



T.C.

**BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**SELF CURED UNİVERSAL ADEZİVİN FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİ SONRASI TAMİR BAĞLANMA DAYANIMININ
İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Ecem DOĞAN

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

Temmuz 2020

BOLU



T.C.

**BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**SELF CURED UNIVERSAL ADEZİVİN FARKLI YÜZEY
İŞLEMLERİ SONRASI TAMİR BAĞLANMA DAYANIMININ
İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Ecem DOĞAN

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Begüm Büşra CEVVAL ÖZKOÇAK

Ağustos 2020

BOLU

Onay Sayfası



ÖZET

SELF CURED UNİVERSAL ADEZİVİN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ SONRASI TAMİR BAĞLANMA DAYANIMININ İNCELENMESİ

Çalışmamızın amacı yaşlandırılmış bir nanohibrit kompozit rezinin tamirinde, self cured universal adezivın farklı yüzey işlemleri ve adeziv sistemler kullanarak tamir bağlanma dayanımını araştırmak, test sonrasında oluşan başarısızlık tipini incelemek ve nanohibrit kompozit rezin için etkili bir tamir protokolü bulmaktır.

Bu in vitro çalışmada Harmonize™ nanohibrit universal kompozit (Kerr Corp.,Orange CA, ABD) kullanılarak hazırlanan 160 adet kompozit disk örneği polimerizasyonu takiben 37 °C distile suda 24 saat bekletildikten sonra 4 aşamalı OptiDisc™ (Kerr Corp.,Orange CA, ABD) ile cilalanmıştır. Daha sonra termal siklus cihazında sırasıyla 5°C ve 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 s ve bekleme süresi 30 s olacak şekilde 5000 devir bekletilmiştir. Bu çalışmada Tokuyama Universal Bond, Prime Bond Universal, Gluma Bond Universal ve Clearfil SE Bond 2 adeziv sistemleri kullanılmış ve her adeziv sistem yüzey işlemlerine göre kontrol, frez, silan ve Er,Cr:YSGG lazer olmak üzere 4 alt gruba ayrılmıştır (n=10). Adeziv uygulamasını takiben her örneğin üzerine plastik kalıplar (3x4 mm) yardımıyla kompozit materyal uygulanıp ışıkla polimerize edilmiştir. Makaslama bağlanma dayanım testi, üniversal test cihazında 1 mm/dk piston başlığı hızı ile ve kırılma oluşuncaya kadar kuvvet uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testi yapıldıktan sonra tüm örneklerin kırık yüzeylerinin mikromorfolojisi stereomikroskop kullanılarak (Nikon SMZ 800, Nikon Corporation, Tokyo, Japan) incelenmiştir.

Çalışmadan elde edilen veriler IBM SPSS Statistics for Windows (Version 20.0) programı ile yapılmış olup ve istatistik analizlerde anlamlılık düzeyi 0,05 (p-value) olarak dikkate alınmıştır. Sayısal değişkenlerin normallik testi Kolmogorov Smirnov ve Shapiro-Wilk testi ile kontrol edilmiştir. Sayısal değişkenlerin normal

dağılım gösterdiği durumlarda İki Yönlü Varyans Analizi, farklılığın hangi ikili gruplardan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise Tukey testi kullanılmıştır.

Elde edilen veriler yüzey işlemleri ve adeziv sistemlere göre değerlendirildiğinde; uygulanan silan yüzey işlemine ait bağlanma dayanım ortalamasının kontrol, frez ve lazer işlemlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu (sırasıyla $p<0,001$, $p=0,035$ ve $p=0,022$), Tokuyama Universal adeziv sistemine ait bağlanma dayanım ortalamasının ise Gluma Bond Universal, Prime&Bond Universal ve Clearfil SE Bond adeziv sistemlerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edilmiştir (sırasıyla $p<0,001$, $p=0,043$ ve $p<0,001$).

Çalışmanın sonuçlarına göre, universal adezivler ile kompozit restorasyonların tamirinde bağlanma dayanımını artırmak için ilave bir silan adımı uygulanması önerilmektedir. Yeni geliştirilmiş bir adeziv sistem olan Tokuyama Universal Bond'un bağlanma dayanımıyla ilgili yeterli sayıda çalışma bulunmamakta ve etkinliğinin tam olarak değerlendirilmesi için daha fazla sayıda in vitro ve in vivo çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: bağlanma dayanımı, Er,Cr:YSGG lazer, kompozit tamiri, self cured universal adeziv, silan

ABSTRACT

INVESTIGATION OF REPAIR BOND STRENGTH OF A SELF-CURED UNIVERSAL ADHESIVE AFTER DIFFERENT SURFACE TREATMENT

The aim of our study is to investigate the repair bond strength of self-cured universal adhesive using different surface treatments and adhesive systems, to investigate the type of failure that occurs after the test, and to find an effective repair protocol for nanohybrid composite resin.

In this in vitro study, 160 composite disk samples prepared using Harmonized™ nanohybrid universal composite (Kerr Corp., Orange CA, USA) were kept in 37 ° C distilled water for 24 hours after polymerization, followed by 4-stage OptiDisc™ (Kerr Corp., Polished with Orange CA, USA). Then, in the baths at 5 ° C and 55 ° C (± 2 ° C) temperature respectively, 5000 cycles were kept in the thermal cycle device such that the transfer time was 5 s and the waiting time was 30 s. In this study, Tokuyama Universal Bond, Prime Bond Universal, Gluma Bond Universal and Clearfil SE Bond 2 adhesive systems were used, and each adhesive system was divided into 4 subgroups as control, bur, silane and Er, Cr: YSGG laser (n = 10). Following the adhesive application, composite material was applied to each sample with the help of plastic molds (3x4 mm) and polymerized with light. The shear bond strength test was carried out in the universal test device with a piston head speed of 1 mm / min and by applying force until fracture occurred. After shear bond strength test, the micromorphology of the broken surfaces of all samples were examined using a stereomicroscope (Nikon SMZ 800, Nikon Corporation, Tokyo, Japan).

The data obtained from the study were made with the IBM SPSS Statistics for Windows (Version 20.0) program and significance level was considered as 0.05 (p-value) in statistical analysis. The normality test of numerical variables was checked with the Kolmogorov Smirnov and Shapiro Wilk test. In cases where numerical variables show normal distribution, Two Way Analysis of Variance and Tukey test were used to determine which binary groups originate from the difference.

When the data obtained are evaluated according to surface treatments and adhesive systems; The average bond strength of the silane surface treatment applied was significantly higher than the control, burr and laser treatments ($p < 0.001$, $p = 0.035$ and $p = 0.022$, respectively), The average bond strength of the Tokuyama Universal adhesive system is Gluma Bond Universal, Prime & Bond Universal. and Clearfil SE Bond adhesive systems were found to be significantly lower ($p < 0.001$, $p = 0.043$ and $p < 0.001$, respectively).

According to the results of the study, it is recommended to apply an additional silane step in order to increase the bond strength in the repair of composite restorations with universal adhesives. There are not enough studies on the bond strength of Tokuyama Universal, a newly developed adhesive system, and more in vitro and in vivo studies are needed to fully evaluate its effectiveness.

Keywords: bond strength, composite repair, Er, Cr: YSGG laser, self cured universal adhesive, silane

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve bu tezin oluşturulmasında çok büyük emekleri olan, bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, desteğini her zaman yanımda hissettiğim, çalışma azmini ve disiplinini örnek aldığım değerli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Begüm Büşra CEVVAL ÖZKOÇAK'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bugünlere gelmemde emekleri olan değerli hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Fatma AYTAÇ BAL ve Dr. Öğr. Üyesi Merve AĞACCIOĞLU'na,

Tez çalışmalarım sırasında yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Zeynel Emre NAGAŞ'a,

Tezimin laboratuvar aşamasında her türlü desteği veren Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çalışma Laboratuvarı'nda görevli sayın Mustafa YEŞİL'e,

Asistanlık hayatım boyunca birlikte çalışmaktan keyif aldığım, tez çalışmalarım sırasında her türlü desteğini ve yardımını esirgemeyen bütün asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde çok büyük katkıları olan, hayatımın her döneminde sevgilerini, desteklerini ve fedakarlıklarını gösteren, her zaman yanımda hissettiğim canım annem Hatice DOĞAN, babam Mustafa Kadir DOĞAN'a ve biricik kardeşim Dt. Ceren DOĞAN'a,

Sonsuz teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

- ONAY SAYFASI
- ÖZET
- ABSTRACT
- ÖNSÖZ ve/veya TEŞEKKÜR
- İÇİNDEKİLER
- TABLOLAR
- ŞEKİLLER
- SİMGELER ve KISALTMALAR

1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozit Reziner	3
2.1.1. Organik matriks fazı	4
2.1.2. İnorganik faz	5
2.1.3. Bağlayıcı ajan (ara faz, silan)	6
2.2. Kompozit Rezinerin Sınıflandırılması	6
2.2.1. İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinerin sınıflandırılması	7
2.2.1.1. Megafil kompozit reziner	8
2.2.1.2. Makrofil kompozit reziner	8
2.2.1.3. Midifil kompozit reziner	8
2.2.1.4. Minifil kompozit reziner	8
2.2.1.5. Mikrofil kompozit reziner	9
2.2.1.6. Hibrit kompozit reziner	9
2.2.1.7. Nanokompozit reziner	10
2.2.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Reziner	11
2.2.2.1. Akışkan kompozit reziner	11
2.2.2.2. Kondanse olabilen kompozit reziner	11
2.2.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Reziner	12
2.2.3.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit reziner	12
2.2.3.2. Işık ile polimerize olan kompozit reziner	12
2.2.3.3. Hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozit reziner	13
2.3. Yaşlandırma Yöntemleri	13
2.3.1. Termal siklus	14

2.3.2.Mekanik yükleme	14
2.3.3.Suda Bekletme	15
2.4.Kompozit Rezin Tamiri	15
2.4.1.Terminoloji ve başarısızlığa uğramış restorasyonlarda tedavi seçenekleri	16
2.4.2.Kompozit Tamirinin Klinik Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	18
2.4.2.1.Restorasyonların tamirinde klinik endikasyonlar.....	18
2.4.2.2. Restorasyonların tamirinde klinik kontrendikasyonlar	20
2.4.3. Kompozit Rezinlerin Tamirinde Kullanılan Yüzey Hazırlama Yöntemleri	20
2.4.3.1. Frez ile yüzey pürüzlendirme.....	21
2.4.3.2. Asit ile yüzey pürüzlendirme	21
2.4.3.3. Air Abrasyon İle Yüzey Pürüzlendirme	22
2.4.3.4. Tribokimyasal silika kaplama (silika kaplı alüminyum oksit tozu ile kumlama) ile yüzey pürüzlendirme.....	23
2.4.3.5.Adeziv sistemlerin uygulanması	24
2.4.3.5.1. Adezyon.....	24
2.4.3.5.2.Dişhekimliğinde adezyon	25
2.4.3.5.3.Adeziv rezinlerin sınıflandırılması.....	26
2.4.3.5.4.Adeziv sistemlerin içeriğindeki gelişmelerin yüzey pürüzlülüğüne etkisi	30
2.4.3.6.Silan ile yüzey pürüzlendirme.....	30
2.4.3.7.Lazer ile yüzey pürüzlendirme.....	32
2.4.3.7.1.Lazerin tanımı ve tarihçesi	32
2.4.3.7.2.Lazer ışığının özellikleri ve dokuya etkileri.....	32
2.4.3.7.3.Lazer sistemlerinin sınıflandırılması	34
2.4.3.7.4.Dişhekimliğinde kullanılan lazerler	35
2.4.3.7.5. Lazerin yüzey pürüzlendirmesindeki etkisi.....	37
2.5.Bağlanma Dayanımı Testleri.....	38
2.5.1. Makaslama (shear) bağlanma dayanıklılık testi.....	39
2.5.2.Mikromakaslama bağlanma dayanım testi	39
2.5.3. Gerilim bağlanma dayanım testi.....	40
2.5.4. Mikrogerilim bağlanma dayanım testi.....	40
2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM).....	40
3.GEREÇ ve YÖNTEM.....	41

3.1.Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	41
3.1.1.Çalışmada kullanılan adeziv sistemler.....	41
3.1.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezin	44
3.1.3.Yüzey hazırlığında kullanılan asitler ve silan materyalleri.....	44
3.2.Örneklerin Hazırlanması	45
3.3. Örneklerin Akrilik Bloklara Gömülmesi.....	47
3.4.Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	48
3.5.Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması	51
3.6.Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi	52
3.7.İstatiksel Analiz	52
4.BULGULAR.....	53
5. TARTIŞMA	66
6.SONUÇLAR	81
KAYNAKÇA	83

TABLOLAR

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması	7
Tablo 2.2. İnorganik doldurucu büyüklüğüne göre kompozit rezin sınıflandırması	7
Tablo 2.3. İnorganik doldurucu büyüklüğüne göre kompozit rezinlerin genişletilmiş sınıflandırması	8
Tablo 2.4. Görünür ışıkla lazer ışığı arasındaki farklar	33
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan adeziv sistemler, asit ve silanın içerikleri.....	43
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezin ve içeriği.....	44
Tablo 4.1. Uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerine göre bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması.....	53
Tablo 4.2. Çoklu karşılaştırmalar.....	54
Tablo 4.3. Yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerin bağlanma dayanımına ortak etkisinin karşılaştırılması.....	55
Tablo 4.4. Uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerine göre bağlanma dayanımlarının birbiri içerisinde karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.5. Çoklu karşılaştırmalar.....	57
Tablo 4.6. Kontrol grubuna ait başarısızlık dağılımı	59
Tablo 4.7. Frez grubuna ait başarısızlık dağılımı	59
Tablo 4.8. Silan grubuna ait başarısızlık dağılımı	60
Tablo 4.9. Lazer grubuna ait başarısızlık dağılımı	60

ŞEKİLLER

Şekil 2.1.Lazer ışığının doku üzerine etkileri	33
Şekil 3.1. Tamir işlemi için kullanılan materyaller.....	45
Şekil 3.2. A) Kompozit disklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp ve B) Hazırlanan kompozit diskler.....	46
Şekil 3.3.Kompozit örneklerin polimerizasyonunda kullanılan LED ışık cihazı	46
Şekil 3. 4. Termal siklüs cihazı.....	47
Şekil 3.5. Akrilik rezin içerisine yerleştirilen kompozit diskler.....	47
Şekil 3.6. Çalışma gruplarının şematize edilmesi.....	48
Şekil 3.7. A) Hidroflorik asit uygulanması B) Hidroflorik asit uygulanan örnekler C) Silan uygulanması	49
Şekil 3.8. Adezivler uygulandıktan sonra tamir kompozitlerinin uygulanması.	50
Şekil 3.9. Universal test cihazı ve makaslama bağlanma dayanım testi.....	52
Şekil 4.1. Kullanılan adeziv sistemlerin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	56
Şekil 4.2. Kullanılan yüzey işlemlerinin adeziv sistemlere göre bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması.....	57
Şekil 4.3. Silan yüzey işlemi uygulandıktan sonra Tokuyama Universal adeziv kullanılan grupta görülen adeziv tip başarısızlık.....	60
Şekil 4.4.Lazer yüzey işlemi uygulandıktan sonra Prime Bond Universal adeziv kullanılan grupta görüntülenen restoratif materyalde görülen koheziv tip başarısızlık.....	61
Şekil 4.5.Frez yüzey işlemi uygulandıktan sonra Clearfil SE Bond adeziv kullanılan grupta görüntülenen tamir materyalinde görülen koheziv tip başarısızlık.....	61

Şekil 4.6. Silan yüzey işlemleri uygulandıktan sonra Gluma Bond Universal adeziv kullanılan grupta görüntülenen karışık(miks) tip başarısızlık.....	62
Şekil 4.7. Kontrol grubuna ait örneklerin başarısızlık tip karşılaştırmaları.....	62
Şekil 4.8. Frez grubuna ait örneklerin başarısızlık tip karşılaştırmaları.....	63
Şekil 4.9. Lazer grubuna ait başarısızlık tip karşılaştırmaları.....	63
Şekil 4.10.Silan grubuna ait başarısızlık tip karşılaştırmaları	63
Şekil 4.11.Kontrol grubuna ait SEM görüntüsü.....	64
Şekil 4.12.Frez grubuna ait SEM görüntüsü.....	64
Şekil 4.13.Hidroflorik asit grubuna ait SEM görüntüsü.....	65
Şekil 4.14.Lazer grubuna ait SEM görüntüsü.....	65



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Santigrat Derece
3D-SR	Fosforik asit monomeri
4-META	4-Metakriloksietil trimellitik asit
ADA	The American Dental Association
AODES	Operatif Diş Hekimliği Akademisi Avrupa Bölümü
ark.	Arkadaşları
Au	Altın
BHT	2, 4, 6-tritersiyeer bütülfenol
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
BPDM	Bisfenildimetakrilat
cm ²	Santimetrekare
CO ₂	Karbondioksit
CW	Continuous Wave
dk	Dakika
DYY	Dünya Diş hekimliği Federasyonu
EBPADMA	Etoksille bisfenol A dimetakrilat
Er,Cr: YSGG	Erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet
Er: YAG	Erbium-doped yttrium aluminium garnet
FDA	The Food and Drug Administration
g	Gram
GPDM	Gliserol fosfat dimetakrilat
HEMA	2-hidroksietil metakrilat

HeNe	Helyum neon
Ho: YAG	Holmium yttrium aluminium garnet
ISO	International Organization for Standardization
j	Joule
LASER	Light amplification by stimulated emission of radiation
LED	Işık yayan diyot
MAC-10	11-metakriloyiloksi-1,1'-dikarboksilik asit
MDP	Metakriloksidetil dihidrojen fosfat
MEP	Metakriloloksietil dihidrojen fosfat
META	Metakriloksietil trimellitat anhidrit
mg	Miligram
mm/dk	Milimetre/Dakika
mm/Hg	Milimetre/Cıva
mm ²	Milimetrekare
MMP	Metakriloksisipropil dihidrojen fosfat
MPa	Megapaskal
MPS	3- trimetoksisililpropilmetakrilat
MTU-6	6-metakriloiloksiheksil 2-tiourasil-5-karboksilat
mW	Miliwatt
N	Newton
Nd:YAG	Neodymium-doped yttrium aluminium garnet
nm	Nanometre
O ₂	Oksijen
p	Önemlilik
PAC	Plazma ark
Pd	Palladyum
PENTA-P	Dipentaeritrolpentaakrilol dihidrojen fosfat
pH	Power of hydrogen
PMP	4-metoksifenol
PPD	1-fenil-1,2-propandion
QTH	Kuartz-tungsten-halojen
SEM	Scanning Electron Microscope

sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
ss	Standart sapma
TEGDMA	Trietilenglikol dimetakrilat
TEM	Transmission Electron Microscope
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole



W	Watt
γ -MPS	“ γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan”
μ	Mikron
μm	Mikrometre



1.GİRİŞ

Restoratif diş hekimliğinin en önemli amaçlarından birisi sağlıklı diş dokularının korunması ve kayıp dokuların tekrar kazandırılmasını sağlayan estetik ve fonksiyonel restorasyonlar ortaya çıkarmaktır. Estetik restoratif materyallerdeki gelişmeler ve estetiğe olan ilginin gittikçe artmasıyla doğal diş görünümünü taklit edebilen kompozit rezin restorasyonlar diş hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir (1).

Günümüzde karyoloji ile ilgili bilgilerin artması, ileri operatif teknikler ve gelişmiş adeziv ve restoratif materyaller, dişlerin restorasyonunda çok daha az madde kaybı sağlanarak minimal invaziv diş hekimliği olarak adlandırılan konservatif yaklaşımların uygulanmasını sağlamıştır. Operatif Diş hekimliği Akademisi Avrupa Bölümü (AODES), uygun içerik ve özelliklere sahip kompozit rezinleri posterior dişlerin minimal invaziv diş hekimliği uygulamalarında kullanılmak üzere “tercih edilen materyal” olarak görse de, AODES kompozit rezinlerin hala bazı özelliklerinin eksik olduğunu belirtmektedir. Bu görüşleri doğrultusunda AODES, restorasyonların ömrünü uzatmak için yenileme ve onarım tekniklerinin gerçekleştirilmesinin önemini vurgulamaktadır (2).

Adeziv sistemlerin kullanılması ile diş dokusuna bağlanan kompozit rezinler hem kendi yapısal özelliklerinin zaman içerisinde bozulması hem de adeziv tabakanın degradasyonu ile başarısızlığa uğramakta ve yüzeyde meydana gelebilen mikrosızıntı sonucunda sekonder çürük gelişimi, renklenme, aşınma, restorasyonda veya dişte fraktür oluşumu gibi restorasyonda başarısızlıklar görülebilmektedir (3,4). Kompozit rezin restorasyonların klinik olarak başarısızlığı durumunda ya tamamen değiştirilmeli ya da sadece defektli kısmı çıkartılarak tamir edilmelidir (5). Restorasyonun tamamen yenilenmesi; dişi, her defasında daha büyük kavite boyutu ve diş yapısından daha çok kayıp olmasına neden olan tekrarlayan “restorasyon döngüsü” içerisine sokmakta ve buna bağlı olarak pulpal travma ihtimalini arttırma gibi dezavantajların yanında işlem maliyetinin de daha yüksek olmasına neden olmaktadır (6). Restorasyon tamiri ise eski restorasyonda başarısızlığa uğrayan parçanın uzaklaştırılması ve yüzeye yeni kompozitin yerleştirilmesi ile yapılan minimal invaziv bir tedavidir (7).

Tamir işleminin başarısını eski ve yeni kompozit rezin materyalleri arasındaki bağlanma gücü etkiler (8). Eski kompozite makromekanik, mikromekanik veya kimyasal yoldan bağlanma sağlamak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır (5,7). Eski kompozitin yüzeyi pürüzlendirilerek doldurucuların açığa çıkması ile mekanik bağlanma, doldurucusuz rezin adeziv rezinlerle kaplanarak da ıslanabilirlik ve kimyasal bağlanma artırılmaya çalışılmaktadır (9). Bu kemomekanik yüzey işlemleri karbit veya elmas frezle aşındırma, hidroflorik veya fosforik asitle pürüzlendirme, adeziv rezin uygulamaları, lazer ile pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama ve air abrazyondur (10).

Son yıllarda, universal veya multi-mode sistemler olarak da bilinen yeni tek aşamalı self-etch adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. “All-in-one” konsepti ile üretilen tek aşamalı self-etch adeziv sistemler etch&rinse, self-etch ve selektif etch tekniği ile uygulanabilmektedir. Bu yaklaşım ile minede etch&rinse tekniğinin sağladığı avantajlar ve dentinde basitleştirilmiş self-etch tekniğinin apatit kristallerindeki ek kimyasal bağlanması birleştirilmiştir. Bu yeni adeziv sistemde dimetakrilat monomerlerinin yerini 10- metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomerleri almıştır. 10-MDP monomerinin mine ve dentin arasında kimyasal bağlantının oluşmasında ve stabil ve dayanıklı bir ara yüz elde edilmesinde önemli bir rol oynadığı bildirilmiştir (11,12).

Çalışmamızda kullanılan universal adeziv sistemlerden biri olan Tokuyama Universal Bond borat başlatıcısı ile kendi polimerizasyon başlatıcısını içeren orijinal BoSE teknolojisini kullanan, ışıkla polimerizasyon gerektirmeyen adeziv sistemlerdir. İçerisinde diğer adeziv sistemlerden farklı olarak 3D-SR monomeri (fosforik asit monomeri) ve yeni silan bağlama maddesi olarak görev yapan γ -MPTES monomeri yer almaktadır (13,14).

Günümüzde lazerlerin diş hekimliğinde sıkça kullanılmasından dolayı lazerler ile yüzey hazırlama tekniği gündeme gelmiştir (15). Rezin onarımlarında lazer kullanmanın amacı, bağlanma için yeterli yüzey topografisi sağlamak üzere yüzey pürüzlülüğünü ve enerjisini arttırmayı amaçlayan diğer mekanik yüzey işleme yöntemlerine benzerdir. Lazerin diğer mekanik tedavi alternatiflerinden daha konservatif olduğu kabul edilmektedir. Erbium yitrium aluminium garnet (Er:YAG) ve neodmium yitrium aluminium garnet (Nd:YAG) lazerlerin çürük uzaklaştırma,

kavite preparasyonu, yüzey pürüzlendirme uygulamaları ve periodontal işlemler için kullanımıyla ilgili çalışmalar bulunmaktadır. Lazer teknolojisindeki gelişmeler, Er: YAG lazeri kompozit tamiri sürecinde bir yüzey hazırlama yöntemi olarak göstermişlerdir (16).

Kompozit yüzeylerin pürüzlendirilmesinde klinikte sıklıkla kullanılan yöntem elmas frez ile pürüzlendirme yapılmasıdır (3). Yüzeyde makromekanik retansiyon oluşturarak bağlanma için kullanılabilir yüzey alanını genişletirler. Yüzey pürüzlülüğü onarım kompozitinin mikromekanik tutunmasını sağlarken, yüzeyin ıslanmasını ve daha sonra eski ve tamir kompozit rezini arasında kalıcı bir bağlanma oluşmasını sağlamak için silan kaplama ajanları gibi restoratif materyalin yüzeyi ile reaksiyona giren primerler kullanılmaktadır (17).

Çalışmamızın amacı yaşlandırılmış bir nanohibrit kompozit rezinin tamirinde, self cured bir universal adeziv farklı yüzey işlemleri ve adeziv sistemler kullanarak tamir bağlanma dayanımını araştırmak, test sonrasında oluşan başarısızlık tipini incelemek ve nanohibrit kompozit rezin için etkili bir tamir protokolü bulmaktır.

