanan gruplardan elde edilmiştir. Yapılan ARI skorlamalarına göre asit uygulanan gruptan daha çok 3 skoru elde edildiği ve gruplar arasında istatistiksel farklılıkların olduğu tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılan asit ve SEP ile elde edilen yapışma dirençleri arasında istatistiksel bir farkın bulunmadığını, SEP uygulanmasını takip eden 60 dakikalık süreçte yeterli yapışma direncinin sağlandığını ve SEP kullanıldıktan 5 dakika sonra brakete güvenli bir şekilde kuvvet uygulanabileceğini rapor etmişlerdir.

Kimura ve arkadaşları (133), mine yüzey pürüzlendirmesi sonrasında florid verniği uygulanmasının, yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençleri üzerine olan etkileri araştırdıkları bir çalışma yapmışlardır. Toplam 48 adet çekilmiş insan premolar dişinin kullanıldığı çalışmada dişler, her grupta 12 diş olacak şekilde 4 gruba ayrılmıştır. 1. gruptaki dişlere ($16,2 \pm 4$ MPa) florlu vernik uygulaması yapılmış ve dişler 10 gün süreyle insan tükürüğünde bekletilmiştir. 10. günü sonunda 1. gruptaki dişlere 15 saniye % 37'lik fosforik asit uygulandıktan sonra yüzeye adeziv (Transbond XT Light Cure Adhesive Primer, 3M) sürülmüş ve precoated (APC II Victory Series) braketler yapıştırılmıştır. 2. grupta ($15,4 \pm 3$ MPa) ise SEP (Transbond Plus SEP, 3M Unitek) uygulandıktan sonra aynı braketler yapıştırılmıştır. 3. ($15,3 \pm 4,3$ MPa) ve 4. ($13,2 \pm 2,8$ MPa) gruptaki dişlere 1 ve 2. gruplardaki işlemlerin aynısı uygulanmış, yalnız bu grupta florid vernik uygulaması yapılmamıştır. Hazırlanan yüzeylere braketler yapıştırıldıktan sonra dişlerin mesial ve distallerinden 10'ar saniye olacak şekilde toplam 20 saniye süreyle ışık uygulaması yapılmıştır. Hazırlanan örnekler 24 saat süreyle insan tükürüğünde bekletilmiş ve daha sonra teste tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonucunda florid uygulanan ya da uygulanmayan ve farklı primerlerin kullanıldığı yüzeylerden elde edilen sonuçlar arasında istatistiksel açıdan farklılık olmadığı sonucuna varılmıştır. Aynı şekilde ARI skorlamaları arasında da istatistiksel açıdan bir fark tespit edilmemiştir.

Korbmacher ve arkadaşları (159), florid salınımı yapan bir adeziv sistemi ile yeni bir antimikrobiyal primerin birlikte kullanımının braketlerin (Mini Diamond, Ormco, Calif.) sıyırma dirençleri üzerine olan etkilerini değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlardır. 120 adet dişin kullanıldığı çalışmada her grupta 40 (20 adet kesici ve 20 adet premolar) diş olacak şekilde 3 ayrı grup oluşturulmuştur. Çalışmada kullanılan diş yüzeyleri % 37'lik fosforik asit ile 20 saniye süresince pürüzlendirildikten sonra braketlerin yapıştırılması için 1. grupta Transbond XT (3M Unitek), 2. grupta florid salınımı yapan bir adeziv (Kurasper F) ve 3. grupta ise antimikrobiyal bir primer ile birlikte Kurasper F kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda florid salınımı yapan bonding sistemi ve antimikrobiyal SEP'in ($14,60 \pm 3,55$ MPa) beraber kullanımının sıyırma dirençlerini olumsuz yönde etkilemediği ve braketlerin bu uygulama ile yapıştırıldığı

premolar dişlerden elde edilen değerlerin Transbond XT ($10,37 \pm 3,36$) ve Kurasper F'in ($13,06 \pm 5,13$ MPa) tek başına kullanıldığı gruplardan elde edilen değerlerden yüksek olduğu bildirilmiştir. Yapılan ARI skorlaması neticesinde ise antimikrobiyal SEP ve Kurasper F'in kullanıldığı gruplarda Transbond XT ve asit uygulandıktan sonra Kurasper F'nin kullanıldığı gruplara göre diş yüzeyinde daha az adeziv kaldığı rapor edilmiştir.

Cal-Neto ve arkadaşları (160), SEP uygulanan insan premolar dişlerinin mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençlerini değerlendirdikleri bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada kullanılan 40 adet diş 2 ayrı gruba ayrılmış, 1. gruptaki ($16,24$ MPa) dişlere 15 saniye süresince % 37'lik fosforik asit (3M ESPE) ve 2. gruptaki ($13,56$ MPa) dişlere ise 15 saniye süresince SEP (Adper Prompt L-Pop, 3M Unitek) uygulandıktan sonra braketler Transbond XT markalı kompozit ile yapıştırılmış ve yüzeylere polimerizasyon amacıyla 20 saniye süreyle ışık (Ortholux XT, 3M Unitek) uygulanmıştır. Sıyırma kuvveti uygulanan gruplardan elde edilen sonuçların istatistiksel olarak farklı olmadığı tespit edilmiştir. Gruplar arasında ARI skorları açısından istatistiksel farklılığın bulunduğu ve SEP kullanılması sonucunda mine yüzeyinde daha az kompozit kaldığı rapor edilmiştir.

3.GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. GEREÇ

3.1.1. Dişler

Araştırmamızda, Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'na başvuran ve tedavi planlamaları sonucunda diş çekimine karar verilen hastalardan toplanan 200 adet küçük azı dişi (Resim 1) kullanılmıştır. 6 aylık bir süreç içerisinde toplanan dişlerin; şekil anomalisine sahip olmamalarına, çürük ya da dolgu içermemelerine, çekilme işlemini takiben minede herhangi bir kırık ya da çatlak olmamasına ve daha önce herhangi bir pürüzlendirme işlemine tabi tutulmamış olmalarına dikkat edilmiştir. Dişler, deney yapılana kadar geçen süre içerisinde oda ısısında ve % 0.09'luk NaCl izotonik solüsyonda saklanmış ve bakteri üremesini engellemek için solüsyon haftada bir değiştirilmiştir.



Resim 1: Çalışmamızda
Kullanılan Premolar Diş.

3.1.2. Braketler

Araştırmamızda 0.018' slotlu Standart Edgewise paslanmaz çelik küçük azı braketleri (DynaLock, Ref 018-403, 3M Unitek GmbH, ESPE Platz,82229 Seefeld, Germany) kullanılmıştır (Resim 2-3). Bu braketler integral kaideli olup 13,69 mm² taban alanına sahiptirler.



Resim 2: Çalışmamızda
Kullanılan Braket.



Resim 3: Çalışmamızda
Kullanılan Braketin
Tabanı.

3.1.3 Pürüzlendirme İşleminde Kullanılan Yüzey Hazırlayıcıları

Çalışmamızda, diş yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla, 2790 nm dalga boylu Er,Cr:YSGG (Waterlase Biolase,Europe, GmbH, Floss, Germany) lazer (Resim 4), 2940 nm dalga boylu Er:YAG (VersaWave, HOYA ConBion, 47733 Fremont Blvd, Fremont, USA) lazer (Resim 5), % 38'lik fosforik asit (Pulpdent, USA) (Resim 6) ve Transbond Plus Self-Etching primer (3M Unitek GmbH, ESPE Platz,82229 Seefeld, Germany) (Resim 7) kullanılmıştır. Pürüzlendirme amacıyla lazer uygulanan gruplarda pulse tekrarlama sıklığı 20 Hz (Lazerin frekansı), her bir pulse'un uygulama süresi ise 250 μ s olarak seçilmiştir. Lazer uygulamaları su soğutması eşliğinde 15 saniye süresince ve non-kontakt modda yapılmıştır. Uygulama esnasında diş yüzeyine temastan kaçınılmış fakat mümkün olan en yakın mesafede çalışılmıştır. Self-etching primer uygulamaları üretici firmanın direktifleri doğrultusunda ve fosforik asit uygulamaları ise 15 saniye süresince yapılmıştır.



Resim 4: Er,Cr:YSGG Lazer Cihazı.



Resim 5: Er:YAG Lazer Cihazı.



Resim 6: % 38'lik Fosforik Asit.



Resim 7: SEP Materyali.

3.1.4 Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Materyal

Araştırmamızda, braketlerin diş yüzeylerine yapıştırılabilmesi için Transbond XT isimli kompozit rezin (3M Dental Products, St Paul, MN, USA) ve primeri (Resim 8) kullanılmıştır. Bu rezin, ışıkla polimerize olan ve flor içermeyen no-mix yapıda bir materyal olup kompozit rezin ve primer solüsyonundan oluşmaktadır. Kompozit rezin % 14 Bis GMA, % 9 Bis MA'dan oluşmakta ve içinde % 77 oranında quartz sub-mikron silika partikülleri bulunmaktadır. Primer solüsyonu ise % 45-55 Bis EMA ve % 45-55 Trietilen-GMA içermektedir.



Resim 8: Çalışmamızda
Kullanılan Kompozit
Resin ve Primer.

3.1.5 Işık Cihazı

Çalışmamızda, braketlerin diş yüzeyine yapıştırılması için kullanılan kompozit rezin'in polimerizasyonu amacıyla Ultralite 1000 E (Rolence Enterprize Inc., 18-3 Lane 231 PU Chung Rd., Taiwan, R.O.C.) markalı Light Emission Diode (LED) ışık cihazı (Resim 9) kullanılmıştır. Kullanılan ışığın dalga boyu 440-490 nm'dir.



Resim 9: Çalışmamızda
Kullanılan Işık Cihazı.

3.1.6 Sıyırma Testi Cihazı

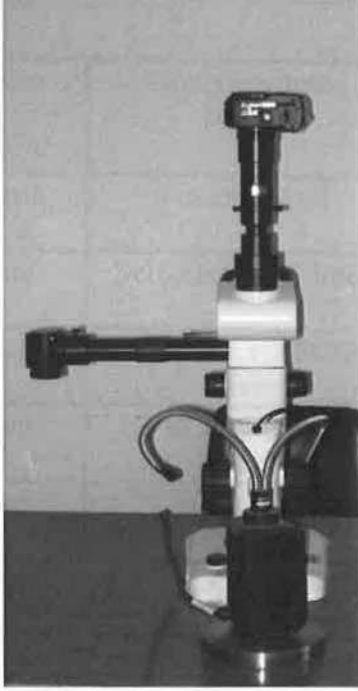
Sıyırma testi, Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan Instron Testometric M 500-25 KN (Testometric Company Ltd, Lanchaire, Rochdale, U.K.) model evrensel test cihazı (Resim 10) ile yapılmıştır. Bu aygıt birbirine paralel konumda bulunan biri sabit diğeri hareketli iki parçadan oluşmaktadır. Hareketli olan üst parça dik yönde hareket edebilmekte, böylece sabit olan alt parça üzerine monte edilen bir materyale, hareketli olan üst parça yardımı ile dik yönde gerilme ya da sıkışma kuvvetleri uygulanabilmektedir. Ayrıca uygulanan kuvvetler, alete bağlı olan bir bilgisayar yardımı ile milimetrik bir şablon üzerine Excel formatında kaydedilmekte ve bu şekilde her deney materyaline ait kopma değerleri belirlenebilmektedir.



Resim 10: Sıyırma
Kuvvetinin Uygulandığı
Test Cihazı.

3.1.7 Kopma Bölgelerinin İncelenmesinde Kullanılan Cihaz

Braketlerin koparıldığı mine yüzeylerinin incelenebilmesi için tüm örneklerin, bir stereomikroskop (Olympus SZX7, America Inc.) (Resim 11) yardımıyla fotoğrafları çekilmiş ve x10 büyütme sonrasında skorlanmıştır.



Resim 11: Kopma
Bölgelerinin
İncelenmesinde
Kullanılan Cihaz.

3.2 SIYIRMA KUVVETİYLE İLGİLİ YÖNTEM

3.2.1 Dişlerin Hazırlanması ve Braketlerin Yapıştırılması

Pürüzlendirme işlemlerini takiben integral kaideli 3M marka paslanmaz çelik edgewise braketler, Transbond XT marka ışıkla sertleşen bir kompozit rezin yardımıyla diş yüzeylerine yapıştırılmış, taşan kompozit artıkları ince uçlu bir sond yardımıyla temizlenmiş ve kompozitin polimerizasyonu amacıyla ışık uygulaması yapılmıştır. Daha sonra yapıştırılan braketlere sıyırma kuvvetleri uygulanmış ve braketlerin koparıldığı diş yüzeylerinden stereomikroskop yardımı ile alınan fotoğraflar, x10 büyütmeyle incelenerek ARI skorlaması yapılmıştır. Her gruptan 1'er adet örnek, pürüzlendirme işlemine tabi tutulduktan sonra SEM ile incelenmek üzere ayrılmıştır.

Araştırma için kullanılan 200 adet diş, her grupta 25 adet olacak şekilde biri kontrol grubu olmak üzere 8 ayrı gruba ayrılmıştır. Gruplar ve bu gruplarda yer alan diş yüzeylerinde yapılan uygulamalar Tablo 1’de görülmektedir.

Tablo 1: Çalışmayı Oluşturan Gruplar ve Uygulanan İşlemler.

Gruplar	Pürüzlendirme İşlemi	Uygulama Süresi	Kullanılan Kompozit Ve Primer	Işık Uygulama Süresi
Kontrol Grubu	Fosforik Asit	15 saniye	Transbond XT	30 saniye
1.Grup	Self-Etching Primer	5 saniye	Transbond XT	30 saniye
2.Grup	1 W Er,Cr:YSGG Lazer	15 saniye	Transbond XT	30 saniye
3.Grup	1,5 W Er,Cr:YSGG Lazer	15 saniye	Transbond XT	30 saniye
4.Grup	1,75 W Er,Cr:YSGG Lazer	15 saniye	Transbond XT	30 saniye
5.Grup	1 W Er:YAG Lazer	15 saniye	Transbond XT	30 saniye
6.Grup	1,4 W Er:YAG Lazer	15 saniye	Transbond XT	30 saniye
7.Grup	1,8 W Er:YAG Lazer	15 saniye	Transbond XT	30 saniye

Kontrol grubundaki dişlere 15 saniye süreyle % 38’lik fosforik asit uygulanmış, daha sonra diş yüzeyleri 10 saniye süreyle yıkanmış ve mine yüzeyinde beyaz buzlu görüntü oluşana kadar kuru hava ile kurutulmuştur. Kurutulan diş yüzeylerine dispozible bir fırça yardımıyla ince bir tabaka primer uygulandıktan sonra düşük basınçlı hava sıkılarak primerin dağılması sağlanmış ve kompozit rezin yardımı ile braketler yapıştırılmıştır.

1. Gruptaki dişler önce kuru hava ile hafifçe kurutulmuş, diş yüzeylerine 3-5 saniye süreyle Transbond Plus Self-etching primer (uygulamalar üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda yapılmıştır) uygulanmış, daha sonra düşük basınçlı hava sıkılarak primerin yayılması sağlanmış ve kompozit rezin yardımı ile braketler diş yüzeylerine yapıştırılmıştır.

2. Gruptaki dişlere, 15 saniye süreyle 1 W (20 Hz, 250 μ s, % 70 su, % 90 hava oranı, non-kontakt mod) gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulanmıştır. Diş yüzeyleri 10 saniye süresince pürüzlü görüntü oluşana kadar hava ile kurutulmuştur. Kurutulan diş yüzeylerine dispoziyle bir fırça yardımıyla ince bir tabaka primer uygulaması yapıldıktan sonra düşük basınçlı hava sıkılarak primerin yayılması sağlanmış, kompozit rezin yardımı ile braketler yapıştırılmıştır.

3. Gruptaki dişlere 15 saniye süreyle 1,5 W (20 Hz, 250 μ s, % 70 su, % 90 hava oranı, non-kontakt mod) gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulanmıştır. Diş yüzeyleri 10 saniye süresince pürüzlü görüntü oluşana kadar hava ile kurutulmuştur. Kurutulan diş yüzeylerine dispoziyle bir fırça yardımıyla ince bir tabaka primer uygulaması yapıldıktan sonra düşük basınçlı hava sıkılarak primerin yayılması sağlanmış, kompozit rezin yardımı ile braketler yapıştırılmıştır.

4. Gruptaki dişlere 15 saniye süreyle 1,75 W (20 Hz, 250 μ s, % 70 su, % 90 hava oranı, non-kontakt mod) gücünde Er,Cr:YSGG lazer uygulanmıştır. Diş yüzeyleri 10 saniye süresince pürüzlü görüntü oluşana kadar hava ile kurutulmuştur. Kurutulan diş yüzeylerine dispoziyle bir fırça yardımıyla ince bir tabaka primer uygulaması yapıldıktan sonra düşük basınçlı hava sıkılarak primerin yayılması sağlanmış, kompozit rezin yardımı ile braketler yapıştırılmıştır.

5. Gruptaki dişlere 15 saniye süreyle 1 W (20 Hz, 250 μ s, su soğutması altında, non-kontakt mod) gücünde Er:YAG lazer uygulanmıştır. Diş yüzeyleri 10 saniye süresince pürüzlü görüntü oluşana kadar hava ile kurutulmuştur. Kurutulan diş yüzeylerine dispoziyle bir fırça yardımıyla ince bir tabaka primer uygulaması yapıldıktan sonra düşük basınçlı hava sıkılarak primerin yayılması sağlanmış, kompozit rezin yardımı ile braketler yapıştırılmıştır.

6. Gruptaki dişlere 15 saniye süresince 1,4 W (20 Hz, 250 μ s, su soğutması altında, non-kontakt mod) gücünde Er:YAG lazer uygulanmıştır. Diş yüzeyleri 10 saniye süresince pürüzlü görüntü oluşana kadar hava ile kurutulmuştur. Kurutulan diş yüzeylerine dispoziyle bir fırça yardımıyla ince bir tabaka primer uygulaması yapıldıktan sonra düşük basınçlı hava sıkılarak primerin yayılması sağlanmış, kompozit rezin yardımı ile braketler yapıştırılmıştır.

7. Gruptaki dişlere 15 saniye süreyle 1,8 W (20 Hz, 250 μ s, su soğutması altında, non-kontakt mod) gücünde Er:YAG lazer uygulanmıştır. Diş yüzeyleri 10

saniye süresince pürüzlü görüntü oluşana kadar hava ile kurutulmuştur. Kurutulan diş yüzeylerine dispozible bir fırça yardımıyla ince bir tabaka primer uygulaması yapıldıktan düşük basınçlı hava sıkılarak primerin yayılması sağlanmış, sonra kompozit rezin yardımı ile braketler yapıştırılmıştır.

Bütün gruplarda braketlere son pozisyonları verildikten sonra taşan kompozit artıkları ince uçlu bir sond yardımıyla temizlenmiş ve daha sonra dişlerin oklüzal ve gingival yüzeylerinden 15'er saniye olacak şekilde toplam 30 saniye ışık uygulaması yapılmıştır.

3.2.2 Dişlerin Bloklanması

Pürüzlendirme işlemlerinden sonra braket yapıştırılan dişlerin deney düzeneğine aktarılabilmesi için yüksekliği 2 cm, genişliği 3 cm olan plastik bloklar içerisindeki otopolimerizan akriliğe, mine yüzeyleri açıkta kalacak şekilde yatay olarak gömülmesi işlemine geçilmiştir. Bu şekilde hem braket slotunun yere paralel konumlandırılması sağlanabilmiş, hem de daha fazla diş yüzeyinin akrilik içerisinde kalması sağlanarak diş yüzeyinde ilave retansiyon gerektirici işlemlerin uygulanması gerekliliği ortadan kaldırılmıştır.

Hazırlanan plastik blokların taban yüzeylerinin pürüzsüz olmasına ve yere tam temas etmelerine dikkat edilmiştir. Otopolimerizan akriliğe gömülen dişler üzerine yapıştırılmış braketlerin slotlarının yer düzlemine paralel olabilmesi için özel bir düzenek hazırlanmıştır (Resim 12). Yere temas eden oval bir tabla, bu tablaya dik konumda lehimlenmiş metal bir çubuk ve bu çubuğun ucuna yerleştirilmiş olan ve yere paralel bir şekilde yukarı, aşağı yönde hareket edebilen ikinci bir metal çubuktan oluşan bu düzende, yere paralel konumda olan 2. metal çubuğun ucunda braketin slotuna uyacak ince yatay bir uç bulunmaktadır.

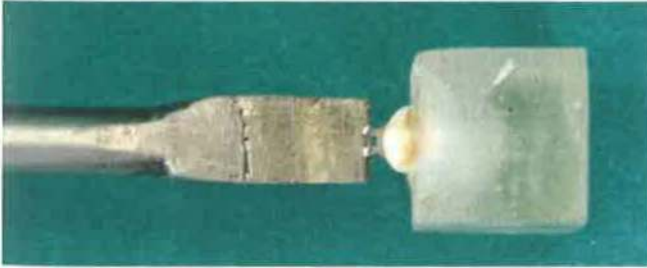
Akriliğe gömülen diş yüzeyindeki braketin yatay slotuna yerleştirilen bu uç (Resim 13-14), slotun yere paralel bir şekilde konumlanmasını sağlamıştır. Böylece tüm braketlerin yatay slotları yere paralel konumlandırılmış ve sıyırma kuvvetlerinin, braket ve diş ara yüzeyine paralel olacak şekilde uygulanması standardize edilebilmiştir.