Çalışmamızın test edilen sıfır hipotezi yaşlandırılmış bir kompozit rezinin tamirinde farklı yüzey işlemleri sonrası kullanılan self cured bir universal adeziv tamir bağlanma dayanımı değerlerinin diğer adeziv sistemlere göre anlamlı bir farklılık göstermeyeceğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Estetik, günümüz diş hekimliğinde önemli bir kavram olarak karşımıza çıkmakta ve estetiğe olan talep artış göstermektedir. İnsanların estetik taleplerini yerine getirmek için çeşitli diş renginde restoratif materyaller denenmiştir. Bu materyaller arasında, kompozit rezin günümüzde en yaygın olarak kullanılanıdır (18).

Diş hekimliğinde kompozit terimi ilk defa 1962 yılında R. Bowen tarafından tanıtılmış bir tür akrilik rezin olan Bis-GMA formülünün tanıtılmasıyla kullanılmaya başlanmıştır. Kompozit kelime olarak birbiri içinde çözünmeyen ve kimyasal olarak farklı en az iki maddenin karışımı anlamına gelmektedir (19). Diş hekimliğinde kompozit rezinler organik matriks fazı (polimer matriks), inorganik faz (doldurucu

faz) ve ara faz (bağlayıcı faz, silan) olarak 3 ana fazdan oluşmaktadır. Kompozit rezin materyal içerisinde polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için başlatıcılar, spontan polimerizasyonu önleyen inhibitörler ve diş ile eşleşen renk aralığı için renk pigmentleri ve ultraviyole stabilizatörler gibi diğer önemli bileşenler de bulunmaktadır (20).

2.1.1.Organik matriks fazı

Dental kompozitlerin rezin matriksi olarak bilinen organik matriks, kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerinin belirlendiği fazdır. Bu faz kompozitin bozulmadan muhafaza edilmesini sağlayan stabilizatörler, kompozitin sertleşmesini sağlayan polimerler, polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için başlatıcılar, renk pigmentleri ve kompozitin son halini oluşturan birçok kimyasaldan oluşur (21).

Organik matriks polimer bir yapı olup, monomerlerin birbirlerine bağlanarak polimer zincirlerini oluşturmasıyla meydana gelir. Dental kompozitlerin yapısında en sıklıkla kullanılan monomer glisidil metakrilat ve bisfenol A'nın birleşmesi ile oluşan, çift fonksiyonlu bir monomer olan Bis-GMA'dır. Renk değişimine dirençli olan ve iyi adezyon sağlayan, üretan dimetakrilat (UDMA), organik matriks olarak daha sonradan kullanılmaya başlanılmıştır. Bu iki monomer de; yüksek moleküler ağırlığa sahip, aşırı derecede visköz olan bileşiklerdir.

Visköziteyi azaltmak amacıyla seyreltici monomerler olan trietilen glikol dimetakrilat (TEG-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EDMA), metilmetakrilat (MMA), bisfenol A etoksi dimetakrilat (Bis-EMA-bisfenol A) matriks yapı içerisine eklenmektedir. Böylece, başlatıcıların, inhibitörlerin ve doldurucuların yapıya dahil edilmesi kolaylaşmaktadır. TEG-DMA bu amaçla en sık kullanılan monomerdir (22).

Organik matriks fazı, kompozit rezin materyalin en zayıf ve aşınma direncinin en düşük olduğu fazdır, su emilimine neden olabileceğinden dolayı boyanabilir ve renklenebilir. EBPADMA'nın (Etoksille bisfenol A dimetakrilat) su emilimini azaltmak için kullanıldığı bilinmektedir (21).

Polimerizasyon reaksiyonunun ilk evresi olarak kabul edilen serbest radikallerin oluşumuna yol açan maddeler başlatıcı; polimerizasyon reaksiyonunu hızlandıran maddeler de aktivatör olarak adlandırılmaktadır. Otopolimerizan kompozitlerde dibenzol peroksit inisiyator (başlatıcı) olarak etki yapması için

kullanılırken, aromatik bir tersiyer amin olan N,N-bis (2 hidroksi etilen)-p-toludin akseleratör (hızlandırıcı) etki yapması için kullanılmaktadır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe eden kamforokinon kullanılır (23,24).

Kompozit rezinlerin ışık, ısı, ve diğer kimyasal yollarla kendiliğinden polimerize olmasını engelleyen bileşenler inhibitörlerdir. Rezinin polimerizasyon öncesi raf ömrünü arttırmak ve sertleşme sonrası kimyasal stabilitesini maksimum süre devam ettirebilmesini sağlamak amacıyla organik matriks yapısına % 0,1 veya daha az PMP (4-metoksifenol) ya da BHT (2, 4, 6-tritersiyer bütilfenol) gibi fenol türevi materyaller olan inhibitörler eklenmektedir (25).

Ultraviyole stabilizatörleri ise renklenmeye sebep olan elektromanyetik radyasyonu emerek renk stabilitesini artıran ve ultraviyole dalga boylarını absorbe eden sistemlerdir. Bunlara örnek olarak “2-hidroksi-4-metoksi benzofenon” gösterilebilir (20). Bunların dışında farklı renkleri oluşturabilmek için kompozit rezinlerin içine organik ve inorganik renk pigmentleri ilave edilmektedir. Titanyum dioksit ve alüminyum oksit ise en etkili opaklaştırıcılardır (26).

2.1.2.İnorganik faz

Günümüz kompozit rezinlerinde inorganik doldurucu partikülleri, materyalin ağırlıkça büyük miktarını oluşturmaktadır. Organik matrikse ilave edilen inorganik doldurucu partiküller kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmede büyük önem taşımakta olup aynı zamanda termal genişleme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltırken, aşınma direnci, radyoopasite, yüzey pürüzlülüğü ve cilalanabilirlik gibi estetik ve uygulama kolaylığı sağlayan özellikleri arttırırlar. Ayrıca rezine kıvam kazandırarak uygulamayı kolaylaştırır ve rezinin polimerizasyondan önce şekillendirilmesini sağlarlar (20).

İnorganik doldurucu faz; matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partikülleri, kuvars, lityum silikat, bor silikat, yitrium cam, baryum alüminyum silikat, koloidal silika ve hidroksi apatitten oluşur (27). Aşınmaya dirençli, radyopak radyografik görüntü veren kompozit rezinler elde etmek için inorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, zirkonyum, baryum, çinko ilave edilir

(23).

Karışımın mekanik özelliklerini güçlendiren silika partikülleri ise ışığı geçirip yayarak kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam) olmak üzere 2 formda bulunur. Kristalin formların sert olması rezin kompozitin bitirme ve polisaj işlemlerini güçleştirdiğinden, günümüzde silikanın non kristalin formu (silikat cam) tercih edilmektedir (28).

2.1.3. Bağlayıcı ajan (ara faz, silan)

Kompozit rezinlerde, organik matriks fazı ile inorganik faz arasında gereken bağlanma ara faz ile gerçekleşmektedir ve bu yapı, silisyum hidrojenli bileşikler olup, bunlara silan veya organosilan adı verilmektedir. Günümüzde kompozit rezinlerde ara bağlayıcı olarak sıklıkla kullanılan silan ajanı “ γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan” (γ -MPS) dır. Silanlar, iki fonksiyonlu moleküller olup bir taraftan silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer taraftan organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar yapmaktadırlar (23,29). Ayrıca doldurucuların yüzeyinde bulunan hidroksil gruplarını absorbe ederek suya karşı dirençli kompozit rezinleri meydana getirirler (23).

Organik matriks fazı ve inorganik doldurucu partiküller arasında ara bağlantı fazının iyi bir bağlantı sergilemesi, kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olmasına katkıda bulunmakta ve her iki bileşen arasında stresin dağılımını sağlamaktadır. Buna bağlı olarak da rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltacaktırlar (30).

2.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine (ışıkla sertleşen, kendiliğinden sertleşen veya dual-cure), viskozitelerine (akışkan veya tepilebilir) göre sınıflandırılabilirler (29). (Tablo 2.1.)

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması (29)

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü ve Yüzdelere Göre		
Rezın	Partikül Büyüklüğü(μm)	Partikül Yüzdesi (% ağırlık)
Megafil	50-100 μm	%70-80
Makrofil	10-100 μm	%70-80
Midifil	1-10 μm	%70-80
Minifil	0,1-1 μm	%75-85
Mikrofil	0,01-0,1 μm	%35-60
Hibrit	0,04-1 μm	%75-80
Nanofil	0,005-0,01 μm	%72-87
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre		
Kendi kendine kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (Chemical-cured)		
Işık aktivasyonu ile polimerize olan kompozitler (Light-cured)		
Kimyasal ve ışık aktivasyonu yolu ile polimerize olan kompozitler (Dual-cured)		
Akıcılıklarına Göre		
Akışkan Kompozitler (Flowable)		
Kondanse Edilebilen Kompozitler (Condansable-Packable)		

2.2.1. İnorganik doldurucuların partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Lutz ve Phillips'in günümüzde geçerliliğini koruyan sınıflandırmasında inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır (29).(Tablo 2.2.)

Tablo 2.2. İnorganik doldurucu büyüklüğüne göre kompozit rezin sınıflandırması (29)

Kompozit Rezınler	İnorganik Partikül Büyüklüğü(μm)
Geleneksel kompozitler	0.1-100
Mikrofil kompozitler	0,01-0,1
Hibrit kompozitler	0.04-1

1994 yılında Bayne ve diğerleri, nanofil ve megafil kompozitleri de ekleyerek bu sınıflamayı genişletmişlerdir (27).(Tablo 2.3.)

Tablo 2.3. İnorganik doldurucu büyüklüğüne göre kompozit rezinlerin genişletilmiş sınıflandırması (27)

Kompozit Rezinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü(μm)
Megafil kompozitler	50-100
Makrofil kompozitler	10-100
Midifil kompozitler	1-10
Minifil kompozitler	0,1-1
Mikrofil kompozitler	0,01-0,1
Nanofil kompozitler	0,005-0,01

2.2.1.1.Megafil kompozit rezinler

Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucu partikülleri 50-100 μm büyüklüğündedir. Okluzal temas bölgelerine ya da aşırı kuvvet alan ve aşınan bölgelere yerleştirilmesi önerilen büyük çaplı cam partikülleri (0,5-2 μm) mega doldurucu olarak kabul edilir (23).

2.2.1.2.Makrofil kompozit rezinler

Makrofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 10–100 μm arasında değişmektedir. Geleneksel kompozit olarak da adlandırılan makrofil kompozitlerde doldurucular kompozit rezin hacminin %60-70'ini, ağırlığının ise %70-80'inin oluşturur. Okluzal aşınmaya karşı direnci düşük olan bu tür kompozitlerin posterior dişlerde kullanımı sakıncalıdır (23,29).

2.2.1.3.Midifil kompozit rezinler

Geleneksel kompozitler olarak da adlandırılan makrofil kompozitlerden sonra geliştirilen midifil kompozitler, 1-10 μm büyüklüğünde doldurucu partiküllerin olduğu kompozit rezinlerdir. Doldurucu tipi makrofil kompozitlerde de kullanılan kuvarsdır (29).

2.2.1.4.Minifil kompozit rezinler

Minifil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 0.1-1 μm

arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküller kompozit rezinin ağırlığının yüzde % 75-85'ini oluşturur (31). Small partiküllü kompozit rezinler de olarak adlandırılan bu tür kompozitlerde doldurucu olarak baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren cam partikülleri bulunmaktadır. Partikül boyutu daha küçük olduğu için bitirme ve parlatma işlemi sonrasında daha düzgün bir yüzey elde edilmektedir (29).

2.2.1.5.Mikrofil kompozit rezinler

Mikrofil kompozitler inorganik partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu partiküller kompozit rezinin ağırlığının yüzde %35-60'ını oluşturur. İçerisinde inorganik doldurucu olarak 0.04 µm büyüklüğünde koloidal silika partikülleri bulunmaktadır. Mikrofil kompozit rezinler bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlerden daha düzgün bir yüzey elde edilebildiği için *fine finishing composites* veya *polisable composites* diye de adlandırılmaktadırlar (29,32).

Klinik uygulamalara izin verebilecek bir viskozite elde etmek için bu tür kompozitlerde trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) miktarı daha fazladır. Mekanik özellikleri iyi olmadığı için çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanımı tavsiye edilmemektedir. Sınıf 5 restorasyonlarda ve servikal lezyonlarda kullanımı tavsiye edilmektedir (29).

2.2.1.6.Hibrit kompozit rezinler

Hibrit kompozitler inorganik partikül büyüklüğü 0.04-1 µm (ortalama 0.6 µm) olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu partiküller kompozit rezinin ağırlığının %75-80'ini oluşturur. Doldurucuların % 85-90'u cam partiküllerden geriye kalan % 10-15'i silika partiküllerinden oluşmaktadır. İçerdikleri koloidal silika 0.04 µm boyutundadır(26,31).

Farklı boyutta doldurucu partikülleri içeren iki farklı kompozit rezin karışımına hibrit kompozitler denir. Geleneksel kompozitlerin mekanik ve fiziksel özellikleri ile mikro dolduruculu kompozitlerin pürüzsüz yüzeyini bir araya getirmek için üretilmişlerdir. Bu nedenle, estetiğin önemli olduğu Sınıf 3, 4 ve 5 ve okluzal stres alanları içeren Sınıf 1 ve 2 restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir (23).

Partikül büyüklüğü makro partiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikro partiküllü rezinden daha fazladır ve her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımasına rağmen hibrit türünün hangisinin olduğunun belirlenmesinde yüzdesi en fazla olan partiküllerin adı kullanılır. Mikro partikül yüzdesi diğerlerine oranla daha fazla ise “mikrohibrit”; nano partikül yüzdesi daha fazla ise “nanohibrit” olarak adlandırılmaktadır (29).

Günümüzde, nano teknolojik gelişmelere bağlı olarak kompozit rezinler hibrit, mikrohibrit, nanofil ve nanohibrit olarak piyasada yerini almıştır (24). Mikrohibrit kompozitler, submikron boyuttaki (0.04 µm) partiküller ve daha küçük partiküllerin (0.1 µm - 1 µm) bileşiminden oluşmaktadır. Nanodoldurucu teknoloji ile geliştirilen “nanohibrit” kompozit rezinler ise tıpkı mikrohibrit gibi nanomerik partiküllere ve ufak boyutta dolduruculara (0.02 µm) sahiptir. Sonuç olarak, nano kompozit rezinler, organik matriks içerisinde nano boyutta partiküllerden oluşmaktadır (33).

2.2.1.7. Nanokompozit rezinler

Nano teknolojik gelişmelerle piyasaya sürülen nanokompozit rezinler, silika ve zirkonyum kökenli inorganik doldurucu partikülleri içeren ve partikül büyüklüğü 0.005-0.01 µm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu partiküller kompozit rezinin ağırlığının %80-90’ını oluşturur. Nanokompozit rezin içinde bulunan nanomerler, yaklaşık olarak 25 nm boyutunda kümeleşmemiş nano partiküllerdir (20,33). Nano öbekler ise zayıf bağlarla birleşmiş yaklaşık olarak 75 nm boyutundaki nanopartiküllerdir. Sadece nanomer ve nanoöbek doldurucu partikül içeren nanokompozitler nanofil kompozit rezinler olarak da adlandırılmaktadırlar. Nano boyuttaki doldurucu partiküller ile beraber, mikrodoldurucu veya prepolimerize doldurucu partikül içeren kompozit rezinler ise nanohibrit kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadır (34).

Partikül hacimlerinin küçük oluşu restorasyonun iyi cilalanabilmesini sağlar. Bu özelliklerinden dolayı kompozit materyal seçiminde nano dolduruculu kompozitler ön plana çıkmaktadır. Nano doldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boynundan çok daha küçük olması ve ışığı kırma indekslerinin mine dokusuna yakın olması, küçük partiküllü rezinlere mine dokusuna benzer bir estetik görünüm ve optik

özelliik sağladığından dolayı bu kompozit rezinler daha çok ön bölgedeki restorasyonlarda kullanılırlar (35).

Nanokompozitlerdeki nanopartiküllerin çok küçük ve küresel şekle sahip olması; mekanik streslerin, keskin açıları bulunan düzensiz şekilli partiküllerden daha uniform bir şekilde dağıtılmasını sağlama gibi avantajlar sağlamaktadır. Yine aynı şekilde artan doldurucu içeriği partiküller arası mesafenin azalmasında, böylelikle rezin matriksin aşınmaya karşı korunmasında, polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında, mekanik ve yüzey özelliklerin geliştirilmesinde etkilidir (36).

2.2.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Resinler

2.2.2.1. Akışkan kompozit resinler

İnorganik doldurucu miktarı ağırlıkça % 40-50 arasında olmakla beraber partikül boyutu 0.04-1 µm aralığında değişen kompozit resinlerdir. Akışkan kompozit resinler, doldurucu oranı ve viskozitesi azaltılan hibrit kompozit olarak tanımlanmaktadır. Materyale düşük moleküler ağırlığa sahip seyreltici bir monomer olan TEG-DMA eklenerek viskozitesi azaltılmaktadır (29,37). Doldurucu oranları az olup organik matriks oranları fazla olduğu için polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon sonrası reaksiyona girmeyen monomer miktarı fazla olup basınçlara karşı dirençleri düşüktür. Bu nedenle akışkan kompozitlerin düşük stres alanlarında veya küçük oklüzal restorasyonlarda kullanımı tavsiye edilmektedir (37).

Akışkan kompozitlerin koruyucu resin restorasyonlar, pit ve fissür örtücüler, kavite taban maddesi olarak, minimal invaziv sınıf II restorasyonlarda, Sınıf II restorasyonlarda gingival basamakta ve Sınıf V abfraksiyon lezyonlarında kullanımı endikedir. Bunların dışında travma sonrası kırık veya mobil dişleri splintlemede, protez ve kompozit restorasyonların tamirinde de kullanılmaktadırlar (37).

2.2.2.2. Kondanse olabilen kompozit resinler

Kondanse olabilen kompozit resinler, değişik boyutlarda ve farklı tipte dolduruculara sahip kompozit resinlerdir. Bu kompozit resinleri adlandırmak için 'paketlenabilir' terimi de kullanılmaktadır. Resin miktarının azaltılması ve inorganik

doldurucu yüzdesinin artırılmasına bağı olarak viskozitesi de artış göstermektedir. Doldurucu içeriği yaklaşık olarak kompozit rezinin ağırlığının % 70-80 'ini oluşturmaktadır. Partikül boyutu 0.7-20 µm arasındadır (20,31).

Aşınmalara karşı direnç göstermesi, yüzey sertliği, kırılma dayanımı gibi fiziksel özellikleri hibrit kompozit rezinler ile benzerdir. Bu nedenle stres gören alanlarda kullanımı önerilmektedir (32,37). Bunun dışında kaviteye basınç uygulanarak daha kolay yerleştirilebilmesi, polimerizasyon büzülme streslerinde azalma, termal genişleme katsayısının dişe yakın olması ve özellikle arayüz kavitelelerinde temas noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (31).

Bu kompozitlerin doldurucu partiküllerinin hibrit kompozitlerden daha büyük olmasından dolayı bitirme ve cila işlemlerinden sonra yüzeyin pürüzlü kalma ihtimalinin fazla olması, kavite duvarlarına ve marjnlere tam adaptasyon sağlayamaması sonucunda mikrosızıntı probleminin görülmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (31).

2.2.3.Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Reziner

2.2.3.1.Kimyasal yolla polimerize olan kompozit reziner

Otopolimerizan kompozit reziner olarak da bilinirler. İki ayrı patın karıştırılması ile kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinerlerdir. Patlardan birinde başlatıcı olarak benzoil peroksit ve diğesinde ise hızlandırıcı olarak organik amin bulunmaktadır. Polimerizasyon bu iki bileşenin karıştırılmasıyla başlar (29,38).

Fiziksel özellikleri zayıftır ve dönüşüm derecesi düşüktür. Ayrıca, tersiyer aromatik aminler içermesi nedeniyle ağız ortamına maruz kaldıktan sonra renklenme görülmektedir (29,38).

2.2.3.2.İşık ile polimerize olan kompozit reziner

Tek pat sisteminde üretilmiş kompozit rezinerlerdir. Mavi ışığa duyarlı

“kamforokinon” polimerizasyon mekanizmasını başlatmak için en sıklıkla kullanılan fotobaşlatıcıdır. Tersiyer aminler tarafından hızlandırılırlar (29,32). Polimerizasyonun başlaması için rezinin içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcı kamforokinona uygun dalga boyunda ışık verilmelidir. Bu amaçla LED, kuartz–tungsten halojen, diyot ve argon lazer, plazma ark gibi ışık kaynakları kullanılmaktadır (29).

Işıklı polimerize olan kompozit rezinlerin çalışma zamanının hekim tarafından kontrol edilmesi, tek komponent içerip karıştırma işlemi yapılmadığı için pöröziteye daha az rastlanması, bitirme işlemlerine daha az gereksinim duyulması gibi avantajları vardır. Bunların dışında kimyasal kompozitlerle kıyaslandığında polimerizasyon dönüşüm oranlarının daha yüksek, renk seçeneklerinin ve renk stabilitesinin daha fazla olması, dayanıklılık ve buna bağlı kırılma dirençlerinin yüksek olması da yaygın olarak tercih edilmelerine neden olmuştur (29).

Başka fotobaşlatıcılar da kompozit rezinler içerisine eklenmiştir. Bunlar, 1-fenil-1,2-propandion (PPD), Lucirin TPO, etil benzoattır. Bu fotobaşlatıcılar kompozit rezinlere, kamforokinona kıyasla daha az sarı renk vermektedirler ve renk stabiliteyi iyidir (29,32).

2.2.3.3. Hem kimyasal yolla hem de ışıkla polimerize olan (dual-cure) kompozit rezinler

Bu tür rezinlerin polimerizasyonu ışıkla başlar ve kimyasal olarak devam eder. Kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Işıklı polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı durumlarda kullanılması tavsiye edilen bu tip rezinler özellikle derin kavitelere, 2 mm’den daha fazla rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır (29).

2.3. Yaşlandırma Yöntemleri

Diş ve restoratif materyaller ağız içerisinde ısı ve pH değişikliklerine ve mekanik streslere maruz kalmaktadırlar. Ağız içerisindeki sıcaklık değişimleri, çiğneme kuvvetleri, asitler veya enzimler tarafından kimyasal ataklar uzun bir süre sonucunda diş ile restorasyon ara yüzünde ciddi sorunların oluşmasına neden

olmaktadır. Klinik olarak kompozit restorasyonlardaki marjinal bütünlüğün bozulması önemli bir problem olarak görülmeye devam etmekte ve restorasyonların ömrünü kısaltan temel sebebi oluşturmaktadır. Sonuç olarak restorasyonun bozulması kimyasal, termal ve mekanik yük streslerine bağlı olarak gelişmektedir (39).

Restorasyonların maruz kaldığı bu uzun dönem streslerin materyallerin performanslarının değerlendirildiği *in vitro* çalışmalarda da göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Bu nedenle bu stresleri taklit etmek için farklı yöntemler geliştirilmiştir. Termal siklus, mekanik yükleme ve suda bekletme bu amaçla geliştirilen yöntemlerdir (40).

2.3.1.Termal siklus

Termal siklus yöntemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Termal siklus ağız boşluğunda gözlenen sıcaklık değişimlerinin *in vitro* koşullarda diş ve restorasyona uygulanma işlemidir (41).

Termal siklus ile elde edilen yapay yaşlandırmanın etkisi 2 şekilde açıklanmaktadır. Birincisi, sıcak suyun ara yüz bileşenlerinin hidrolizisini takiben su alımını ve yetersiz polimerize olan rezin oligomerlerinin açığa çıkmasını hızlandırabilmesidir. İkinci olarak ise restoratif materyalin dişe oranla daha yüksek termal büzülme ve genleşme katsayısından dolayı diş ile biyomateryal arasında tekrarlayan büzülme ve genleşme streslerinin oluşmasıdır. Bu stresler bağlanan ara yüzlerde çatlak oluşumuna yol açabilmekte ve ağız sıvılarının geçişine neden olarak kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinde azalmaya neden olmaktadır (42).

ISO TR 11450 standartlarına göre 5 ve 55 °C suda 500 siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir. Gale ve Darvell 10000 siklusun *in vivo* olarak yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanmanın taklit edilmesi için çok kısa olduğunu öne sürmüşlerdir (42,43).

2.3.2.Mekanik yükleme

Dişler normal fonksiyon ve parafonksiyon süresince okluzal streslere maruz kalmaktadırlar. Bu stresler diş yapısı boyunca dağılım gösterirler. Bununla birlikte bu

okluzal yükler dişin esnemesine neden olmaktadır. Diş esnediği zaman, servikal bölgede gerilim ve makaslama stresleri gelişmektedir(44). Ağız ortamında dolgu ve diş yapıları üzerinde asimetrik basınç meydana getiren bu mekanik faktörler in vitro çalışmalara da yansıtılmıştır. In vitro çalışmalarda çiğnemeyi taklit etmek amacıyla okluzal yükleme veya mekanik siklus kullanılmaktadır. Restore edilmiş dişlerde mekanik siklusun, deformasyonun miktarını kalıcı olarak veya yalnızca diş stres altındayken artırdığı gösterilmiştir (43,44).

Okluzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi, daha çok kırılma dayanımı (yükleme sırasında), bağlanma dayanımı (yükleme sırasında) ve mikro sızıntı (yükleme sonrasında) ölçümlerinde kullanılır (45).

2.3.3.Suda bekletme

Suda bekletme, suni yaşlandırma yöntemleri içerisinde en fazla tercih edilen yöntemdir. Bu yöntemde örnekler, belirlenen bir süre için 37 °C’de sıvı içerisinde bekletilmektedir (43). Bekletme sıvısı genellikle sudur. Ağız ortamını birebir taklit etmek amacıyla bekletme sıvısı olarak yapay tükürük sıvıları da kullanılabilir. Bekletme süresi birkaç aydan 4-5 yıla kadar (daha uzun da olabilir) değişmektedir. Uzun süreli suda bekletme işlemlerinde araştırmacılar, bakteri üremesinin önüne geçmek amacıyla su içerisine sodyum azit, kloramin veya çeşitli antibiyotikler ilave etmişlerdir (46).