Resim 12: Braket Slotunun
Yere Paralel
Konumlandırılmasını
Sağlayan Özel Düzenek ve
Düzenek Yardımıyla
Hazırlanmış Bir Örnek.



Resim 13: Özel Düzenek
Yardımla Hazırlanmış
Örneğin Yandan Görünüşü.



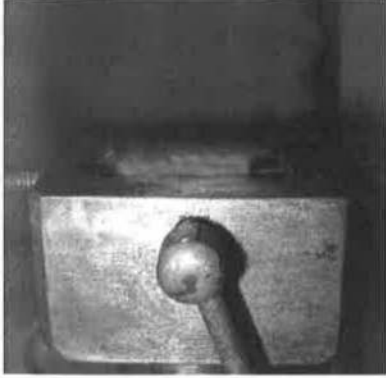
Resim 14: Özel Düzenek
Yardımla Hazırlanmış
Örneğin Yukarıdan
Görünüşü.

Akrilik polimerize olduktan sonra, braket, slotunun yere paralel konumlanmasını sağlayan özel düzenek uzaklaştırılmış ve akrilik, kendisini taşıyan plastik bloktan ayrılmıştır. Hazırlanan örnekler üzerindeki çapaklar temizlendikten sonra, oda sıcaklığında % 0,09'luk NaCl içeren izotonik solüsyon içerisinde 24 saat

süre ile bekletilmiştir. Örneklerin hazırlanması ve sıyırma testinin uygulanması arasında geçen sürede, dişlerin içinde bulunduğu solüsyon değiştirilmemiştir.

3.2.3 Adaptörün Hazırlanması

Hazırlanan örneklerin test cihazına aktarılabilmesi için özel bir adaptör kullanılmıştır (Resim 15). Paslanmaz çelikten hazırlanan dikdörtgen şeklindeki bu adaptör, plastik bloklardan çıkarılan akriliğin uyabileceği genişlik ve derinlikte olup, her bir yüzeyinde bulunan vidaların sıkılması yardımı ile akrilik kalıpların sabitlenmesi sağlanabilmektedir. Böylece her bir örnek teste tabi tutulduktan sonra cihazın tekrar kalibre edilmesine gerek kalmamış, sırası gelen örnek adaptöre sabitlenerek sıyırma kuvveti uygulanabilmiştir.



Resim 15: Akrilik Bloklara Uygun Olarak Hazırlanan Adaptör.

3.2.4 Sıyırma Testinin Uygulanması

Sıyırma kuvvetinin uygulanabilmesi için paslanmaz çelikten yapılmış sivri uçlu tornavida benzeri bir metal çubuk tasarlanmıştır. Bu çubuk, test cihazının hareketli olan üst parçasında yer alan mengene içine, yer düzlemine dik bir şekilde yerleştirilmiş ve mengenenin vidası sıkılarak üst tablaya sabitlenmiştir. Uygun konumda sabitlenen hareketli uç, deney başlamadan önce el yardımı ile braket-yapıştırıcı ara yüzeyine temas edecek şekilde pozisyonlandırılmış (Resim 16) ve cihaz çalıştırılarak örnekler sıyırma kuvveti uygulanmıştır.

Çalışmada hareketli olan üst tablanın hızı 0,5 mm / dk olarak, aygıtın uygulayacağı maksimum kuvvet ise 500 N olacak şekilde ayarlanmış ve ölçümler 0,2 N hassasiyetinde yapılmıştır.



Resim 16: Özel Adaptör Yardımıyla Sıyırma Testine Hazır Bir Örnek.



Resim 17: Sıyırma Kuvvetinin Uygulanmasında Kullanılan Test Cihazı ve Cihaza Bağlı Olan Bilgisayar.

Kopmanın gerçekleştiği anda braketeye uygulanan maksimum kuvvet, üst tablaya bağlı olan sabit bir kuvvet ölçer yardımıyla okunmuş ve bağlı bulunan bilgisayar (Resim 17) yardımıyla kaydedilmiştir. Sıyırma kuvvetiyle ilgili olarak yapılan in-vitro çalışmalarda tutuculuk değeri olarak birim alana gelen kuvvet miktarından bahsedilmektedir. Bu çalışmada da Newton olarak ölçülen değerler, braketin taban alanına bölünerek birim alana uygulanan kuvvet MegaPaskal (MPa) olarak hesaplanmış ve istatistiksel çalışma, bu değerler üzerinde yapılmıştır.

3.2.5 Mine Yüzeyinin Skorlanması

Sıyırma kuvvetinin uygulanmasının ardından, braketlerin koptuğu mine yüzeyleri de Adhesive Remnant Index (ARI) baz alınarak incelenmiştir. Bu amaçla mine yüzeylerinin fotoğrafları, makroskopik fotoğraflama yöntemiyle çekilmiş, görüntüler x10 büyütme ile değerlendirilerek skorlandırılmıştır.

Bu çalışmada Artun ve Bergland (152) tarafından tanımlanan ARI skorlaması kullanılmıştır. Değerlendirme şu şekilde yapılmıştır:

- (0) Diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmamıştır.
- (1) Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı miktarı % 50'den azdır.
- (2) Diş yüzeyinde kalan yapıştırıcı % 50'den fazladır.
- (3) Tüm yapıştırıcı braket kaidesinin izi ile birlikte mine yüzeyinde kalmıştır.

3.2.6 Hazırlanan Yüzeylerin SEM ile İncelenmesi

Pürüzlendirme işlemleri yapıldıktan sonra her gruptan rastgele seçilen 1 adet örnek, SEM ile incelenmiştir. Bu inceleme amacı ile her bir diş, % 50, % 100 etanol kullanılarak 45 dakika aralıklarda dehidrate edilmiş ve daha sonra alüminyum gövdelere yerleştirilerek altınla kaplanmıştır. Örnekler, SEM altında 20 kV'de detaylı yüzey incelemesine tabi tutulmuştur. SEM incelemesi sonucunda elde edilen fotoğraflar, Silverstone ve arkadaşları (33) ile Galil ve Wright' ın (34) belirttikleri kriterlere göre değerlendirilmiştir. Araştırmacıların belirledikleri kriterler şunlardır:

- Tip I:** Mine prizmalarının ortasının erimesi sonucunda oluşan bal peteği şeklinde görünüm.
- Tip II:** Mine prizmalarının periferlerinin erimesi sonucunda oluşan çakıl taşı şeklinde görünüm.
- Tip III:** Tip I ve Tip II'nin karışık görüntüsü.
- Tip IV:** Mine yüzey yapısının haritaya benzer, ağsı, bitmemiş yapboz şeklindeki görüntüsü.
- Tip V:** Düz, pürüzsüz yüzey görüntüsü.

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

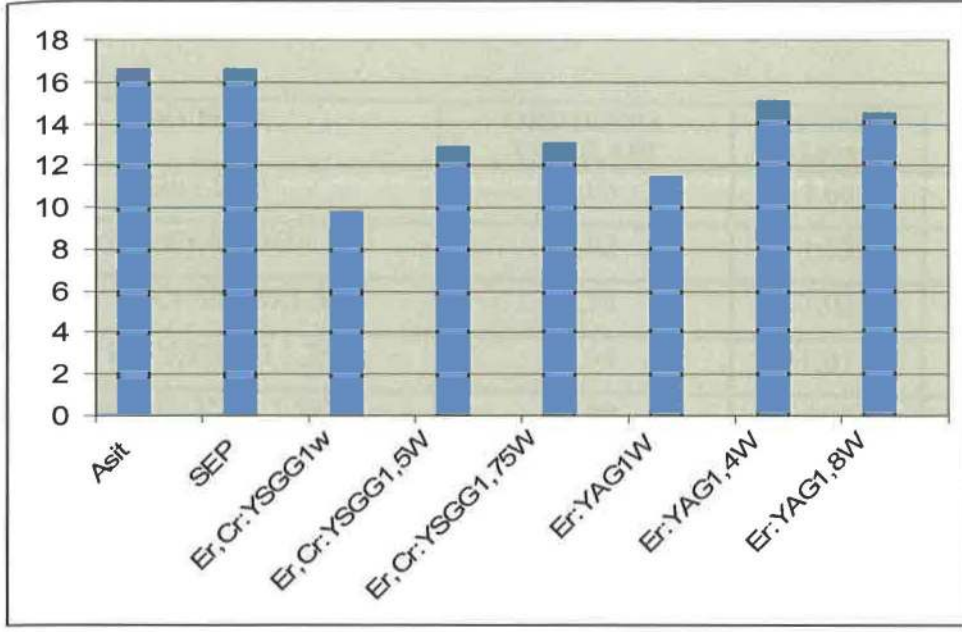
Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda tek yönlü Varyans analizi (One Way ANOVA), varyansların homojenliğinin değerlendirilmesinde Leneve testi, kontrol grubunun diğer gruplarla karşılaştırılmasında Dunnett T testi, gruplar arası çoklu karşılaştırmalarda ise Tukey HSD testi kullanılmıştır. Sonuçların anlamlılığı $p < 0,05$ düzeyinde ve % 95 güven aralığında değerlendirilmiştir. Gruplardan elde edilen ARI skorlarının karşılaştırılması için ise Chi Square testi kullanılmıştır. Bu çalışmadaki istatistiksel analizlerin tamamı bilgisayar ortamında ve SPSS 15.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) paket programı kullanılarak yapılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda, mine yüzeylerinin pürüzlendirilmesi amacıyla; ortofosforik asit, self-etching primer ve iki farklı erbium lazerin üç farklı enerji düzeyi kullanılmıştır. Tek tip braket ve yapıştırıcının kullanıldığı bu araştırmada, braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı elde edilen ortalama kopma değerleri, standart sapmalar, standart hata ve ortalamalar için % 95 güven aralığında ölçülen alt ve üst sınır değerleri Tablo 2 ve Grafik 1’de görülmektedir.

Tablo 2: Gruplardan Elde Edilen Ortalama Kopma Değerleri ve Standart Sapmalar.

Gruplar	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata	Ortalamalar İçin %95 Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst Sınır
Asit	25	16,58 MPa	3,57	,71	14,68	18,49
SEP	25	16,55 MPa	3,65	,73	14,60	18,49
Er,Cr:YSGG1 W	25	9,76 MPa	2,25	,45	8,46	11,06
Er,Cr:YSGG1,5 W	25	12,83 MPa	3,21	,64	11,36	14,29
Er,Cr:YSGG1,7W	25	13,04 MPa	3,30	,66	11,57	14,51
Er:YAG1 W	25	11,48 MPa	2,30	,46	10,37	12,60
Er:YAG1,4 W	25	15,09 MPa	3,41	,68	13,44	16,73
Er:YAG1,8 W	25	14,49 MPa	2,37	,47	13,27	15,71



Grafik 1: Gruplar ve Ortalama Kopma Değerleri.

4.1 Sıyırma Testi İle İlgili Bulgular

Gruplardan elde edilen ortalama kopma değerleri Leneve testi ile incelenmiş ve varyansların homojen olarak dağıldığı tespit edilmiştir ($p = 0,089$). Ortalama değerler arasında istatistiksel bir fark olup olmadığının belirlenebilmesi amacı ile parametrik bir test olan Tek Yönlü Anova testi kullanılmıştır. Anova testi sonucunda, gruplardan elde edilen ortalama kopma değerleri arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılıklar olduğu ($F = 9,74$ $p = 0,000$) tespit edilmiştir. Bu farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığının belirlenebilmesi amacı ile kontrol grubu ile diğer grupların karşılaştırılmasında Dunnett T testi, diğer gruplar arasındaki çoklu karşılaştırmalarda ise Tukey HSD testi kullanılmıştır. Dunnett T testi ve Tukey HSD testi sonucunda, gruplardan elde edilen çoklu karşılaştırma sonuçları sırasıyla Tablo 3 ve Tablo 4’te görülmektedir.

Tablo 3 – Gruplardan Elde Edilen Dunnet T Testi Sonuçları.

GRUPLAR	ORTALAMA FARKLARI	STANDART SAPMA	P	ÖNEM DÜZEYİ
Asit / SEP	-0,03	1,08	1,000	P>0,05
Asit / Er,Cr:YSGG 1 W	-6,82	1,12	,000	P<0,001
Asit / Er,Cr:YSGG 1,5 W	-3,75	1,02	,002	P<0,01
Asit / Er,Cr:YSGG 1,75 W	-3,54	1,01	,004	P<0,01
Asit / Er:YAG 1 W	-5,09	1,04	,000	P<0,001
Asit / Er:YAG 1,4 W	-1,49	1,04	,542	P>0,05
Asit / Er:YAG 1,8 W	-2,09	1,07	,232	P>0,05

Kontrol grubu, çalışmadaki gruplar içerisinde sıyırma kuvvetlerine karşı elde edilen en yüksek kopma değerini göstermiştir ($16,58 \pm 3,57$ MPa). Diğer gruplarla karşılaştırıldığında, kontrol grubu ile 1. , 6.ve 7. gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken ($p > 0,05$), 2. ve 5. gruplar arasında $p < 0,001$ düzeyinde, 3. ve 4. gruplar arasında ise $p < 0,01$ düzeyinde anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir.

1. Grup, uygulanan sıyırma kuvvetlerine karşı çalışmadaki 2. yüksek kopma değerini göstermiştir ($16,55 \pm 3,65$ MPa). Bu grup ile kontrol grubu, 6. ve 7. gruplar arasında istatistiksel açıdan herhangi bir farklılık bulunamazken ($p > 0,05$), 2. ve 5. gruplar arasında $p < 0,001$, 3. grup ile $p < 0,01$ ve 4. grup ile $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı farklılıkların olduğu tespit edilmiştir.

2. Grup, uygulanan sıyırma kuvvetlerine karşı en düşük kopma değerini göstermiştir ($9,76 \pm 2,25$, MPa). Bu grup ile 3. ve 5.gruplar arasında istatistiksel açıdan herhangi bir farklılık bulunamazken ($p > 0,05$), kontrol grubu, 1.ve 6. gruplar arasında $p < 0,001$, 4. grup ile $p < 0,05$ ve 7. grup ile ise $p < 0,01$ düzeyinde anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir.

Tablo 4 – Gruplardan Elde Edilen Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçları

GRUPLAR	ORTALAMA FARKLARI	STANDART SAPMA	P	ÖNEM DÜZEYİ
SEP / Er,Cr:YSGG 1 W	6,78	1,12	,000	P<0,001
SEP / Er,Cr:YSGG 1,5 W	3,71	1,02	,009	P<0,01
SEP / Er,Cr:YSGG 1,75 W	3,50	1,01	,016	P<0,05
SEP / Er:YAG 1 W	5,06	1,04	,000	P<0,001
SEP / Er:YAG 1,4 W	1,45	1,04	,857	P>0,05
SEP / Er:YAG 1,8 W	2,05	1,07	,542	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1 W / Er,Cr:YSGG 1,5 W	-3,07	1,06	,083	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1 W / Er,Cr:YSGG 1,75 W	-3,28	1,05	,044	P<0,05
Er,Cr:YSGG 1 W / Er:YAG 1 W	-1,72	1,08	,754	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1 W / Er:YAG 1,4 W	-5,32	1,08	,000	P<0,001
Er,Cr:YSGG 1 W / Er:YAG 1,8 W	-4,73	1,11	,001	P<0,01
Er,Cr:YSGG 1,5 W / Er,Cr:YSGG 1,75 W	-0,21	0,93	1,00	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1,5 W / Er:YAG 1 W	1,34	0,97	,865	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1,5 W / Er:YAG 1,4 W	-2,25	0,97	,292	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1,5 W / Er:YAG 1,8 W	-1,66	1,00	,716	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1,75 W / Er:YAG 1 W	1,55	0,96	,740	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1,75 W / Er:YAG 1,4 W	-2,04	0,96	,407	P>0,05
Er,Cr:YSGG 1,75 W / Er:YAG 1,8 W	-1,44	0,99	,829	P>0,05
Er:YAG 1 W / Er:YAG 1,4 W	-3,60	0,99	,010	P<0,05
Er:YAG 1 W / Er:YAG 1,8 W	-3,00	1,02	,076	P>0,05

3. Grup, uygulanan sıyırma kuvvetlerine karşı 6. yüksek kopma değerini göstermiştir ($12,83 \pm 3,21$ MPa). Bu grup ile 2. , 4. , 5. , 6. ve 7. gruplar arasında istatistiksel açıdan herhangi bir farklılık bulunamazken ($p > 0,05$), kontrol ve 1. gruplar arasında $p < 0,01$ düzeyinde anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir.

4. Grup, uygulanan sıyırma kuvvetlerine karşı 5. yüksek kopma değerini göstermiştir ($13,04 \pm 3,30$ MPa). Bu grup ile 3. , 5. , 6. ve 7. gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tespit edilemezken ($p > 0,05$), kontrol grubu ile $p < 0,01$, 1. ve 2. gruplar arasında ise $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir.

5. Grup, uygulanan sıyırma kuvvetlerine karşı 7. yüksek kopma değerini göstermiştir ($11,48 \pm 2,30$ Mpa). Bu grup ile 2. , 3. , 4. ve 7. gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tespit edilemezken ($p > 0,05$), kontrol grubu ve 1. gruplar arasında $p < 0,001$, 6. grup arasında ise $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir.

6. Grup, uygulanan sıyırma kuvvetlerine karşı 3. yüksek kopma değerini göstermiştir ($15,09 \pm 3,41$ Mpa). Bu grup ile kontrol grubu, 1. , 3. , 4. ve 7. gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tespit edilemezken ($p > 0,05$), 2. grup ile $p < 0,001$, 5. grup ile ise $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir.

7. Grup, uygulanan sıyırma kuvvetlerine karşı 4. yüksek kopma değerini göstermiştir ($14,49 \pm 2,37$ MPa). Bu grup ile kontrol grubu, 1. , 3. , 4. , 5. ve 6. gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark tespit edilemezken ($p > 0,05$), 2. grup ile $p < 0,01$ düzeyinde anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir.

4.2 Kopma Bölgeleri ile İlgili Bulgular

Braketlerin koparılmasından sonra elde edilen ARI skorları, Chi-Square testi ile karşılaştırılmış ve gruplar arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılıklar olduğu tespit edilmiştir (Chi-Square = 64,779, $p = 0,000$). Gruplar arasındaki bu istatistiksel farklılığın, hangi gruplardan kaynaklandığının belirlenebilmesi için önce asit ve SEP uygulanan gruplara Chi-Square testi uygulanmış ve iki grup arasında ARI skorları açısından istatistiksel bir fark olmadığı belirlenmiştir (Chi-Square = 4,089, $p = 0,252$). ARI skorları arasındaki istatistiksel farkın lazer uygulanan gruplardan kaynaklandığı tespit edilmiş ve daha sonra önce asit-lazer sonra ise SEP-lazer gruplarına Chi-Square testi uygulanarak, asit-lazer ve SEP-lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılıklar olduğu tespit edilmiştir (Asit-Lazer, Chi-Square: 55,147, $p = 0,000$, SEP-Lazer,

Chi-Square= 29,311, $p = 0,045$). Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer gruplarına uygulanan Chi Square testi sonucunda istatistiksel açıdan belirgin bir farka rastlanmamıştır (Chi-Square= 7,425, $p = 0,945$). Gruplardan elde edilen ARI skorları ve skorlarının gruplara göre oransal dağılımı Tablo 5'te görülmektedir.

Kontrol grubunun kopma bölgeleri incelendiğinde, örneklerin % 24'ünde yapıştırıcının yarısından azının, % 44'ünde ise yarısından fazlasının diş yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Bu gruptaki dişlerin % 8'ünde mine yüzeyinde hiç yapıştırıcıya rastlanmazken, dişlerin % 24'ünde yapıştırıcının tamamının braket kaidesinin iziyle birlikte diş yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir.

1. gruptaki dişler incelendiğinde, bu gruptaki dişlerin % 48'inde yapıştırıcının yarısından azının, % 28'sinde ise yarısından fazlasının diş yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir. Bu gruptaki dişlerin % 12'sinin üzerinde hiç yapıştırıcı kalmadığı, % 12'sinde ise yapıştırıcının tamamının diş yüzeyinde kaldığı görülmüştür.

2. gruptaki dişler incelendiğinde, bu gruptaki dişlerin % 56'sında diş yüzeyinde yapıştırıcı kalmazken, % 28'sinde ise yapıştırıcının yarısından azının diş yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Bu gruptaki diğer dişlerin ise % 8'inde yapıştırıcının yarısından fazlasının, diğer % 8'inde ise yapıştırıcının tamamının braket kaidesinin iziyle birlikte diş yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir.