Suda bekletme sonucu bağlanma etkinliğindeki azalmanın, hidrolizis ile arayüz komponentlerinin bozunması sonucu gerçekleştiği düşünülmektedir. Bununla birlikte daha önceki çalışmalarda, aynı zamanda suyun infiltre olabileceği ve polimer matriksin mekanik özelliklerini düşürebileceği belirtilmiştir (47).

2.4.Kompozit Resin Tamiri

Kompozit rezinler, diş hekimlerine direkt estetik restorasyonlar yapabileme olanağı sağlayan çok yönlü materyallerdir. Teknolojinin gelişmesiyle doğru orantılı olarak, kompozit rezinler yıllar içinde bir takım yapısal değişikliklere uğramaya devam etmektedir. Son 10-20 yıl boyunca fiziksel ve mekanik özellikler bakımından belirgin gelişmeler kaydedilmiş olmasına rağmen günümüzde kullanılan kompozit

rezinlerde mikrosızıntı sonucunda sekonder çürük gelişimi, renklenme, aşınma, restorasyonda veya dişte fraktür oluşumu gibi dezavantajlar görülmektedir (48). Aynı zamanda restoratif diş hekimliğinde kullanılan bu rezin kompozit malzemeler, başarısız restorasyonların hizmet ömrünü uzatan tamir yaklaşımı avantajını da sunmaktadır (8,17).

Restoratif diş hekimliğinde hatalı, klinik olarak kabul edilemeyecek restorasyon varlığında yenilemek yerine tamirin tercih edildiği konsepte olan destek artmaktadır. Tamir prosedürleri, minimal invaziv ve ekonomik çözümler olarak kabul edilmektedir, çünkü eski restorasyonların değiştirilmesi, restorasyon kenarlarını kavite duvarlarından ayırt etme zorluğu nedeniyle restorasyonu çevreleyen sağlam diş dokularının da kaldırılmasına yol açmaktadır (49).

Restorasyonu tamir etmenin yenilemeye kıyasla avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- 1) Tekrarlayan restorasyon döngüsünden kaçınılır.
- 2) Diş yapısı korunur.
- 3) Pulpa üzerine etkili zararlar azaltılır.
- 4) İyatrojenik olarak komşu dişe zarar verme riski azalır.
- 5) Tedavi süresi daha kısadır.
- 6) İşlem maliyeti yenilemeye kıyasla daha düşüktür.
- 7) Hasta üzerinde daha az strese neden olduğu için göreceli olarak daha konforlu bir işlemdir.

- 8) Restorasyon ömrü uzamaktadır (3,50).

2.4.1. Terminoloji ve başarısızlığa uğramış restorasyonlarda tedavi seçenekleri

Defektli restorasyonların tedavisi Dünya Diş hekimliği Federasyonu (DYY) tarafından dört yaklaşıma ayrılmıştır (17,51):

➤ **Tedavi yok (takip):** Klinik olarak kabul edilebilir ve işlev bozukluğuna yol açmayacak renk değişikliği ya da kenar uyumsuzluğu gibi küçük kusurlar varlığında bu prosedür uygulanmaktadır (52).

➤ **Polisaj:** Yeni bir restoratif materyal eklemeyen düzeltilebilecek durumdur. Diş zarar vermeden taşkınlıkların giderilmesi, yüzeyin yeniden şekillendirilmesi, renklenmenin giderilmesi, yüzeyin düzgünleştirilmesi, porların ve küçük aralıkların kapatılması(seal) ile restorasyonun düzeltilmesi gibi işlemleri kapsamaktadır (53).

➤ **Tamir:** Klinik olarak kabul edilemez lokalize defekt varlığında, minimal girişimsel bir tedavi seçeneği olan tamir işlemi uygulanmaktadır. Restorasyonda başarısızlığa uğrayan parçanın uzaklaştırılması ve üzerine yeni bir restoratif materyalin eklenmesi ile gerçekleştirilmektedir (51).

➤ **Değiştirme:** Restorasyon tamirinin uygun veya makul olmadığı büyük ve yaygın problemler varlığında restorasyonun tamamen uzaklaştırılmasıdır (54).

Defektli restorasyonları yenilemeyi tamir etmeye karar verme aşamasında birçok faktör rol oynamaktadır. Bunlar, hastanın risk kategorisi, restore edilen dişin klinik olarak durumu ve maliyet/kazanç değerlendirmesini içerir. Restorasyonun tamiri için kriterler hastaya ve dişle ilgili olanlar şeklinde 2 kategoriye ayrılabilir (3):

➤ **Hastaya bağlı kriterler**

Diş kliniğine düzenli olarak yüksek motivasyonla gelen hastalar tamir prosedürleri için uygun adaylardır. Ancak, bu tamir prosedürü için bilinçli bir onay almanın gerekli olduğu unutulmamalıdır. Klinisyen her iki seçeneğin sonuçlarını ve olası prognozunu açıklamalıdır. Sınırlı iş birliğiyle sınırlı koltuk süresi gerektiren hastalar, tamir prosedürünün diğer adaylarıdır. Bunlar geriatrik hastalar veya karmaşık tıbbi geçmişi olan hastalar olabilir. Bu nedenle, tedavi seçeneklerinin doğası, herhangi bir karmaşık seçenek olmaksızın kısa ve basit olacak şekilde sınırlandırılmalıdır (3).

➤ **Dişle bağlı kriterler**

Hastaya bağlı kriterlerin yeterli olduğu görüldükten sonra, dişle özel kriterler dikkate alınmalıdır. Dişle özel kriterler değerlendirilirken, uygun teşhis yöntemlerinin seçimi önemlidir. Klinik değerlendirmelerin duyarlılık ve özgüllüğünü maksimize etmek için radyografik görüntülerin yorumlanması ve büyütme görsel teşhis yöntemlerinin kullanılması önem kazanmaktadır (55).

2.4.2.Kompozit Tamirinin Klinik Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

2.4.2.1.Restorasyonların tamirinde klinik endikasyonlar

➤ Sekonder çürük:

Sekonder çürüklerin varlığı, restorasyonun klinik olarak kabul edilemez olduğu ve kaçınılmaz olarak acil değiştirilmesi gerektirdiği anlamına gelmemelidir. Teşhis edildiğinde, sonraki tedavi kararı hastanın çürük risk değerlendirmesine dayanır. Çürük riski düşük bir hasta tamir prosedürleri için en iyi prognoza sahip en uygun adaylar olabilir (3). Bu bireylerde gelişen çürük lezyonları; kaviteyle beraber restorasyona komşu marjinal alanda demineralizasyon şeklinde görülüyorsa, diş yüzeyinde lokalize ve ulaşılabilir bir alanda bulunuyorsa, restorasyon altında çürük şüphesi yoksa, restorasyon klinik ve radyolojik olarak başarısızlık sergilemiyorsa tamir işlemi uygulanabilmektedir (3,51).

➤ Marjinal Defektler ve Kenar Renklenmeleri:

Restorasyonlarda bulunan marjinal defektler; restorasyon materyalinin kavite içerisine yerleştirilmesi veya adezyonu sırasında oluşan problemler nedeniyle meydana gelmektedir.

Aşırı doldurucu partiküllerin varlığı, marjinin etrafındaki yetersiz bir restorasyon ve boşlukların oluşması, anterior restorasyonda marjinal defektlere neden olabilir. Bununla birlikte, marjinal defektlerin varlığının her zaman sekonder çürük varlığını göstermediğini anlamak önemlidir (3). Ayrıca, mine kenarlarında self etch adezivlerin zayıf asitleme kabiliyeti de marjinal defektlerin oluşmasına neden olabilir. Bu marjinler, estetik görünümü tehlikeye atan eksojen renklenmeleri almaya eğilimlidir. Bu tür renklenmelerle başa çıkmanın en etkili yolu gerekli yerlerde tekrar bitirme ve polisaj yapılmasıdır. Ancak, defekt daha derine ilerliyorsa diş-restorasyon ara yüzeyinde ayrılmalar meydana gelmişse tamir veya restorasyonun değişimi önerilmektedir (56).

➤ Aşınma:

Kompozit restorasyonlarda pasif erüpsiyon veya karşıt diş ve dişlerle temaslar

sonucunda aşınmalar görülebilir. Restorasyondaki aşınma sadece okluzal yüzeyde meydana geldiyse ve tamir yapmaya izin verecek miktarda dikey boşluk mevcutsa, yüzeyin yeniden şekillendirilmesi gerekmektedir. Aşınma proksimal yüzeyde yer alıyorsa, bu bölgede anatomik şekli yeniden oluşturmak için yeterli boşluk yoksa bu durumda tamir seçeneği düşünülmelidir (3,17).

➤ **Restorasyonda meydana gelen kırıklar ve kütleli kayıplar:**

Restorasyonun yapılmasından bir süre sonra, aşırı okluzal yükler ve prematür kontaklara bağlı olarak kütleli kırıklar meydana gelebilmektedir. Bunun dışında zamanla restoratif materyal içerisinde biriken stres yorgunluğuna ve aproksimal yüzeylerde görülen taşkın alanlara da bağlı olarak da bu tür kırıklar oluşabilmektedir.

Restorasyon kırığına neden olan faktörlerin tespit edilip ortadan kaldırılması ve daha sonra kırılan restorasyonun tedavisinin yapılması gerekmektedir. Mevcut raporlarda restorasyonun yarısından az kısmının kaybedildiği kırık oluşumlarında ve sadece restorasyonun geriye kalan kısmı sağlamsa tamir yaklaşımının yapılması gerektiği gösterilmiştir (57).

➤ **Endodontik tedavi sonrası:**

Kompozit rezin restorasyonlu bir diş endodontik tedavi yapıldıktan sonra giriş kavitelerinin kompozit rezinler ile tamamlanması tamir endikasyonlarından (17).

➤ **Restorasyona komşu diş yapısında kırık oluşumu**

Restorasyona komşu diş dokusunda meydana gelen mine çatlakları ve kırıklar parafonksiyonel alışkanlıklar, travma veya kompozitin yerleştirilmesi sırasında meydana gelen polimerizasyon stresi gibi birçok nedenden kaynaklanabilir. Kırıklara neden olan faktörler teşhis edildikten sonra mümkün olduğunca koruyucu bir önlem alınarak tamir işlemi uygulanmalıdır. Örneğin brüksizmi olan hastalarda gece plağı kullanımına hasta ikna edilerek tamir işlemi yapılmalıdır (3,51).

Sond ile tespit edilen 250 µm'dan daha büyük boyutlara sahip çatlaklar, büyük

mine kayıpları veya ulaşılabilir alanlarda bulunan kusp kırıklarının da tedavisi tamir işlemi ile yapılmaktadır (3).

2.4.2.2. Restorasyonların tamirinde klinik kontrendikasyonlar

- Hastanın restorasyonu değiştirmek yerine tamir işlemini kabul etmemesi,
- Diş hekimlerinin kontrol randevularına düzenli olarak gitmeyen düşük motivasyonlu hastalar
 - Yüksek çürük riskli hastalar
 - Mevcut restorasyonun büyük bir çoğunluğunu etkileyen çürük varlığı
 - Restorasyonun tamamında kabul edilemeyecek düzeyde plak retansiyonuna neden olan alanların varlığı
 - Endodontik tedavi sonrasında kalan restorasyon miktarının yetersiz olması
 - Restorasyonun büyük kısmının kaybı, büyük kusp kırıkları ve dişte meydana gelen kırıklar
 - Ulaşılamayan alanlarda yer alan derin marjinal renklenmeler
 - Daha önce yapılan tamir işleminin başarısız olması (51).

2.4.3. Kompozit Rezinlerin Tamirinde Kullanılan Yüzey Hazırlama Yöntemleri

Yüzey hazırlama yöntemleri, kullanılan adeziv sistemler ve diş yüzeyi ile tamir kompozitinin uyumluluğu başarılı bir tamir işleminin temelini oluşturan üç faktördür. Diş hekimi bu aşamalardan herhangi birinde başarısız olduğunda eksik bir tamir kaçınılmazdır. Yapılan çalışmalar mevcut tamir stratejilerine rağmen, hala en verimli protokol konusunda bir anlaşmaya varılamadığını söylemektedirler (5,58,59). Mevcut tüm yüzey hazırlama yöntemleri, eski kompozitin yüzeysel tabakasını çıkararak yeterli yüzey pürüzlülüğü ve yüzey alanı ile daha iyi ıslanabilirlik sağlamak için yüksek yüzey enerjisine sahip temiz bir yüzey hazırlamayı amaçlamaktadır (59).

Tamir işleminin başarısı eski ve yeni kompozit rezin materyalleri arasındaki bağlanmanın gücüne bağlıdır (8). İki kompozit tabakası arasındaki bağlanma polimerize olmamış, oksijen inhibisyon tabakası sayesinde gerçekleşir (7,49). Ağız

ortamında kompozit rezinin difüzyon yolu ile absorbe ettiği su yeni kompozitin eski kompozite bağlanmasını olumsuz etkiler. Yaşlanma ve su emilimi oksijen inhibisyon tabakasının kalkmasına, doymamış çift karbon-karbon bağlarının azalmasına neden olur ve bu durum tamir rezininin adezyonununun zayıflamasına yol açar. Bu amaçla, eski kompozit resin yüzeyine çeşitli yüzey hazırlama protokolleri uygulanmalıdır (10).

Eski kompozite makromekanik, mikromekanik veya kimyasal yoldan bağlanma sağlamak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanır (5,7). Eski kompozitin yüzeyi pürüzlendirilerek doldurucuların açığa çıkması ile mekanik bağlanma, doldurucusuz resin adeziv resinlerle kaplanarak da ıslanabilirlik ve kimyasal bağlanma artırılmaya çalışılır (9,15). Bu kemomekanik yüzey işlemleri karbit veya elmas frezle aşındırma, hidroflorik veya fosforik asitle pürüzlendirme, adeziv resin uygulamaları, lazer ile pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama ve air abrazyondur (10).

Çoğu çalışma, eski kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğünün artırılmasının tamir dayanımında etkili olduğunu ortaya koymaktadır (60).

2.4.3.1. Frez ile yüzey pürüzlendirme

Kompozit yüzeylerin pürüzlendirilmesinde klinikte sıklıkla kullanılan yöntem elmas frez ile pürüzlendirme yapılmasıdır. Sonrasında fosforik asit ile pürüzlendirme yapılarak kompozit resin tamirinde kullanılan adeziv sistemler kullanılabilir (3).

Oskoe ve arkadaşlarının çeşitli yüzey işlemlerinin kompozitlerin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırdıkları çalışmada elmas frez ve lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerle elde edilen bağlanma dayanımı değerleri diğer gruplara nazaran daha yüksek bulunmuştur (16).

Valente ve arkadaşlarının frez grit boyutunun tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelediği araştırmada, frez ile pürüzlendirilen yüzeylerin kontrol grubuna göre daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği ve aşındırıcı partikül boyutunun bağlanmayı artırdığı tespit edilmiştir (61).

2.4.3.2. Asit ile yüzey pürüzlendirme

Yüzeylerin pürüzlendirilmesi için tipik olarak fosforik veya hidroflorik asit

kullanılmaktadır. Bununla birlikte, literatürde asitle pürüzlendirme işleminin onarılmış yüzeylerin bağlanma dayanımı üzerindeki etkinliği hakkında çelişkili veriler bulunmaktadır. Zayıf bir asit olan fosforik asit kompozit rezin yüzeyinde yüzey pürüzlülüğü oluşturmak için yetersizdir (62) .

Literatür, asitle pürüzlendirmenin tamir bağlanma dayanımı üzerindeki yetersiz etkisini gösteren çeşitli in vitro raporlardan oluşur. Bununla birlikte, bir kompozit rezin restorasyonunun tamir edilmesi sadece restorasyonun bir kısmının çıkarılmasını içermez. Onunla birlikte bitişik mine ve dentini de içerir. Fosforik asit mine ve dentin üzerinde etkilidir ancak kompozitlerin, seramiklerin ve metallerin yüzey özellikleri üzerinde doğrudan bir etkisi yoktur (63).

Fosforik asitten farklı olarak, hidroflorik asit açığa çıkan cam doldurucu partiküllerine saldırır ve onları çözer, böylece silanın bağlanması için mevcut düzensizlikleri azaltır ve rezin matriksini etkilemez. Bu nedenle, hidroflorik asitin etkisinin büyük ölçüde malzemedeki dolgu partiküllerinin bileşimine bağlı olduğunu anlamak önemlidir. Örneğin zirkonyum kümeleri veya kuvars doldurucuları içeren kompozit rezinler, hidroflorik asitle pürüzlendirme sonrası baryum cam doldurucularından oluşan kompozit rezinlere göre daha az reaksiyon gösterecektir. Ayrıca, hidroflorik asidin (% 9.6) bir silika fazını çözdüğü ve zirkonya doldurucu partiküllerini, nanofill kompozitin rezin matriksinden ayırdığı gözlenmiştir. Bu nedenle, hidroflorik asitle pürüzlendirmenin kompozit onarımı için uygun olduğu düşünülmüştür(58). Uygun onarım bağlanma dayanımı değerlerini elde etmek için yeterli konsantrasyonun % 4 ile % 10 arasında olduğu bulunmuştur (5). Hidroflorik asit kullanımının sınırlandırılması, ağız içi hidroflorik asit kullanımının tehlikeleri ile ilişkilidir (64).

2.4.3.3. Air abrazyon ile yüzey pürüzlendirme

Air abrazyon uygulaması, cihaz içindeki haznede bulunan aşındırıcı alüminyum oksit partiküllerinin basınçlı hava yardımı ile dar bir tüpten geçirilerek yüzeye püskürtülmesi şeklinde uygulanan yüzey işlemidir. Air abrazyon, substrat yüzeyini temizlemek, yüzey topografisini değiştirmek ve bağlantının yüzey alanını, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği arttırmak gibi amaçlarla kullanılmaktadır.

Uygulandıktan sonra silan ve ardından onunla beraber kullanılan bir adeziv uygulanması tavsiye edilmektedir (60).

Çeşitli raporlar 50 µm alüminyum oksit ile kumlama işleminin tamir kompozitinin yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanma potansiyelini sağladığından, kimyasal işlemlere göre üstünlüğünü ve kompozit tamiri için geliştirilmiş bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini bildirmiştir (10,65) .

Air abrazyon tekniğinde hekim dokunma duyusundan faydalanamaz. Alüminyum oksit partiküllerinin aspirasyon riski ve ağız dokularını tahriş etmesi nedeniyle ek önlemlere ihtiyaç duyulması gibi dezavantajları bulunmaktadır (66).

2.4.3.4. Tribokimyasal silika kaplama (silika kaplı alüminyum oksit tozu ile kumlama) ile yüzey pürüzlendirme

Kumlama, tribokimyasal silika kaplama sistemidir. Tribokimyasal yöntem mekanik enerji kullanarak kimyasal bağ oluşturmak anlamına gelir. Tribokimyasal silika kaplama işlemi, kimyasal olarak daha reaktif bir yüzey elde edebilmek için silika kaplı alumina parçacıklarının basınç altında püskürtme ile yüzeye gömülmesidir ve rezinlerin restorasyona adezyonunu arttırmak için etkili bir yöntem olarak önerilmektedir. Genelde seramik ve nanoseramiklerin, kompozit rezinler ile tamirinde kullanılmaktadır. Bu yöntemle laboratuvar (Rocatec™, 3M/ESPE, Almanya) veya klinikte (Cojet™, 3M/ESPE, Almanya) restorasyon pürüzlendirilir. CoJet, metal-seramik ve tam seramik restorasyonların kırıklarının kompozit rezin ya da adeziv siman ile direkt tamiri gibi intraoral prosedürler için; Rocatec ise laboratuvar kullanımı için tasarlanmıştır (67).

Cojet'in endikasyonları rezin siman ile adezyon öncesinde metal restorasyonların silikatizasyonu, adeziv uygulanmadan önce seramik veya kompozit restorasyonların silikatizasyonu, defektif metal, seramik ve kompozit restorasyonların tamiri olarak bildirilmiştir (67). Restorasyon, Cojet™ sisteminde ortalama büyüklüğü 30 µm olan silika ile modifiye Al₂O₃ partikülleri ile pürüzlendirilir. Partikül boyutunun çok küçük olması nedeni ile geleneksel abrazyonlara kıyasla aşınma oranı daha düşüktür ancak dar kavite alanlarında pürüzlendirmeye imkân tanımak gibi bir avantaja sahiptir (68).

Da Silva ve ark. kumlama veya alüminyum oksit silika kaplama gibi etkili bir yüzey işleminin biyofilm asitlerinin kompozit onarımının üzerindeki olumsuz etkilerini önleyebileceğini düşünmektedir. Bununla birlikte, silika kaplamanın, mine ve dentin ile onarım bölgesi içindeki onarım kompoziti arasındaki bağlanma kuvvetini azalttığı ileri sürülmüştür (7).

2.4.3.5.Adeziv rezinlerin uygulanması

2.4.3.5.1. Adezyon

Latince kökenli “adhaerere” kelimesinden gelen adezyon terimi, birbirinden farklı yüzeylerin arasındaki bağlanma kuvveti veya farklı moleküller arası çekim kuvvetini tanımlamak için kullanılmaktadır. İki farklı yüzeyi birbirine bağlayan substrata adeziv, adezivin uygulandığı yüzeye ise aderent adı verilir (69).

Dört farklı şekilde görülen adezyon mekanizması vardır:

1.Mekanik adezyon: Geometrik olarak düzensiz alanlarda adezivin aderent yüzeyine mekanik olarak kilitlenmesidir.

2.Adsorpsiyon adezyonu: Farklı yüzeylerin atomları arasında oluşan primer (iyonik, kovalent ve mekanik bağlar) ve sekonder (hidrojen, van der waals bağları) bağlanma kuvvetlerinin tümünü kapsayan adezyon türüdür.

3.Difüzyon adezyonu: Hareket eden moleküller arasında oluşan bir bağlanma türüdür.

4.Elektrostatik adezyon: Metal ve polimer yüzeylerin atomları arasında görülen elektrostatik etkileşimler sonucu oluşur(70).

Kuvvetli bir adezyon sağlanabilmesi için adeziv ve aderent arasındaki mesafe mümkün olduğunca az olmalı ve kullanılan adeziv bağlandığı yüzeyi tamamen ıslatabilmelidir. Yüzeyin ıslanabilirliği değim açısı ile ölçülmektedir. Adezivin değim açısının sıfır veya sıfıra yakın olması daha iyi bir adezyonun oluşmasını sağlamaktadır (29,70). Bunlara ilave olarak adezivin yüzey gerilim değerinin, aderentin kritik yüzey gerilim (KYG) değerine eşit veya düşük olması gerekmektedir. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşük olursa değim açısı da o kadar azalmakta ve daha kuvvetli bir adezyon oluşmaktadır (70).

2.4.3.5.2. Dişhekimliğinde adezyon

➤ **Mine adezyonu**

Adeziv diş hekimliği kavramının ortaya çıkması ilk defa Buonocore'un 1955 yılında mikromekanik retansiyon fikrini ortaya atarak mineyi %85'lik fosforik asitle pürüzlendirmesiyle başlamıştır. Daha sonra, birçok araştırmacı, mineye dayanıklı ve uzun süreli bağlanma için yeni yöntemler geliştirmeye başlamıştır (71).

Mine yüzeyine asit uygulanması ile yüzey pürüzlü hale getirilir ve sonuç olarak minenin ıslanabilirliği, yüzey enerjisi ve bağlanma alanı arttırılmış olur. Ayrıca yüzey gerilimi azaltılır. Sonrasında bağlayıcı ajan uygulanarak pürüzlü yüzeylere penetre olur ve polimerizasyondan sonra da adeziv ile mine yüzeyi arasında mikromekanik bağlanma gerçekleşir (23,29).

Minenin asitle pürüzlendirilmesi sonrası Tip I, Tip II ve Tip III asitleme modeli olmak üzere 3 farklı morfolojik patern oluşmaktadır. Tip I asitleme modelinde sadece mine prizmalarının merkezi çözünürken (bal peteği), Tip II asitleme modelinde prizmaların periferlerinde (kaldırım taşı) çözünme meydana gelmektedir. Tip III patern ise her iki asitleme modelinden farklı olup mikromorfolojik olarak diğer tiplere benzeyen ve mine prizmalarının topografisine benzeyen alanların da mevcut olduğu asitleme modeli olarak tanımlanır (29,72).

➤ **Dentin adezyonu**

Mineden sonra dentinde de adezyon kavramı gündeme gelmiştir. Dentin adezyonunun temel mekanizmasının asitle pürüzlendirme sonrası açığa çıkan kollajen liflerin arasına adeziv monomerlerin penetrasyonu olduğuna inanılmaktadır. Fakat dentine bağlanma, mine yüzeylerine bağlanmaya oranla hem daha zor, hem de daha az güvenilirdir. Bu farklılığın birçok nedeni bulunmaktadır. Bunlar dentin içeriği, dentin kanallarının çapı ve yoğunluğu, peritübüler ve intertübüler dentin oranı, dentin kalınlığı ve yapısı (sklerotik veya demineralize olması), smear tabakasının varlığıdır (73). Dentin içerisinde dentin lenfi ile dolu çok sayıda tübülden oluşmaktadır. Bu nedenle dentin dokusu kurutulsa bile tekrar nemli hale gelmektedir. Bu durum da adezyonu etkilemektedir. Adeziv sistemlerin dentine bağlanma kuvvetleri bölgesel

olarak farklılıklar gösterebilir. Dentinden pulpaya doğru yaklaştıkça tübüllerin sayısı ve çapı artmakta adeziv sistemlerin bağlandığı intertübüler dentin oranı azalmaktadır. Ancak 4-META monomer gibi bazı dentin adezivlerin dentin derinliğinden etkilenmediği görülmüştür (23).

2.4.3.5.3. Adeziv rezinlerin sınıflandırılması

Adeziv sistemler; tarihsel gelişimlerine, smear tabakası ile ilişkilerine, adeziv ile dentin arasındaki ilişkiye ve uygulama basamaklarının sayısına göre farklı şekillerde sınıflandırılabilirler (70).

Adeziv sistemler klinik uygulamalarına göre şu şekilde sınıflandırılabilir;

- 1) Total etch (etch & rinse) adeziv sistemler
- 2) Self-etch adeziv sistemler
- 3) Universal (multimode) adeziv sistemler
- 4) Cam iyonomer adeziv sistemler

➤ Total etch (etch&rinse) adeziv sistemler

Total etch adeziv sistemler asitle pürüzlendirme ve sonrasında yıkama işlemi gerektiren sistemlerdir. Bu sistemlerde diş yüzeyine öncelikle asit uygulanarak (çoğunlukla %30-40'luk fosforik asit) smear tabakası kaldırılır, peritübüler-intertübüler dentin kanalları 3-5 µm derinliğine kadar açılır ve kollajenler açığa çıkar, yüzeyde bağlanma kapasitesini arttıran mikropöroziteler oluşturulur. Bu mikroretantif alanlar rezin polimerizasyonu sonucu mikromekanik bağlantının gerçekleşeceği yerlerdir. Bu işlemi takiben primer ve bonding ayrı ayrı veya bir şişe içerisinde uygulanır (74).

Total etch adezivler, uygulama şekillerine göre üç basamaklı total etch sistemler ve iki basamaklı total etch sistemler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Üç basamaklı total etch adeziv sistemler; asitleme, primer ve adeziv rezin uygulama olmak üzere üç ayrı uygulama basamağı içermektedir. İki basamaklı total etch adeziv sistemlerde ise asitleme sonrası primer ve adeziv rezin tek şişede birleştirilerek uygulama basamağı ikiye indirilmiştir (75). Uygulama basamağının fazla olması, klinik uygulama süresinin uzun olması ve daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları olmasına rağmen üç basamaklı adeziv sistem, altın standart olarak

kabul edilmiştir ve mineye bağlantısının daha kuvvetli olduğu düşünülmektedir. Aslında her iki yöntem de klinik olarak kabul edilebilir bir başarı göstermişlerdir (74,75).

Total etch adeziv sistemde asit uygulanmasından sonra dentinin yıkanıp kurutulması işlemi hassasiyet gerektiren aşamalarından birisidir. Asidin ve çözünen dokunun uzaklaştırılması amacıyla dentin yüzeyi yıkandıktan sonra nemli bağlanma sağlayabilmek için dentin yüzeyi çok hafif kurutulmalıdır. Dentinin aşırı kurutulması sonrasında açığa çıkan kollajen fibriller kollapsa uğrayarak bağlanma dayanımının azalmasına neden olur ancak fazla su da bağlanmayı olumsuz yönde etkilemektedir (76).

➤ **Self etch adeziv sistemler**

Total etch adeziv sistemlerin uygulama zorluklarını ortadan kaldırabilmek için teknik duyarlılığı daha az olan self-etch adeziv sistemler geliştirilmiştir. Aynı bir asit ile pürüzlendirme ve yıkama aşaması içermediği için basitleştirilmiş adeziv sistemlerdir. Total etch sistemler gibi smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmaz, smear tabakasını çözerek etki etmektedirler (77). Mine ve dentini eş zamanlı olarak demineralize eden ve primerin infiltrasyonunu sağlayan asidik monomerler içerirler. Böylece klinik uygulama zamanını azaltırlar. Asitleme ve rezin infiltrasyonu eş zamanlı olduğundan eksik infiltrasyon olasılığı düşüktür ya da yoktur. Buna bağlı olarak post operatif duyarlılığın oluşmaması beklenir (78).

Self-etch adeziv sistemler, uygulama basamaklarına ve asiditelerine göre sınıflandırılırlar. Uygulama basamaklarına göre tek ve iki basamaklı self-etch adezivler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. İki basamaklı self-etch adezivlerde ilk basamağı asidik monomer ilave edilmiş hidrofilik primer uygulanması (self etching primer) , ikinci basamağı ise hidrofobik adeziv rezin uygulanması oluşturur. Tek basamaklı self-etch adezivlerde ise asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv aynı şişede yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır. Bu adezivler “all-in-one” diye de adlandırılırlar. Hidrofilik ve hidrofobik komponentlerin karışımından oluşmaktadır. Tek basamaklı self-etch adeziv sistemler, genellikle iki basamaklı self-etch adeziv sistemlerden daha hidrofiliktir; bu durum onları su emilimine daha yatkın hale getirir.

Bunun sonucunda bağlanma dayanımının düşmesine neden olduğu ve restorasyonların mekanik özelliklerini zayıflattığı bildirilmiştir (79,80).

Self-etch adeziv sistemler asiditelerine göre güçlü ($\text{pH} < 1$), orta ($\text{pH} \approx 1,5$), hafif ($\text{pH} \approx 2$) ve ultra hafif ($\text{pH} 2.5$) olmak üzere dört farklı gruba ayrılırlar (81). pH'ın düşük olduğu güçlü asit uygulamalarında demineralizasyon derinliği artış gösterdiği için, minede daha iyi bir bağlanma sağlanmaktadır. Kuvvetli asiditeye sahip bu self-etch adezivler total etch adezivler ile benzer pürüzlendirme etkisine sahip olup mine dokusuna bağlanmaları kabul edilebilir düzeydedir. Ancak yine de bağlanma dayanıklılıkları etch&rinse adezivler ile karşılaştırıldığında genellikle daha düşüktür. Buna karşılık pH'ın yüksek olduğu daha hafif asit uygulamalarında ise mineye bağlanma yeterli olmadığı için ilave asit uygulaması gerekebilir (82). Ancak, güçlü asit uygulamaları dentin dokusu üzerinde çok etkili oldukları için, oluşan nonstabil yapı uzun vadede ara yüzeyin hidrolitik bozulmasına da neden olabilmektedir (79).

Self-etch adeziv sistemlerde mine ile mikromekanik bağlanmanın yanında 4-MET, fenil fosfat ve 10-MDP (Metakriloksidesil dihidrojen fosfat) gibi bazı fonksiyonel monomerler ile hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum arasındaki etkileşimin bir sonucu olarak kimyasal bağlanma reaksiyonları da meydana gelmektedir (79).

➤ **Universal (multimode) adeziv sistemler**

Son yıllarda, geleneksel adeziv sistemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak, uygulama zorluklarını elimine etmek ve bir adezivi bütün adeziv uygulama stratejileri ile kullanabilmek amacıyla universal veya multi-mode sistemler olarak da bilinen yeni tek aşamalı self-etch adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Bu adeziv sistemi “All-in-one” konsepti ile üretilen tek aşamalı self-etch adezivlerdir (11,12). Klinisyenin tercihinine göre total etch, self-etch veya selektif etch olarak farklı modlarda kullanılabilir (75). Universal adezivlerin bu şekilde kullanılabilmesi sayesinde minede etch&rinse tekniğinin sağladığı avantajlar sağlanmakta ve dentinde basitleştirilmiş self-etch tekniğinin apatit kristallerindeki ek kimyasal bağlanması gerçekleştirilmektedir (11,12).

Universal adezivler; mine ve dentin yüzeyinde, seramiklerde, metal

alaşımlarda kullanılabilir. Bu adezivlerin bazılarının monomerlerinde zirkonya veya silika içrikli seramik bulunmaktadır (74).

Universal adeziv sistemler, daha önceki adeziv jenerasyonlarının içeriklerinin bir araya gelmesiyle geliştirilmiş sistemlerdir. Bunlar; asidik rezin monomerler, bağlanmayı sağlayan çapraz bağlayıcı rezin monomerler, mono fonksiyonel rezin monomer ko-solventler, yapıya özgü spesifik maddeler, solventler, katalizörler ve gerekli durumlarda kullanılan modifiye edici nano dolduruculardır (83). Universal adezivler 10-MDP gibi polimerize olabilen metakrilat grupları ve hidroksiapatitteki kalsiyum ile kimyasal bağlanma yeteneğine sahip fonksiyonel monomerler içermektedir. Çeşitli çalışmalarda total etch ve self-etch sistemlerle karşılaştırıldığında, universal sistemlerin bağlanma dayanımının başarılı yönde değiştiği gösterilmiştir. Bu durumun sebebinin içeriğindeki 10-MDP monomerinden kaynaklandığı iddia edilmektedir. Aynı şekilde bu adezivlerin içeriğinde bulunan HEMA, daha iyi bir rezin infiltrasyonu sağlayarak adeziv rezinin bağlanma dayanımını arttırmaktadır (84).

Universal adezivler çok zayıf asidik adeziv ($\text{pH}>2$) grubundadır. Bu nedenle universal adezivler self-etch modunda uygulandıklarında mineyi yeterince demineralize edememektedirler. Çalışmalarda universal adezivler minede fosforik asit ile asitleme işlemi ile birlikte uygulandığında, daha yüksek bağlanma dayanımı değeri sonuçları elde edilmiştir (85). Universal adezivler total etch modunda uygulandığında ise dentinde yapılan asitleme işlemi bölgedeki hidroksiapatiti uzaklaştırmakta ve adezivin içerdiği monomer ile hidroksiapatitin yapacağı kimyasal bağlanma bu durumdan olumsuz etkilenmektedir. Bu nedenle universal adezivlerin dentinde self-etch modunda kullanılmasının daha uygun olduğu düşünülmektedir (86).

➤ **Cam iyonomer adeziv sistemler**

Cam iyonomer adeziv sistemler herhangi bir yüzey uygulaması gerektirmeden diş dokularına kendiliğinden bağlanabilen materyallerdir (47). Cam iyonomerlerin bağlanma mekanizması, self etch adezivler gibi mine ve dentinde sınırlı bir demineralizasyon ve rezin infiltrasyonuna dayanmaktadır. Bu bağlanmanın geliştirilmesi amacıyla diş dokusuna kısa süreli polialkenoik asit uygulaması yapılarak mikromekanik bağlanma geliştirilebilir (87).

Cam iyonomerlerin diş yapısına bağlanmasında; mikromekanik bağlanma ve polialkenoik asidin karboksil grupları ile hidroksiapatitin kalsiyum iyonları arasında oluşan kimyasal bağlar rol oynamaktadır (87).

2.4.3.5.4.Adeziv sistemlerin içeriğindeki gelişmelerin yüzey pürüzlülüğüne etkisi

Adeziv sistemler, tamir bağlanma dayanımını arttırmada önemli bir rol oynamaktadırlar (8,59). Adeziv sistem, yüzey pürüzlendirilmesi sonrasında eski kompozit rezin yüzeyinde oluşan retantif alanlara penetre olmaktadır (8). Polimerize olmamış monomerler ile kimyasal bağ oluşumunu sağlayarak eski ve yeni kompozit rezin yüzeyinin birbirine bağlanmasını sağlamaktadırlar. Ayrıca açığa çıkmış doldurucu partiküllerine bağlanmakta ve matriks içerisinde yer alan mikro çatlaklara monomer penetrasyonu yoluyla mikromekanik kilitlenme sağlamaktadırlar (8,59).

Adeziv sistemlerin klinik olarak yeterli adezyon sağlayabilmesi için gerekli tamir bağlanma dayanım değerleri adeziv sistemlerin mineye olan bağlanma dayanım değerleri ile benzerlik (15-30 MPa) göstermelidir. Bu nedenle, çoğu araştırmacıya göre tamir bağlanma dayanım değerleri 18 MPa'ın üzerinde olmalıdır (88).

Genel olarak self etch adeziv sistemler fonksiyonel monomer (10-MDP, 4-MET, 2-MEP), mono-fonksiyonel monomer (HEMA) ve çapraz bağlı monomerler (Bis-GMA, TEG-DMA, UDMA) olarak 3 tip monomer içerirler (89). Yoshida ve ark.'na göre, içeriğinde yer alan 10-MDP fonksiyonel monomeri sayesinde etkili ve stabil bir bağlanma sağlamaktadır. İçeriğinde yer alan hidrofilik monomer olan HEMA sayesinde, kompozit rezin yüzeyini daha iyi ıslatabilmekte ve retantif alanlara daha fazla penetre olmaktadır. Self-etch sistemler ile elde edilen yüksek bağlanma dayanımları, monomerlerin yüzeyi iyi şekilde ıslatabilmesi sonucu meydana gelmektedir (90).

2.4.3.6.Silan ile yüzey pürüzlendirme

Yüzey pürüzlülüğü onarım kompozitinin mikromekanik tutunmasını sağlarken, yüzey ıslanmasını ve daha sonra eski ve onarım rezin kompoziti arasında kalıcı bir bağlanma oluşmasını sağlamak için adeziv rezin, silan kaplama ajanları veya

akışkan rezin kompoziti gibi ara malzemeler hala gerekmektedir (17).

Silan, bifonksiyonel molekülü yapıya sahiptir ve bağlanma ajanı olarak tüm kompozit rezin yapılarda önemli yer tutmaktadır. Silan ajanının silanol grubu, silika ile modifiye edilmiş yüzeyler ile kimyasal bağ oluştururken; silanın diğer ucu olan metakrilat grubu ise adeziv ve kompozit rezinin metakrilat grupları ile reaksiyona girmektedir. Kısaca fiziksel adezyon sağlayarak kimyasal reaksiyonları başlatmaktadırlar (52). Silan, inorganik ve organik matriksin adezyonunu ve kontakt açısını azaltarak ıslanabilirliği sağlar. Silanlar, rezin kompozitleri arasında yakın temas sağlamak için optimize edilmiş ıslatmanın ön koşulu olan yüzey enerjisini artırarak onarım bağlanma dayanıklılığını artırır. Mikro boşluksuz ideal bir bağlanma için silanizasyon sonrası adeziv kullanımı önerilir (91).

Çağdaş diş hekimliği uygulamalarında en sık kullanılan silan 3-trimetoksisililpropilmetakrilat (MPS) 'tır. Diş hekimliğinde kullanılan silanlar genellikle farklı çözeltiler içinde kullanılmaktadır. Bunlar %90-95'lik etanol ya da isopropanol çözeltileridir. Bununla birlikte daha seyreltik alkol çözeltilerinde de kullanılabilirler. Çözücü olarak aseton-etanol karışımının sulu çözeltileri de kullanılabilir (92). Silan kaplama ajanları günümüzde hidrolize edilmiş veya hidrolize edilmemiş olarak mevcuttur. Hidrolize edilmiş silanlar kullanıma hazırdır ve adeziv rezinden önce bağlama prosedüründe ayrı bir basamak olarak uygulanmalıdır. Hidrolize edilmemiş silan ilk önce primer veya adeziv rezinde bulunan bir asit, genellikle asidik bir monomer (yani, 10 metakriloksidildihidrojen fosfat (10-MDP) ile aktive edilmelidir (52). Silan olmayan bağlayıcı ajanlar da mevcuttur. Oleik asit, n-oktadekan-9-enoik asit, 2-hidroksietil metakrilat, itakonik asit ve zirkonatlar rezinler ile orta düzeyde bağlanırlar ve ortodontik braketlerin bağlanmasında tercih edilirler. 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (MDP) gibi organofosfat ester primerleri zirkonyum restorasyonlarla kullanıldığında silan bağlayıcı ajanlar kadar, hatta daha iyi bağlanma sağlarlar (93). Diğer bir organofosfat ester bağlayıcı ajan, dipentaeritrol penta-akrilat fosfatın (PENTA) adezyon dayanım performansı MDP'den yüksek olarak bildirilmiştir. PENTA, rezin-dentin bağlantısı için klinikte kullanılmakta olup zirkonyum ile de kullanılabilceği bildirilmiştir (94).

2.4.3.7.Lazer ile yüzey pürüzlendirme

2.4.3.7.1.Lazerin tanımı ve tarihçesi

İngilizce olarak ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ ifadesinin ilk harflerinden oluşmakta olan Laser kelimesi bir kısaltma olup Türkçedeki karşılığı ‘radyasyon salınımının uyarılması (emisyonu) ile ışık şiddetinin artırılması’ anlamına gelmektedir.

Lazer ışını teorisi ilk olarak, 1916 yılında Albert Einstein tarafından ortaya konulan "Kuantum Teorisi"ne dayanmaktadır. Amerikalı fizikçi Charles Hard Townes 1951 yılında, uyarılmış salınım teorisine dayanan "MASER"ı (Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation) keşfetmiştir. Bu prensibin içinde ışığın da olduğu herhangi bir dalga boyundaki bütün elektromanyetik dalgalara uygulanabileceğini belirtmiş ve bu yöntemin "LASER" olduğunu ifade etmiştir (95).

Diş hekimliğindeki ilk lazer denemeleri Goldman ve arkadaşları ile onları takiben Stern ve Sognaes tarafından yakut (ruby) lazerin dental dokularda uygulamasına dayanmaktadır. Stern ve Sognaes, Ruby lazerin mineyi aşındırabileceğini ve diş pulpası üzerinde termal etkilerinin olabileceğini rapor etmişlerdir (96,97). 1970 yılına gelindiğinde CO₂ ve neodymium-doped:ytrium aluminium garnet (Nd:YAG) lazerlerinin oral yumuşak dokularda kullanımı üzerine çalışmalar başlamıştır (97) . İntra-oral kullanımı FDA tarafından kabul edilen ilk lazerler Nd:YAG ve CO₂ lazerlerdir. Bunları daha sonra Argon lazerler izlemiştir. 1997 yılından itibaren de Er:YAG lazerin kavite preperasyonu için kullanılabileceğini açıklamışlardır (98).

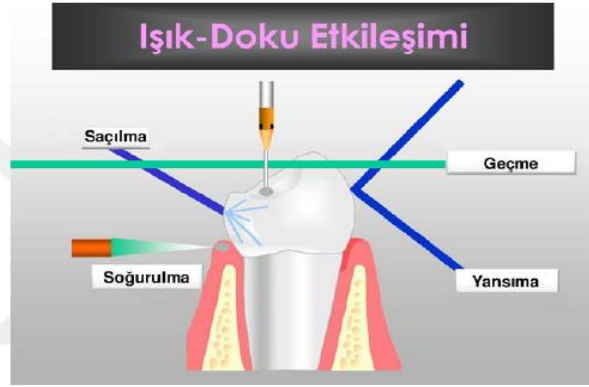
2.4.3.7.2.Lazer ışığının özellikleri ve dokuya etkileri

Lazer demeti, geleneksel ışık kaynakları tarafından üretilen ışık demetlerinden farklılık göstermektedir. Görünür ışıkla lazer ışığı arasındaki farklar şöyle sıralanabilir (99) (Tablo 2.4.);

Tablo 2.4. Görünür ışıkla lazer ışığı arasındaki farklar (99)

Görünür Işık	Lazer Işığı
Dağınıktır.	Doğrusaldır, dağılmaz. (Kollimated)
Birçok renk içerir.	Tek renklidir. (Monokromatik)
Işık dalgaları farklı fazdadır.	Işık dalgaları aynı fazdadır ve aynı dalga şekline sahiptir. (Koherent)
Düşük güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir.	Yüksek güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir.

Lazer ışığı herhangi bir dokuya uygulandığı zaman; lazer tarafından üretilen enerji dokuların gösterdiği optik özelliklere göre dokular tarafından soğurulabilir (absorption), yansıtılabilir (reflection), dokular içerisinde etrafa saçılabilir (scattering) veya dokuda herhangi bir etki oluşturmadan daha derin dokulara geçebilir (transmission) (98,100). (Şekil 2.1.)



Şekil 2.1. Lazer ışığının doku üzerine etkileri (98)

Soğurulma (absorption): Bir lazerin biyolojik olarak bir etki gösterebilmesi için enerjisi doku tarafından absorbe edilmelidir. Doku tarafından absorbe edilen enerji dokunun pigmentasyon seviyesine, su içeriğine, lazerin dalga boyuna ve lazer ışınının yayınına bağlıdır. Kısa dalga boyuna sahip ışınlar (500-1000 nm) pigmente dokular ve kan elementleri tarafından kolaylıkla absorbe edilirken uzun dalga boylarına sahip olan ışınlar hidroksiapatit ve su ile daha fazla etkileşime girmektedir. Erbiyum lazerler ve karbondioksit (CO₂) lazerler, yüksek oranda su ve hidroksiapatit tarafından absorbe edildiği için diş sert dokularında en etkili lazerlerdir (98,101).

Yansıma (reflection): Lazer ışınının doku yüzeyinde bir etki yaratmadan

yüzeyden yansımasıdır. Eğer yüzeyden yansıyan enerji miktar olarak fazla ise ya da uygulandığı yüzey parlak ve sert ise çevre dokulara zarar verilebilir. Mine yüzeyinden yansıma, dentin, sement ve dişetine göre daha fazladır (98).

Geçme (transmission): Lazer ışığı dokunun içerisinde hiçbir etkisi olmadan derinlere ilerleyip, dokuyu terk edebilmektedir. Lazer ışığının dalga boyu uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışık doku içerisinde o kadar derine geçebilmektedir (98).

Saçılma (scattering): Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması olarak bilinmektedir. Bu etki sayesinde termal hasar etkisi en aza indirilmiş olur (98).

2.4.3.7.3.Lazer sistemlerinin sınıflandırılması

Lazerler çeşitli özelliklerine göre sınıflandırılmaktadırlar (102). Bunlar;

Lazer aktif maddesine göre;

- **Katı Lazerler:** Nd:YAG; Ho:YAG; Er:YAG; Ruby; Alexandrite; Er,Cr:YSGG
- **Gaz Lazerler:** CO₂, Ar/Kripton, Eksimer (Excited Dimer), Ultraviolet (UV), He-Ne
- **Sıvı Lazerler:** Boya lazerleri (çeşitli) (VIS)
- **Elektronik Lazerler:** Yarı iletkenler, Diyot Lazerler (infrared-IR)

Lazer ışığının hareketine göre sınıflandırma:

- Sürekli ışık verenler (continuous)
- Atımlı ışık verenler (pulse)
- Dalgalı akım olarak ışık verenler (choop)

Lazer ışığının dalga boyuna göre sınıflandırma:

- Mor ötesi (ultraviolet-UV) spektrum (140-400 nm)

- Görünür (visual-VIS) spektrum (400-700 nm)
- Kızıl ötesi (IR) spektrum (700 nm ve üstü)

Lazer ışığının enerjisine göre sınıflandırma:

- **Düşük güçlü lazer (Soft):** He-Ne lazer, Ga-As lazer, Ga-Al-As lazer
- **Orta güçlü lazer (Midle):** Diyot lazer
- **Güçlü lazer (Hard):** Argon lazer, CO₂ lazer, Eksimer lazer, Ho:YAG, Nd:YAG, Er:YAG , Er Cr: YSGG

Lazer ışığının uygulanış şekline göre sınıflandırma:

- Temaslı (contact)
- Temassız (non-contact)

2.4.3.7.4. Dişhekimliğinde kullanılan lazerler

Diş hekimliğinde kullanımı FDA tarafından onaylanan ve günümüzde daha sıklıkla kullanılan lazerler; Argon, Diyot, CO₂, Nd:YAG, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerdir.

Argon lazerler diş hekimliğinde 488 nm ve 514 nm olmak üzere iki farklı dalga boyunda kullanılmaktadır ve görünür spektrumunda ışık yayan tek cerrahi lazer cihazıdır. Argon lazerler çürük tespiti ve kompozit rezinlerin polimerizasyonunda da kullanılırlar. Diş sert dokuları veya su tarafından absorpsiyonu ise azdır. Etkili hemostatik özellikleriyle periodontal işlemlerde, kist çıkarılması, hemanjiom tedavisi ve diş beyazlatma gibi tedavilerde kullanılabilirler (103).

Diyot lazerler dental uygulamalarda 800 ile 980 nm aralığındaki dalga boylarında kullanılmaktadır. Diyot lazer pigmente dokular tarafından çok iyi absorbe edilirken diş dokuları ve su ile etkileşimleri çok düşüktür (98). Bu nedenle dişeti şekillendirilmesi, küretaj, oral ülserlerin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi gibi yumuşak doku cerrahisi işlemlerinde oldukça başarılı bir lazerdir. Bunların dışında çürük teşhisi, beyazlatma, kök-kanalı ve periodontal cep dezenfeksiyonu, dentin hassasiyeti tedavisi gibi tedavilerde de kullanılmaktadır (104).

CO₂ lazerler dalga boyu 10600 nm olan görünmeyen kızılötesi özelliğine sahip

bir lazer türüdür. Su tarafından iyi absorbe olur ancak doku penetrasyonu sınırlıdır, hızlı bir şekilde yumuşak doku kaldırma kabiliyetine sahiptir. Bu lazerler cerrahi ve periodontal işlemlerde yumuşak doku kaldırma sırasında sıklıkla tercih edilirler (98).

Nd:YAG lazerler diş hekimliği pratiğine uygulanma olarak en yatkın olan, gerçek anlamda diş hekimliği için hazırlanmış ilk lazerdir. 1064 nm dalga boyunda ve elektromanyetik spektrumun yakın kızılötesi bölgesinde yer alırlar. Nd:YAG lazerin melanin ve hemoglobin gibi renkli doku hücrelerine afinitesi yüksek olmasına rağmen su ve hidroksiapatit tarafından iyi emilmezler. Bu lazerler yüksek hemostatik özelliği sayesinde yumuşak dokuların kesimi ve koagülasyonu için kullanılırlar (98). Bunlar dışında diş çürüklerinin önlenmesinde, yüzey çürüklerinin kaldırılmasında, minenin pürüzlendirilmesinde, dentin hassasiyetinin giderilmesinde ve kompozit restorasyonların tamirinde yüzey pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır (105).