3. gruptaki dişler incelendiğinde, bu gruptaki dişlerin % 52'sinde mine yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken, % 36'sında ise yapıştırıcının yarısından azının diş yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Bu gruptaki dişlerin % 12'sinde ise yapıştırıcının yarısından fazlası mine yüzeyinde kalmıştır.

4. gruptaki dişleri incelendiğinde, bu gruptaki dişlerin % 60'ında diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken, % 28'inde yapıştırıcının yarısından azının mine yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Bu gruptaki dişlerin % 8'inde yapıştırıcının yarısından fazlasının diş yüzeyinde olduğu, % 4'ünde ise braketin izi ile birlikte tüm yapıştırıcının diş yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir.

5. gruptaki dişler incelendiğinde, bu gruptaki dişlerin % 56'sında diş yüzeyinde yapıştırıcının kalmadığı, % 36'sında ise yapıştırıcının yarısından azının diş yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Geriye kalan dişlerin % 4'ünde yapıştırıcının

yarısında fazlası % 4'ünde de yapıştırıcının tamamının diş yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir.

6. gruptaki dişler incelendiğinde, bu gruptaki dişlerin % 60'ında diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken, % 32'sinde yapıştırıcının yarısından azının diş yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir. Bu gruptaki dişlerin % 8'inde ise yapıştırıcının yarısından fazlasının diş yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir.

7. gruptaki dişler incelendiğinde, bu gruptaki dişlerin % 54'ünde diş yüzeyinde hiç yapıştırıcı kalmazken, % 32'sinde yapıştırıcının yarısından azının diş yüzeyinde kaldığı görülmüştür. Bu gruptaki dişlerin % 4'ünde ise yapıştırıcının yarısından fazlası diş yüzeyinde kaldığı tespit edilmiştir.

Tablo 5: Gruplardan Elde Edilen ARI Skorları ve Skorların Gruplara Göre Oransal Dağılımı.

ARI İndex	Asit		SEP		ER,Cr:YSGG 1 W		ER,Cr:YSGG 1,5W		ER,Cr:YSGG 1,75 W		Er:YAG 1 W		Er:YAG 1,4 W		Er:YAG 1,8 W	
0	2	%8	3	%12	14	%56	13	%52	15	%60	14	%56	15	%60	16	%54
1	6	%24	12	%48	7	%28	9	%36	7	%28	9	%36	8	%32	8	%32
2	11	%44	7	%28	2	%8	3	%12	2	%8	1	%4	2	%8	1	%4
3	6	%24	3	%12	2	%8	0	%0	1	%4	1	%4	0	%0	0	%0

4.3 SEM İncelemesi ile İlgili Bulgular

Çalışmamızda; fosforik asit, SEP ve lazer uygulanan gruplardan birer adet diş rastgele seçilmiş ve SEM ile incelendikten sonra elde edilen mine yüzey görüntüleri, Silverstone ve arkadaşlarının (33) ile Galil ve Wright' ın (34) belirttiği sınıflama doğrultusunda değerlendirilmiştir.

Kontrol grubundaki diş yüzeyinden elde edilen SEM görüntülerinin daha çok Tip II ve Tip III görüntü özelliklerine uyduğu belirlenmiştir (Resim 18).

1.gruptaki dişler değerlendirildiğinde bu gruptaki görüntülerin daha çok Tip III yüzey özelliklerine uyduğu görülmektedir (Resim 19).

2.gruptaki dişlerin değerlendirilmesi sonucunda Silverstone ve arkadaşlarının belirtmiş oldukları Tip II ve Tip III yüzey görüntüleri elde edilmiştir. Bu gruptaki görüntülerde mine yüzeyindeki çatlaklarda izlenebilmektedir (Resim 20).

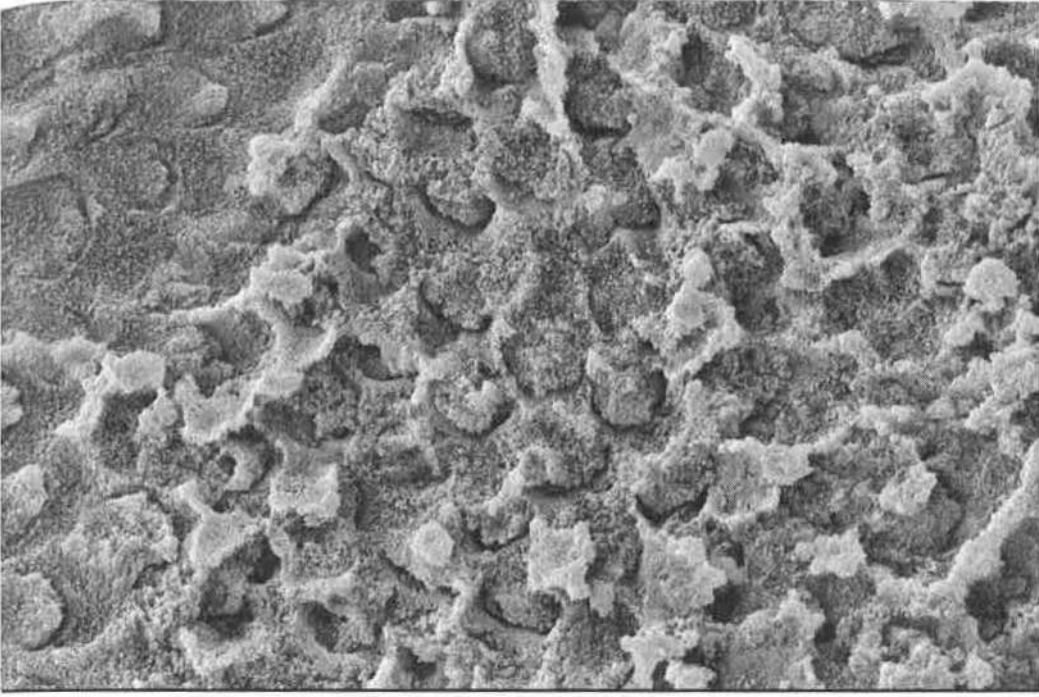
3.gruptaki dişlerin değerlendirilmesi sonucunda Tip II ve Tip III yüzey görüntüleri elde edilmiştir. Bu gruptaki görüntülerde mine yüzeyinde oluşan çatlaklar izlenebilmektedir (Resim 21).

4.gruptaki dişlerin değerlendirilmesi sonucunda Tip III yüzey görüntüleri elde edilmiştir. Görüntülerde mine yüzeyinde lazer kullanımı sonucu oluşan çatlaklar izlenebilmektedir (Resim 22).

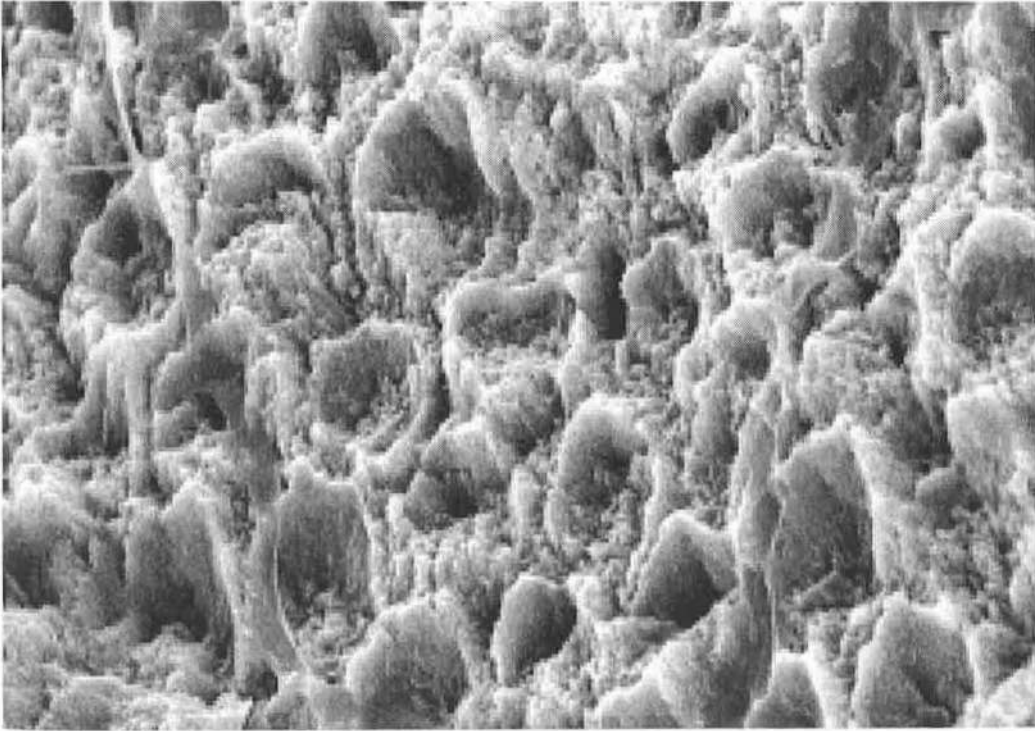
5.gruptaki diş yüzeylerinde Silverstone ve arkadaşlarının tarif ettikleri Tip I yüzey özelliklerine uyduğu görülmektedir. Lazer uygulanmamış bölgelerde ise Tip V yüzey görüntüleri izlenmektedir. Ayrıca bu grupta da mine yüzeyinde lazer uygulanmamış alanlar, çatlak ve çakıl taşı benzeri görüntülere de rastlanmıştır (Resim 23).

6.gruptaki diş yüzeylerinde Tip III yüzey görüntüleri izlenebilmektedir. Yine bu yüzeyde de lazer kullanımı sonucu oluşan çatlaklar ve çakıl taşı benzeri görüntüler izlenebilmektedir (Resim 24).

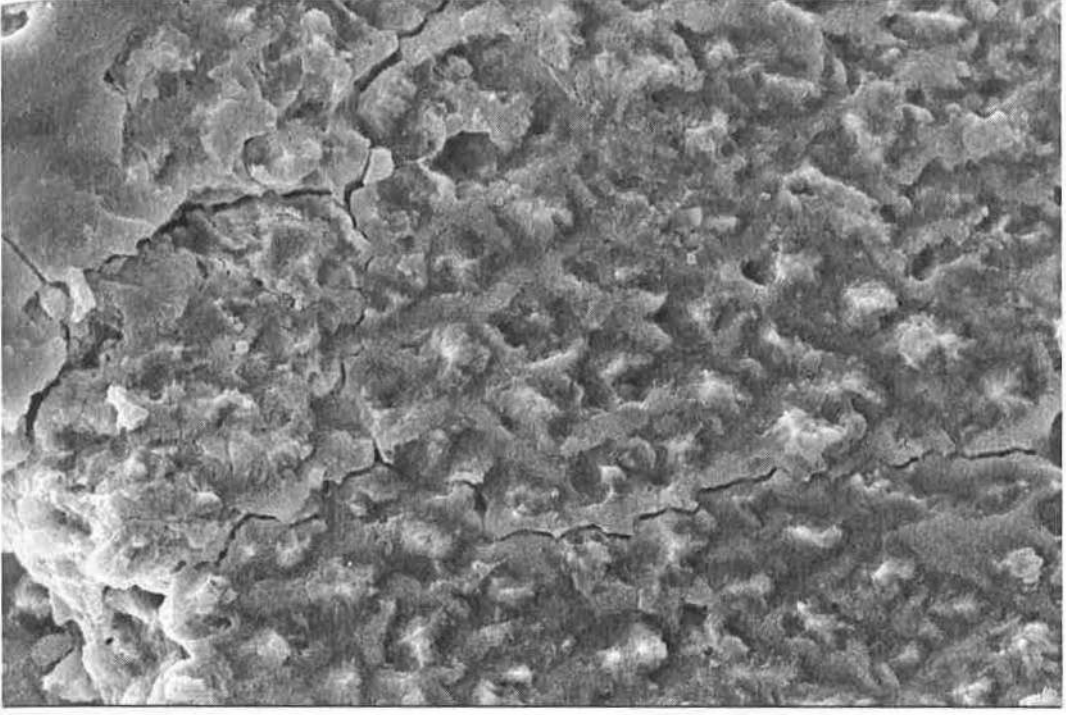
7.gruptaki dişlerden elde edilen SEM görüntüleri Tip II ve Tip III yüzey özelliklerine uymaktadır. Bu gruptan alınan görüntülerde daha uzun çatlakların olduğu ve lazer uygulanan birçok diş yüzeyinde olduğu gibi çakıl taşı benzeri yapıları izlemekte mümkündür (Resim 25).



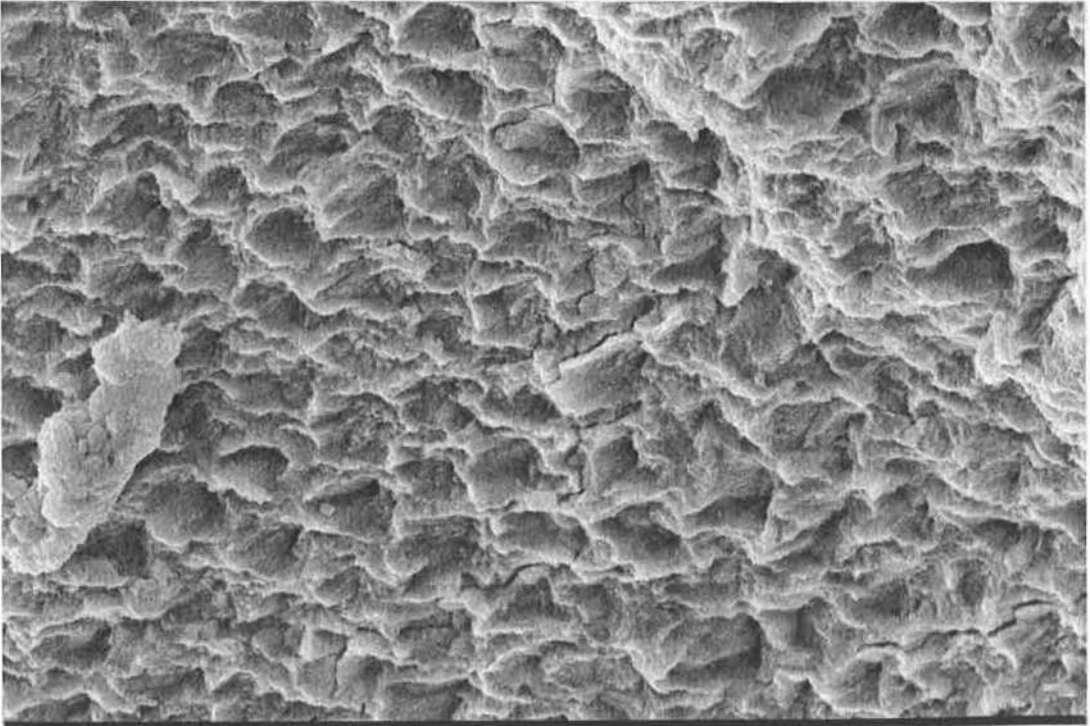
Resim 18: Fosforik Asit Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 'deki SEM Görüntüsü.



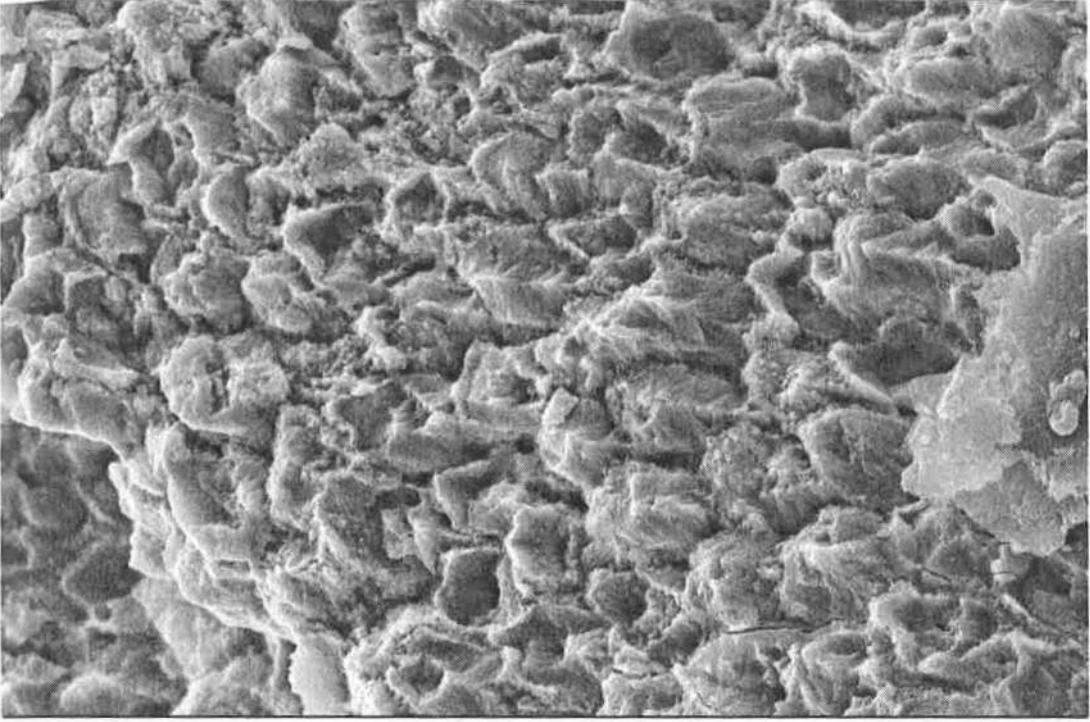
Resim 19: SEP Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 'deki SEM Görüntüsü.



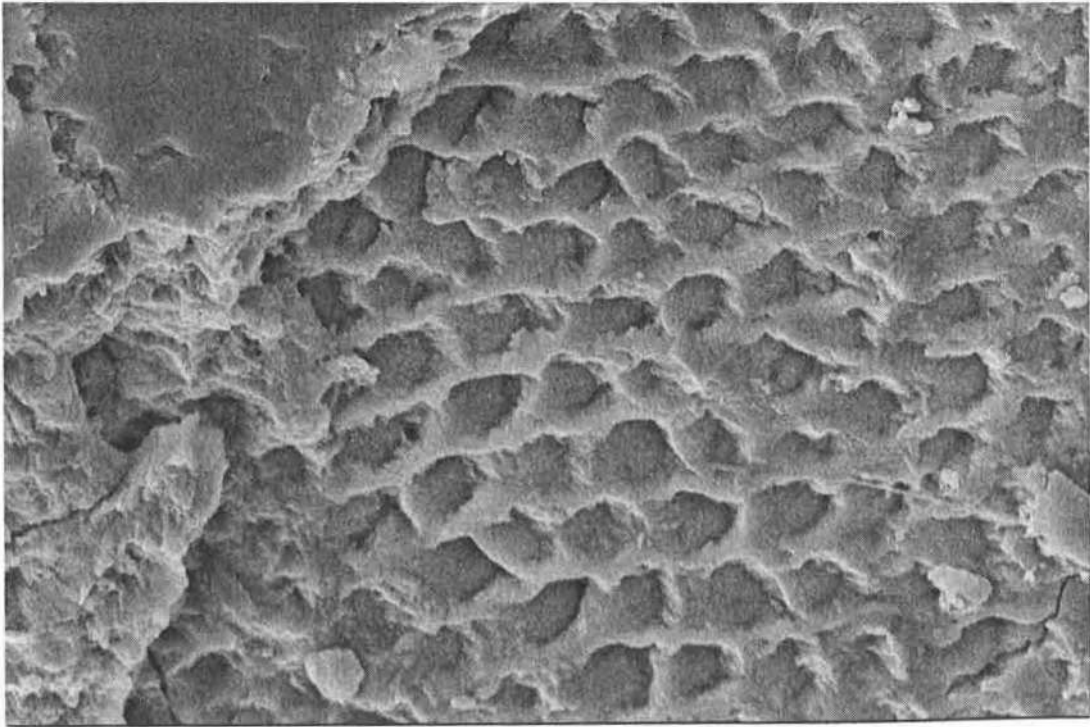
Resim 20: 1 W Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 'deki SEM Görüntüsü.