Erbiyum: İtiryum- Alüminyum- Garnet (Er:YAG) Lazerler

Er:YAG lazer, 1974 yılında Zharikov ve arkadaşları tarafından 2940 nm dalga boyunda ışık üretebilen, katı ortam lazeri olarak sunulmuştur. Bu lazerler dalga boyu spektrumun yakın kızıl ötesi ile orta kızıl ötesi sınırında gözle görülemeyen kısmında yer alır ve 'erbiyum' ile karıştırılmış katı itiryum alüminyum garnet kristali içerir. Bu lazerlerin su tarafından emilimi tüm lazerler arasında en yüksektir ve hidroksiapatit ve kollajene affinitesi oldukça fazladır. Aynı zamanda Er:YAG lazerler, yumuşak dokuların su içeriğinin yüksek olması sayesinde bu dokularda da geniş uygulama olanağına sahiptir (106).

Er:YAG lazerler; FDA tarafından 1997 yılında çürük temizleme, kavite preparasyonları ve adezyon öncesi mine ve dentin yüzeyi pürüzlendirmesi gibi sert doku tedavilerinde, 1999 yılında yumuşak doku cerrahisinde ve 2004 yılında kemik cerrahisinde kullanımı kabul edilmiştir (106). Er:YAG lazerler, atımlı modda çalışan lazerlerdir ve atım aralığı 50-1000 µsn arasında değişen kısa atım süresiyle maksimum atım gücüne erişerek dokularda termal hasar oluşturmadan çalışabilirler (98,107).

Er:YAG lazer ışınlanması sırasında lazer tarafından oluşturulan enerji biyolojik dokulardaki organik bileşenler ve su molekülleri tarafından seçici bir şekilde absorbe edilerek buharlaşmalarına ve bu işlem esnasında ortaya çıkan ısı miktarına göre ortaya

çıkan termal etkiler ile sonuçlanmaktadır (fototermal buharlaşma). Ayrıca sert doku işlemleri sırasında oluşan su buharı, doku içindeki iç basıncı artırarak 'mikropatlama' denilen genişlemelere sebep olur. Bu dinamik etkiler sonucu, 'termomekanik' veya 'fotomekanik' ablasyonla sonuçlanan bir doku çöküşü (collapse) meydana gelir (106).

Günümüzde Er:YAG lazerler restoratif diş hekimliğinde; defektif kompozit rezin tamirinde, kompozit restorasyonların kaldırılmasında, çürüğe karşı dayanıklılığın artırılmasında, kavite preparasyonunda, mine ve dentin dokularının yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde, çürük dokuların seçici olarak uzaklaştırılmasında, kavitelerin dezefeksiyonunda, dentin hassasiyetinin giderilmesinde, kron boyunun uzatılmasında ve dişeti konturlarının düzeltilmesinde pulpada ısı artışı meydana getirmediğinden dolayı güvenle kullanılmaktadır (108).

Er,Cr:YSGG lazer (Erbiyum, krom:yittriyum-selenyum-galyum-garnet lazer)

Er,Cr:YSGG lazer; erbiyum ve krom katkılı itriyum skandiyum galyum garnet katı kristallerini içeren aktif ortama sahip bir lazerdir. Bu lazerler 2780 nm dalga boyunda emisyon göstermektedirler. Elektromanyetik spektrumun yakın ve orta kızıl ötesi bölümünde bulunmaktadırlar. Er:YAG lazere benzer özellikler gösterirler (98).

2.4.3.7.5. Lazerin yüzey pürüzlendirmesindeki etkisi

Son zamanlarda lazerlerin diş hekimliğinde sıkça kullanılmasından dolayı lazerler ile yüzey hazırlama tekniği gündeme gelmiştir (15,105). Kompozit rezin tamirinde lazer kullanmanın amacı, bağlanma için yeterli yüzey topografisi sağlamak üzere yüzey pürüzlülüğünü ve enerjisini arttırmayı amaçlayan diğer mekanik yüzey hazırlama yöntemlerine benzerdir. Lazerin diğer mekanik tedavi alternatiflerinden daha konservatif olduğu kabul edilmektedir (65,109). Erbium yitrium aluminium garnet (Er:YAG) ve neodymium yitrium aluminium garnet (Nd:YAG) lazerlerin çürük uzaklaştırma, kavite preparasyonu, yüzey pürüzlendirme uygulamaları ve periodontal işlemler için kullanımıyla ilgili çalışmalar yapılmıştır. Laboratuvar araştırmaları ve klinik çalışmalar Er:YAG ve Nd:YAG lazerlerin diş sert dokularını minimum zararla kaldırdıklarını, pulpa ve çevre dokulara zarar vermediklerini göstermiştir. Ancak Nd:YAG lazer uygulamasından sonra kompozit rezin matriksinde

ısı değişimleri olduğu, bunun da yüzey düzensizliklerine sebep olduğu bildirilmiştir (110).

Erbiyum lazer ailesinin iki farklı dalga boyu vardır: Er: YAG lazer (2940 nm) ve (Er, Cr: YSGG) lazer (2780 nm). Lazer teknolojisindeki gelişmeler, Er: YAG lazeri onarım sürecinde bir yüzey hazırlama yöntemi olarak göstermişlerdir (16). Enerjili su molekülleri, stres konsantrasyon bölgeleri olarak işlev görebilen yüzey altı mikro çatlaklarının oluşumundan kaçınarak yüzey sıcaklığını arttırmadan kompozit yüzeyi aşındırırlar. Enerjili su molekülleri ile ablasyon işlemi, herhangi bir kompozit kalıntısı olmaksızın temiz bir yüzey sağlar. Ablasyona uğramış rezin kompozit yüzeyinin topografyası sadece Er: YAG lazerin güç ayarına değil, aynı zamanda rezin kompozitinin bileşimine de bağlıdır (111).

Yüzey hazırlama yöntemleri ile reaktif monomerler açığa çıkartılarak, tamir materyalinde yer alan monomerler ile kimyasal bağlantı kurması sağlanmakta ve ağız ortamı ile kontamine olmuş yüzeysel kompozit rezin tabakası uzaklaştırılmaktadır (112). Söderholm ve Roberts, kompozit rezin yüzey pürüzlendirilmesinin, mekanik kilitlenmenin ve yüzey enerjisinin artırılmasının tamir bağlanma dayanımını geliştirmede en önemli faktörler olduğunu belirtmişlerdir (113).

2.5.Bağlanma Dayanımı Testleri

Kompozit rezin restorasyonların tamir işleminin başarısı eski ve yeni kompozit rezin materyalleri arasındaki bağlanmanın gücüne bağlıdır. Bu nedenle materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde bağlanma dayanımının ölçümü önemli yer tutmaktadır (8). Adeziv sistemlerin kullanılması ile diş dokusuna bağlanan kompozit rezinler hem kendi yapısal özelliklerinin zaman içerisinde bozulması hem de adeziv tabakanın degradasyonu ile başarısızlığa uğramakta ve bağlanma dayanımında değişiklikler görülmektedir (3).

Klinik deneyler, restoratif materyallerin etkinliğini değerlendirmenin en uygun yoludur. Fakat uzun dönem klinik takiplerin zaman alıcı ve standart olarak gerçekleştirilmesi zor olduğundan, laboratuvar bağlantı dayanımı testleri dental materyal ve tekniklerin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bağlanma

testleri, restoratif sistemler ve bağlayıcı ajanların bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılan testlerdir. Bu amaçla restoratif diş hekimliğinde in-vitro olarak kullanılacak başlıca testler; makaslama (shear), gerilim (tensile), mikromakaslama (microshear) ve mikrogerilim (microtensile) bağlanma dayanımı testleridir (114).

2.5.1. Makaslama (shear) bağlanma dayanıklılık testi

Literatürde en sık kullanılan bağlanma testi, kolay ve hızlı bir test tekniği olan “makaslama bağlanma dayanımı” testidir. Klinik ortamdaki yük dağılımını çok iyi taklit etme gibi avantajları vardır. Bu test yöntemi diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde kuvvet uygulanması ile bağlanmanın kırılması esasına dayanan in vitro test metodudur (115).

Makaslama testinde oluşan yük dağılımı her bölgede eşittir. Makro testlerden olan makaslama testinde dental restorasyon boyutlarına sahip örnekler kullanılır. Bu testlerin birçok avantajının yanında ideal yaklaşma hızı değerinin üzerindeki hızlarda anormal stres dağılımına yol açarak koheziv kırıklara sebep olması gibi dezavantajları da vardır. Testlerin doğruluğu; örneklerin saklanma koşulları ve süresi, kullanılan kompozitin dayanıklılığı, smear tabakası, bağlanmaya karşı koyan eksternal streslerin gelişimi, test düzeneği, kuvvetin uygulanma hızı, adezyon yüzeyinin genişliği ve adeziv tabakanın kalınlığı gibi bir çok parametreye bağlı olarak farklılık gösterir (116).

2.5.2. Mikromakaslama bağlanma dayanım testi

Geleneksel makaslama testi ile karşılaştırıldığı zaman mikromakaslama bağlanma dayanım testi materyalin daha küçük bir alanında bağlanma direncinin ölçülmesini sağlamaktadır. Kolay uygulanabilen bu test yönteminde aynı örnek üzerinde çoklu ölçümler yapılabilme imkanı vardır. Büyük örneklerdeki boşlukların ve stres yaratan faktörlerin olumsuz etkilerini ortadan kaldırabilmek amacıyla geliştirilmiştir. Ancak oldukça küçük olan silindirik kompozit yapıların kalın adeziv tabaka ile hazırlanması yük dağılımı dengesini bozabilir (117).

2.5.3. Gerilim bağlanma dayanım testi

Gerilim testleri restoratif materyal ile diş ara yüzeyine dik ve sabit hızla kuvvet uygulanmasını kapsayan in vitro bir test metodudur. Geleneksel gerilim testlerinde karşılaşılan en büyük sorunlar; örnek sabitlemesinin zor olması ve bağlantı arayüzünde heterojen stres oluşumudur (116). Heterojen stres oluşumu, koheziv kırık oluşumuna neden olmaktadır. Bu sonuç, materyaller arasındaki direnç değerlerinin ölçülmesinde hatalara neden olabilmektedir (118).

2.5.4. Mikrogerilim bağlanma dayanım testi

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testi aynı diştten çok sayıda örnek elde edilerek, küçük alanların incelenebilmesine olanak tanımaktadır. Örneklerin hazırlanmasında tek tip kompozit rezin kullanılmalıdır ve hazırlandıktan sonra x ve y ekseninden yaklaşık 1 mm'lik kesitler elde edilir. Bu kesitler, ara yüz kuvvete paralel olacak şekilde cihaza yerleştirilir ve kırılma olana kadar kuvvet uygulanır (119).

Mikrogerilim bağlanma dayanımı testinin küçük alanlarda bağlanma değerlerinin hesaplanabilmesi, kuvvet dağılımının daha iyi olması ve bu nedenle daha az koheziv kırılmanın görülmesi, istenilen bölgeden inceleme yapılabilmesi, irregüler yüzey üzerinde yapılan bağlanma testlerine olanak sağlaması, kırılma yüzeylerinin SEM ile incelenebilmesi gibi avantajları bulunmaktadır (115,119). Laboratuvar işlemlerinin zor olması, teknik hassasiyet gerektirmesi, özel ekipman gerektirmesi ve örneklerin kolayca dehidrate olabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır (115).

2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobunda görüntü meydana getirilmesi örnek üzerine gönderilen elektron demetinin örnekten yansması ve yansıyan sinyallerin algılanması temeline dayanmaktadır. Nanometre ve mikrometre boyutunda incelenme yapılmasını sağlayan bu yöntemin en önemli avantajı çözünürlüğünün çok yüksek olmasından dolayı büyük hacimli objelerin yapısal incelenmelerini sağlayabilmekte ve düz yüzeylerin görüntülerinin üç boyutlu görüntüye benzer bir şekilde elde edilmesini sağlamaktır (120).

Taramalı elektron mikroskopunda dişler ve dental materyaller iletken olduğundan incelenecek yüzeylerin elektronları iletecek altın, altın palladyum, platin gibi bir madde ile kaplanması gerekmektedir. Örnekler iletken bir madde ile kaplandıktan sonra gözlemlenebildiğinden direk yüzey görüntüleme tekniği değildir. SEM analizi yüzeyin sadece morfolojik özellikleri hakkında detaylı bilgiye ulaşmamızı sağlarken kimyasal yapı veya adeziv kuvvet hakkında bilgi vermemektedir. SEM, görüntülerin yüksek büyütme ile (50x-10.000x ve üzeri) görselleştirilmesini sağlar (121). Bağlanma dayanımı çalışmalarında bağlantı yüzeylerinin incelenmesinde sıklıkla kullanılmaktadır (24).

3.GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, nanohibrit bir kompozit rezinin aynı tipte bir kompozit rezinle tamirinde farklı yüzey işlemleri ve adeziv sistemlerin tamir bağlanma dayanımları karşılaştırılmış ve bağlanma dayanımı testi sonrası kopma tipleri Stereomikroskop ile incelenmiştir.

Çalışmamız in vitro koşullarda yapılmış olup uygulanan tüm aşamalar ve deneyler Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1.Çalışmada Kullanılan Materyaller

3.1.1.Çalışmada kullanılan adeziv sistemler

Tokuyama Universal Bond

Tokuyama Universal Bond, direkt ve indirekt restorasyonlarda total etch, self-etch ve selective etch aşındırma teknikleriyle birlikte kullanılabilen ışıklama zorunluluğu olmaksızın kendi kendine polimerize olabilen (self cure) iki bileşenli adeziv sistemdir. Ek bir aktivatör kullanılmaksızın ışıkla kürlenene, dual kürlenene ve kendinden kürlenene kompozit malzemelerle uyumluluk göstermektedir.

Tokuyama Universal Bond'un yeni bir 3D-SR monomerini kullanan 3D-SR

teknolojisini ve bir borat başlatıcı kullanan BoSE teknolojisini benimsediği için dişe güvenilir bir yapışma sağladığı söylenmektedir. Ayrıca içerisinde diğer adeziv sistemlerden farklı olarak MTU-6, Y-MPTES gibi adeziv monomerler bulunmaktadır.

Tokuyama Universal Bond borat başlatıcısı ile orijinal BoSE teknolojisini kullanmaktadır. Borat başlatıcı asit (fosforik asit monomer) ile ayrıştırılır ve serbest radikaller üreten bir boran bileşiğine dönüştürülür. Buna ek olarak boran bileşiğinin bozunmasını hızlandıran ve oldukça faal bir kimyasal polimerizasyon başlatıcısı olarak görev yapan bir peroksit içerir.

Prime&Bond Universal

Prime&Bond Universal total etch, self-etch ve selektif etch adezivlerin bir bileşimi olan universal bir adeziv sistemdir. Hem direkt hem de indirekt restorasyonlar ve diş minesinin, dentinin, kompozitlerin zirkonyanın ve metallerin bağlanması için basit bir adeziv uygulama tekniği sunmaktadır. Bu universal adeziv sistem ışıkla polimerize edilerek kullanılmaktadır.

Gluma Bond Universal

Gluma Bond Universal ışıkla polimerize olabilen tek aşamalı bir universal adezivdir. Direkt dolgu malzemeleri ve indirekt restorasyonlarla adeziv bağlantı oluşturmak ve bunları onarmak için geliştirilmiştir. Total etch, self-etch ve selektif etch teknikleriyle uyumlu olarak kullanılabilirler.

Clearfil SE Bond 2

Clearfil™ SE Bond 2, direkt restorasyonlar ve indirekt restorasyonlarda kullanım için geliştirilen iki aşamalı 6. jenerasyon self-etch adeziv sistemdir. Self-etch adeziv sistemlerde altın standart olarak kabul edilen bu adeziv sistem kendinden asitli bir primer ve bir bonding ajanından oluşur. İçerisinde bulunan MDP monomeri sayesinde yüksek bağlanma performansı gösterdiği söylenmektedir.

Tablo 3.1.Çalışmada kullanılan adeziv sistemler, asit ve silanın içerikleri

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK	LOT#
Tokuyama Universal Bond (İki bileşenli self cure universal adeziv sistem)	Tokuyama Dental Co.,Tokyo,Japonya	Fosforik asit monomeri, Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, MTU-6, Silan kaplama ajanı, Peroksit, Borat katalizörleri, Aseton, İzopropanol ve artılmış su	66EZ9
Prime Bond Universal	Dentsply De Trey GmbH, Germany	Bifonksiyonel ve multifonksiyonel akrilat, fosforik asitle modifiye akrilat rezin, başlatıcılar, stabilizatör, izopropanol, su,PENTA, diketon, organik fosfinoksit, cetylamin hidroflorid,aseton	908001328
Gluma Bond Universal	Heraeus, Kulzer, Germany	Aseton/su, 4-META, HEMA, poliakrilik asit, MDP	010033
Clearfil SE Bond 2 (Self Etch İki Aşamalı Adeziv Sistem)	Kuraray Medical Inc. 1621 Sakazu,Kurashiki, Okayama 710-0801, Japonya	PRIMER: 10-(MDP), HEMA, Hidrofilik dimetakrilat, dl-kamferokinon, N,N-dietanol-p tolidin, Su BOND: 10-(MDP), Bis-GMA, HEMA, Hidrofobik dimetakrilat, dl-kamferokinon ,N,N-dietanol-p-tolidin, silanlanmış koloidal silika,başlatıcı ve hızlandırıcılar	00065
Ultradent Silane	Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah, USA	Silan oranı: %5-15 3-metakriloksipiroiltrimetoksisilan (MPS) Çözücü oranı:%92 propanol	BHVTZ
Ultradent® Porcelain Etch	Ultradent Products, Inc. South Jordan, Utah, USA	%9'luk hidroflorik asit	BJ4TD

3.1.2. Çalışmada kullanılan kompozit rezin

Harmonize™ Nanohibrit Universal Kompozit (Kerr Corp.,Orange CA, ABD)

Harmonize™ ART, Adaptive Response Technology (Uyumlu Yansıma Teknolojisi) ile ışığın diş minesine benzer bir şekilde yayılmasını ve yansıtılmasını sağlamakta ve daha yüksek uyum için gelişmiş bir bukalemun etkisi sağlamaktadır. ART güçlendirilmiş doldurucu ağının sahip olduğu yüksek doldurucu oranı (%81) sayesinde doğal estetik özellikler, benzersiz kullanım kolaylığı ve doğal bir diş ile karşılaştırılabilir dayanıklılık sunmaktadır. Bu kompozit rezinin içeriği Tablo 3.2 de gösterilmiştir.

Tablo 3.2.. Çalışmada kullanılan kompozit rezin ve içeriği

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA	İÇERİK	LOT#
Harmonize (Nanohibrit Kompozit)	Kerr Corp.,Orange CA, ABD	BisGMA, BisEMA, TEGDMA, sferikal silika (30 nm)-zirkonya (5 nm) doldurucu partikülleri, baryum camı partikülleri (400 nm) Ağırlıkça doldurucu oranı:%81 Hacimce doldurucu oranı:%64.5	300083

3.1.3.Yüzey hazırlığında kullanılan asitler ve silan materyalleri

Ultradent® Porcelain Etch ve Silane

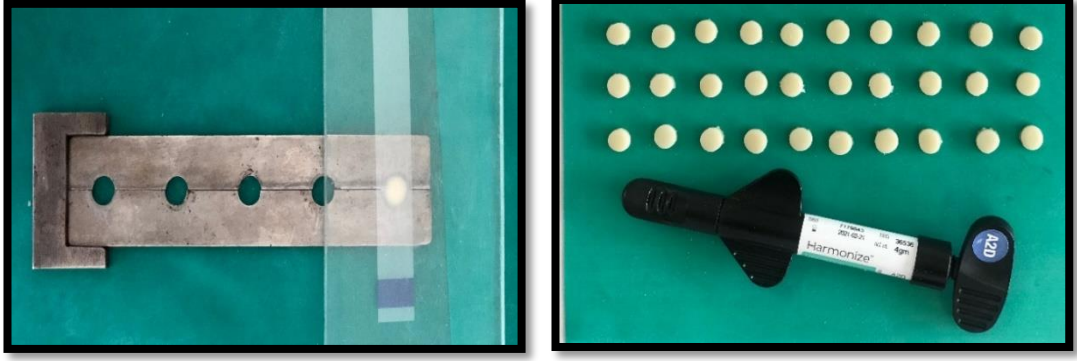
Porcelain Etch, asitleme işlemi uygulamak için tamponlanmış %9'luk hidroflorik asit jelidir. İntraoral bonding ve tamir öncesinde porselen veya eski kompozitlerin asitleme işlemi için kullanılmaktadırlar. Silan, bifonksiyonel molekülü bir yapıya sahiptir ve yüzeyin pürüzlendirilmesinin ardından ıslanabilirliği artırmak ve kimyasal adezyon sağlamak amacıyla kullanımı tavsiye edilmektedir.



Şekil 3.1. Tamir işlemi için kullanılan materyaller

3.2.Örneklerin Hazırlanması

Bu in vitro çalışmada, metal kalıplar kullanılarak nanohibrit bir kompozit rezin olan Harmonize (Kerr Corp.,Orange CA, ABD)'ın A2D rengi kullanılarak 6 mm çapta ve 2 mm yükseklikte silindir şeklinde 160 adet örnek hazırlanmıştır. Kompozit rezin, içi boş metal kalıplar içerisine siman camı üzerine yerleştirilerek tek tabaka halinde uygulanmıştır. Düz bir yüzey elde etmek için örneklerin üst yüzeyi Mylar matris bandı (Kerr Corp.,Orange CA, ABD) ile örtülmüş ve üzerine 1 mm kalınlığında cam lamel ile bastırılmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Kompozit disklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp ve hazırlanan kompozit diskler

Üreticinin talimatları doğrultusunda ışık yayan diyot (LED) ışık cihazı (MONITEX, BluLex GT1200) (Şekil 3.3) M1 modunda kullanılarak örneklerin yüzeyine 1 mm uzaklıktaki mesafeden 1200 mW/cm^2 çıkış gücünde restorasyon materyali 20 saniye (sn) boyunca polimerize edilmiştir.



Şekil 3.3. Kompozit örneklerin polimerizasyonunda kullanılan LED ışık cihazı

Işıklı sertleştirme işlemi takiben örnekler, $37 \text{ }^\circ\text{C}$ distile suda 24 saat bekletilmiştir. Daha sonra alüminyum oksit aşındırıcı içeren 4 aşamalı OptiDisc™ (Kerr Corp., Orange CA, ABD) ile kalın grenliden ince grenliye doğru hafif basınçla tek yönde rotasyon hareketleri ile su spreyi altında cilalanmıştır (Her 5 örnek için yeni diskler kullanıldı.). Termal siklus (Thermocycler SD-Mechatronik) ile yaşlandırma için hazır olan örnekler distile suda bekletilmeye alınmıştır. Restorasyonlar termal siklus cihazında sırasıyla 5°C ve 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 s ve bekleme süresi 30 s olacak şekilde gerçekleştirilerek 5000 devir bekletilmiştir (Şekil 3.4.). Bu şekilde kompozit restorasyonların ağız ortamı sıcaklık değişimlerine maruz kalması sağlanmıştır.



Şekil 3. 4. Termal siklüs cihazı

3.3. Örneklerin Akrilik Bloklara Gömülmesi

Örneklerin makaslama bağlanma dayanımı testi için Universal test cihazına konulacağı göz önünde bulundurularak, 13 mm x 13 mm x 10 mm boyutlarında metal bir blok hazırlanmıştır. Elde edilen bu metal bloktan silikon esaslı ölçü maddesi (Optosil Putty ve Universal Plus Aktivatör, Heraeus Kulzer, Almanya) ile silikon kalıplar elde edilmiştir. Daha sonra bu kalıplar içerisine toz ve likitin karıştırılması ile elde edilen soğuk akrilik karışım (Meliodent, Heraeus Kulzer, Almanya) dökülmüştür. Hazırlanan kompozit diskler, akrilik yapı içerisine üst yüzeyi açıkta kalacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.5.).

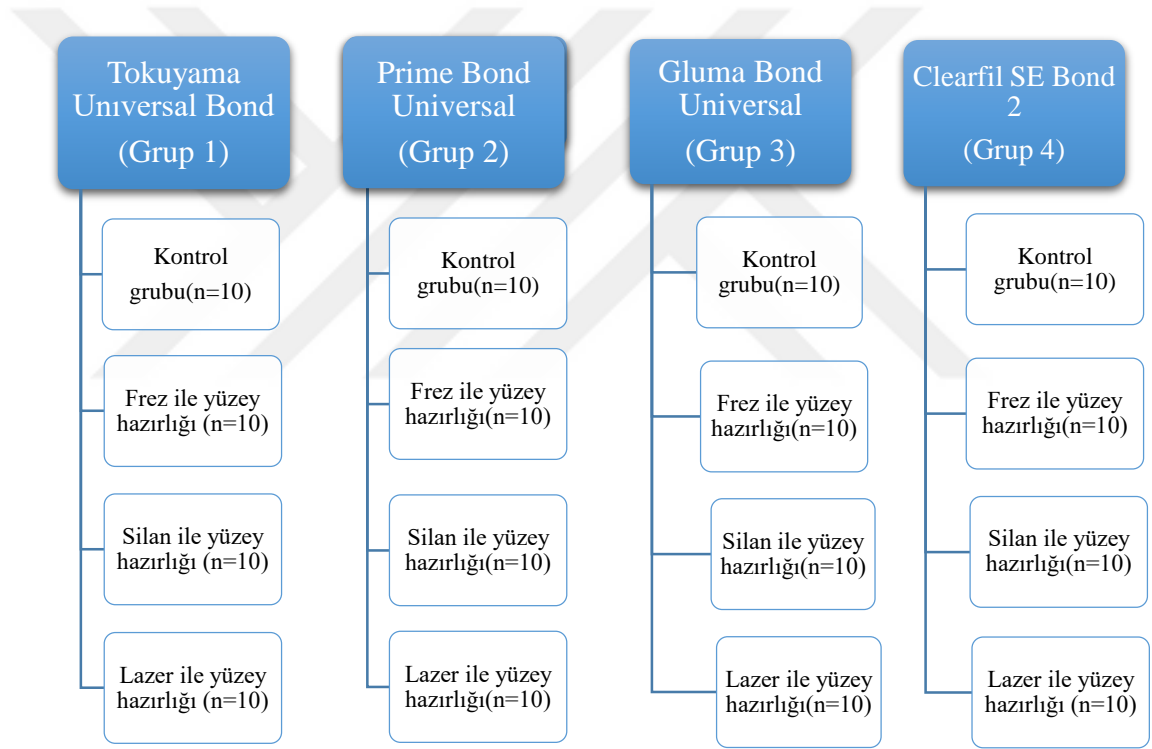


Şekil 3.5. Akrilik rezin içerisine yerleştirilen kompozit diskler

3.4.Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Akrilik bloklara yerleştirilen tüm örnekler ilk olarak her birinde 40'ar örnekten oluşan 4 farklı adeziv sistem ana grubuna daha sonra yüzey işlemleri için 10' ar örnekten oluşan 4 alt grup oluşturularak toplam 16 gruba ayrılmıştır (n=10) (Şekil 3.6.).