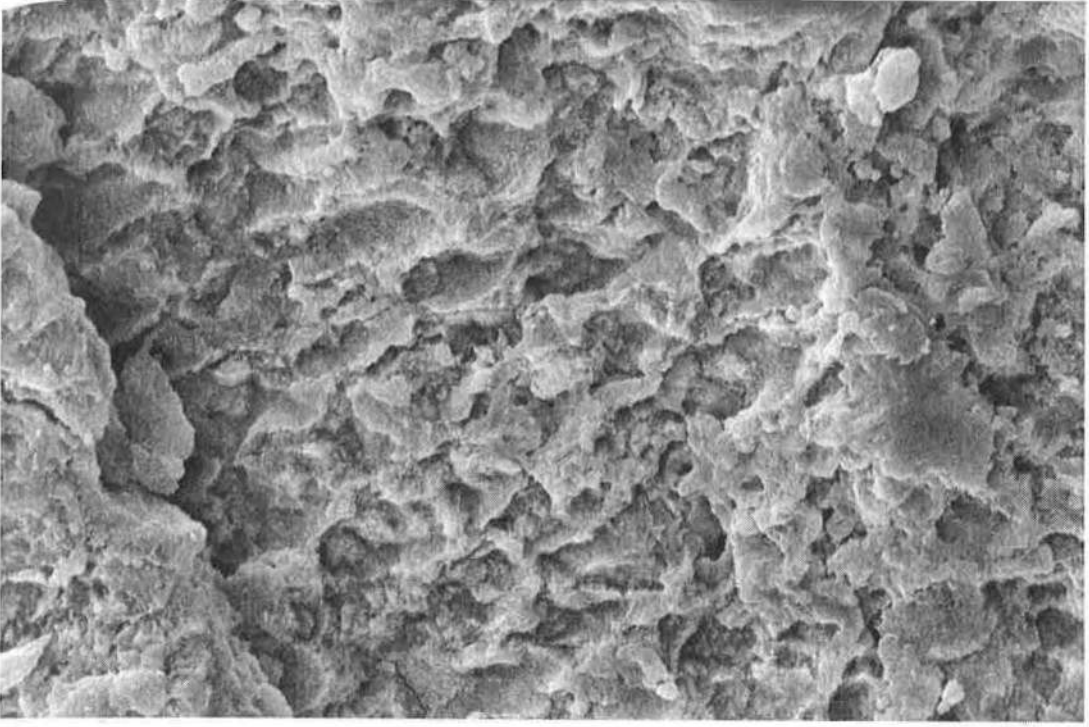
Resim 21: 1,5 W Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 'deki SEM Görüntüsü.



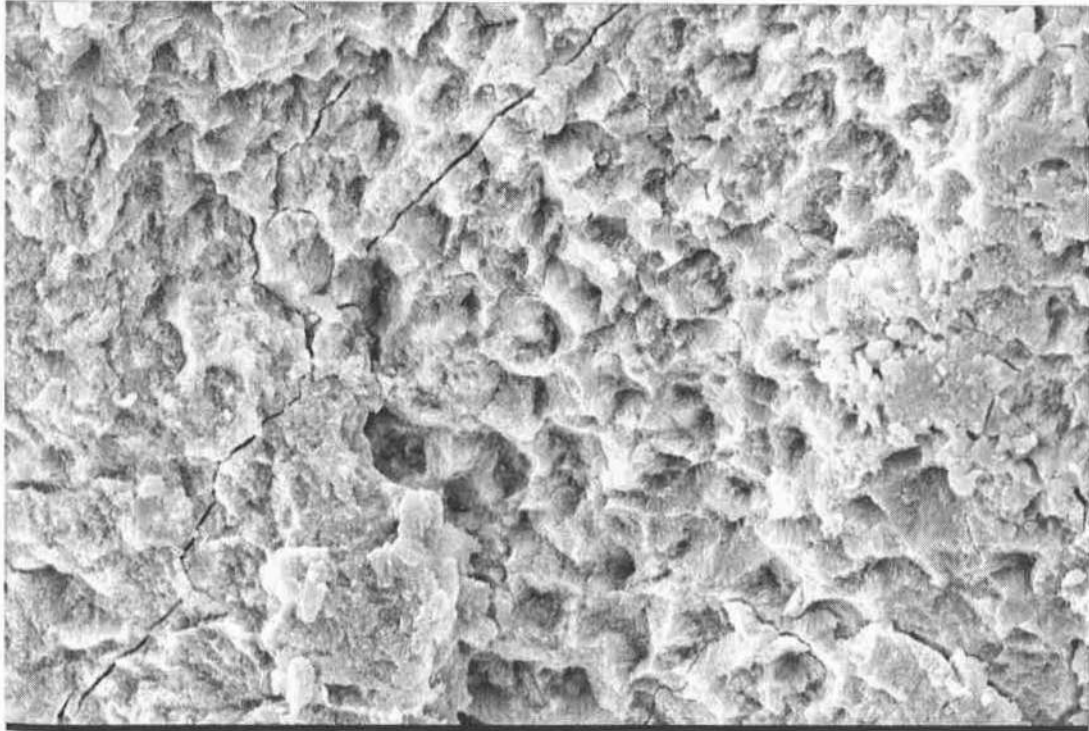
Resim 22: 1,75 W Er,Cr:YSGG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 'deki SEM Görüntüsü.



Resim 23: 1 W Er:YAG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 'deki SEM Görüntüsü.



Resim 24: 1,4 W Er:YAG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 'deki SEM Görüntüsü.



Resim 25: 1,8W Er:YAG Lazer Uygulanmış Diş Yüzeyinin x1500 'deki SEM Görüntüsü.

5. TARTIŞMA

Birçok araştırmacı (24,161) mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile ilgili çalışmalar yapmıştır. Farklı yöntemlerin (1,45) değerlendirilmesine rağmen fosforik asit ile pürüzlendirme yöntemi en çok kullanılan yöntem olmuştur. Ancak fosforik asit kullanımı neticesinde mine yüzeyinde açıkta kalan alanların demineralizasyon açısından risk oluşturmaları, hem diş hekimleri hem de ortodontistlerin önemseydiği bir dezavantajdır (7,8,26,162).

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacı ile kullanılan yöntemlerden biride kumlama (sandblasting) yöntemidir (163,164). Literatürde bu metodun kullanılması sonucunda mine yüzeyinde meydana gelen kaybın daha az ve işlemin daha pratik olduğu bildirilmesine rağmen, uygulama sonucunda klinik olarak kabul edilebilir bir yapışma direncinin sağlanamadığı belirtilmiştir (165-167).

Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla, önceleri konservatif tedavilerde kullanılan self-etching primerlerin asit ile pürüzlendirme işlemine alternatif olabileceği bildirilmiştir (10).

Son yıllarda meydana gelen gelişmelerle birlikte lazerlerin dişhekimliğindeki kullanımı artmıştır. Lazerlerin pürüzlendirme amacı ile kullanımı sonucunda fosforik asit kullanımındaki oluşuma benzer, pürüzlü ve düzensiz yüzeylerin oluştuğu belirtilmektedir (68). Literatürde lazer kullanımının ağrı ve vibrasyon oluşturmadağı, uygulama sonrasında dentin kanallarının açık kaldığı ve bu sonuçların mine yüzeyinde meydana gelen adezyonu olumlu yönde etkilediğı belirtilmiştir (23). Ayrıca lazer kullanımı sonrasında, dişlerin asit ataklarına karşı daha dayanıklı olduğu bildirilmiştir (69,70). Lazer ile pürüzlendirme prosedürünün serbest iyon salınımı yapan remineralize alanlar oluşturabileceğı (71), bununda çürük oluşumunu önleyebileceğı (61,71,72) gerçeğı tüm diş hekimlerinin olduğu gibi ortodontistlerin de ilgisini çekmektedir.

Fosforik asidin DBS amaçlı pürüzlendirme için kullanıldığı çalışmalar değerlendirildiğinde, daha çok 15 (18,20) ya da 30 (19,22) saniyelik asit uygulamalarının tercih edildiğı ve bazı araştırmacıların uygulama öncesinde diş yüzeyini kuruttuğı (19,156) belirlenmiştir. Uygulama sonrasında yüzeydeki asidin uzaklaştırılması için bazı araştırmacıların (18,103) diş yüzeyini 15 saniye, bazılarının (19,106) ise 30 saniye süresince yıkadığı anlaşılmıştır. Bu bilgiler ışığında uygulama

öncesinde diş yüzeyinin en az 5 saniye kurutulduğu, 15 saniye asit uygulaması yapıldığı, uygulanan asidin uzaklaştırılması için yüzeyin 15 saniye yıkandığı ve daha sonra 10 saniye süreyle kurutulduğu bir pürüzlendirme sürecinde, diş yüzeyinin primer uygulamasına hazır hale gelebilmesi için 45 saniyelik bir zaman harcadığı hesaplanabilir. Ayrıca, tek çene dişlerinin tamamına aynı seansta fosforik asit uygulanması neticesinde bazı dişlere yapılan asit uygulaması 60 saniyeyi aşabilmekte ve daha önce yapılan bazı çalışmalarda (2), 60 saniyenin üzerindeki asit uygulamalarının minede aşırı çözünmeye neden olduğu ve bunda yapışma direncini azalttığı belirtilmektedir. Lazer uygulama işlemi ıslak mine yüzeyinde de yapılabilmekte, su ile yapılan uygulamaların dişin canlı dokularına zarar vermediği ve 15 saniyelik lazer uygulamasının mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla yeterli olduğu daha önceki çalışmalarda belirtilmektedir (19,168). Lazerin ıslak diş yüzeyine 15 saniye süreyle uygulandığı ve yüzeyin 10 saniye kurutulduğu bir pürüzlendirme sürecinde diş yüzeyinin primer uygulamasına hazır hale gelebilmesi için 25 saniyelik bir zaman gerektiği hesaplanabilir. SEP uygulaması öncesinde yüzeyin en az 5 saniye kurutulduğu ve uygulama işleminin ise 3 saniye sürdüğü düşünülecek olursa, yüzeye şiddetli olmayan ortalama 5 saniyelik hava uygulaması neticesinde diş yüzeyinin DBS'e hazır bir hale getirilmesi için gerekli sürenin yaklaşık 13 saniye olduğu hesaplanabilir. Görüldüğü gibi hem lazer hem de SEP uygulamaları, fosforik asit uygulamasına oranla daha kısa sürmektedir. Lazer ile pürüzlendirme neticesinde mine yüzeylerinin asit ataklarına karşı daha dayanıklı olduğu (23), lazer ve SEP uygulamalarının hasta başında geçen zamanı azaltması sonucunda tükürük kontaminasyonu riskinde azalabileceği düşünülürse, her iki yönteminde fosforik aside oranla bazı avantajlar sunduğu değerlendirilebilir.

Geçmiş yıllarda araştırmacılar (18,20,22) DBS için mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla Erbium (Er:YAG veya Er,Cr:YSGG) lazerleri kullanmış ve bu sonuçları çoğunlukla fosforik asit ile elde edilen sonuçlarla karşılaştırmışlardır. Er,Cr:YSGG lazerin SEP ve fosforik asit ile karşılaştırıldığı bir çalışma (102) bulunmasına rağmen her iki erbium lazer, fosforik asit ve SEP'in birlikte karşılaştırıldığı bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayrıca mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacı ile erbium lazerlerin kullanıldığı çalışmaların (18-21) sonuçları tartışmalıdır. Yapılan araştırmalarda farklı lazer parametrelerinin

kullanıldığı ve bu araştırmaların sonuçlarının yine farklı parametrelerin kullanıldığı diğer çalışmalarla karşılaştırıldığı görülmektedir. Bu sebeple araştırmamızda, önceki çalışmaların bazılarında kullanılan ve pürüzlendirme amacı ile kullanılabileceği önerilen parametreler seçilmiştir. Çalışmamızda kullandığımız Er,Cr:YSGG lazerin tekrarlama sıklığı (20 Hz) değiştirilemediği için Er:YAG lazerin tekrarlama sıklığı da 20 Hz olarak sabitlenmiştir. Bu noktadan yola çıkarak, pürüzlendirme amacı ile Er,Cr:YSGG lazerin kullanıldığı çalışmalar (18,19) değerlendirilmiş ve bu lazerin 0,5 W ve 0,75 W parametrelerinin yeterli yapışma direncini sağlamadığı tespit edilmiş ve pürüzlendirme amacı ile daha çok 1 W, 1,5 W, 2 W parametrelerinin seçildiği anlaşılmıştır (18,19,102,103). Çalışmamızın Er,Cr:YSGG lazer uygulanan gruplarında 1 W, 1,5 W ve 1,75 W parametreleri, Er:YAG lazer gruplarında ise bu parametrelere yakın olan 1 W, 1,4 W ve 1,8 W parametreleri 20 Hz tekrarlama sıklığı ile kullanılmıştır ve bütün lazer uygulamaları hava-su soğutması eşliğinde yapılmıştır.

Çekilmiş dişlerin mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma dirençlerinin araştırıldığı diğer çalışmalar incelendiğinde, kullanılan çalışma materyalinin; araştırmamızda olduğu gibi çekilmiş insan dişleri (18,19,22,102,133), çekilmiş sığır dişleri (107,157) ya da plastik akrilik (169) bloklar olduğu görülmüştür. Araştırmamızda kullanılan çekilmiş dişler, ağız içindeki nemli ortamı taklit edecek ve minenin organik yapısını değiştirmeyecek şekilde fizyolojik solüsyon içerisinde saklanmış ve bakteri üremesini engellemek amacıyla, kullanılan solüsyon haftada bir değiştirilmiştir. Konuyla ilgili literatür incelendiğinde, yapılan çalışmaların bir çoğunda dişlerin, çalışmamızda olduğu gibi fizyolojik solüsyon (111-113) içerisinde, ya da farklı olarak alkol (110,170), timol (107,108,114), distile su (19,75,76,104), formaldehit (115) gibi solüsyonlar içerisinde bekletildiği görülmektedir. Yapılan bazı çalışmalar (142,171) ise, dişlerin farklı solüsyonlar içerisinde bekletilmesinin tutuculuk üzerinde herhangi bir fark yaratmadığını göstermektedir. Bu sebeple çalışmamızda kullanılan dişler, çalışma öncesinde ve braketlerin yapıştırılmasından sıyırma deneyinin yapılmasına kadar geçen süre içerisinde % 0,09'luk NaCl izotonik solüsyonunda muhafaza edilmiştir.

Tutuculuk ile ilgili yapılan çalışmaların birçoğunda, pürüzlendirme öncesinde mine yüzeyindeki organik artıkların uzaklaştırılması amacıyla (18,102) düşük

devirde çalışan bir mikromotor ucuna takılan kıl fırça veya plastik diskler yardımıyla florid içermeyen değişik patların kullanıldığı görülmektedir. Fakat yapılan çalışmaların bazılarında da mine yüzeyinin bu patlar ile hazırlanmasının tutuculuk açısından herhangi bir fark yaratmadığı rapor edilmiştir (95,172). Çalışmamızda, diş yüzeylerindeki organik artıklar herhangi bir pat yardımıyla temizlenmemiş, sadece orta sertlikteki bir diş fırçası yardımı ile 20 saniye süresince fırçalanarak, bu yüzeylerdeki organik artıkların kliniklerimize başvuran hastalarımıza önerildiği gibi diş fırçalama yöntemiyle giderilmesine karar verilmiştir. Tutuculuğun değerlendirildiği bazı in-vitro çalışmalarda ise dişlerin yüzey topografilerinin standardize edilmesi amacıyla farklı kalınlıklardaki karbid frezlerle mine yüzeyinin düzleştirildiği görülmektedir (104,149). Frezler yardımıyla mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi gibi bir işlemin gerçeği yansıtmayan sonuçları ortaya çıkaracağı bazı çalışmalarda (124) bildirilmiş ve yaptığımız çalışmada braketler yapıştırılmadan önce mine yüzeyine karbid ya da elmas frezlerle herhangi bir uygulama yapılmamıştır.

Ortodontik yapıştırıcıların, mine yüzeyine mekanik olarak tutunabilmeleri için diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi gerekmektedir. Bu amaçla 1950'li yıllarda Buonocore tarafından geliştirilen fosforik asit ile pürüzlendirme yöntemi en sık başvuru olan yöntem olmuştur (1). Fosforik asit uygulaması sonrasında Ca komponentleri çözünerek, mine yüzeyinde pürüzlü bir görüntü oluşmakta ve mekanik retansiyon sağlanmaktadır (51). Kullanılan fosforik asidin konsantrasyonu ve uygulama süresi gibi mekanik bağlanmayı etkileyebilecek faktörler çeşitli araştırmacılar tarafından araştırılmıştır. Yapılan çalışmalardan alınan sonuçlara göre % 30 ile % 40 yoğunluğundaki fosforik asit ile yeterli tutuculuk elde edilmekte ve günümüzde fosforik asidin en çok % 30 - 40 yoğunlukları kullanılmaktadır (34,36). Asit uygulama süresiyle ilgili yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde, 60 saniyenin üzerinde asit uygulanmasının minede aşırı çözünmeye sebep olduğu ve bununla yapışma direncini azalttığı tespit edilmiştir (2). Asit uygulama süresinin braketin yapışma direncini nasıl etkilediğini tespit etmek için yapılan diğer çalışmalarda ise 30 ile 60 saniyelik uygulama sürelerinin yeterli tutuculuğu sağladığı ve uygulamanın 10 ile 30 saniye gibi sürelerle indirilmemesinin tutuculuk ve kopma şekli açısından belirgin bir fark yaratmadığı, fakat asidin 5 saniye gibi kısa sürelerde

uygulanmasının tutuculuğu belirgin bir şekilde azalttığı tespit edilmiştir (1,46). Fosforik aside alternatif olarak geliştirilen poliakrilik ve maleik asit gibi farklı asit uygulamaları sonucunda meydana gelen tutuculuğun yeterli olmadığı, yapılan bazı çalışmalarda (12) tespit edilmiştir. Çalışmamızın kontrol grubunda kullanılan diş yüzeylerine jel formundaki % 38'lik fosforik asit 15 saniye süreyle uygulanmıştır.

Dental materyallerde meydana gelen gelişmelerin bir sonucu olarak geliştirilen ürünlerden biri olan self-etching primerler, ilk olarak restoratif diş hekimliğinde, dentin üzerinde kullanılmaya başlanmış ve daha sonra mine yüzeyine uygulanmıştır (58). Self-etching primerlerin en önemli özelliği, asit ve primerin aynı solüsyon içinde bulunmaları ve tek bir solüsyonla diş yüzeyine eşzamanlı olarak hem asit hem de primer uygulanmasına olanak tanımalarıdır. Çalışmamızda kullanılan Transbond Plus Self-etching primerin aktivasyonu, rezervuar içinde birbirinden ayrı bölmelerde bulunan komponentlerin, uygulamadan önce parmak basıncıyla sıkıştırılarak bir biriyle karıştırılması ile gerçekleşmektedir. Farklı bölgelerde bulunan bu komponentlerin kendi kendilerine karışma olasılığının olmamasının, materyalin kullanım süresini artırdığı ve karışım sonucu elde edilecek materyalin bir saat süresince aktivasyonunu koruduğu bildirilmiştir (173). Self etching primerlerin kullanılması sonucunda hasta başında geçen zamanın azaldığı ve tek kullanımlık olarak üretilmeleri nedeniyle çapraz enfeksiyon ve kontaminasyon riskinin minimuma indiği belirtilmektedir. Asit ve primer uygulamalarının tek bir aşamaya indirgenmesinin maliyeti düşürdüğü, tükürük kontaminasyonu riskini azalttığı, ayrıca yapıştırma işlemi, geleneksel yöntemlere göre daha kısa sürdüğü için hasta konforunun en üst düzeye çıktığı rapor edilmiştir (57,114,134,174,).

Ortodontik tedavilerde; metal, kompozit ya da porselenden imal edilmiş kafes örgülü (foil mesh), oluklu (integral) ve delikli (perforated) gibi farklı taban yapılarına sahip çeşitli braketler kullanılmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız DynaLock markalı metal braketler pürüzlendirilmiş döküm oluklu taban yapısına sahiptir. Daha önce yapılan çalışmalarda, kaide ve braketin ayrı ayrı üretildiği metal braketlerde birleştirme işlemleri sırasında braket kaidelerinde oluşabilecek punto ve lehim çıkıntılarının, braketin diş yüzeyine adaptasyonunu ya da kaide altındaki yapıştırıcı kalınlığının homojen dağılımını engelleyerek, yapıştırıcı içinde stres oluşmasına neden olup yapıştırıcının tutuculuğunu azalttığı (139,151,175) ve kaidesi

ile birlikte tek parça halinde dökülerek üretilen braketlerin tercih edildiği bildirilmiştir (139,175). Yapılan bir çalışmada, tutuculuk değerlerinin braketin kaide alanından ve kaidedeki retansiyon sayısından bağımsız olduğu ve tutuculuk değerleri üzerinde kaide yapısının etkili olduğu; ayrıca kafes örgülü (foil mesh) ve oluklu (integral) tipte kaide yapısına sahip braketlerin tutuculuklarının, delikli (perforated) kaide yapısındaki braketlerden daha iyi olduğu tespit edilmiştir (117). Araştırmacılar, kafes örgülü ve oluklu kaideli braketlerin tutuculuk değerlerinin, kombine olarak kullanıldıkları yapıştırıcılardan etkilendiğini ve buna bağlı olarak bu braketlerin tutuculuk değerlerinin karşılaştırıldığı farklı çalışmalarda değişik sonuçlar elde edildiğini bildirmişler ve bizim de çalışmamızda kullandığımız döküm oluklu kaideli braketlerin tutuculuklarının, kafes örgülü ve olukları makine ile sonradan açılan oluklu braketlerin tutuculuklarından daha iyi olduğunu tespit etmişlerdir (176). Çalışmamızda braket yapısının, tutuculuğu nasıl etkilediği değerlendirilmemiş ve bu amaçla bütün dış yüzeylerine aynı tip metal braketler yapıştırılmıştır.

Braketlerin dış yüzeylerine doğrudan yapıştırılması sırasında genellikle, çapraz bağlarla polimerize olmaları nedeniyle akriliklere oranla daha az polimerizasyon büzülmesi gösteren, ortamdan daha az sıvı emen ve bu nedenle daha az renklenmeye sebep olan diakrilat reçinelerin kullanıldığı bildirilmiştir (151,177). Diakrilat reçineler arasında en çok Bowen akriliği olarak bilinen BisGMA (Bisphenol A Glicidyl Metacrylate) esaslı kompozit reçinelerin kullanıldığı belirtilmiştir (132,151). Kompozit reçinelerin polimerizasyonu kimyasal ya da görünür ışıkla olmak üzere iki şekilde gerçekleşmekte ve kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerin de çift pat veya tek pat (no-mix) sistemleri bulunmaktadır (177). Kimyasal yolla sertleşen yapıştırıcıların kullanım kolaylıkları, sistemin kolay öğrenilmesi, hızlı çalışılabilmesi gibi avantajları yanında çalışma sürelerinin kısıtlı olması, ani başlayan polimerizasyon ile oluşan iç stresler nedeniyle fazla polimerizasyon büzülmesine uğramaları, çift pat sistemlerde karıştırma sırasında içlerinde hava kabarcıkları kalması nedeniyle tutuculuklarının azalması gibi dezavantajlarının mevcut olduğu belirtilmektedir (177,178). Işıkla sertleşen kompozitlerin en büyük avantajı polimerizasyon sürelerinin kontrol edilebilmesidir, ancak bu yapıştırıcı sistemlerinin ışık uygulama sürelerinin uzunluğunun klinikte dezavantaj olabileceği ve bazı araştırmacılar tarafından tutuculuklarının kimyasal

yolla sertleşen yapıştırıcılara oranla daha düşük olabileceği bildirilmiştir (179,180). Çalışmamızda kullanılan metal braketler mine yüzeylerine, ışıkla sertleşen Transbond XT markalı kompozit yardımı ile yapıştırılmış ve polimerizasyon amacı ile mesial ve distal yüzeylerden 15 saniye olacak şekilde toplam 30 saniye ışık uygulanmıştır.

Yapılan çalışmaların hemen hepsinde pürüzlendirme işlemini takiben braketler yapıştırılmadan önce, diş yüzeyine ince bir tabaka primer uygulandığı görülmektedir. Bazı çalışmalar, ışıkla sertleşen yapıştırıcılarla birlikte kullanılan primerlerin braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı tutuculuklarını etkilemediğini göstermiş ve bu sonuca dayanılarak primer gerekliliği tartışılmıştır (181,182). Buna rağmen kullanımlarının kolay olması, tutuculuğu olumsuz yönde etkilememeleri, tükürük kontrolünü kolaylaştırmaları gibi özelliklerinden dolayı çalışmaların neredeyse hepsinde primer uygulamasının yapıldığı tespit edilmiştir (29,183). Bununla birlikte primer kullanım yöntemiyle ilgili olarak da bir fikir birliği olmadığı görülmüştür. Yapılan literatür incelemesinde bazı çalışmalarda, kullanılan Transbond XT primerine braketler yerleştirilmeden önce 10 saniye süresince ışık uygulandığı (173,184), bazılarında (18,19) ise primer uygulandıktan hemen sonra ışık uygulaması yapılmadan braketin yerleştirildiği belirlenmiştir. Çalışmamızda, self-etching primer kullanılan grup dışında kalan bütün gruplarda, pürüzlendirilen mine yüzeylerine, üretici firmanın talimatları doğrultusunda ince bir tabaka primer uygulanmış, primerin dağılması için 3-5 saniye süresince hafif bir hava sıkılmış ve ışık uygulaması yapılmadan braketler yerleştirilmiştir. Bu çalışmada sadece braketlerin yapıştırıldığı kompozit rezinin polimerizasyonu amacıyla ışık uygulaması yapılmıştır.

Çalışmamızda örneklerin hazırlanması sırasında uygulanacak kuvvetin, diş-braket ara yüzeyine paralel gelebilmesini sağlamak amacıyla braket yapıştırılmış örnekler, özel bir aparat yardımıyla soğuk akrilik içeren plastik taşıyıcılara yerleştirilmişlerdir. Araştırmaların bir çoğunda çalışmamızdaki gibi diş yüzeylerine önce braket yapıştırılmış, daha sonra dişler taşıyıcı bloklara yerleştirilerek örnekler hazırlanmıştır (18,19,102). Bazı araştırmacılar (130) ise braket yapıştırdıkları dişleri direkt olarak test cihazına bağladıklarını bildirmişlerdir. Örneklerin test cihazına direkt olarak bağlanmasının standardizasyon eksikliğine sebep olabileceğini

düşünmekteyiz. Bazı çalışmalarda (112,117) ise dişler, braketler yapıştırılmadan önce taşıyıcılara gömülmüşlerdir. Fakat bu şekilde hazırlanan örneklerde kuvvet, braket-diş ara yüzeyine değil, sadece diş yüzeyine paralel olarak uygulanabilmekte buda sıyırma ve çekme kuvvetleri uygulanırken istenmeyen yönde kuvvetlerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır (115,185).

Çalışmamızda kullanılan dişler, braketlerin yapıştırılmasından deneylerin yapılmasına kadar geçen 24 saatlik süre içerisinde, ağız ortamının taklit edilmesi amacıyla % 0,09'luk NaCl fizyolojik solüsyonu içinde ve ağız içi ısıyı taklit edecek şekilde 37 ± 1 C°'deki etüvde bekletilmiştir. Braketlerin yapıştırılması ve deneyin yapılması arasında geçen sürede, araştırmacılar örnekleri saklamak için su (140,170), distile su (19,74), suni tükürük (133,134), fizyolojik solüsyon (111) gibi farklı sıvılardan faydalanmışlardır. Bazı araştırmacılar (18,19) ağız içi şartları taklit edebilmek için örneklerini, ısısı 4-55 C° arasında değişen ısı değişim banyosu işlemine tabi tutmuşlardır. Ancak ısı değişim banyosunda tutulan ya da 37 C° etüvde bekletilen örneklerin tutuculukları arasında belirgin bir fark olmadığı tespit edilmiştir (125).

Bu çalışmada, mine yüzeyine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri tutuculuğun değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Konuyla ilgili literatürler incelendiğinde, çalışmaların birçoğunda sadece sıyırma (18,45,68,76) ya da sadece çekme kuvveti (20,75,111), az sayıda çalışmada (116,142) ise her iki kuvvetin birden uygulandığı görülmüştür.

Yapılan çalışmaların (18,19,102) birçoğunda tutuculuk değerlerinin ölçülmesinin ardından, kopan braket kaideleri ve bu braketlerin koptuğu mine yüzeyleri incelenmiş ve kopmanın meydana geldiği bölgenin belirlenmesine çalışılmıştır. Çalışmamızda kopma bölgelerinin belirlenmesinde Artun ve Bergland (152) tarafından tanımlanmış olan ARI indeksi kullanılmıştır. Braketler koparıldıktan sonra, ayrıldıkları mine yüzeylerinin incelenmesi için tüm örneklerin, makroskopik fotoğraflama yöntemiyle fotoğrafları çekilmiş ve elde edilen görüntüler x10 büyütme ile büyütülerek skorlandırılmıştır. Araştırmacıların birçoğu (1,126), kopma bölgelerini bu indeksin modifikasyonlarından yararlanarak belirlerken, bazı araştırmacılar (110,186) ise sadece kopmanın yapıştırıcı içinde, kaide ile yapıştırıcı arasında ya da mine ile yapıştırıcı arasında olduğunu belirtmekle yetinmişlerdir.

Tutuculuk kuvvetlerinin değerlendirilmesini takiben kopma bölgelerinin incelendiği bazı araştırmalarda (187) , kopma bölgelerinin belirlenebilmesi amacıyla sadece optik değerlendirme yapıldığı bildirilirken, kopma bölgeleri ve mine yüzeyinde meydana gelen değişikliklerin beraber incelendiği araştırmalarda (19,45) stereo ışık mikroskobundan yararlanılmıştır. Bu araştırmaların bazılarında (111,142) mine yüzeyinde meydana gelen topografik değişikliklerin daha detaylı incelenmesi için seçilen bazı örnekler SEM ile incelenmiş, ya da yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi amacıyla profilometreden yararlanılmıştır (73,74).

5.1 Fosforik Asit Uygulanan Gruplardan Elde Edilen Bulguların Tartışılması

Çalışmamızın kontrol grubunda % 38'lik fosforik asit ile pürüzlendirilen örneklerden elde edilen yapışma direnci $16,58 \pm 3,5$ MPa olarak ölçülmüştür.

Lee ve arkadaşlarının (22), yaptıkları çalışma sonucunda fosforik asit ile pürüzlendirilen gruplardan elde edilen ortalama kopma değerinin $11,8 \pm 1,8$ N olduğu belirtilmiştir. Fosforik asidin 30 saniye süreyle uygulandığı çalışmada, araştırmamızdakinden farklı braket ve kompozit materyali kullanılmış ve kompozitin polimerizasyonu amacı ile çalışmamızdakinden daha uzun bir süre ışık uygulaması yapılmıştır. Ayrıca araştırmamızda braketlerin yapıştırıldığı dişler akrilik kalıplara alındıktan sonra deney cihazında braket-diş ara yüzeyine kuvvet uygulanmıştır. Lee ve arkadaşları ise yapıştırdıkları braketlere özel bir düzeneğe bağlı bir tel yardımı ile kuvvet uygulamışlardır. Çalışma sonucunda elde edilen yapışma direncinin araştırmamızda elde edilen değerden daha düşük olmasının, Lee ve arkadaşlarının kullandığı farklı braket ve kompozit materyali ve farklı deney düzeneğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Insua ve arkadaşlarının (20)** yaptıkları çalışmada, fosforik asit uygulanan yüzeylerden elde edilen kopma değerinin ($14,05 \pm 5,03$ MPa) çalışmamızda elde edilen ($16,58 \pm 3,5$ MPa) değere yakın olduğu tespit edilmiştir. Bu çalışmada da farklı braket ve kompozit materyaller kullanılmıştır. **Başaran ve arkadaşları (18) ve Özer ve arkadaşlarının (102)** yaptıkları çalışmalarda, 15 saniye süreyle % 37'lik fosforik asit ile pürüzlendirilen gruplardan elde edilen kopma değerlerinin ($14,85 \pm 2,59$ MPa) çalışmamızda elde edilen değerlere yakın

olduğu görülmektedir. Bu araştırmacıların yaptıkları çalışmalarda da çalışmamızda kullanılandan farklı bir braket kullanıldığı ve örnek sayılarının ($n = 15$) da araştırmamızdakinden daha az olduğu tespit edilmiştir. **Üşümez ve arkadaşlarının (19)** yaptıkları çalışma sonucunda 30 saniye süreyle % 37'lik fosforik asidin uygulandığı gruplardan elde edilen kopma değerleri ($8,23 \pm 2,3$ MPa), çalışmamızda elde edilen değerlerden oldukça düşüktür. Araştırmacılar çalışmalarında, çalışmamızdakinden farklı tipte braket ve kimyasal olarak polimerize olan bir kompozit rezin kullanmışlardır. Çalışmalardan elde edilen değerler arasındaki bu farklılığın her iki çalışmada kullanılan materyal farklılıklarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Kim ve arkadaşlarının (106)** yaptıkları çalışma sonucunda, % 37'lik fosforik asit ile 30 saniye süresince pürüzlendirilen gruplardan elde edilen kopma değerinin ($11,8 \pm 1,7$ MPa), çalışmamızın kontrol grubundan elde edilen değerden oldukça düşük olduğu belirlenmiştir. Araştırmacıların, çalışmamızdakinden daha düşük bir kopma direnci elde etmelerinin sebebinin kimyasal olarak polimerize olan kompozit ve farklı bir braket kullanmalarına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz. **Çapan (21)**, % 37'lik fosforik asit ile 30 saniye süresince pürüzlendirilen premolar dişlere yapıştırdıkları braketlerden elde ettikleri kopma değerinin $13,02 \pm 3,4$ MPa olduğunu belirtmiştir. Aynı yapıştırıcı sistemi ve braketlerin kullanıldığı çalışmamızda, Çapan' ın kontrol grubunda elde ettiği değerlerden daha yüksek değerler elde edilmiştir. Araştırmamızda Çapan' ın kullandığı oranda fosforik asit daha kısa süreyle uygulanmıştır. Daha önce yapılan bazı çalışmalarda (188), % 37'lik fosforik asit kullanımı sonucunda mine yüzeyinde $8,8 \mu$ ile $16,4 \mu$ arasında değişen miktarlarda madde kaybının görüldüğü rapor edilmiş, ancak oluşan madde kaybının uygulama süresi ve asit konsantrasyonuna bağlı olarak minimum 10 - 30 μ ile maksimum 170 μ gibi geniş bir aralıkta değişebildiği de bildirilmiştir. Araştırmalar arasında meydana gelen farklılığın mine yüzeylerinde meydana gelmesi muhtemel madde kaybı farklılıklarına ve örneklerin hazırlanması aşamasında uygulamacılardan kaynaklanabilen deney farklılıklarına bağlı olabileceğini düşünmekteyiz. Sonuç olarak her iki çalışmadan elde edilen kopma değerleri, klinik olarak kabul edilen 6 - 8 MPa değerinin oldukça üzerindedir. **Bishara ve arkadaşları (114,155)**, farklı pürüzlendirme yöntemlerinin braketlerin sıyırma dirençleri üzerine olan etkilerini inceledikleri farklı iki çalışmada, % 37'lik

fosforik asit uygulanan gruplardan elde edilen kopma değeri $10,4 \pm 2,8$ MPa olduğunu tespit etmişlerdir. Araştırmamızda, bu çalışmalarda elde edilenden daha yüksek kopma değerlerinin elde edilmesinin sebebinin Bishara ve arkadaşlarının deney için kullandıkları diş tipi ve bu dişlere yapıştırdıkları farklı braketlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Büyükyılmaz ve arkadaşları (57)**, farklı pürüzlendirme yöntemlerini uyguladıkları çalışmalarının sonucunda % 37'lik fosforik asidin 30 saniye uygulandığı gruptan elde edilen kopma değeri $13,17 \pm 3,1$ MPa olduğunu belirtmişlerdir. Bu değer çalışmamızın kontrol grubunda elde edilen değerden daha düşüktür. Araştırmalar arasındaki farklılığın, Büyükyılmaz ve arkadaşlarının çalışmamızda kullanılan farklı bir braket (GAC, NY) kullanmalarından ve yapıştırılan braketlerin polimerizasyonu için çalışmamızdakinden daha kısa süre ile ışık uygulanmasından (20 saniye) kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Cacciafesta ve arkadaşları (108)**, farklı yöntemlerle pürüzlendirdikleri sığır dişlerine rezin modifiye cam iyonomer siman kullanarak yapıştırdıkları braketlerin sıyırma dirençlerini değerlendirmişler ve % 37'lik fosforik asit kullanılan örneklerden elde edilen kopma değerlerinin $18,98 \pm 3,23$ Mpa olduğunu belirtmişlerdir. Bu değer çalışmamızın kontrol grubundan elde edilen değerden yüksektir. Araştırmacılar çalışmamızda kullanılan farklı bir diş, braket ve kompozit yerine de rezin modifiye cam iyonomer siman kullanmışlardır. Çalışmalardan elde edilen değerler arasındaki bu farklılığın, araştırmacıların kullandıkları materyal farklılıklarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Yine aynı araştırmacıların (107) yaptığı diğer bir çalışmada ise, salya kontaminasyonunun yapışma dirençlerini nasıl etkilediği değerlendirilmiş ve % 37'lik fosforik asidin salya ile kontamine edilmeden uygulandığı gruplardan elde edilen kopma değeri $11,95 \pm 6,20$ MPa olduğu belirtilmiştir. Bu değerler çalışmamızın kontrol grubunda elde edilen değerlerden oldukça düşüktür. Çalışmalar arasında meydana gelen bu farklılığın; Caciafesta ve arkadaşlarının kullandıkları diş (sığır kesici dişleri) ve braket farklılığından, polimerizasyon amacıyla çalışmamızdakinden daha az süreyle ışık uygulanmasından ve araştırmada kullanılan örnek sayısının ($n = 15$) çalışmamızdakinden daha az olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca asit uygulanan gruptan elde edilen standart sapma değeri de oldukça yüksek olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Cacciafesta ve arkadaşlarının (157) yapmış oldukları diğer bir çalışmada ise, kuru veya kan ile kontamine edilmiş yüzeylere farklı pürüzlendirme yöntemlerini uygulamışlar ve kuru yüzeylere fosforik asit uygulanması sonucunda çalışmamızdakinden (16,58 MPa) daha yüksek kopma değerleri (18,89 MPa) elde etmişlerdir. Çalışmalar arasındaki bu farklılığın deney için kullanılan materyal farklılıklarından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. **Türk ve arkadaşları (158)**, insan premolar diş yüzeylerine pürüzlendirme amacı ile farklı yöntemlerin uygulanmasından sonra farklı debonding sürelerinin yapışma direnci üzerine olan etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, % 37'lik fosforik asit uygulaması sonrasında braketlerin yapıştırıldığı ve 24 saat sonra debonding işleminin yapıldığı gruptan elde edilen ortalama kopma değerinin 16,82 MPa olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda fosforik asidin uygulandığı kontrol grubundaki dişlere, braketler yapıştırıldıktan 24 saat sonra sıyırma kuvveti uygulanmış ve Türk ve arkadaşlarının elde ettikleri değere oldukça yakın bir değer elde edilmiştir. Bu açıdan çalışmalardan elde edilen sonuçlar uyumludur. Araştırmamızdakine benzer sonuçların elde edildiği diğer bir çalışma ise **Kimura ve arkadaşları (133)** tarafından yapılmıştır. Çalışmada % 37'lik fosforik asidin kullanıldığı gruptan elde edilen ortalama kopma değerinin $15,3 \pm 4,3$ MPa olduğu belirtilmiştir. **Korbmacher ve arkadaşlarının (159)** yaptıkları çalışma sonucunda, % 37 'lik fosforik asidin kullanıldığı ve çalışmamızdaki gibi Transbond XT ile yapıştırılan metal braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençlerinin kesici ve premolar braketleri için sırasıyla $11,40 \pm 4,65$ MPa ve $10,37 \pm 3,36$ MPa olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmada elde edilen değerler, araştırmamızın kontrol grubunda elde edilen değerlerden oldukça düşüktür. Çalışmalar arasındaki bu farklılığın, Korbmacher ve arkadaşlarının, çalışmamızda kullanılan farklı bir braket kullanmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca farklılığın bir sebebi de, araştırmacıların çalışmamızdaki gibi LED ışık kaynağı yerine Halojen bir ışık kaynağını daha kısa bir süreyle (20 saniye) uygulamaları ve deney için çalışmamızdakinden daha az sayıda (n=20, 10 adet kesici, 10 adet premolar) örnek kullanmaları olabilir.

Görüldüğü gibi braketlerin diş yüzeylerine yapıştırılması amacıyla birçok araştırmacı tarafından fosforik asit uygulanmış ve çalışmamızdakine benzer, yüksek ya da daha düşük sonuçlar elde edilebilmiştir. Çalışmamızdakiyle aynı ya da farklı

braket ve kompozit sistemlerinin kullanıldığı ve fosforik asidin 15 ile 30 saniye sürelerle uygulandığı bütün bu çalışmaların bulunduğu tek ortak nokta, fosforik asit ile pürüzlendirme sonrasında, klinik olarak kabul edilen yapışma değeri olan 6-8 MPa'nın oldukça üzerinde yapışma değerleri elde edilebilmiş olmasıdır.

5.2 SEP Uygulanan Gruplardan Elde Edilen Bulguların Tartışılması

Çalışmamızın 1. grubunda SEP uygulanan örneklerden elde edilen yapışma direnci $16,55 \pm 3,6$ MPa olarak ölçülmüştür.