Hazırlanan her adeziv grubuna ait 40 örnekten rastgele seçilen 10 tanesi kontrol grubunu oluştururken geriye kalan 30 tanesi de üç farklı yüzey işlemine (Er,Cr:YSGG lazer, frez ve silan) tabi tutularak alt gruplara ayrılmıştır.



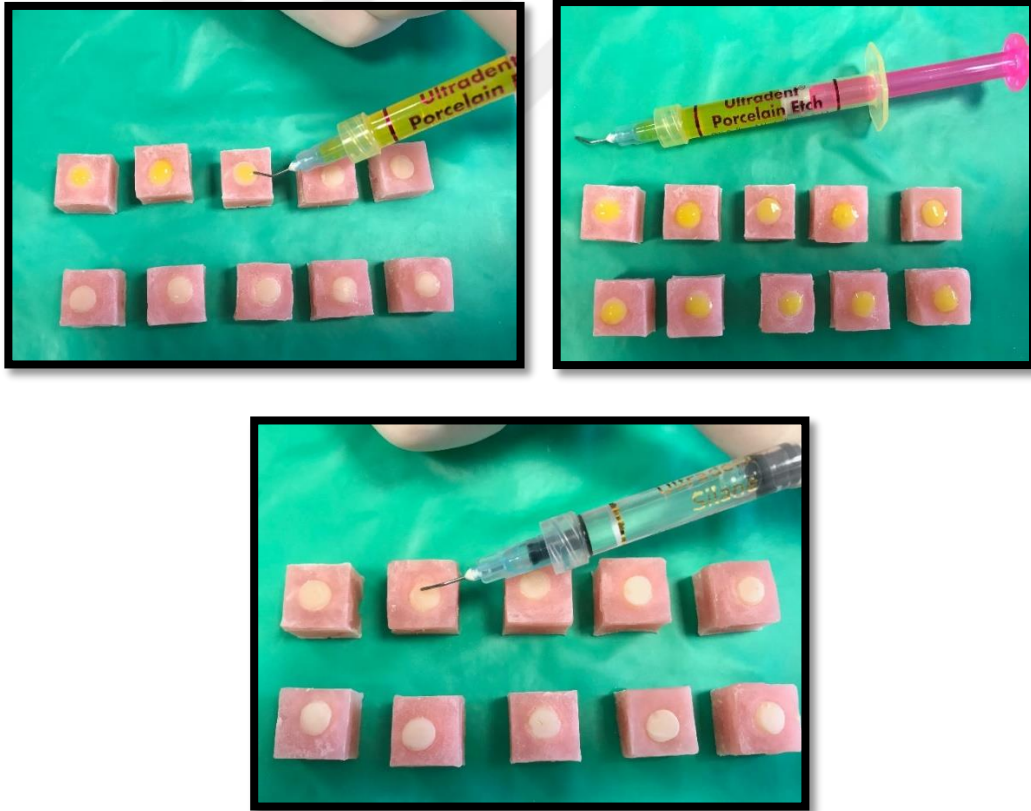
Şekil 3.6. Çalışma gruplarının şematize edilmesi

Yeni nesil, kimyasal polimerize olabilen (self cure) iki bileşenli bir adeziv sistem olan Tokuyama Universal Bond'un kullanıldığı 40 adet örnekten oluşan Grup 1 dört farklı alt gruba ayrılmıştır (n=10).

Kontrol : Bu gruptaki örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

Frez yüzey işlemi: Örneklerin her biri su soğutması altında 2 mm çapında kalın grenli (yeşil bantlı) elmas fissur frez (M&A Diatech, Heerbrugg, İsviçre) kullanılarak restorasyon materyali yüzeyine paralel olarak tutulup yüzeye baskı yapmadan 5 kez değdirilerek aşındırıldı. Her 5 örnekten sonra grenlerinin aşınma ihtimaline karşı frez yenisi ile değiştirildi.

Silan yüzey işlemi: İlk önce kompozit yüzütlerine %9'luk hidroflorik asit jeli içeren Porcelain Etch üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulandı. Hidroflorik asit jeli uygulaması öncesinde ufak bir parça asit örneği enjektör ucu yardımıyla karıştırma kabı içerisine alınarak jelin homojen bir şekilde akıp akmadığı ve enjektörden akış hızı kontrol edildi. Hidroflorik asit, örnek yüzeyine eşit şekilde 90 sn süre ile uygulandı . Daha sonra örnek yüzeyi su spreyi ile 20 sn süre ile yıkandı ve hava ile kurutuldu. Örneklerin yüzeyinde buzlu cam görüntüsü görülemediyse uygulama tekrarlandı. Silan olarak, Ultradent Silane örneklerin yüzeyine uygun uç ile uygulandı (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. A) Hidroflorik asit uygulanması B) Hidroflorik asit uygulanan örnekler C) Silan uygulanması

Lazer yüzey işlemi : Çalışmamızda yüzey pürüzlendirme amacıyla kullanılan

Er,Cr:YSGG lazerin (Waterlase Biolase®, Biolase, Inc, San Clemente, California, USA) kullanım parametreleri 50 Hz frekans, 4.5 W atım gücü, %80 su ve %50 hava ile soğutma yapılacak şekilde ayarlandı. Er,Cr:YSGG lazer 2780 nm dalga boyunda ve MZ 10 tip fiber optik uç ile yüzeye temas etmeden kullanıldı. Cihazın çalışma esnasında ısı oluşumunu önlemek için %80 su ve %50 hava ile soğutma yapıldı.

Grup 1 'de self cure iki bileşenli adeziv sistem olan Tokuyama Universal Bond, tek kullanımlık karıştırma godesinin içine A ve B bileşenlerinin her birinden bir damla damlatıldıktan sonra tek kullanımlık aplikatörle karıştırılarak örneklerin yüzeyine uygulandı ve hava ile kurutuldu.



Şekil 3.8. Adezivler uygulandıktan sonra tamir kompozitlerinin uygulanması

Prime & Bond Universal adeziv sistemin kullanıldığı Grup 2 de Grup 1' de olduğu gibi dört farklı alt gruba ayrıldı. Yüzey işlemleri Grup 1 de olduğu gibi uygulandıktan sonra adeziv uygulamasına geçildi. Adeziv 20 saniye boyunca bir aplikatör aracılığıyla kompozit diskler üzerine uygulandı. Parlak ve düzgün bir katman elde edilinceye kadar yüzeydeki adeziv 5 saniye boyunca orta derecede hava akışı kullanılarak inceltildikten sonra 20 sn süre ile LED ışık cihazı ile polimerize edildi.

Grup 3'de kontrol grubu dışında yer alan örneklere yüzey işlemleri uygulandıktan sonra Gluma Bond Universal adeziv sistemi uygulandı. Adeziv bond aplikatörü aracılığıyla kompozit disklerin üzerine tek bir katman şeklinde 20 saniye süre boyunca yavaşça bastırılarak sürüldü. Adeziv tabakası hareketsiz hale gelinceye kadar hafif hava ile dikkatlice kurutulduktan sonra LED ışık cihazı ile 10 sn boyunca ışıkla polimerize edildi.

Grup 4'de kontrol grubu dışında yer alan örneklere yüzey işlemleri

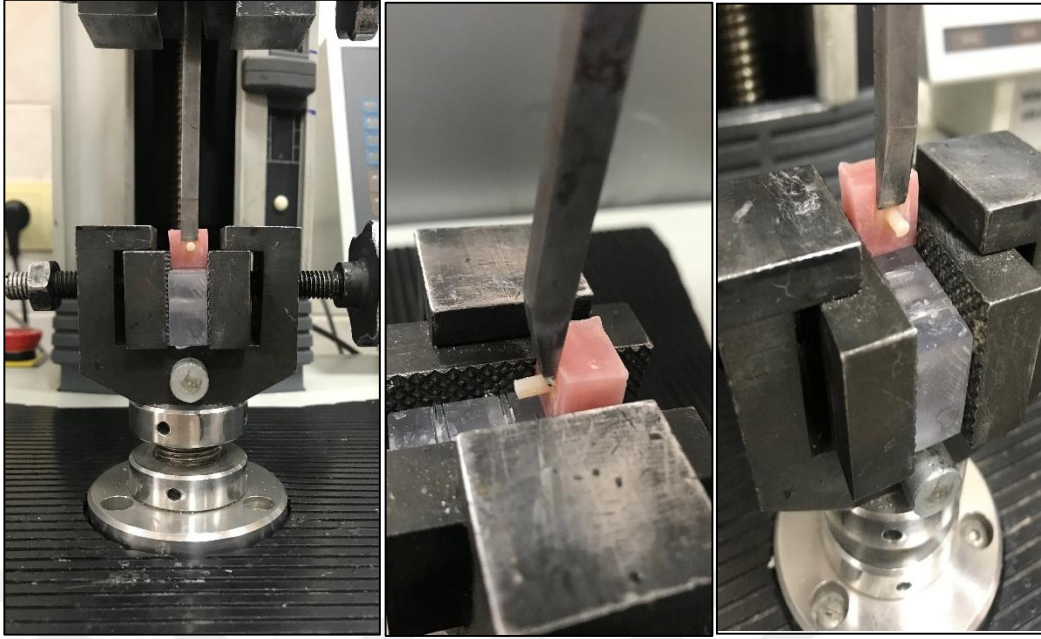
uygulandıktan sonra iki aşamalı self-etch adeziv sistemi olan Clearfil SE Bond 2 (Kuraray, Japonya) uygulandı. Birinci şişe olan primer, bond aplikatörü ile yüzeye 20 sn bastırılarak sürüldü ve hava ile orta kuvvette kurutulmuştur. Sonra, ikinci şişe olan adeziv, bond aplikatörü yardımıyla yüzeye ince bir tabaka şeklinde uygulandı ve hava ile hafifçe inceltildikten sonra LED ışık cihazı ile 10 sn boyunca ışıkla polimerize edildi.

Adeziv uygulama basamakları tamamlandıktan sonra örnekler üzerine Harmonize™ (Kerr Corp., Orange CA, ABD) nanohibrit universal kompozit rezin şeffaf silindir kalıplar (3mm çap, 4 mm yükseklik) kullanılarak iki tabaka şeklinde uygulandı ve 20 sn süre LED ışık cihazı (MONITEX, BluLex GT1200) ile çevresel olarak polimerize edildi (Şekil 3.8) Plastik kalıplar uzaklaştırıldıktan sonra tekrar ışıkla polimerizasyonu sağlandı. Tüm deney ve kontrol grubu örnekleri, 24 saat boyunca 37 °C distile suda bekletildi.

3.5.Makaslama Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Tüm deney ve kontrol grupları tamir restorasyonları yerleştirildikten sonra 24 saat boyunca 37 derecede distile suda bekletildikten sonra 0,5 mm kalınlığında keski şeklinde bir uç kullanılarak 45 derecelik açıyla 1 mm/dk kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutulmuştur. Makaslama bağlanma dayanımı testi, universal test cihazı LF Plus (LLOYD Instruments, Ametek Inc. England) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Universal test cihazının üzerindeki dijital göstergeden alınan ve yazıcı aracılığıyla kayıt edilen değerler Newton (N) cinsinden olup, daha sonra birim alana düşen yük miktarı, çevrim formülünden yararlanılarak MPa olarak elde edilmiştir:

Makaslama bağlanma dayanımı (MPa) = Max. kuvvet (N) / Bağlanma alanı (mm²)



Şekil 3.9. Universal test cihazı ve makaslama bağlanma dayanım testi

3.6.Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi ve SEM Değerlendirmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi yapıldıktan sonra tüm örneklerin kırık yüzeylerinin mikromorfolojisi stereomikroskop kullanılarak (Nikon SMZ 800, Nikon Corporation, Tokyo, Japan) incelenmiştir. Kırık tiplerinin belirlenmesinde adeziv kırık, koheziv kırık ve bunların her ikisinin de beraber gerçekleştiği kırılmalar (miks) karışık kırık olarak adlandırılan sınıflandırma kullanılmıştır. Adeziv kırıklar, arayüzdeki birleşmenin ayrılması şeklinde olan kırık tipidir. Koheziv kırık ise iki materyalden (restoratif materyal ve tamir materyali) birinin kendi içinde gösterdiği kırık tipidir. Restoratif materyalde görülen koheziv başarısızlık restoratif materyalin içerisinde, karışık (miks) kırıklar ise hem adeziv, hem de koheziv kırık tiplerinin kombinasyonu şeklindedir (122).

Yüzey hazırlığı yöntemlerinin morfolojik analizi için her gruptan rastgele seçilen birer kompozit disk örneğin üzerinde yüzey işlemi prosedürleri gerçekleştirilip çift taraflı yapışkan iletken karbon bant kullanılarak alüminyum plaka üzerine yerleştirilmiştir. Örnekler altın püskürtmeyle kaplandıktan sonra SEM (QUANTA 400F Field Emission) altında x1000 büyütmede incelenmiştir.

3.7.İstatiksel Analiz

Çalışmadan elde edilen verilerin özetlenmesinde tanımlayıcı istatistikler,

sürekli değişkenler için dağılıma bağlı olarak ortalama \pm standart sapma ve medyan ile minimum-maksimum olarak tablo halinde verilmiştir.

Sayısal değişkenlerin normallik testi Kolmogorov Smirnov ve Shapiro-Wilk testi ile kontrol edilmiştir.

Birbirinden bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırmalarında yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerinin bağlanma dayanımına ortak etkisi iki yönlü ANOVA testi kullanılarak araştırılmıştır. Farklılığın hangi ikili gruplardan kaynaklandığını tespit edebilmek için Tukey testi kullanılmıştır.

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics for Windows (Version 20.0) programı ile yapılmış olup ve istatistik analizlerde anlamlılık düzeyi 0,05 (p-value) olarak dikkate alınmıştır.

4.BULGULAR

Çalışmamızda nanohibrit bir kompozit rezinden hazırlanan ve yaşlandırılan örneklerin farklı tip adeziv sistemler ve yüzey işlemleri kullanarak tamiri yapılması sonrasında makaslama bağlanma dayanımı testi sonuçları istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

Tablo 4.1.'de uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerin birbirinden bağımsız olarak bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması gösterilmiştir. Uygulanan yüzey işlemleri kendi içerisinde değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri silan uygulanan örneklerde bulunurken ($13,85 \pm 3,63$ MPa), en düşük bağlanma dayanımı değerleri herhangi bir yüzey işleminin uygulanmadığı kontrol grubu örneklerinde ($10,70 \pm 3,53$ MPa) bulunmuştur. Kullanılan adeziv sistemler kendi içerisinde değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri Gluma Bond Universal adeziv sisteminde bulunurken, en düşük bağlanma dayanımı değeri Tokuyama Universal Bond grubu örneklerinde bulunmuştur.

Tablo 4.1. Uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerine göre bağlanma dayanımlarının karşılaştırılması

	Ort. ± SS	Ortanca [Min- Maks]	p-değeri
Yüzey İşlemi			
Kontrol	10,70 ± 3,53	10,95 [4,21- 17,97]	<0,001
Frez	11,84 ± 3,13	10,75 [7,37- 18,88]	
Lazer	11,72 ± 2,80	11,22 [5,22- 17,58]	
Silan	13,85 ± 3,63	13,65 [6,9- 24,01]	
Adeziv Sistem			
Gluma Bond Universal	13,13 ± 3,53	13,72 [6,58- 21,27]	<0,001
Prime Bond Universal	11,87 ± 3,46	11,39 [5,50- 24,01]	
Clearfil SE Bond	13,16 ± 2,74	13,35 [8,32- 18,88]	
Tokuyama Universal Bond	9,95 ± 3,11	10,36 [4,21- 15,99]	

İki yönlü varyans analizi kullanıldı.

Tanımlayıcı istatistikler ortalama ± standart sapma ve ortanca [minimum- maksimum] şeklinde verildi. Kalın olarak belirtilen p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi (p<0,05).

Ort.: Ortalama, SS: Standart sapma, Min.:Minimum, Maks.:Maksimum

Elde edilen veriler yüzey işlemlerine göre değerlendirildiğinde bağlanma dayanım düzey ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4.1., p<0,001). Bu farklılığın hangi ikili yüzey işleminden kaynaklandığı araştırıldığında; uygulanan silan yüzey işlemine ait bağlanma dayanım ortalamasının kontrol, frez ve lazer işlemlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.2, sırasıyla p<0,001, p=0,035 ve p=0,022).

Tablo 4.2. Çoklu karşılaştırmalar

			p-değeri	
Adeziv Sistem	Gluma	-	Prime Bond	0,300
		-	CSB	0,999
		-	Tokuyama	<0,001
	Prime Bond	-	CSB	0,280
		-	Tokuyama	0,043
	CSB	-	Tokuyama	<0,001
Yüzey İşlemi	Kontrol	-	Frez	0,412
		-	Lazer	0,514
		-	Silan	<0,001
	Frez	-	Lazer	0,998
		-	Silan	0,035
	Lazer	-	Silan	0,022

Farklılıkların tespit edilmesi için Tukey testi kullanıldı.

Kalın olarak belirtilen p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi ($p < 0,05$).

Kullanılan adeziv sistemlere göre bağlanma dayanım düzey ortalamaları karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır (Tablo 4.1., $p < 0,001$). Bu farklılığın hangi ikili adeziv sistemden kaynaklandığı araştırıldığında; Tokuyama Universal adeziv sistemine ait bağlanma dayanım ortalamasının Gluma Bond Universal, Prime&Bond Universal ve Clearfil SE Bond adeziv sistemlerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.2., sırasıyla $p < 0,001$, $p = 0,043$ ve $p < 0,001$).

Yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerinin bağlanma dayanımına ortak etkisi (etkileşimi) olup olmadığı araştırıldığında, yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerin aynı andaki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur ($p = 0,223$). (Tablo 4.3.)

Tablo 4.3. Yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerinin bağlanma dayanımına ortak etkisinin karşılaştırılması

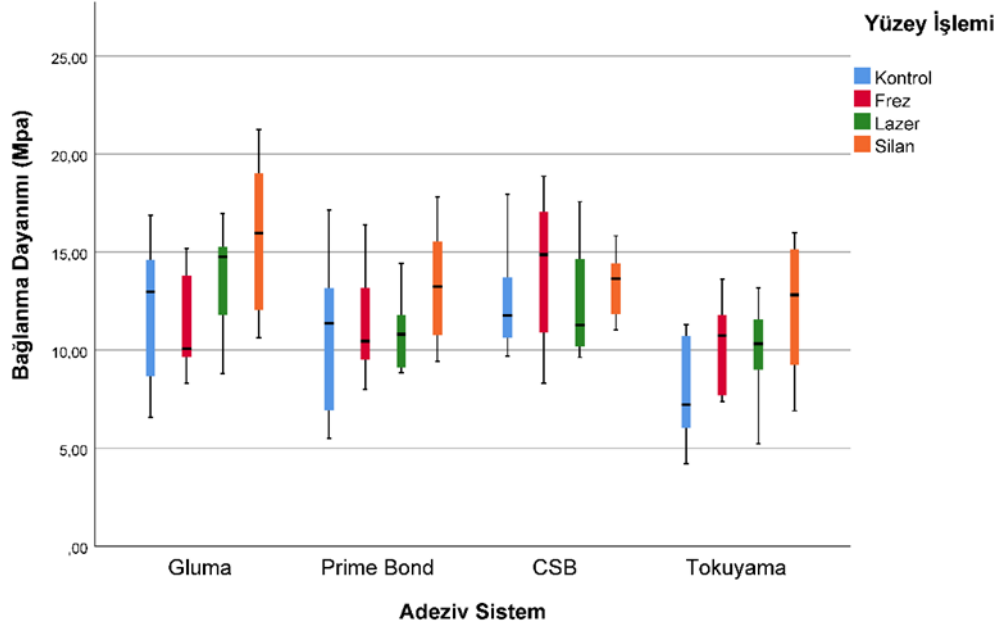
	Karelerin Toplamı	df	Anlamlı Skor	F	p
Adeziv Sistem	273.32	3	91.11	10.04	< .001
Yüzey İşlemi	208.09	3	69.36	7.64	< .001
Adeziv Sistem - Yüzey İşlemi	109.21	9	12.13	1.34	0.223
Residuals	1307.01	144	9.08		

İki yönlü varyans analizi kullanıldı.

Elde edilen makaslama bağlanma dayanımı sonuçlarına göre; kullanılan yüzey işlemleri ve adeziv sistemler birlikte değerlendirildiğinde en yüksek makaslama bağlanma dayanım değeri silan ile yüzey hazırlığı yapıldıktan sonra uygulanan Gluma Bond Universal adeziv sistemi grubunda bulunmuştur ($15,61 \pm 3,88$ MPa). En düşük makaslama bağlanma dayanım değeri ise herhangi bir yüzey işlemi yapılmadan (kontrol grubu) uygulanan Tokuyama Universal Bond adeziv sistemi grubunda bulunmuştur ($7,63 \pm 2,58$ MPa) (Tablo 4.4.)

Uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemleri ortak olarak değerlendirilerek bağlanma dayanımları ile karşılaştırılmıştır (Tablo 4.4.) (Şekil 4.1.-

Şekil 4.2.) Buna göre Gluma Bond Universal adeziv sisteminde; yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanıklılıkları karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur (Tablo 4.4., p=0,022).



Şekil 4.1. Kullanılan adeziv sistemlerin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.4. Uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemlerine göre bağlanma dayanımlarının birbiri içerisinde karşılaştırılması

Adeziv Sistem

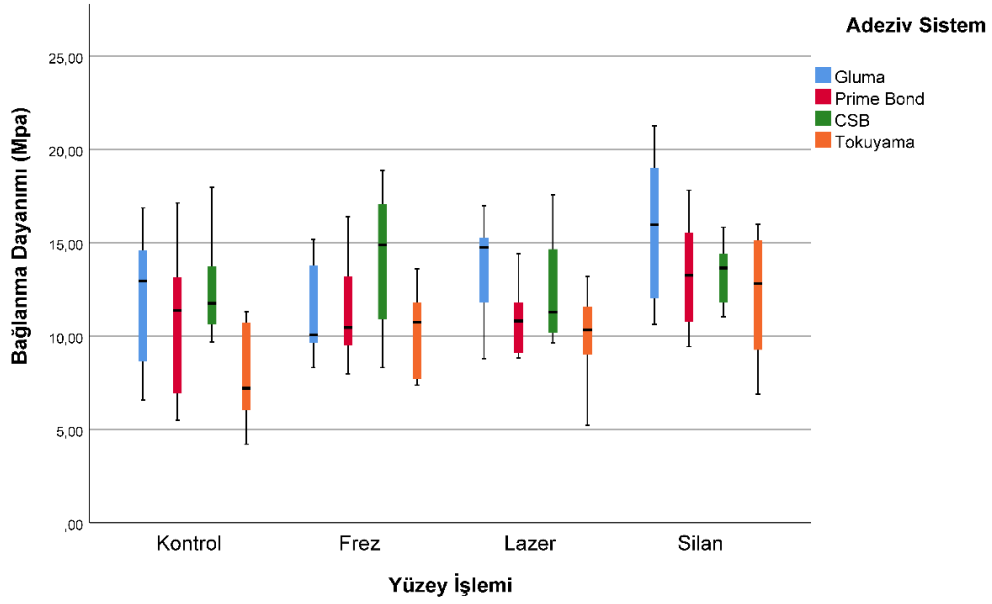
		Gluma Bond Universal		Prime&Bond Universal		Clearfil SE Bond		Tokuyama Universal Bond		p-değeri
		Ort. ± SS	Ortanca [Min- Maks]	Ort. ± SS	Ortanca [Min- Maks]	Ort. ± SS	Ortanca [Min- Maks]	Ort. ± SS	Ortanca [Min- Maks]	
Yüzey İşlemi	Kontrol	12,10 ± 3,54	12,97 [6,58- 16,88]	10,72 ± 3,6	11,39 [5,50- 17,14]	12,36 ± 2,49	11,77 [9,7- 17,97]	7,63 ± 2,58	7,22 [4,21- 11,31]	0,006
	Frez	11,18 ± 2,51	10,07 [8,32- 15,18]	11,49 ± 2,91	10,47 [7,99- 16,41]	14,34 ± 3,56	14,88 [8,32- 18,88]	10,36 ± 2,24	10,75 [7,37- 13,62]	0,020
	Lazer	13,64 ± 2,76	14,77 [8,80- 16,98]	11,00 ± 1,88	10,82 [8,84- 14,42]	12,41 ± 2,80	11,30 [9,63- 17,58]	9,82 ± 2,41	10,33 [5,22- 13,19]	0,009
	Silan	15,61 ± 3,88	15,98 [10,64- 21,27]	14,26 ± 4,27	13,25 [9,44- 24,01]	13,52 ± 1,66	13,65 [11,03- 15,84]	12,00 ± 3,67	12,82 [6,90- 15,99]	0,159
	p-değeri*	0,022		0,079		0,312		0,012		

İki yönlü varyans analizi kullanıldı.