Bishara ve arkadaşlarının (114,155) farklı pürüzlendirme yöntemlerini karşılaştırdıkları iki çalışmada, SEP uygulanan molar diş yüzeylerine yapıştırılan kesici braketlerine uygulanan sıyırma kuvvetleri sonucunda elde edilen kopma değerlerinin çalışmamızdaki değerlerden oldukça düşük ($7,1 \pm 4,4$ MPa) olduğu görülmektedir. Araştırmalardan elde edilen kopma değerleri arasındaki bu farklılığın Bishara ve arkadaşlarının deney için kullandıkları diş (molar dişler) ve braketlerin, çalışmamızda kullanılan diş ve braketlerden farklı olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca Bishara ve arkadaşları çalışmamızda kullanılan farklı bir SEP materyalleri kullanmışlar ve bu materyalleri uygulamadan önce diş yüzeylerini formalin ile dezenfekte etmişlerdir. Yine araştırmamızdakinden daha düşük kopma değerlerinin elde edildiği diğer bir çalışmada **Arnold ve arkadaşları (104)**, SEP uygulanması ve braketin yapıştırılması arasında geçen zamanın kopma dirençleri üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. 2., 3. ve 4. gruplara SEP uygulandıktan sonra sırasıyla 15 saniye, 2 ve 10 dakika sonra braketler yapıştırılmış ve gruplar arasında (sırasıyla; $8,0 \pm 1,3$ MPa, $8,4 \pm 1,5$ MPa, $9,8 \pm 3,7$ MPa) istatistiksel bir fark olmadığı belirtilmiştir. Çalışmamızda Arnold ve arkadaşlarının kullandıkları SEP materyali üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda uygulanmıştır. Aynı SEP ve kompozit materyalin kullanıldığı iki çalışmadan elde edilen sonuçlar arasındaki bu farklılığın, Arnold ve arkadaşlarının diş yüzeylerini Bishara ve arkadaşlarının (114) yaptığı gibi formalinle dezenfekte etmelerinden, ve diş yüzeylerini SEP uygulaması öncesinde karbid frezler ile aşındırmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Ayrıca araştırmacıların kullandıkları örnek sayısının ($n=12$) çalışmamızdakinden az olduğu ve çalışmamızda üretici firmanın direktifleri doğrultusunda yapılan SEP

uygulamaları sonrasında braketlerin beklenilmeden diş yüzeylerine yapıştırıldığı da göz önünde bulundurulmalıdır. **Zeppieri ve arkadaşları (156)**, araştırmamızdakinden farklı bir SEP materyalini kullandıkları çalışmalarında, nemli yüzeylere yapılan uygulamalar sonucunda yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı gösterdikleri direnci değerlendirmiş ve kontamine olmamış yüzeylere sadece SEP uyguladıkları gruplardan elde ettikleri kopma değerinin $13,7 \pm 5,1$ MPa olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda SEP uygulanan gruptan elde edilen kopma değerleri araştırmacıların elde ettikleri değerlerden yüksektir. Aynı SEP materyalinin (Transbond Plus SEP) kullanıldığı gruplar arasında meydana gelen bu farklılığın Zeppieri ve arkadaşlarının çalışmamızdakinden farklı bir braket (Victory Series, 3M Unitek) kullanmalarından ve bu braketleri yapıştırdıkları kompozitin polimerizasyonu için çalışmamızdakinden daha kısa süreli ışık uygulamalarından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz. Araştırmamızdakine benzer sonuçların elde edildiği diğer bir çalışma ise **Büyükyılmaz ve arkadaşları (57)** tarafından yapılmış ve bu çalışmada Transbond XT Plus SEP kullanılan gruplardan elde edilen kopma değerinin $16 \pm 4,5$ MPa olduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda aynı SEP ve kompozit materyalin kullanıldığı gruptan elde edilen kopma değeri ($16,55 \pm 3,6$ MPa) bu çalışmadan elde edilen değere oldukça yakındır. Bu açıdan her iki çalışmadan elde edilen sonuçlar uyumludur. **Cacciafesta ve arkadaşları (108)** yaptıkları çalışmada ıslak ve kuru yüzeylere farklı pürüzlendirme yöntemlerini uygulamışlardır. Çalışmamızda kullanılanla aynı SEP'in uygulandığı kuru yüzeylerden elde edilen kopma değerlerinin, $20,53 \pm 2,5$ MPa olduğu belirtilmiştir. Araştırmamızda SEP uygulanan gruplardan elde edilen değer bu çalışmadakinden oldukça düşüktür. Ancak araştırmada, çalışmamızdan farklı olarak sıgır kesici dişleri, kesici diş braketleri ve braketlerin diş yüzeylerine yapıştırılması için de resin modifiye cam iyonomer siman kullanılmıştır. Araştırmalardan elde edilen değerler arasındaki farklılığın Caciafesta ve arkadaşlarının deney için kullandıkları farklı materyallerden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızdakiyle aynı SEP ve kompozit yapıştırıcının kullanıldığı diğer bir çalışma ise **Dorminey ve arkadaşları (134)** tarafından yapılmıştır. Araştırma sonucunda, üretici firmanın direktifleri doğrultusunda yapılan SEP uygulaması sonrasında yapıştırılan braketlerden elde edilen ortalama kopma

değerinin ($11,9 \pm 3,2$ MPa), çalışmamızın 1. grubunda SEP uygulanan örneklerden elde edilen değerlerden oldukça düşük olduğu belirlenmiştir. Aynı işlemlerin yapıldığı ve aynı kompozitin kullanıldığı iki çalışmanın bulguları arasındaki farklılığın Dorminey ve arkadaşlarının deney amacıyla kullandıkları farklı diş ve braketlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Cacciafesta ve arkadaşlarının (107)** farklı SEP materyallerini ıslak ve kuru yüzeylere uyguladıkları çalışmalarında, çalışmamızda kullanılan Transbond Plus SEP'in kuru yüzeylere uygulandığı gruptan elde edilen kopma değerinin $12,29 \pm 1,37$ MPa olduğu belirtilmiştir. Araştırmamızdakinden daha düşük bir kopma değerine ulaşılan bu çalışmada, araştırmamızdan farklı olarak insan premolar dişi yerine sığır kesici dişleri ve kesici braketleri kullanılmıştır. Araştırmaların bulguları arasındaki bu farklılığın çalışmacıların kullandıkları materyal farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Rajagopal ve arkadaşları (138)** yaptıkları çalışmalarında kuru ve nemli yüzeylere yapılan farklı pürüzlendirme işlemlerinin, bu yüzeylere yapıştırılan braketlerin kopma dirençlerini nasıl etkilediğini değerlendirmişlerdir. Çalışmada, araştırmamızda kullandığımız Transbond Plus SEP'in kuru yüzeylere uygulanması sonucunda yapıştırılan braketlerin kopma değerlerinin $11,1$ MPa olduğu belirlenmiştir. İnsan premolar diş yüzeylerine SEP uygulandıktan sonra çalışmamızdakinden farklı bir braketin yapıştırılması sonucunda elde edilen bu değer araştırmaımızdakinden oldukça düşük olduğu belirlenmiştir. Araştırmacılar SEP uygulamalarını üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda yaptıklarını bildirmişler ve yüzeye 3 saniye süresince SEP uygulayıp, 15 saniye süreyle hava sıktıktan sonra yüzeyde beyaz buzlu bir görüntü oluştuğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda SEP uygulaması yapıldıktan sonra yüzeye 3-5 saniye süreyle hafif hava uygulanarak materyalin dağılması sağlanmıştır. SEP uygulaması sonrasında, asit uygulamasında olduğu gibi beyaz buzlu bir görüntünün oluşmadığı bilinmektedir. Ayrıca araştırmacılar çalışmamızdakinden farklı bir braket kullanmışlardır. Çalışmalardan elde edilen bulgular arasındaki farklılığın, araştırmacıların kullandığı farklı braket ve SEP uygulamaları arasındaki farklılıktan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. **Caciafesta ve arkadaşları (157)**, kuru ve kan ile kontamine edilmiş yüzeylere farklı pürüzlendirme yöntemlerinin uygulanması sonucunda yapıştırılan braketlerin kopma dirençlerini değerlendirmiş ve kuru diş

yüzeylerine SEP uygulaması sonucunda ölçülen kopma değerinin 20,43 MPa olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda, aynı SEP materyalinin kullanıldığı gruplardan elde edilen değerler, bu çalışmada elde edilen değerlerden daha düşük çıkmıştır. Araştırmalardan elde edilen bulgular arasındaki farklılığın, Caciafesta ve arkadaşlarının çalışmamızda kullanılan farklı tipte braket ve diş kullanmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Türk ve arkadaşları (158)**, fosforik asit ve SEP ile pürüzlendirilen dişlere yapıştırdıkları braketlerin sıyırma kuvvetlerine karşı oluşan dirençleri farklı debonding sürelerine (5, 15, 20, 60 dakika ve 24 saat) göre değerlendirdikleri çalışmalarında, 24 saat sonra teste tabi tutulan SEP grubundan elde edilen kopma değerinin 19,11 MPa olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda, Türk ve arkadaşlarının kullandığı SEP'in uygulandığı dişlere yapıştırılan braketlerden elde edilen kopma değerleri 16,55 MPa olarak ölçülmüştür. Her iki araştırmada da aynı SEP ve kompozit materyali kullanılmasına rağmen çalışmamızdakinden daha yüksek değerler elde edilmesinin, Türk ve arkadaşlarının kullandıkları farklı braket tipinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Sonuç olarak, her iki çalışmada da ulaşılan kopma değerleri klinik olarak kabul edilen değerlerin oldukça üzerindedir. **Kimura ve arkadaşları (133)**, yaptıkları çalışmalarında, çalışmamızda kullandığımız SEP'in uygulandığı dişlere yapıştırılan braketlerden elde edilen kopma değerlerinin $13,2 \pm 2,8$ MPa olduğunu belirtmişlerdir. Bu değer çalışmamızda SEP'in uygulandığı gruptan elde edilen değerden daha düşüktür. Araştırmaların bulguları arasındaki bu farklılığın, Kimura ve arkadaşlarının kullandığı braket tipinden ve kompozit materyalin polimerizasyonu amacıyla yapılan ışık uygulamasının çalışmamızdakinden daha kısa süreli olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Korbmacher ve arkadaşları (159)**, çalışmamızda kullanılan farklı bir SEP materyali kullanmışlar ve bu materyalin kullanıldığı mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerden (Dental Morelli, Brazil) elde edilen kopma değerinin $14,60 \pm 3,55$ MPa olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda Transbond Plus SEP'in kullanıldığı gruplardan elde edilen kopma değerleri bu araştırmada farklı SEP materyallerinin kullanıldığı gruptan elde edilen değerlerden daha yüksek çıkmıştır. Bulgular arasındaki farklılığın Korbmacher ve arkadaşlarının kullandıkları farklı SEP, kompozit rezin ve braket tipinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Fakat her iki çalışmadan elde edilen değerlerin de klinik olarak kabul edilen direncin oldukça

üzerinde olduğu ve çalışmamızda kullanılan farklı SEP materyalleriyle de yüksek yapışma dirençleri elde edilebileceği görülmektedir. **Cal-Neto ve arkadaşları (161)**, SEP uygulanan yüzeylere yapıştırılan braketlerden elde ettikleri ortalama kopma değerinin, 13,56 MPa olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda, SEP uygulanan gruplardan elde edilen ortalama kopma değeri, araştırmacıların elde ettikleri ortalama değerden daha yüksek çıkmıştır. Çalışmaların bulguları arasındaki bu farklılığın, araştırmacıların kullandıkları farklı braket ve SEP (Adper Prompt L-Pop, 3M Unitek) materyali ve polimerizasyon amacıyla çalışmamızdakinden daha kısa süreli ışık uygulamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5.3 Erbium Lazer Uygulanan Gruplardan Elde Edilen Bulguların Tartışılması

Lee ve arkadaşları (22), pürüzlendirme amacı ile erbium lazerin etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda, sadece asit ya da Er:YAG lazerin kullanıldığı gruplardan elde edilen kopma değerleri arasında istatistiksel bir farkın bulunmadığını bildirmişlerdir. Araştırmanın sonuçları çalışmamızla uyumludur. Daha önce mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla yapılan bazı çalışmalarda (19) 2 W'ın üzerindeki lazer uygulamalarının mine yüzeyinde kavitasyona sebep olduğu belirtildiği için, çalışmamızda 2 W ve üzerinde lazer uygulaması yapılmamış, ancak 70 ve 90 mJ 20 Hz (1,4 W ve 1,8 W) parametrelerinde yapılan Er:YAG lazer uygulamaları sonucunda Lee ve arkadaşlarının sadece lazer kullanımı sonucunda elde ettikleri değerden daha yüksek değerlere ulaşılmıştır. Çalışmalardan elde edilen kopma değerleri arasındaki farklılıkların; araştırmacıların kullandıkları yüksek enerji parametresinden, çalışmamızda kullanılan farklı bir kompozit ve braket kullanılmasından, örnek sayısının (n=10) çalışmamızdakinden daha az olmasından ve deney düzenekleri arasındaki farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz. Mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla erbium lazerin kullanıldığı başka bir çalışma ise **Insua ve arkadaşları (20)** tarafından yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda asit uygulanan gruplardan elde edilen ortalama kopma değerinin, Er:YAG lazer (0,8 W) uygulanan gruplardan istatistiksel olarak daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

Daha önce minenin pürüzlendirmesi amacıyla erbium lazerin kullanıldığı bazı çalışmalarda (18,19), 1 W'ın altında yapılan lazer uygulamalarının mine yüzeyinde yeterli pürüzlendirme sağlamadığı belirtilmiş ve bu yüzden çalışmamızda 200 mJ 4 Hz (0,8 W) parametrelerinde lazer uygulaması yapılmamış, ancak her iki erbium lazerinde düşük enerji düzeylerinde uygulandığı (Er:YAG 1 W, Er,Cr:YSGG 1 W) gruplardan elde edilen ortalama kopma değerlerinin, asit uygulanan gruplardan elde edilen ortalama değerden daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu açıdan her iki çalışmanın uyumlu olduğu söylenebilir. Ancak araştırmamızda, fosforik asit ve Er:YAG lazerin 70 - 90 mJ enerji düzeylerinin kullanıldığı gruplardan elde edilen değerler arasında istatistiksel bir fark olmadığı da göz önünde bulundurulmalıdır. Araştırmamızda olduğu gibi, Er,Cr:YSGG lazerin mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kullanıldığı diğer bir çalışmada ise **Başaran ve arkadaşları (18)**, asit ya da lazer uygulanan yüzeylerden elde edilen kopma değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Araştırmanın sonuçları çalışmamızla uyumlu değildir. Çalışmamızda Başaran ve arkadaşlarının kullandıkları 0,5 W ve 2 W parametrelerinde lazer uygulaması yapılmamış, fakat 1 W ile pürüzlendirilen yüzeylerden elde edilen değerlerin, araştırmacıların aynı güçte lazer uyguladıkları gruptan elde ettikleri değerlere oldukça yakın olduğu tespit edilmiştir. Ancak çalışmamızın 3. ve 4. gruplarından elde edilen kopma değerlerinin, araştırmacıların 2 W kullanarak elde ettikleri değerlerden daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Çalışmaların bulguları arasındaki bu farklılığı, kullanılan farklı lazer parametreleri (2 W), hava-su oranları ve uygulamacılardan kaynaklanabilecek nedenlere bağlamaktayız. Ayrıca bilindiği gibi lazer uygulamaları airotor benzeri bir el aleti yardımıyla yapılmakta buda, lazer uygulama parametreleri dışındaki bazı standardizasyonların oluşmasını engelleyebilmektedir. Örneğin **Gabriel-Souza ve arkadaşları (154)**, mine yüzey pürüzlendirmesi amacıyla kullanılan lazerin etkinliğinin, uygulama uzaklığına bağlı olarak değişebildiğini bildirmişlerdir. **Özer ve arkadaşları (102)** tarafından yapılan diğer bir çalışmada ise Er,Cr:YSGG lazerin mine yüzeyinin pürüzlendirilmesindeki etkinliği değerlendirilmiş ve sonuç olarak fosforik asit, SEP ve 1,5 W lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerden elde edilen kopma değerleri arasında istatistiksel bir fark olmadığını rapor etmişlerdir. Çalışmalar değerlendirildiğinde, her iki araştırmada da

1,5 W Er,Cr:YSGG lazerin uygulandığı gruplardan elde edilen kopma değerlerinin birbirine yakın ve klinik olarak kabul edilebilir olan yapışma değerinin (6-8 MPa) oldukça üzerinde olduğu belirlenmiştir. Buna rağmen çalışmalar arasında meydana gelen istatistiksel farklılığın, çalışmamızda fosforik asit ve SEP' in uygulandığı gruplardan elde edilen kopma değerlerinin, Özer ve arkadaşlarının aynı materyalleri kullandıkları gruplarından elde ettikleri değerlere oranla daha yüksek çıkmasına bağlamaktayız. Ayrıca araştırmacıların kullandıkları örnek sayısının da çalışmamızdakinden az olduğu ve farklı bir braketin kullanıldığı göz önünde bulundurulmalıdır. Sonuçları, çalışmamızla uyum göstermeyen diğer bir çalışma ise **Üşümez ve arkadaşları (19)** tarafından yapılmıştır. Çalışmamızda araştırmacıların kullandığı 2 W parametresi kullanılmamış, ancak Er,Cr:YSGG lazer uygulanan bütün gruplardan elde edilen değerlerin, Üşümez ve arkadaşlarının elde ettikleri değerlerden oldukça yüksek olduğu belirlenmiştir. Bulgular arasındaki bu farklılığın, araştırmacıların çalışmamızda kullanılan farklı bir braket ve kompozit sistemi (kimyasal polimerize olan kompozit) kullanmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz. **Attrill ve arkadaşlarının (153)** yaptıkları çalışmanın sonuçları da araştırmamızla uyum göstermemektedir. Sonuçlar arasındaki farklılıkların araştırmacıların kullandıkları materyal farklılıklarından (kompozit boncuklar) kaynaklandığını düşünmekteyiz. Lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine ortodontik braketlerin yapıştırıldığı bir başka çalışmada ise **Kim ve arkadaşları (106)**, farklı adeziv ve kompozit sistemlerinin braketlerin yapışma direnci üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Araştırmamızdan elde edilen sonuçlarla uyumlu olan bu çalışmada araştırmamızdan farklı olarak, insan dişi yerine sığır dişleri, farklı adeziv ve kompozit sistemleri kullanılmıştır. Araştırmamızda uygulanan parametrelerden daha düşük parametrelerin kullanılmasına rağmen yüksek kopma değerlerinin elde edilmesinin nedeninin, uygulama öncesinde diş yüzeylerine yapılan aşındırma işlemi olduğunu düşünmekteyiz. **Berk ve arkadaşlarının (103)**, mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla kumlama, fosforik asit ve Er,Cr:YSGG lazer kullandıkları çalışmanın sonuçları, araştırmamızın sonuçlarıyla uyumlu değildir. Araştırmamızda kumlama, 0,75 W ve 2 W parametrelerinde Er,Cr:YSGG lazer uygulaması yapılmamış, ancak aynı lazerin diğer uygulama parametrelerinin kullanıldığı gruplar ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı

farklılıkların olduğu belirlenmiştir. Çalışmalar arasındaki uyumsuzluğun, Berk ve arkadaşlarının kullandıkları diş tipi (molar diş) ve diş yüzeylerine yapıştırılan materyal (molar tüpleri) farklılığından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Çalışmamızdaki gibi lazer ile pürüzlendirilen premolar dişlere yapıştırılan braketlerin kopma değerlerinin incelendiği diğer bir çalışmada ise **Çapan (21)**, 50 mJ 10 Hz parametrelerinde Er:YAG lazer uygulanan grup dışındaki gruplar ve kontrol grubu arasında istatistiksel bir fark olmadığını rapor etmiştir. Sonuçların araştırmamızla uyum gösterdiği bu çalışmada kullanılan lazer uygulama parametreleri, araştırmamızda kullanılan parametrelerden farklıdır. Araştırmalar karşılaştırıldığında, 1 W gücünde lazer uygulanan gruptan elde edilen kopma değerinin, çalışmamızda aynı gücün kullanıldığı gruptan elde edilenden daha yüksek olduğu görülebilir. Fakat araştırmamızda, 1,4 W ve 1,8 W gücünde Er:YAG lazerin uygulandığı gruplardan elde edilen değerler, Çapan' ın 1,5 W ve 1,7 W gücünde lazer uyguladığı gruplardan elde ettiği değerlerden daha yüksektir. Bu sonuçlar, 1,5 W ve 1,7 W gücünde lazer uygulamaları yapılacağı zaman tekrarlama sıklığının iki katına çıkarılarak enerji parametresinin yarıya indirilmesinin kopma kuvvetlerini arttıracak şekilde yorumlanabilir. Çapan' ın lazer uyguladığı gruplardan elde ettiği kopma değerleri incelendiğinde, 100 mJ düzeyinde yapılan uygulamadan elde edilen değer 120 mJ uygulanan gruptan düşük olduğu, fakat enerji seviyesinin 150 mJ'a çıkarılmasıyla kopma değerinin düştüğü, hatta en yüksek enerji seviyesinin (170 mJ) kullanıldığı gruptan elde edilen ortalama kopma değerinin, 100 mJ lazer uygulanan gruptan elde edilen değer oldukça altında olduğu görülebilir. Bizim çalışmamızda da, 50 mJ lazer uygulanan gruptan elde edilen kopma değeri, 70 mJ lazerin uygulandığı gruptan elde edilen kopma değerinden daha düşük çıkmış, ancak uygulanan lazer enerjisinin arttırılmasının kopma direncini arttırmadığı, enerji seviyesinin 90 mJ düzeyine çıkarıldığı gruptan elde edilen kopma değerlerinin daha düşük çıkmasından anlaşılmıştır. Bu açıdan da her iki çalışmanın uyumlu olduğu ve Er:YAG lazer kullanımı sırasında seçilen parametrelerin, lazerin etkinliğini değiştirdiği görülmektedir. Her iki çalışmada da enerji seviyesinin belli bir düzeyin üzerine çıkarılmasının yapışma direncini olumsuz yönde etkilediği tespit edilmiştir.

5.4 Fosforik Asit ve SEP Uygulanan Graplardan Elde Edilen ARI Skorlarının Tartışılması

ARI skorlarının değerlendirilmesi sonucunda fosforik asidin uygulandığı gruptaki 25 adet dişin 17'sinde adeziv başarısızlığın yapıştırıcı içinde, 6'sında braket ve adeziv arasında, 2'sinde ise mine ve kompozit arasında gerçekleştiği belirlenmiştir. Bu grupta başarısızlığın daha çok yapıştırıcı içerisinde meydana geldiği tespit edilmiştir. SEP uygulanan gruptaki 25 adet dişin ise 19'unda adeziv başarısızlığın kompozit içerisinde, 3'ünde mine ve adeziv arasında, 3'ünde ise braket ve adeziv arasında gerçekleştiği tespit edilmiştir. SEP uygulanan grupta da adeziv başarısızlığın daha çok yapıştırıcı içerisinde gerçekleştiği anlaşılmıştır. ARI skorları değerlendirildiğinde, SEP kullanılması sonucunda, fosforik asit kullanımına oranla, mine yüzeyinde daha az kompozit kaldığı tespit edilmiştir.

Bishara ve arkadaşları'nın (114) yaptıkları çalışma neticesinde, asit uygulanan toplam 25 dişin 22 sinde, SEP uygulanan 20 dişin ise tamamında, adeziv başarısızlığın yapıştırıcı içerisinde gerçekleştiği tespit edilmiştir. **Zeppieri ve arkadaşlarının (156)** yaptıkları çalışma sonucunda fosforik asidin uygulandığı 18 diştten 12 sinde, SEP uygulanan dişlerin ise 13 tanesinde, adeziv başarısızlığın yapıştırıcı içinde meydana geldiği belirlenmiştir. **Cal-Neto ve arkadaşlarının (160)** çalışmaları sonucunda fosforik asit uygulanan 20 dişin tamamında ve SEP uygulanan gruptaki 20 dişin ise 12'sinde adeziv başarısızlığın yapıştırıcı içerisinde olduğunu anlaşılmaktadır. Ayrıca araştırmacılar SEP kullanımı sonucunda mine yüzeyinde daha az kompozit kaldığını bildirmişlerdir. **Büyükyılmaz ve arkadaşları (57)** hem fosforik asit hem de SEP uygulanan gruplarda adeziv başarısızlığın daha çok mine ve adeziv arasında meydana geldiğini belirtmişlerdir. **Korbmacher ve arkadaşlarının (159)** yaptıkları çalışma sonucunda da bütün gruplarda meydana gelen adeziv başarısızlığın daha çok yapıştırıcı içinde gerçekleştiği tespit edilmiştir. Aynı araştırmacılar SEP uygulanan gruplarda fosforik asidin kullanıldığı dişlere oranla, mine yüzeyinde daha az yapıştırıcının kaldığını bildirmişlerdir. **Arnold ve arkadaşları (104)**, hem asit hem de SEP uygulanan gruplarda daha çok koheziv başarısızlıkların oluştuğunu belirtmişlerdir. **Cacciafesta ve arkadaşları (107)**, asit uygulanan yüzeylerden daha

çok 3, SEP uygulanan yüzeylerden ise daha çok 2 skorunun elde edildiğini bildirmişlerdir. **Kimura ve arkadaşlarının (133)** yaptıkları çalışmada, fosforik asit ve SEP uygulanan toplam 12 dişten asit grubunda 8, SEP grubunda ise 7 dişte adeziv başarısızlığın meydana geldiği belirlenmiştir. **Cacciafesta ve arkadaşlarının (157)**, yaptıkları çalışma sonucunda asit uygulanan 15 dişten 11'inde, SEP uygulanan 15 dişten ise 14'ünde adeziv başarısızlığın yapıştırıcı içerisinde gerçekleştiği belirlenmiştir. **Cacciafesta ve arkadaşlarının (108)** yaptıkları çalışma sonucunda fosforik asit uygulanan gruplarda daha çok 2 ve 3 skoru elde edilirken SEP uygulanan gruplarda daha çok 1 ve 2 skorunun görüldüğü belirlenmiştir. **Türk ve arkadaşlarının (158)** yaptıkları çalışma sonucunda hem fosforik asit hem de SEP uygulanan gruplardaki adeziv başarısızlığın yapıştırıcı içinde olduğu belirlenmiştir. **Rajagopal ve arkadaşlarının (138)** çalışmaları sonucunda hem fosforik asit hem de SEP uygulanan yüzeylerde meydana gelen başarısızlığın daha çok yapıştırıcı içinde gerçekleştiği belirlenmiştir.

Araştırmamızda fosforik asit ve SEP uygulanan gruplardan elde edilen ARI skoru bulgularının bazı çalışmalarla uyumlu (**108,114,133,138,156-160**), bazıları ile ise uyumsuz (**57,104,107**) olduğu tespit edilmiştir. ARI skorları arasındaki bu farklılıkların, **Arnold ve arkadaşları (104)** ve **Büyükyılmaz ve arkadaşlarının (57)** çalışmamızda kullanılan farklı bir braket, **Cacciafesta ve arkadaşlarının (107)** ise insan dişleri yerine sığır dişleri kullanmalarından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

5.5 Erbium Lazer Uygulanan Gruplardan Elde Edilen ARI Skorlarının Tartışılması

Çalışmamızda lazer uygulanan gruplar değerlendirildiğinde, her iki erbium lazerin uygulandığı bütün gruplarda meydana gelen adeziv başarısızlığın daha çok mine ve yapıştırıcı arasında olduğu ve lazer kullanımı sonucunda, fosforik asit ya da SEP kullanımına oranla mine yüzeyinde daha az kompozit kaldığı tespit edilmiştir.

Lee ve arkadaşları (22), yaptıkları çalışma sonucunda lazer uygulanan gruplardaki adeziv başarısızlığın daha çok braket ve rezin ara yüzeyinde meydana geldiğini belirtmişlerdir. **Başaran ve arkadaşlarının (18)** yaptıkları çalışma değerlendirildiğinde lazer uygulanan gruplarda adeziv başarısızlığın daha çok

yapıştırıcı içinde meydana geldiği belirlenmiştir. **Üşümez ve arkadaşlarının (19)** yaptıkları çalışma değerlendirildiğinde lazer uygulanan gruplarda meydana gelen adeziv başarısızlığın daha çok yapıştırıcı ve mine arasında olduğu tespit edilmiştir. **Özer ve arkadaşlarının (102)** yaptıkları çalışma değerlendirildiğinde lazer uygulanan gruplardan elde edilen adeziv başarısızlığın 0,75 W lazer uygulanan gruplarda yapıştırıcı içerisinde, çalışmamızdaki gibi 1,5 W lazer uygulanan gruplarda ise mine ve yapıştırıcı arasında gerçekleştiği belirlenmiştir. **Berk ve arkadaşlarının (103)** yaptığı çalışmada 1 W, 1,5 W ve 2 W lazer uygulanan gruplarda adeziv başarısızlığın daha çok yapıştırıcı içerisinde olduğu belirlenmiştir. **Çapan (21)** ise yaptığı çalışmada lazer uygulanan gruplardan elde edilen adeziv başarısızlığın daha çok mine ve adeziv ara yüzeyinde olduğunu belirlemiştir. **Insua ve arkadaşlarının (20)** yaptıkları çalışmada toplam 20 adet diş kullanılmış ve dişlerin 18'inde adeziv başarısızlığın çalışmamızda tespit edildiği gibi mine ve yapıştırıcı arasında gerçekleştiği belirlenmiştir.

Araştırmamızda her iki erbium lazerin kullanıldığı gruplardan elde edilen ARI skoru bulgularının bazı çalışmalarla (19-21,102) uyumlu, ancak bazı çalışmalarla (18,22,103) ise uyumsuz olduğu tespit edilmiştir. **Berk ve arkadaşlarının (103)** çalışmamızdakinden farklı bir diş tipi ve braket yerine molar tüpleri, **Başaran ve arkadaşlarının (18)** da çalışmamızdakinden farklı bir braket kullandıkları belirlenmiştir. **Lee ve arkadaşları (22)** ise çalışmamızda kullanılan daha düşük enerji düzeyinde lazer uygulaması yapmış ve farklı bir braket kullanmışlardır. Araştırmaların ARI skorları arasındaki bu farklılıkların, kullanılan materyaller ve lazer enerji düzeylerindeki farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Araştırmamızın sonuçları, çalışmamızda olduğu gibi lazer ile pürüzlendirilen diş yüzeylerine braketlerin yapıştırıldığı ve bu braketlerin kopma değerlerinin incelendiği çalışmalarla karşılaştırılmış ve mine yüzeyinin lazer ile pürüzlendirilmesi sonrasında diş yüzeyinde daha az kompozit kaldığı belirlenmiştir. Bazı araştırmacılar (20) lazer ile pürüzlendirme esnasında yüzeyde oluşan mikropatlamalar sebebiyle mine yüzeyinin zayıfladığını ve asitle pürüzlendirmeye oranla daha heterojen bir yapının oluştuğunu belirtmektedirler. Aynı araştırmacılar asit ile pürüzlendirmenin tekrarlanabilir ve standart bir prosedür olduğunu ve pürüzlendirme neticesinde

yüzeyde 12 μm 'den daha derin olmayan çatlak ve fissürlerin oluştuğunu, fakat lazer ile pürüzlendirme neticesinde daha çok fissür ve kraterlerin olduğu bir yüzey oluştuğunu bildirmişlerdir (20). **Bishara ve arkadaşlarına (189)** göre, lazerle pürüzlendirilen yüzeylerde mine ve adeziv arasında meydana gelen bu başarısızlık sonucunda mine yüzeyinde daha az kompozit kalması, debonding işlemi sırasında daha az zaman harcanması açısından bir avantaj olarak tanımlanmaktadır. Fakat bazı araştırmacılar da (190) , adeziv içerisinde meydana gelen başarısızlığın daha güvenli olduğunu ve özellikle seramik braket kullanılan hastalarda debonding sırasında mine yüzeyinde kırıklar oluşabildiğini belirtmektedirler.

5.6 SEM Görüntülerinin Tartışılması

Lee ve arkadaşları (22), asit ile pürüzlendirilmiş yüzeylerden Tip III görüntüler elde ettiklerini belirtirlerken, lazer uygulanmış yüzeylerde meydana gelen görüntünün aside göre daha heterojen olduğunu ve yüzeyde mikro çatlakların görüldüğünü bildirmişlerdir. **Çapan (21)**, çalışmasının sonucunda kontrol grubunda Tip III, lazer uygulanmış gruplarda ise daha çok Tip III ve Tip IV görüntüler elde edildiğini belirtmiştir. Araştırmacı, lazerin uygulanmadığı yüzeylerde Tip V görüntünün elde edildiğini de bildirmiştir. **Insua ve arkadaşları (20)** ise, lazer uygulanan yüzeylerde derin fissür ve çatlakların oluştuğunu belirtmişlerdir. **Başaran ve arkadaşları (18)**, 1 W gücünde lazer uygulaması sonucunda daha çok tavsiye edilen Tip I, asit uygulaması sonucunda ise Tip III görüntülerin izlendiğini rapor etmişlerdir. **Üşümez ve arkadaşları (19)**, asit uygulanan yüzeylerde Tip II, lazer uygulanan yüzeylerde ise Tip III görüntülerin izlendiğini bildirmişlerdir. Aynı araştırmacılar lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerde mikro çatlakların görüldüğünü belirtmişlerdir. **Kim ve arkadaşları (106)** ise, lazerle pürüzlendirilen yüzeylerden elde edilen görüntülerin daha heterojen olduğunu, mikro kırıkların görüldüğünü ve yüzeyde smear tabakasının olmadığını bildirmişlerdir. **Özer ve arkadaşları (102)** fosforik asit uygulanan yüzeylerden Tip III, SEP uygulanan yüzeylerden Tip II ve 0,75 W lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerde Tip I görüntülerin elde edildiğini belirtmişler ve lazer pürüzlendirme neticesinde yüzeyde mikro çatlakların görüldüğünü vurgulamışlardır. **Berk ve arkadaşları (103)**, asit uygulanan

yüzeylelerden Tip III, 1 W lazer uygulanan yüzeylelerden ise Tip I görüntüler elde ettiklerini belirtmişlerdir. Çalışmamızda özellikle lazer uygulanan yüzeylelerde mikro çatlakların ve fissürlerin meydana geldiğini söylemek mümkündür. Bazı araştırmacılar (20) lazer uygulaması esnasında meydana gelen mikro patlamalar sebebiyle mine yüzeyinin zayıfladığını ve bu yüzden asit uygulamasına oranla daha heterojen bir yapı oluştuğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda bütün gruplardan elde edilen SEM bulgularının diğer çalışmalardan elde edilen bulgularla uyumlu olduğu belirlenmiştir.

6. SONUÇLAR

Çalışmamız neticesinde, şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Çalışmamızda mine yüzeyi fosforik asit, SEP ve iki farklı erbium lazerin üç farklı enerji düzeyi ile pürüzlendirilmiş ve sonuç olarak fosforik asit, SEP ve Er:YAG lazerin 70 ve 90 mJ enerji seviyelerinin kullanıldığı 6. ve 7. gruplardan elde edilen ortalama kopma değerleri arasında istatistiksel açıdan bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir.
2. Çalışmamızda 6. ve 7. gruplar dışında kalan bütün gruplardan elde edilen ortalama kopma değerlerinin, fosforik asit ve SEP uygulanan gruplardan elde edilen değerlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük olduğu tespit edilmiştir.
3. En yüksek ortalama kopma değeri fosforik asit uygulanan kontrol grubunda ölçülürken, en düşük değer Er,Cr:YSGG lazerin 50 mJ 20 Hz parametrelerinin kullanıldığı gruptan elde edilmiştir.
4. Çalışmamızın lazer uygulanan, 2. – 5., 3. – 6. ve 4. – 7. gruplarında, mümkün olduğunca yakın enerji seviyeleri kullanılmış ve Er:YAG lazerin uygulandığı her gruptan elde edilen ortalama kopma değerinin, kendisine en yakın olan Er,Cr:YSGG lazer grubundan elde edilen ortalama değerden daha yüksek olduğu, ancak ortalamalar arasındaki bu farkın istatistiksel açıdan anlamlı olmadığı tespit edilmiştir.
5. En düşük ortalama kopma değerinin elde edildiği lazer grubu da dahil olmak üzere, lazer uygulanan bütün gruplardan elde edilen ortalama kopma değerlerinin, klinik olarak kabul edilen 6-8 MPa değerinden yüksek olduğu tespit edilmiştir.
6. Diş yüzeyinin pürüzlendirilmesi amacıyla erbium lazer uygulanmasının fosforik asit kullanımına, SEP kullanımının ise her iki gruba oranla daha pratik olduğu tespit edilmiştir.
7. Çalışmamızda kullanılan gruplardan elde edilen ARI skoru değerlendirmelerine göre, fosforik asit ve SEP uygulanan gruplarda meydana gelen adeziv başarısızlığın daha çok yapıştırıcı içinde, lazer gruplarında ise mine ve yapıştırıcı arasında olduğu tespit edilmiştir.

8. ARI skorları değerlendirildiğinde, lazer uygulanan gruplarda fosforik asit ve SEP gruplarına, SEP uygulanan grupta ise fosforik asit uygulanan gruba oranla mine yüzeyinde daha az kompozit kaldığı tespit edilmiştir.
9. **SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, lazer uygulanan yüzeylerde mikro çatlaklar ve fissürlerin oluştuğu ve bu yüzeylerin, fosforik asit ve SEP uygulanan yüzeylere oranla daha heterojen olduğu tespit edilmiştir.**
10. Araştırmamızdan elde edilen bulguların diğer çalışmalarla karşılaştırılması sonucunda, lazer uygulamaları esnasında farklı parametrelerin kullanılmasının (farklı enerji düzeyleri, puls frekansları ve hava-su oranları gibi) kopma değerlerini etkilediği ve mine yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılabilecek doğru parametrelerin tespit edilebilmesi amacıyla birçok değişik parametrenin kullanıldığı farklı çalışmaların yapılması gerektiği anlaşılmıştır.

d
J

KAYNAKLAR

1. Marc E. Olsen, Samir E. Bishara, Paul Damon, Jane R. Jakobsen. Evaluation of Scotchbond multipurpose and maleicacid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111:498-501.
2. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100:72-9.
3. Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE. Effects of enamel etching time on bond strength and morphology. *J Clin Orthod.* 1985;19:36-8.
4. Bisara S.E,VonWald L, Laffon J.F, Jakobsen J.R. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strenght of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118:288-294.
5. Komori A, Ishikawa H. The effect of delayed light exposure on bond strenght: Light-cured Resin-inforced glass ionomer cement vs light cured resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:139-145.
6. Meng C.L, Li C.H, Wang W.N. Bond strenght with APF applied after acid etching. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114:510-3.
7. Shannon IL. Caries risk in teeth with orthodontic bands: a review. *J Acad Gen Dent.* 1972;20:24-8.
8. Stratemann MW, Shannon IL. Control of decalcification in orthodontic patients by daily self-administered application of a water-free 0.4 percent stannous fluoride gel. *Am J Orthod.* 1974;66:273-9.
9. Hannig M, Reinhardt KJ. Self-etching primer versus phosphoric acid: An alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent.* 1999;24:172-180.
10. Gordan VV. Acidic primers in dentin and enamel : Shear bond strenght and microleakage. Master Thesis. University of Iowa. Iowa City, 1997.
11. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of a composite resin orthodontic adhesive. *Angle Orthod.* 2000 ; 70(6):435-441.
12. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: Scientific and Clinical Aspects. Thieme Stuttgart NewYork 2001;105-123.
13. Millett DT, Hallgren A, Cattanaach D, McFadzean R, Pattison J, Robertson M, Love J. A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *Angle Orthod.* 1998 ;68(4):351-6.
14. Miserendino L.J., Pick R.M. Lasers in Dentistry, Quintessence Pub. Co.Inc, Chicago, Berlin, London, Tokyo, Sao Paulo, Moscow, Warshow, 1995.
15. Pope BM. Dental lasers. Do they make cents? *Dental Economics* 1999;89:360-3.
16. Gaspric B., Skaleric U. Morphology, chemical structure and diffusion processes of root surface after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation. *J Clin. Periodontol.* 2001;28;508-516.

17. 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):338-344.
18. Başaran G, Ozer T, Berk N, Hamamci O. Etching enamel for orthodontics with an erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser system. *Angle Orthod.* 2007 ;77(1):117-123.
19. Üşümez S, Orhan M, Uşümez A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002 Dec;122(6):649-56.
20. Insua A.M., Dominguez L.S., Rivera F.G., Santana-Penin U.A. Differences in bonding to acid etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000;84:280-8.
21. Çapan C. Fosforik asit ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine yapıştırılan braketlerin sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin karşılaştırılması. Uzmanlık tezi. Yeditepe Üniversitesi. İstanbul, 2005.
22. Lee BS, Hsieh TT, Lee YL, Lan WH, Hsu YJ, Wen PH, Lin CP. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod.* 2003 ;73(5):565-70.
23. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. Shear strenghts of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentin. *J Dent Res.* 1996;75:599-605.
24. Buonocore M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J.Dent. Res.* 1955;34:849-53.
25. Newman G.V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod.* 1965;51:901-12.
26. Zachrisson BU. Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structures during orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1976;69: 285-300.
27. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod.* 1975;2:171-8.
28. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, Higuera B, Garcia-Godoy F. Bond sternght of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *Angle Orthod.* 2003;73:56-63.
29. Zachrisson BU. Bonding in Orthodontics. In: Graber TM, Vanarsdall RL Jr. Current principles and Techniques. Third edition. Mosby. 2000;557-645.
30. Retief DH, Harris BE, Bradley EL, Denys FR. Pyruvic acid as an etching agent in clinical dentistry. *J Biomed Mater Res.* 1985;19:335-48.
31. Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res.* 1973;52:333-41.
32. Berry TG, Barghi N, Knight GT, Conn LJ. Effectiveness of nitric acid-NPG as a conditioning agent for enamel. *Am J Dent.* 1990;4:265-7.
33. 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;9:373-87.