Tanımlayıcı istatistikler ortalama ± standart sapma ve ortanca [minimum- maksimum] şeklinde verildi.

Kalın olarak belirtilen p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi (p<0,05).

Ort.: Ortalama, SS: Standart sapma, Min.:Minimum, Maks.:Maksimum



Şekil 4.2. Kullanılan yüzey işlemlerinin adeziv sistemlere göre bağlanma dayanım değerlerinin karşılaştırılması

Gluma Bond Universal adeziv sisteminde silan yüzey işlemine ait bağlanma dayanıklılık ortalamasının ($15,61 \pm 3,88$), frez yüzey işlemine göre ($11,18 \pm 2,51$) anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.4-5, $p=0,020$).

Tablo 4.5. Çoklu karşılaştırmalar

			p-değeri			
Yüzey İşlemi			Gluma	Prime Bond	CSB	Tokuyama
Kontrol	-	Frez	0,918	0,953	0,374	0,146
	-	Lazer	0,710	0,998	0,999	0,308
	-	Silan	0,088	0,094	0,774	0,006
Frez	-	Lazer	0,333	0,987	0,398	0,973
	-	Silan	0,020	0,252	0,906	0,557
Lazer	-	Silan	0,527	0,137	0,797	0,315
			Kontrol	Frez	Lazer	Silan
Adeziv Sistem	-	Prime Bond	0,753	0,995	0,100	0,826
	-	CSB	0,998	0,079	0,691	0,553
	-	Tokuyama	0,014	0,917	0,008	0,118
Prime Bond	-	CSB	0,641	0,132	0,585	0,966
	-	Tokuyama	0,134	0,811	0,720	0,486
CSB	-	Tokuyama	0,008	0,017	0,111	0,768

Farklılıkların tespit edilmesi için Tukey testi kullanıldı.

Kalın olarak belirtilen p değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi ($p < 0,05$).

Prime&Bond Universal ve Clearfil SE Bond adeziv sistemlerinde; yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanıklılıkları karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Tablo 4.4, sırasıyla $p=0,079$ ve $p=0,312$). Tokuyama Universal Bond adeziv sisteminde; yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanıklılıkları karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4.4., $p=0,012$). Tokuyama Universal Bond adeziv sisteminde silan yüzey işlemine ait bağlanma dayanıklılık ortalamasının ($12,00 \pm 3,67$ MPa), kontrol yüzey işlemine göre ($7,63 \pm 2,58$ MPa) anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.5., $p=0,006$).

Kontrol grubunda, kullanılan adeziv sistemlere göre bağlanma dayanım düzey ortalamaları karşılaştırıldığında, ortalamalar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4.4., $p=0,006$). Bu farklılığın hangi adeziv sistemden kaynaklandığı araştırıldığında, kullanılan Tokuyama Universal Bond adeziv sisteminin bağlanma dayanıklılık düzey ortalamasının ($7,63 \pm 2,58$ MPa), Gluma Bond Universal ($12,10 \pm 3,54$ MPa) ve Clearfil SE Bond ($12,36 \pm 2,49$ MPa) adeziv sistemlerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptanmıştır (Tablo 4.5., sırasıyla $p=0,014$ ve $p=0,008$).

Frez yüzey işlemi sonrası, kullanılan adeziv sistemlere göre bağlanma dayanım düzey ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4.4., $p=0,020$). Kullanılan Tokuyama Universal Bond adeziv sisteminin dayanıklılık düzey ortalamasının ($10,36 \pm 2,24$ MPa), Clearfil SE Bond ($14,34 \pm 3,56$ MPa) adeziv sistemlerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptanmıştır (Tablo 4.5., $p=0,017$).

Lazer yüzey işlemi sonrasında kullanılan adeziv sistemlere göre bağlanma dayanım düzey ortalamaları arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür (Tablo 4.4., $p=0,009$). Kullanılan Tokuyama Universal Bond adeziv sistemi bağlanma dayanıklılık düzey ortalamasının ($9,82 \pm 2,41$ MPa), Gluma Bond Universal ($13,64 \pm 2,76$ MPa) adeziv sistemlerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu gözlenmiştir (Tablo 4.5., $p=0,008$). Son olarak, silan yüzey işlemi sonrasında kullanılan adeziv sistemlere göre değerlendirildiğinde bağlanma dayanım düzey

ortalamaları arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür (Tablo 4.4, p=0,159).

Stereomikroskop görüntüleri değerlendirildiğinde en çok miks başarısızlık ve restoratif materyale ait koheziv başarısızlığa rastlanmıştır. Karma (miks) tip başarısızlık tipinde adeziv ve koheziv başarısızlık birlikte gözlenmektedir. Bu örneklerin iyi bir bağlanma dayanımı gösterdiği söylenebilir. Restoratif materyale ait görülen koheziv başarısızlık ise kullandığımız restoratif materyalin kendi içerisinde görülen kopma biçimidir. Stereomikroskop incelemeleri sonucunda, farklı yüzey işlemlerine adezivlere göre örneklerin başarısızlık dağılımı Tablo (4.6-9)'de, başarısızlık tiplerinin mikroskop görüntüleri ise Şekil 4.3-10'da gösterilmiştir.

Yüzey hazırlığı yöntemlerinin morfolojik analizi için her gruptan rastgele seçilen birer kompozit disk örneklerden alınan SEM görüntüleri Şekil 4.11-14'de gösterilmiştir.

Tablo 4.6. Kontrol grubuna ait başarısızlık dağılımı

Kontrol Grubu	Adeziv	Koheziv (Restoratif Materyal)	Koheziv (Tamir Materyali)	Karışık (Miks)
Clearfil SE Bond	-	4	-	6
Gluma Bond Universal	1	2	1	6
Tokuyama Universal Bond	2	2	1	5
Prime&Bond Universal	-	4	-	6

Tablo 4.7. Frez grubuna ait başarısızlık dağılımı

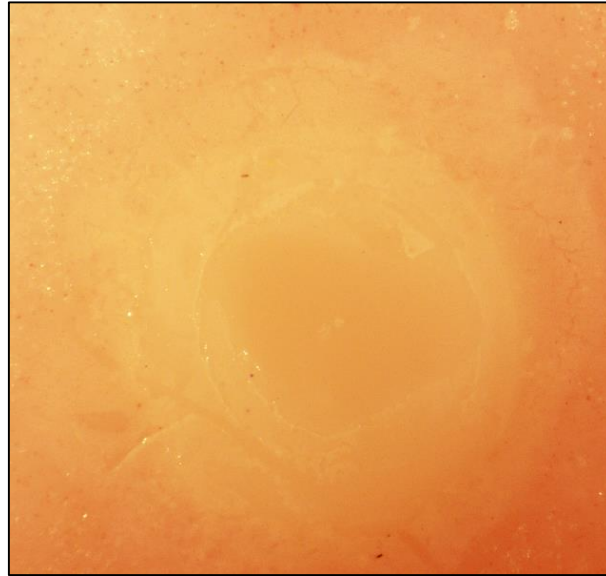
Frez Grubu	Adeziv	Koheziv (Restoratif Materyal)	Koheziv (Tamir Materyali)	Karışık (Miks)
Clearfil SE Bond	1	3	5	1
Gluma Bond	1	4	1	4
Tokuyama Universal Bond	-	4	-	6
Prime&Bond Universal	-	5	-	5

Tablo 4.8. Silan grubuna ait başarısızlık dağılımı

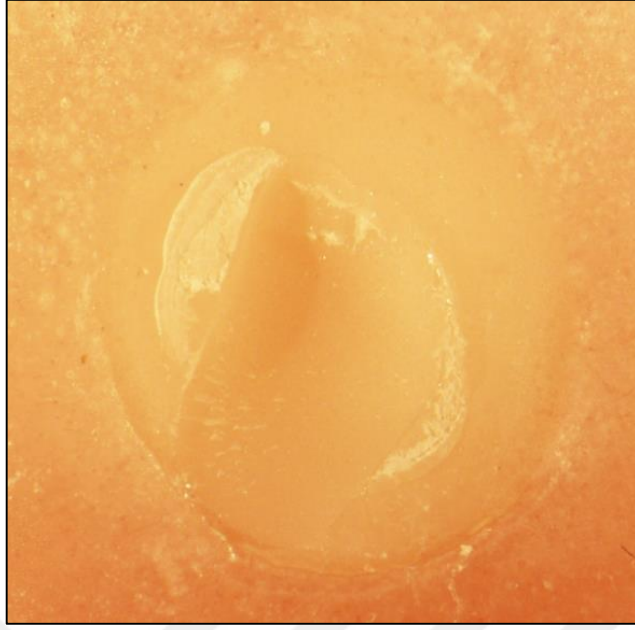
Silan Grubu	Adeziv	Koheziv (Restoratif Materyal)	Koheziv (Tamir Materyali)	Karışık (Miks)
Clearfil SE Bond	-	3	-	7
Gluma Bond Universal	-	3	2	5
Tokuyama Universal Bond	4	5	-	1
Prime&Bond Universal	2	2	1	5

Tablo 4.9. Lazer grubuna ait başarısızlık dağılımı

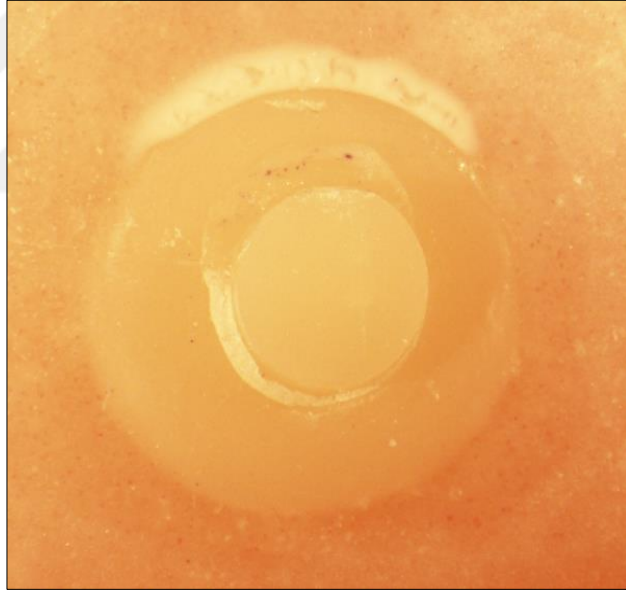
Lazer Grubu	Adeziv	Koheziv (Restoratif Materyal)	Koheziv (Tamir Materyali)	Karışık (Miks)
Clearfil SE Bond	2	4	1	3
Gluma Bond Universal	-	7	-	3
Tokuyama Universal Bond	-	6	1	3
Prime&Bond Universal	1	4	1	4



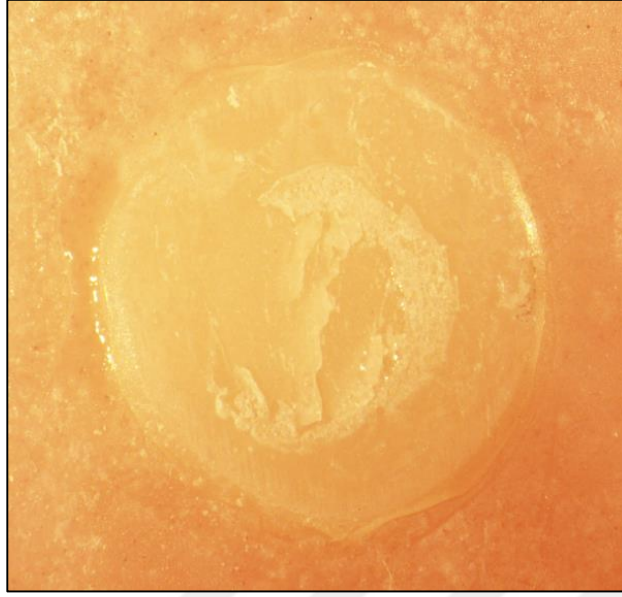
Şekil 4.3. Silan yüzey işlemi uygulandıktan sonra Tokuyama Universal adeziv kullanılan grupta görülen adeziv tip başarısızlık



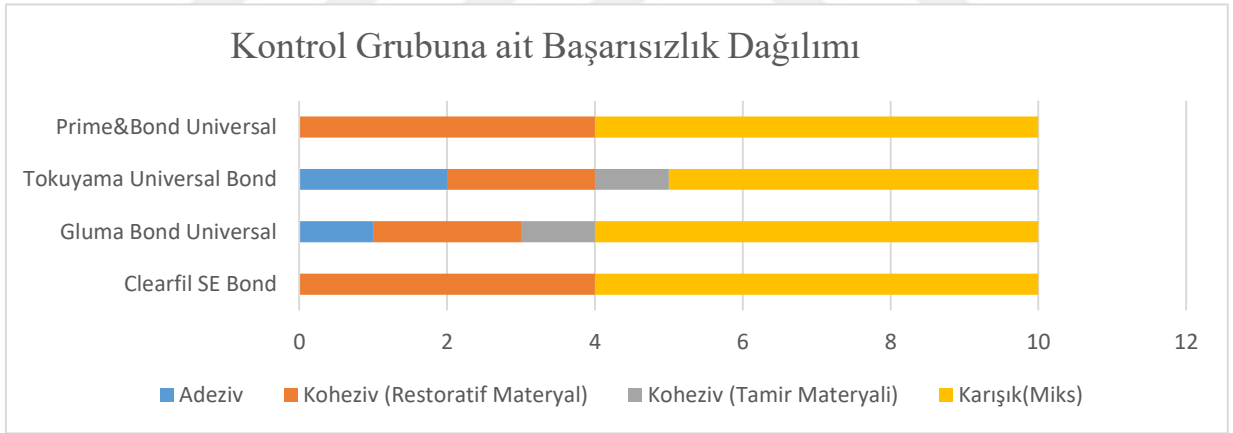
Şekil 4.4.Lazer yüzey işlemi uygulandıktan sonra Prime Bond Universal adeziv kullanılan grupta görüntülenen restoratif materyalde görülen koheziv tip başarısızlık



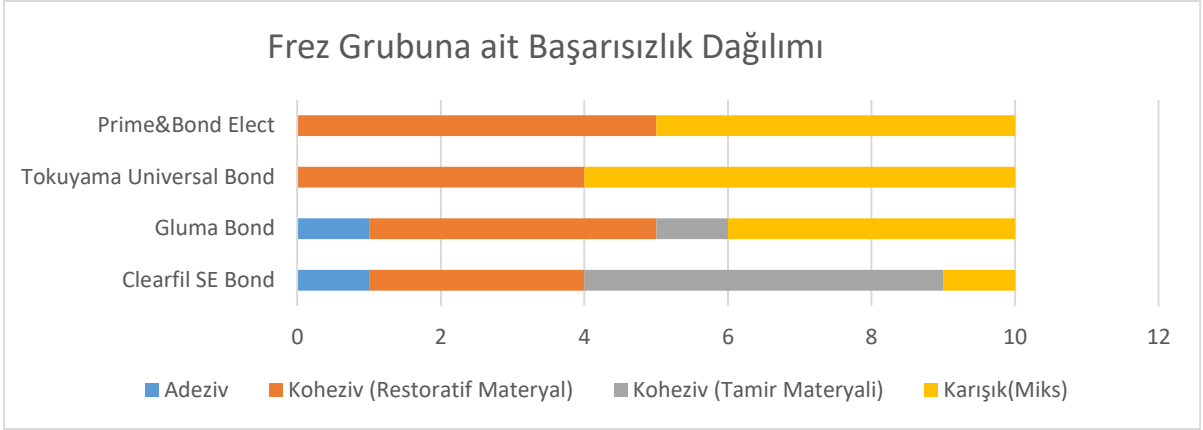
Şekil 4.5.Frez yüzey işlemi uygulandıktan sonra Clearfil SE Bond adeziv kullanılan grupta görüntülenen tamir materyalinde görülen koheziv tip başarısızlık



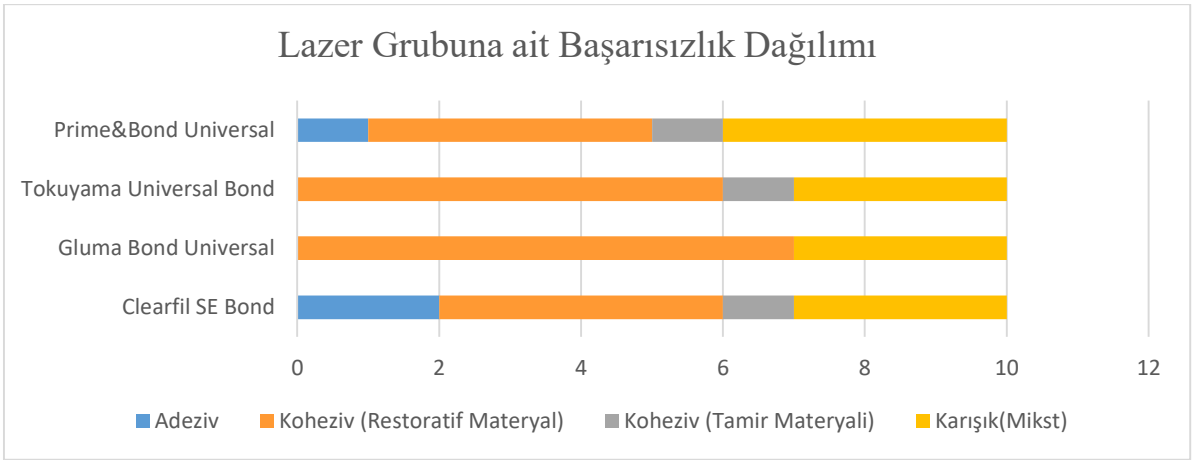
Şekil 4.6. Silan yüzey işlemi uygulandıktan sonra Gluma Bond Universal adeziv kullanılan grupta görüntülenen karışık(miks) tip başarısızlık



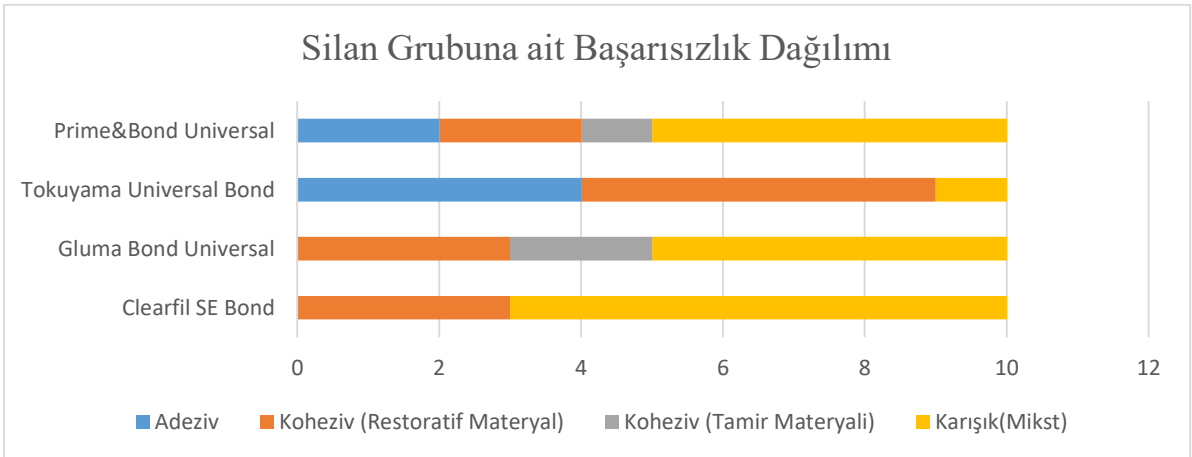
Şekil 4.7. Kontrol grubuna ait örneklerin başarısızlık tip karşılaştırmaları



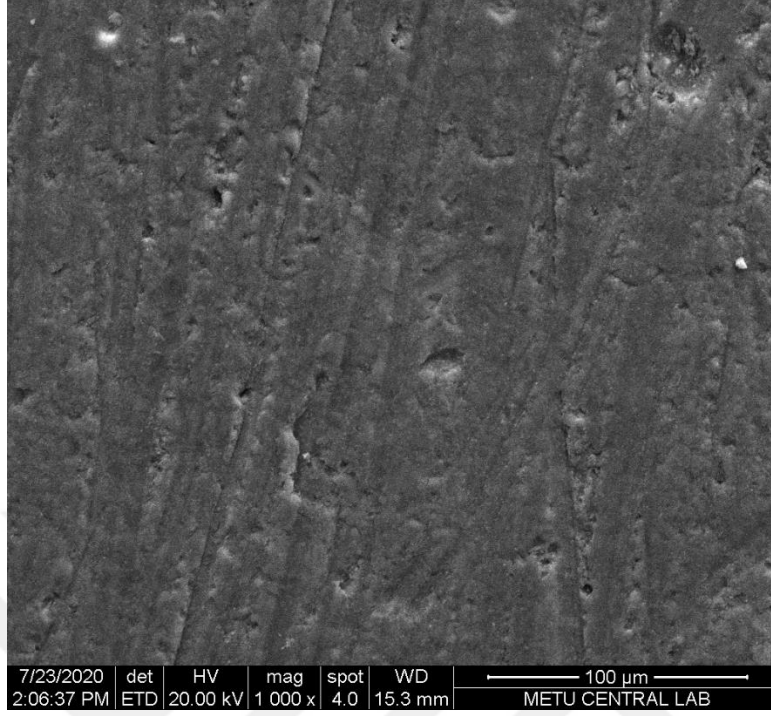
Şekil 4.8. Frez grubuna ait örneklerin başarısızlık tip karşılaştırmaları



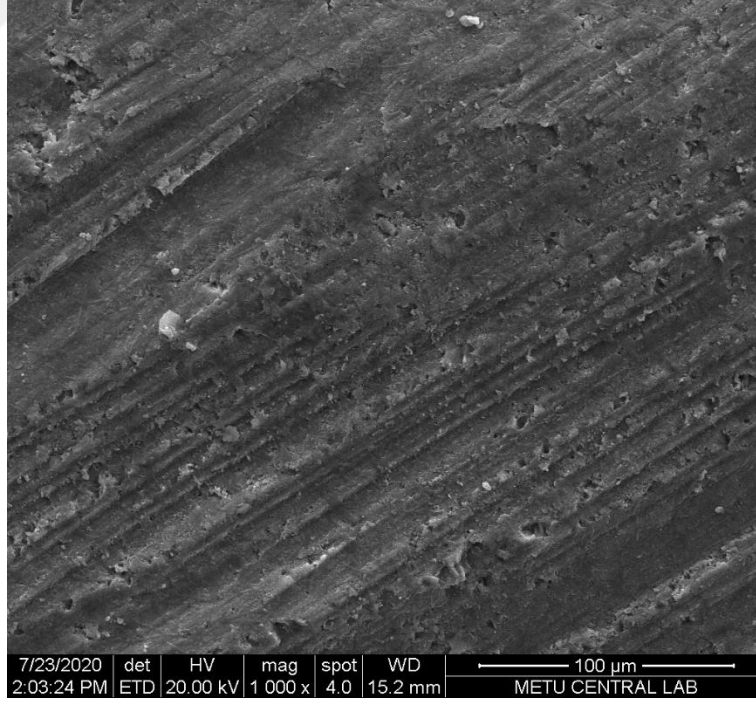
Şekil 4.9. Lazer grubuna ait başarısızlık tip karşılaştırmaları



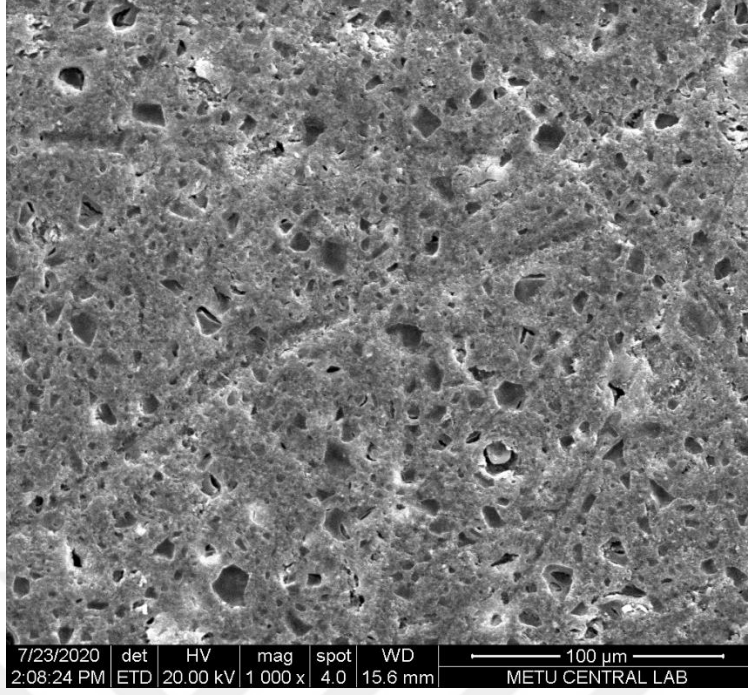
Şekil 4.10. Silan grubuna ait başarısızlık tip karşılaştırmaları



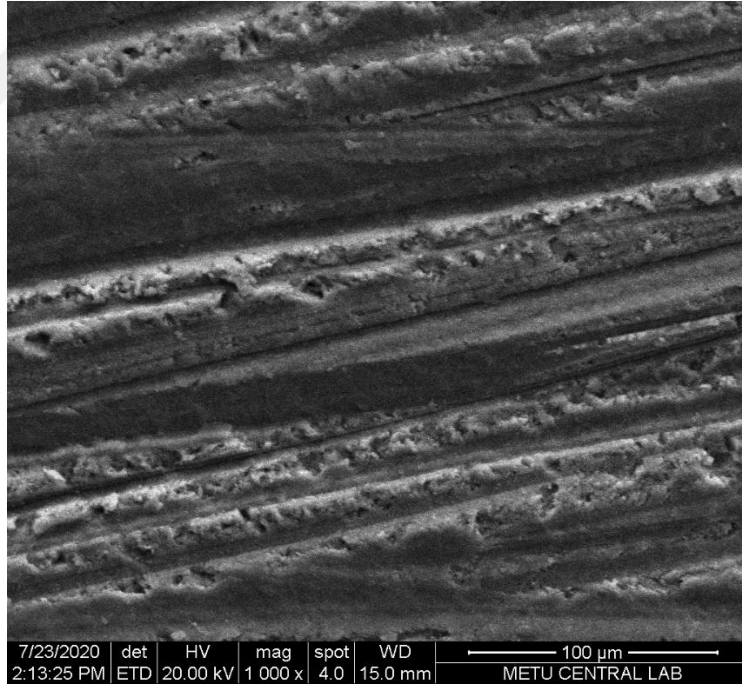
Şekil 4.11. Kontrol grubuna ait SEM görüntüsü



Şekil 4.12. Frez grubuna ait SEM görüntüsü



Şekil 4.13. Hidroflorik asit grubuna ait SEM görüntüsü



Şekil 4.14. Lazer grubuna ait SEM görüntüsü

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde estetik önemli bir kavram olarak karşımıza çıkmakta ve estetiğe olan talep giderek artış göstermektedir. İnsanların estetik taleplerini yerine getirmek için diş renginde çeşitli restoratif materyaller denenmiştir. Bu materyaller arasında, kompozit rezin günümüzde en yaygın olarak kullanılanıdır (18). Estetik ve fiziksel özelliklerindeki sürekli gelişmeler, kullanım özellikleri, gelişen adeziv teknikler, minimal invaziv diş hekimliği stratejileri ve bu beklentiye yerine getirmek için sertleştirmedeki gelişmeler kompozit rezin materyallerin kullanımının artmasında etkili olmuşlardır. Restoratif diş hekimliğinin asıl amacı sağlıklı diş dokusunu gereğinden fazla ödün vermeden yaşam boyu üstün restorasyonlar yapmak olsa da, gerçek durum bu şekilde değildir. Direkt kompozit rezin restorasyonu yerleştirirken, her klinisyen ağızdaki her restorasyonun bozulmaya eğilimli olduğunun farkında olmalıdır (3,123).