34. Galil KA, Wright GZ. Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. *Pediatric Dent.* 1979;1:230-4.
35. Carstensen W. The effect of different phosphoric acid concentrations on surface enamel. *Angle Orthod.* 1992;62:51-7.
36. Carstensen W. Clinical effects of reduction of acid concentration on direct bonding of brackets. *Angle Orthod.* 1993;63:221-4.
37. Legler LR, Retief DH, Bradley EL, Denys FR. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of an orthodontic bonding resin to enamel: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1989;96:485-92.
38. Gottlieb EW, Retief DH, Jamison HC. An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent: part I-tensile bond strength studies. *J Prosthet Dent.* 1982;48: 48-51.
39. Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE. Effects of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. *J Clin Orthod.* 1987;21:395-8.
40. Moin K, Dogon IL. An evaluation of shear strength measurements of unfilled and filled resin combinations. *Am J Orthod.* 1974;65:531-6.
41. Latta M.A., Barmerier W.W; Dental adhesives in contemporary restoratif dentistry, *Dent Clin North Am.* 1998;42(4):34-58.
42. Lopes G.C., Baratieri L.N, Andrada M.A.C, Vieira L.C.C. Dental adhesion:Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.* 2002;33:213-224.
43. Nakabayashi N., Takeyama M., Kojima K. et al. Studies on dental self-curing resin:adhesion of 4-META-MMA- TBB resin to pretreated dentin. *J Jpn Dent Apar Mater.* 1982; 23:29-33.
44. Roland E. Jordan. Enamel bonding B.C. Decker Inc., Estehetic composite bonding techniques and materials. 1988; 26-45.
45. Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996;66: 61-64.
46. Fritz UB, Diedrich P, Finger WC. Self-etching primers- an alternative to the conventional acid etch technique? *J Orofac Orthop.* 2001;62:238-245.
47. Gwinnet A.J., Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical telationship between enamel and adhesive. *Archs Oral Biol.* 1967;12, 1615-1620.
48. Ivoclar-Vivadent Report 1994 No:10 July Scientific documentation. Research and development scientific service, Schaan, Liechtenstein.
49. Millet D.T, McCabe C.F. Orthodontic bonding with glass ionomer cement- a review. *Eur J Orthod.* 1996;18:385-99.
50. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Romeo A, Higuera B, Garcia-Godoy F. Bond strenght of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *Angle Orthod.* 2003;73:56-63.
51. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of using self-etching primer for bonding orthodontics brackets. *Angle Orthod.* 2002;72:558-564.

52. Maijer R, Smith DC. Crystal growth on the outer enamel surface-an alternative to acid etching. *Am J Orthod.* 1986;89:183-193.
53. Jones SP, Gledhill JR, Davies EH. The Crystal growth technique – a laboratory evaluation of bond strengths. *Eur J Orthod.* 1992;21:89-93.
54. Hoos JC. Clinical findings using a self-etching primer. *Dent Today.* 1999;18:102-3.
55. Nakabayashi N. Dentinal bonding mechanisms. *Quintessence Int.* 1991;22:73-4.
56. Miyasaki M, Hirohata N. Influence of self-etching primer drying time on enamel bond strength of resin composites. *J Dent.* 1992;27:203-7.
57. Büyükyılmaz T, Üşümez S, Karaman Aİ. Effects of self-etching primers on bond strength – are they reliable? *Angle Orthod.* 2003;73(1):64-70.
58. Christensen GJ. Self-etching primers are here. *J Am Dent Assoc.* 2001;132(7):1041-3.
59. Miller RA. Laboratory and clinical evaluation of self-etching primer. *J Clin Orthod.* 2001;35(1):42-5.
60. Stern RH, Sognnaes RF, Goodman F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. *J Am Dent Assoc.* 1966;73(4):838-43.
61. Sognnaes RF, Stern RF. Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. *J South Calif Dent Assoc.* 1965;33:328-9.
62. Yamamoto H, Ooya K, Matsuda K, Okabe H. YAG laser effect for acid resistance on tooth enamel. *J Dent Res.* 1974;53:1093.
63. Kinersly T, Jarabak JP, Phatak NM, DeMent J. Laser effects on tissue and materials related to dentistry. *J Am Dent Assoc.* 1965;70:593-600.
64. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc.* 1965;70:601-6.
65. Melcer J. The use of CO₂ laser beam in periodontology. In: *Lasers in dentistry.* Elsevier Science; 1989. p. 261-3; Alınmıştır: Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod* 1993;63:73-6.
66. Ataka I, Kazuhiro K, Kenji Y, Mugio K, Akira I, Michio K, et al. Studies of Nd:YAG low power irradiation on stellate ganglion. In: *Lasers in dentistry.* Elsevier Science; 1989. p. 271-6; Alınmıştır: Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod* 1993;63:73-6.
67. Hess J. Scanning electron microscopic study of laser-induced morphologic changes of a coated enamel surface. *Lasers Surg Med.* 1990;10:458-62.
68. Von Fraunhofer JA, Allen DJ, Orbell GM. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod.* 1993;1:73-6.
69. Fowler BO, Kuroda S. Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int.* 1986;38:197-208.
70. Keller U, Hibst R. Ultrastructural changes of enamel and dentin following Er:YAG laser radiation on teeth. *Proc SPIE.* 1990; 1200: 408-15.

71. Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 1990;24: 86-92.
72. Morioka T, Suzuki K, Tagamori S. Effect of beam absorptive mediators on acid resistance of surface enamel by Nd-YAG laser irradiation. *J Dent Health.* 1984;34: 40-4.
73. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strenght of human enamel following the application of the Nd-YAG laser etching with phosphoric acid. *Dent Mater.* 1997;13:51-5.
74. Drummond JL, Wigdor HA, Walsh JT, Fadavi S, Punvani I. Sealant bond strenghts Co2 lazer-etched vs acid-etchedbovine enamel. *Lasers Surg Med.* 2000;27:111-118.
75. Corpas-Pastor L, Morena JV, Garrido JDDL, Muriel VP, Moore K, Elias A. Comparing the tensile streght of brackets adhered to laser-etched enamel vs acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:732-7.
76. Walsh LJ, Abood D, Brockhurst PJ. Bonding of resin composite to carbon dioxide laser-modified human enamel. *Dent Mater.* 1994;10:162-166.
77. Liberman R, Segal TH, Nordenberg D, Serebro LI. Adhesion of composite materials to enamel: comparison between teh use of acid and lasing as pretreatment. *Laser Surg Med.* 1984;4:323-7.
78. Shahabi S, Brockhurst PJ, Walsh LJ. Effect of tooth-related factors on the shear bond strenghts obtained with CO2 lasers conditioning of enamel. *Aust Dent J.* 1997;42:81-4.
79. Melendez EJ, Arcoria CJ, Dewald JP, Wagner MJ. Effect of laser etch on bond strenghts of glass ionomers. *J Prosthet Dent.* 1992;67:307-312.
80. Özbayrak S. Lazer ESC ve Sharplan lazerleri. Türkiye temsilciliği Ortadoğu A.Ş. Bilimsel yaym listesi, 1999.
81. Melek M. Tedavi Lazerleri. Boğaziçi Üniversitesi yayınları. İstanbul, 1991.
82. Dederich D.N. Laser tissue interaction, what happens to laser when it strikes to tissue? *JADA* 1993;124:57-61.
83. Kutsch V.K. Lasers in dentistry: Comparing wavelenghts. *JADA* 1993;124:49-54.
84. Partovi F, Izatt JA, Cothren RM, Kittrell C, Thomas JE, Strikwerda S, Kramer JR, Feld MS. A model for thermal ablation of biological tissue using laser radiation. *Lasers Surg Med.* 1987;7(2):141-54.
85. Fried D., Featherstone J.D.B., Visuri S.R., Seka W.D., Walsh J.T. The caries inhibition potential of Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation. *Lasers in Dentistry II.* 1996:2672;73-78.
86. Pick R.M. Lasers in dental surgery. *J Calif Dent Assoc.* 1987;15:10-14.
87. Jukic S, Anic I, Koba K, Najzar-Fleger D, Matsumoto K. The effect of pulpotomy using CO2 and Nd:YAG lasers on dental pulp tissue. *Int Endod J.* 1997;30(3):175-80.
88. Shoji S, Nakamura M, Horiuchi H. Histopathological changes in dental pulps irradiated by CO2 laser: a preliminary report on laser pulpotomy. *J Endod.* 1985;11(9):379-84.

89. Arrastia AM, Machida T, Smith PW, Matsumoto K. Comparative study of the thermal effects of four semiconductor lasers on the enamel and pulp chamber of a human tooth. *Lasers Surg Med.* 1994;15(4):382-9.
90. Miserendino LJ, Neiburger EJ, Walia H, Luebke N, Brantley W. Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth: an in vitro study. *J Endod.* 1989;15(7):302-5.
91. Powell GL, Morton TH, Larsen AE. Pulpal response to irradiation of enamel with continuous wave CO₂ laser. *J Endod.* 1989;15(12):581-3.
92. Jayawardena JA, Kato J, Moriya K, Takagi Y. Pulpal response to exposure with Er:YAG laser. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;91(2):222-9.
93. Finkbeiner RL. The results of 1328 periodontal pockets treated with the argon laser: selective pocket thermolysis. *J Clin Laser Med Surg.* 1995;13(4):273-81.
94. Kutsch V. K. Dental caries illumination with the argon laser. *J Clin Laser Med Surg.* 1993;11:323-27.
95. Coluzzi DJ. Lasers and soft tissue curettage: an update. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(11A):1104-11.
96. JM White, HE Goodis, EM Chavez, S Adame, KE Balcom. Photothermal laser effects on intraoral soft tissue in vitro (Abstract no:9250). *J Dent Res.* 1992;71:221.
97. Coluzzi, Donald J. An Overview of Laser Wavelengths used in Dentistry. 2004 Academy of Dentistry.
98. Ganz C. Laser Dentistry: A Prosthodontic Perspective. *Dent Today.* 1992;11:9.
99. Eversole LR, Rizoiu IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995;23(12):41-7.
100. Rechmann P, Goldin D, Henning T. Er:YAG lasers in dentistry;an overview. *SPIE.* 1998;3248:1-13.
101. Arnabat J. Application of the Erbium:YAG laser in second stage implants surgery. Presented at the 7th International Congress of Lasers in Dentistry. Brussels, Belgium: International Society for Lasers in Dentistry, 2000.
102. Özer T, Başaran G, Berk N. Laser etching of enamel for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134(2):193-7.
103. 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.
104. Arnold RW, Combe EC, Warford JH. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:274-6.
105. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strenght of orthodontic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118:274-9.
106. Kim JH, Kwon OW, Kim HI, Kwon YH. Effectiveness of an Er:YAG laser in etching the enamel surface for orthodontic bracket retention. *Dent Mater J.* 2005;24(4):596-602.

- 107.Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(6):633-40.
- 108.Cacciafesta V, Sfondrini MF, Baluga L, Scribante A, Klersy C. Use of a self-etching primer in combination with a resin-modified glass ionomer: Effect of water and saliva contamination on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(4):420-6.
- 109.Pearson AL. Optimal light curing of adhesive precoated brackets. *J Clin Orthod.* 1995;9:583-5.
- 110.Harris AMP, Joseph VP, Rossouw PE. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1992;102:215-9.
- 111.Fuhrmann R, Gutknecht N, Magunski A, Lampert F, Diedrich P. Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO₂ dental laser systems and phosphoric acid. *J Orofac Orthop.* 2001 ;62:375-86.
- 112.Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: An in vitro report. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:214-21.
- 113.Miles PG, Pontier JP, Bahiraei D, Close J. The effect of carbamide peroxide bleach on the tensile bond strength of ceramic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994;106:371-375.
- 114.Bishara SE, Von Wald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119(6):621-4.
- 115.Evrenol BL, Arun T, Küçükkeleş N. Comparison of shear bond strength of fluoride releasing materials. *J Clin Ped Dent.* 1999;23(4):315-9.
- 116.Egan FR, Alexandre SA, Cartwright GE. Bond strength of rebonded orthodontic brackets. *Am Orthod Dentofac Orthop.* 1996;109:64-70.
- 117.Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod.* 1981;79:20-34.
- 118.Wang WN, Meng C. A study of Bond strength between light and self cured orthodontic resin. *Am J Orthod Dentofac Orthod.* 1992;101:350-4.
- 119.Miura F, Nakagawa K, Ishizaki A. Scanning electron microscopic studies on the direct bonding system. *Bull Tokyo Dent Univ* 1973;20:245-60. Alınmıştır: Lindauer Sj, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson R H.B, Moon PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111:599-605.
- 120.Main C, Thomson JL, Cummings A, Field D, Stephen KW. Surface treatment studies aimed at streamlining fissure sealant application. *J Oral Rehabil* 1983;10:307-17. Alınmıştır: Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson R H.B, Moon PC. Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;111:599-605.

121. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG, Khajotia SS, Sinha PK. The effect of saliva on shear bond strength of hydrophilic bonding systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119:54-8.
122. Rix D, Foley FT, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: Composite resin, hybrid GIC and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;119:36-42.
123. Chamda RA, Stein E. Time-related bond strength of light-cured and chemically cured bonding systems: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1996;110:378-82.
124. Eliades T, Brantley WA. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod.* 2000;22(1):13-23.
125. Kittipibul P, Godfrey K. In vitro shearing force testing of Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995;108:308.
126. Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen RJ. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod.* 1997;67:179-82.
127. Sirirungrojying S, Saito K, Hayakawa T, Kasai K. Efficacy of using self-etching primer with a 4-META/MMA-TTB resin cement in bonding orthodontic brackets to human enamel and effect of saliva contamination on shear bond strength. *Angle Orthod.* 2004;74(2):251-8.
128. Damon PL, Bishara SE, Olsen ME, Jakobsen JR. Effect of fluoride application on shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 1996;66:61-4.
129. Gia K, Yi, Dunn WJ, Taloumis LJ. Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod.* 2003;124:577-81.
130. Alexandre P, Young J, Sandrik JL, Bowman D. Bond strength of three orthodontic adhesives. *Am J Orthod.* 1981;79:653-60.
131. Cacciafesta V, Brinkman PGJ, Süßerberger U, Miethke RR. Effect of saliva and water contamination on the enamel shear bond strength of light cured glass ionomer cement. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;113:402-7.
132. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L. Comparison of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112:617-21.
133. Kimura T, Dunn WJ, Taloumis LJ. Effect of fluoride varnish on the in vitro bond strength of orthodontic brackets using a self-etching primer system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;125(3):351-6.
134. 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 Dentofac Orthop.* 2003;124(4):410-3.
135. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets using various light sources, light guides and cure times. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;121(5):510-5.
136. Grubsa HS, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(2):213-9.

137. Coreil MN, McInnes P, Ledoux WR, Weinberg R. Shear bond strenght of four orthodontic systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;97:126-9.
138. Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strenght and debonding characteristics of conventional, moisture-intensive and self-etching primers in vitro. *Angle Orthod.* 2004;74(2):264-8.
139. Mascia VE, Chen SR. Shearing strenghts of recycled direct bonding brackets. *Am J Orthod.* 1982;82:211-6.
140. Gwinnett AJ, Gorelick L. Microscopic evaluation of enamel after debonding: Clinical application. *Am J Orthod.* 1985;87:508-12.
141. Evrenol BL. Farklı yapıştırıcıların flor salınımlarının ve sıyırma kuvvetlerine olan dirençlerinin karşılaştırılması. Doktora tezi. Marmara Üniversitesi. İstanbul, 1998.
142. Özbilgen EÖ. Farklı yapıştırıcı ve braket sistemlerinin sıyırma ve çekme kuvvetlerine karşı tutuculuklarının in vitro olarak karşılaştırılması. Doktora tezi. İstanbul Üniversitesi. İstanbul, 2000.
143. McCourt JW, Cooley RL, Bamwell S. Bond strenght of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100:47-52.
144. Oilo G. Bond strenght testing-what does it mean? *Int Dent J.* 1993;43:492-98.
145. Owens SE, Miller BH. A comparison of shear bond strenght of three visible lght-cured orthodontic adhesives. *Angle Orthod.* 2000;70:352-56.
146. Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent.* 2001;14(4):205-10.
147. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. Combinations of etchants, composite resin and bracket system: An importan choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod.* 1999;69(3):267-75.
148. Tan LS, Kew KKK, Toh SL. Effects of dietary oil contamination and absance of prophylaxis on orthodontic bonding. *Eur J Orthod.* 1997;19:109-14.
149. Kirovski I, Madzarova S. Tensile bond strenght of a light-cured ionomer cement when used for bracket bonding under different conditions: an in vitro study. *Eur J Orthod.* 2000;22:719-23.
150. Elhan SJ, Abu Alhaija ES, Al-Wahadni AM. Evaluation of shear bond strenght with different enamel pre-treatments. *Eur J Orthod.* 2004;26(2):179-84.
151. Rezk-Lega F, Ogaard B. Tensile bond strenght of glass ionomer cements in direct bonding. An In vitro comparative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;100:357-61.
152. Artun J, Bergland S. Clinical trials with Crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984;85(4):333-40.
153. Attrill DC, Farrar SR, King TA, Dickinson RM, Davies RM, Blinkhorn AS. Er:YAG laser etching of dental enamel as an alternative to acid etching. *Lasers Med Sci.* 2000;15:154-61.

- 154.Souza-Gabriel AE, Chinelatti MA, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SA. SEM analysis of enamel surface treated by Er:YAG laser: Influence of irradiation distance. *Microsc Res Tech.* 2008 Jul;71(7):536-41.
- 155.Bishara SE, Ajloini R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of fluoride-releasing self-etch acidic primer on shear bond strenght of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2002;72:199-202.
- 156.Zeppieri IL, Chung CH, Mante FK. Effect of saliva on shear bond strenght of an orthodontic adhesive used with moisture-intensive and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;124:414-9.
- 157.Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, De Angelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with a self-etching primer combined with a resin-modified glass ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(6):703-8.
- 158.Türk T, Elekdag-Turk S, Isci D. Effects of self-etching primer on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times. *Angle Orthod.* 2007;77(1):108-12.
- 159.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.
- 160.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.
- 161.Driessens FC. Chemical adhesion in dentistry. *Int J Dent.* 1977; 27:317-23.
- 162.Boyd RL. Comparison of three self-applied topical fluoride preparations for control of decalcification. *Angle Orthod.* 1993; 63:25-30.
- 163.Katora ME, Jubach T, Polimus MM. Airbrasive etching of the enamel surface. *Quintessence Int.* 1981;9:967-8.
- 164.Goldstein RE, Parkins FM. Using air-abrasive technology to diagnose and restore pit and fissure caries. *J Am Dent Assoc.* 1995;126:761-6.
- 165.Hogervorst WW, Feilzer AJ, Prahl-Andersen B. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: a quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;117:20-6.
- 166.Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobsen JR. Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air-abrasion of human enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:502-6.
- 167.Reisner KR, Levitt HL, Mante F. Enamel preparation between the use of a sandblaster and current techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:366-73.
- 168.Eversole LR, Rizioiu IM, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *J Am Dent Assoc.* 1997;128:1099-1106.
- 169.Buzzitta JVA, Hallgren SE, Powers JM. Bond strenght of orthodontic direct-bonding cement-bracket systems as studied in vitro. *Am J Orthod.* 1982;81:87-92.

170. Bryant S, Retief DH, Russel CM, Denys FR. Tensile bond strenghts of orthodontic bonding resins and attachments to etched enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1987;92:225-31.
171. Goodis HE, Marshall GW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strenghts. *Dent Mater.* 1983;9:79-84.
172. Örtendahl TW, Mohlin B, Örtengren U. A new orthodontic bonding adhesive. *J Clin Orthod.* 2000;34:50-54.
173. Aljubouri YD, Millett DT, Gilmour WH. Laboratory evaluation of self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur J Orthod.* 2003;25:411-45.
174. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Denehy G. The effect of saliva contamination on shear bond strenght of orthodontic brackets when using a self-etching primer. *Angle Orthod.* 2002;72:554-57.
175. Dickinson Pt, Powers JM. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1980;78:630-9.
176. Ferguson JW, Read MFJ, Watts DC. Bond strenghts of integral bracket-base combination: An in vitro study. *Eur J Orthod.* 1984;6:267-76.
177. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1970;59:350-61.
178. Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strenght of ceramic brackets: A comparative study. *Angle Orthod.* 1989;60:269-76.
179. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM. In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res.* 1982;61:1184-7.
180. Winchester LJ. A comparison between the old Transcend and new Transcend series 2000 bracket. *Br J Orthod.* 1992;19:109-16.
181. Ireland AJ, Knight H, Sherriff M. An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2003;124:323-6.
182. O'Brien KD, Watts DC, Read MJ. Light cured direct bonding-is it necessary to use a primer? *Eur J Orthod.* 1991;13:22-6.
183. Read MJF. The bonding of orthodontic attachments using a visible light cured adhesive. *Br J Orthod.* 1984;11:16-20.
184. Bishara SE, VonWald L, Zamtua J. Effects of different types of light guides on shear bond strenght. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;113:447-57.
185. Merrill SW, Oesterie LJ, Hermes CB. Ceramic bracket bonding: A comparison of shear, tensile and torsional bond strenght of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentfac Orthop.* 1994;106:290-7.
186. Britton JC, McInnes P, Weinberg R, LeDoux WR, Retief DH. Shear bond strenght of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98:348-53.
187. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1980;77:269-83.

188. 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 Dentofacial Orthop.* 1990;98(2):154-60.
189. Bishara SE, Gordan W, Von Wald L. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;114:243-7.
190. Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of using a new cyanoacrylate adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2001;71(6):466-9.

8- ÖZGEÇMİŞ

1979 yılında Diyarbakırda doğdum. İlköğrenimimi Diyarbakır İnönü İlköğretim Okulunda, Orta öğrenimimi Diyarbakır Anadolu Lisesinde, Lise öğrenimimi ise İçel Anadolu Lisesinde tamamladıktan sonra 1996 yılında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine girmeye hak kazandım. 2002 yılında mezun olduktan sonra, 2003 yılında aynı fakültenin Ortodonti Anabilim Dalında açılan doktora programına kabul edildim. Evliyim.