Kompozit rezinler, monomerik bir matriks rezin, silanlanmış inorganik dolgu maddeleri, bir polimerizasyon başlatıcı sistemi, depolama stabilitesi için inhibitörler ve gölgelendirme için pigmentasyondan oluşur (18). Son 10-20 yıl boyunca fiziksel ve mekanik özellikler bakımından belirgin gelişmeler kaydedilmiş olmasına rağmen ağız boşluğunda bulunan enzimler kompozit matriksini bozabilir. Kompozitlerin ağız ortamı koşullarında bozunma oranları, monomerlerin kimyasal yapısına, dimer ve oligomerlerin miktarına, polimerize matriks içindeki çapraz bağlanma derecesine ve diğer intraoral etkilere bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (124). Ayrıca, kompozit rezinlerde zaman içerisinde görülen fiziksel degradasyon sonucunda oluşan yorgunluk materyallerdeki aşınma sürecini hızlandırabilir. Tüm bu faktörler, klinik durumlarda, sekonder çürük, renk bozulmalarına, mikro sızıntılara, aşınmalara, marjinlerde boşluklara neden olur, bu da restorasyonun onarılmasını veya değiştirilmesini gerektirebilir (5). Başarısızlığa uğramış restorasyonların tedavisinde birçok tedavi seçeneği bulunmaktadır. Defektin büyüklüğüne göre restorasyonun takibi, tamiri, değişimi veya restorasyona bitirme/parlatma işlemi uygulanması gibi seçenekler düşünülmektedir (125).

Tamir prosedürleri, restoratif diş hekimliğinde minimal invaziv ve ekonomik çözümler olarak kabul edilmektedir, çünkü eski restorasyonların değiştirilmesi, restorasyon kenarlarını kavite duvarlarından ayırt etme zorluğu nedeniyle restorasyonu çevreleyen sağlam diş dokularının kaldırılmasına yol açmaktadır (126). Bununla birlikte, tüm onarım prosedürlerinin yarısından fazlası, kusurlu restorasyonların tamamen değiştirilmesinden ve bunun sonucunda da sağlıklı dişin daha yüksek kaybindan oluşmaktadır (127,128). Yakın zamanda yapılan in vivo çalışmalardan elde edilen veriler, kompozit rezinlerin onarımının uygulanabilir ve uzun süreli bir klinik prosedür olabileceğini doğrulamaktadır (17,129,130). Çok sayıda klinik çalışma, daimi dişlerde yapılan restorasyon tamirlerinin, restorasyonlar ve restore edilen dişlerin ömrünü önemli ölçüde arttırabildiğini göstermiştir (128,131,132). Frencken ve ark. yenilenmiş ve onarılmış restorasyonların aynı veya daha uzun ömürlü olduğu sonucuna varmıştır (126). Benzer şekilde, on yıllık bir süre içinde onarılmış kompozit restorasyonların performansı üzerine yapılan bir başka randomize klinik çalışma, değiştirilenlerle benzer sonuçlar göstermiştir (129).

Restorasyonların ve adeziv sistemlerinin değerlendirilmesinde klinik çalışmalar laboratuvar çalışmalarına göre daha uygun bir yöntem olmasına rağmen klinik çalışmaların zaman alıcı ve maliyetlerinin yüksek olması, uzun dönem hasta takibinin zorluğu ve ağız ortamındaki stres faktörlerinin çokluğu başarısızlığın gerçek nedenini anlamamızı zorlaştırmaktadır (133). Tüm bu faktörler göz önünde bulundurulduğunda çalışmamızın in vitro olarak yapılması planlanmıştır.

Laboratuvar ortamında klinik koşulları taklit ederek yapılan çalışmalarda, ağız içinde karşılaşılan koşulları yansıtmak amacıyla restoratif materyaller, çeşitli yaşlandırma işlemlerine tabi tutulmaktadırlar. Yaşlandırma için en etkili yöntem konusunda henüz fikir birliğine varılamamıştır. Önceki çalışmalarda kaynatma, termal siklus cihazında hidrotermal döngüye tabi tutma ve sitrik asit, sodyum klorür solüsyonlarında bekletme, farklı zaman aralıklarında distile su içinde depolama ultraviyole veya görünür ışığa sürekli maruziyet veya oral biyofilm içerisinde bekletme gibi hızlandırılmış yaşlandırma yöntemleri gibi çeşitli teknikler kullanılmıştır (134–136).

Kompozit rezin örneklerin suda bekletilmesi (distile su veya termal siklus),

yaşlandırma yöntemleri arasında en sıklıkla kullanılanıdır. Örneklerin, 5°C ve 55°C sıcaklığında bulunan iki ayrı su havuzunda belirli sürelerde bekletilmesi ile sağlanan yaşlandırma yöntemine “termal siklus” denilmektedir. Termal siklus işleminde, su emilimi kompozit rezinlerin yapısal ve fiziksel özelliklerini azaltabilir ve materyallerin aşınmasına neden olabilir (6). Nikaido ve ark. termal siklusun 500 kez uygulandığında, kompozit rezinin bağlanma dayanımını etkilemede yeterli olmadığını ve 5000 kez uygulanmasının daha etkili olduğunu bildirmişlerdir (18). Özcan ve ark. yaptıkları iki ayrı çalışmada, termal siklus cihazında 5000 döngüye tabi tutulan kompozit rezin örneklerin, %3.5’luk sitrik asit (1 hafta) ve kaynayan suda (8 saat) bekletmeye kıyasla daha etkili olduğunu ve örneklerin tamir bağlanma dayanımını daha azalttığını ortaya koymuşlardır (18,134). Rinastiti ve ark. yaptığı bir çalışmada, 5.000 siklus uygulayarak yaptıkları yaşlandırma sonucunda tamir bağlanma dayanıklılığında anlamlı bir düşüş olduğunu gözlemişlerdir bunun aksine yaşlandırma süresinin anlamlı bir etki göstermediğini belirten yayınlar da bulunmaktadır (137,138). Bu nedenlerle, bu tez çalışmasında, 5 ila 55 ° C arasında 30 saniyelik bir bekleme süresi ile 5.000 termal döngü işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada, yaşlanmanın kompozit rezinler üzerindeki etkisini değerlendirmek amaçlanmamıştır bunun yerine bu işlem sadece standardizasyon amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Tamir işleminin başarısı eski restorasyon ve yeni kompozit rezin arasında oluşturulan bağlanmanın dayanıklılığına bağlıdır. Eski rezinin yeterli yüzey işlemi, adeziv sistemin seçimi ve tamir materyali başarılı bir onarımın temelini oluşturan üç önemli faktördür. Diş hekimi bu aşamalardan birinde başarısız olduğunda eksik bir onarım kaçınılmazdır. Mevcut onarım stratejilerine rağmen, hala en verimli protokol konusunda bir anlaşma yoktur (5,59). Yaptığımız bu tez çalışmasında yaşlandırılmış bir nanohibrit kompozit rezinin tamirinde, yeni bir adeziv sistem olan self cured universal adezivin farklı yüzey işlemleri ile birlikte kullanılmasının tamir işlemine etkisinin değerlendirilmesi ve en etkili protokolün belirlenmesi amaçlanmıştır.

İki kompozit tabakası arasındaki bağlanma polimerize olmamış ve yeni kompozit rezin monomerlerinin bağlanmasına izin verecek şekilde reaksiyona girmemiş karbon çift bağları (C=C) içeren oksijen inhibisyon tabakası sayesinde gerçekleşir(139). Bu tabaka, reaksiyona girmemiş monomere sahip olması nedeniyle, aynı seansta uygulanan kompozit tabakaları arasında adezyonu sağlar.

Fakat yaşlanma ve su emilimi gibi etkenler oksijen inhibisyon tabakasının kalkmasına, doymamış çift karbon-karbon bağlarının azalmasına neden olur (140). Kompozit rezinde bulunan serbest radikaller de yeni polimerize edilen kompozitin eski kompozit ile bağlanmasına katkıda bulunur. Ancak, bu serbest radikaller yaklaşık 14 gün sonra artık mevcut değildir. Bu nedenle, yaşlı kompozitlerin onarımı için ek yüzey işlemleri gerekmektedir (141).

Onarım bağı dayanıklılığını arttırmak için en önemli faktör, mikro ve makromekanik retansiyon oluşturarak ve bağlanma için kullanılabilir yüzey alanını genişleterek eski kompozitin yüzey pürüzlendirilmesidir (140,142). Mevcut tüm yüzey hazırlama stratejileri, yaşlı kompozitin yüzeysel tabakasını çıkararak yeterli yüzey pürüzlülüğü ve yüzey alanı ile daha iyi ıslanabilirlik sağlamak için yüksek yüzey enerjisine sahip temiz bir yüzey hazırlamayı amaçlamaktadır (143). Söderholm ve Roberts, kompozit rezinlerin yüzeyinin pürüzlendirilmesinin, mekanik kilitlemenin ve yüzey enerjisinin artırılmasının tamir bağlanma dayanımını geliştirmede en önemli faktörler olduğunu belirtmişlerdir (113). Aynı şekilde Kupiec ve ark. da çalışmasında yüzey pürüzlülüğü sağlanmasının sadece adeziv sistem kullanımına kıyasla tamir bağlanma dayanımı üzerinde daha etkili olduğunu bildirmişlerdir (144).

Yüzey pürüzlendirilmesinde yüzeyin elmas frezle pürüzlendirilmesiyle makro mekanik retansiyon elde edilebilirken; mikromekanik retansiyon, fosforik asit veya hidroflorik asitle pürüzlendirme, lazerle pürüzlendirme veya alüminyum oksit (Al_2O_3) parçacıkları ile air abrazyonla gerçekleştirilebilir. Kimyasal yüzey hazırlama yöntemleri; adeziv rezinler ve silanların kullanılması ile gerçekleştirilirken tribokimyasal kaplama ile hem mekanik hem de kimyasal bağlanma arttırılmaya çalışılmaktadır (8,52,58).

Kompozit rezin onarımlarında lazer kullanmanın amacı, bağlanma için yeterli yüzey topografisi sağlamak üzere yüzey pürüzlülüğünü ve enerjisini arttırmayı amaçlayan diğer mekanik yüzey hazırlığı yöntemlerine benzerdir. Lazerin diğer mekanik tedavi alternatiflerinden daha konservatif olduğu kabul edilmektedir. Lazer teknolojisindeki gelişmeler, Er: YAG lazeri tamir sürecinde bir yüzey hazırlama yöntemi olarak göstermişlerdir (135). Erbiyum lazer ailesinin iki farklı dalga boyundan birisi olan Er, Cr: YSGG lazer de yüzey hazırlamada kullanılan başka bir sistemdir. Bu tip lazerler su ve ayrıca hidroksiapatit kristali tarafından etkili bir şekilde

emilerek yüzeyde makroskopik ve mikroskopik düzensizliklere yol açarak yüzeyin pürüzlendirilmesini sağlamaktadırlar (145). Bizim de çalışmamızda bu nedenlerden dolayı mekanik yüzey işlemi olarak elmas frezle aşındırma ve Er, Cr: YSGG lazer ile pürüzlendirme, kimyasal yüzey işlemi olarak adeziv rezin ve silan yöntemleri kullanılmıştır.

Kompozit restorasyonların tamirinde, yapılan yüzey hazırlığı işlemlerinden sonra adeziv ajanların uygulanması tamir bağlanma dayanımını arttırmada önemli bir rol oynamaktadır (146). Adeziv sistemler yüzey pürüzlendirilmesi sonrasında eski kompozit rezin yüzeyinde oluşan retantif alanlara penetre olmakta ve polimerize olmamış monomerler ile kimyasal bağ oluşumunu sağlayarak eski ve yeni kompozit rezin yüzeyinin birbirine bağlanmasını sağlamaktadırlar. Ayrıca açığa çıkmış doldurucu partiküllerine bağlanmakta ve matris içerisinde yer alan mikro çatlaklara monomer penetrasyonu yoluyla mikromekanik kilitlenme sağlamaktadırlar (8).

Son yıllarda, “All-in-one” konsepti ile üretilen universal veya multi-mode sistemler olarak da bilinen yeni tek aşamalı self-etch adeziv sistemler piyasaya sürülmüştür. Total etch, self etch ve selektif etch olarak farklı uygulama modlarında kullanılabildikleri için bu yeni adezivler universal olarak isimlendirilmiştir. Universal adezivler, Bis-GMA (bisfenol A glisidil metakrilat), HEMA (hidroksietil metakrilat), GPDM (gliserol dimetakrilat ester), MEP-P (metakriloksietil fenil hidrojen fosfat), MMP (metakriloksipropil dihidrojen fosfat), MEP (metakriloloksietil dihidrojen fosfat), PENTA-P (dipentaeritrolpentaakrilol dihidrojen fosfat), 4-META (4-metakriloksietil trimellitit anhidrit), MAC-10 (metakriloloksialkil asit fosfat), 10-MDP (10 metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat) ve / veya silan gibi birçok fonksiyonel monomer içermektedir. Bazı araştırmacılar universal adezivler içerisinde bulunan bazı fonksiyonel monomerlerin adeziv sistemlerin bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını bildirmektedirler (147,148). Bununla birlikte universal adezivlerin üreticileri silan içerenlerin, ilave hazırlama prosedürleri olmaksızın cam seramiklere veya kompozit rezinlere bağlanmayı geliştirdiğini iddia etmektedir (147). Çalışmamızda tüm bu nedenlerden dolayı universal adeziv sistemler tercih edilmiştir. Aynı zamanda içeriğinde farklı fonksiyonel monomerler de bulunduran universal adeziv sistemler tercih edilmiş olup tamir bağlanma dayanımı değerlerine ne açıdan etkisinin olacağını değerlendirmek amaçlanmıştır (Tablo 3.1.).

Laboratuvar çalışmalarında kompozit tamiri performansını değerlendirmek için bağlanma dayanımı testlerine sıkça başvurulmaktadır. Bu amaçla en yaygın olarak kullanılan testler makaslama ve çekme bağlanma testleridir (149). Makaslama bağlanma dayanım testi, kullandığımız materyallerin bağlanma dayanımlarını ve klinik olarak başarısını değerlendirmek için kullanılan güvenilir ve kolay bir in vitro test yöntemidir (150). Cardoso ve ark. makaslama bağlanma testlerinde çekme bağlanma testlerine göre daha yüksek sonuçlar elde edildiğini ve makaslama bağlanma testlerinin klinik durumu daha iyi yansıttığını bildirmişlerdir (151). Çalışmamızda bu nedenlerden dolayı makaslama bağlanma dayanımı test metodunu kullanılmıştır.

ISO standartlarına göre makaslama bağlanma dayanımı testleri uygulanırken, kullanılacak cihazların kafa hızının 0,45 mm/dk ile 1,05 mm/dk arasında olması gerekmektedir (152). Bizim de çalışmada kullandığımız örneklerimiz ISO standartlarında ve daha önceki çalışmalara benzer olarak Universal test cihazında 1 mm/dk kafa hızında test edilmiştir (153).

Yeni nano doldurucu teknolojisi sayesinde mikrofil kompozitlerin estetik özellikleri ve hibrit kompozitlerin mekanik özellikleri bir araya getirilerek nanokompozitler piyasaya sürülmüştür (154). Nanokompozitlerin yüksek oranda doldurucu partikül içermesi nedeniyle ümit vaat eden fiziko-mekanik özelliklere sahip olduğu iddia edilmektedir. Yaşlanmaya karşı daha az hassastırlar ve onarılmaya daha elverişlidirler çünkü yüksek doldurucu içeriği nedeniyle diğer kompozitlere kıyasla daha düşük su emme oranına sahiptirler. Özcan ve ark. nanofill kompozitlerin daha iyi onarım retansiyonuna sahip olduğunu bulmuşlardır (8). Moncada ve ark. hibrit kompozitlerin mikrodolduruculu rezinlerden daha iyi onarım gücü sağladığını bildirmiştir (155). Çalışmamızda bu nedenlerden dolayı mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özelliklerini, geleneksel hibrit kompozitlerin ise fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini taşıyan universal bir nanohibrit kompozit rezin olan Harmonize™ (Kerr Corp., Orange CA, ABD) kullanılmıştır.

Kompozit rezin restorasyonların tamir tedavisinin etkinliğinin, tamir edilecek mevcut kompozit rezinin yapısına bağlı olduğu bildirilmiş ve benzer yapıda kompozit rezinlerle tamir edilmesi gerektiği savunulmuştur (58). Literatürde, kompozit rezinlerin tamirinin aynı yapıdaki kompozit rezin ile yapılması gerektiği tavsiye edilmektedir (156). Ribeiro ve ark. yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, benzer

organik ve inorganik yapıya sahip kompozit rezinlerin birbirlerine bağlanmaları sonrası yüksek makaslama bağlanma dayanımı elde edildiğini bildirmişlerdir (157). Bu doğrultuda çalışmamızda kullandığımız nanohibrit kompozit rezinin tamirinde de Harmonize™ (Kerr Corp., Orange CA, ABD) nanohibrit universal kompozit rezini kullanılmıştır.

Adeziv sistemlerin klinik olarak yeterli adezyon sağlayabilmesi için gerekli tamir bağlanma dayanım değerleri adeziv sistemlerin mineye olan bağlanma dayanım değerleri ile benzerlik (15-30 MPa) göstermelidir. Bu nedenle, çoğu araştırmacıya göre tamir bağlanma dayanım değerleri 18 MPa'ın üzerinde olmalıdır(88). Fakat Kalra ve ark., ağız içinde uygulanacak bir tamir materyalinin gerekli olan en düşük bağlantı dayanımı değerinin çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında 8-9 MPa olabileceğini bildirmişlerdir (158). Çalışmamızın sonuçlarına göre Tokuyama Universal Bond adezivinin kontrol grubundaki bazı örnekleri haricinde tüm materyal gruplarında bu değerlerin sağlandığı görülmüştür. ($7,63 \pm 2,58$ MPa) (Tablo 4.1.)

Tamir işleminde kimyasal adezyon sağlanabilmesi amacıyla restoratif malzemenin yüzeyi ile reaksiyona giren özel primerler veya monomerler kullanılmaktadır. En yaygın olarak kullanılan primer, inorganik dolgu partiküllerini kimyasal olarak rezin matrisine bağlamak için kompozitlerin üretiminde de kullanılan bir silan kaplama ajanıdır. Diş hekimliğinde, genellikle iki işlevli bir molekül olan 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS) kullanılmaktadır. MPS silanları, bir tarafta, adeziv rezin ve kompozitler ile reaksiyona girebilen bir metakrilat grubundan ve diğer tarafta asitlendirilmiş substrat yüzeylerinde bulunan alümina ve / veya silika ile siloksan bağları oluşturabilen reaktif bir silanol grubunu içermektedirler (52,159).

Çalışmamızda yüzey işlemleri ve adeziv sistemler birbirinden bağımsız olarak değerlendirildiğinde; yüzey işlemlerine göre silan yüzey işlemine ait bağlanma dayanım ortalamasının kontrol, frez ve lazer işlemlerine göre anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.2, sırasıyla $p < 0,001$, $p = 0,035$ ve $p = 0,022$). Bizim çalışmamızın sonuçlarına paralel olarak yapılan bazı in vitro çalışmalarda da silan bağlama ajanlarının kullanımının kompozit veya seramik onarımlarında bağlanma dayanıklılığının artmasında önemli olumlu etkileri olduğu gösterilmiştir (91,140,153,160). Silanın bağlanmaya olumlu etkisinden bahseden araştırmacılar,

bağlanma dayanımının rezin ve doldurucular arasında kurulan kimyasal siloksan bağ ile arttığını ifade ederler (140). Silanın ayrıca yüzey enerjisini değiştirip yüzey ıslanabilirliğini artırarak, adeziv rezinin infiltrasyonunu da kolaylaştırdığı bildirilmiştir (161). Aynı zamanda silanın bağlanma dayanımını artırmadığını bildiren çok sayıda çalışma da bulunmaktadır (7,65). Nassoohi ve ark. yaptıkları bir çalışmada kumlama ve ardından fosforik asit kullanımının en yüksek tamir bağlanma dayanımı değerleri oluşturabileceğini ve silan uygulamasının en zayıf bağlanma gücüne neden olduğunu bulmuşlardır (10).

Hidroflorik asit, güçlü bir asit olup genellikle tamir restorasyonlarında bağlanmayı geliştirmek amacıyla kullanılırlar (162). Silika içeren camsı matriks ile reaksiyona girerek kristal fazı açığa çıkarır ve böylece yüzey pürüzlülüğünü artırırlar. Bu işlem seramik yüzeyinde ıslanabilirliğin ve yüzey enerjisinin artmasına neden olur. Aynısı dolgu maddesi olarak silika içeren kompozit rezinler için de geçerlidir. İstenilen konsantrasyonda kullanılırsa daha iyi adezyon gücü sağlarlar ve bu konsantrasyon değeri % 4-10'luk hidroflorik asittir. Gupta ve ark. yaptığı bir çalışmada kompozit tamirinde sitrik asit, maleik asit, fosforik asit ve hidroflorik asiti değerlendirmişleridir. Çalışmanın sonucunda kompozit onarımında hidroflorik asit uygulamasının en yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir (5). Tüm bu nedenlerden dolayı bu çalışmada da silan uygulanmadan önce kompozit rezin yüzeyine hidroflorik asit uygulanmış ve elde ettiğimiz SEM görüntüleri ile hidroflorik asitin kompozit yüzeyinde değişikliğe sebep olduğu gösterilmiştir(Şekil 4.13.).

Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemler kendi içerisinde değerlendirildiğinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri Gluma Bond Universal adeziv sistemi grubunda ($13,13 \pm 3,53$ MPa) gözlenirken; tek aşamalı self-cure universal adeziv sistem olan Tokuyama Universal Bond en düşük bağlanma değerlerini göstermiştir ($9,95 \pm 3,11$ MPa) (Tablo 4.1.). Çalışmamızda Gluma Bond Universal'in yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermesinin nedenini orta derecede güçlü asiditede (pH=1.6-1.8) olan primerinin "smear" tabakasını çözerek, bağlanma için yeterli bir hibrid tabakası oluşturabilmesine ve içeriğinde kimyasal bağlanma yeteneği yüksek olan 10-MDP fonksiyonel monomerini bulundurmasına bağlayabiliriz. Bu adeziv sistemlerde dimetakrilat monomerler yerlerini 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) monomerine bırakmıştır. Yoshida ve ark.

10-MDP monomerinin mine ve dentin arasında kimyasal bağlantı ve stabil ve dayanıklı bir ara yüz elde edilmesinde önemli bir rol oynadığını ve bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını bildirmişlerdir (163). Bu monomerin içeriğinde bulunan fosfat grupları polimerize olabilen metakrilat grupları ve hidroksiapatitteki kalsiyum ile kimyasal bağlanma yeteneğine sahiptir. Adeziv ara yüzünde hidroksiapatit ile stabil bir nano tabaka oluşturur. Oluşan MDP-Ca tuzları bu tabaka boyunca çökelip yüksek ve stabil bir bağlanma dayanımı sağlamaktadırlar(89). Ayrıca bağlanma dayanım değerlerinin yüksek olmasının nedenlerinden birisi de içerisinde bulunan HEMA ve 4-META monomerleridir. HEMA universal adezivlerin içerisinde bulunan hidrofilik bir monomerdir. Van Meerbeek ve ark. HEMA'nın daha iyi rezin infiltrasyonu sağlayarak adeziv rezinin bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir (78,133). Perdigao ve ark. HEMA içermeyen bir universal adezivde faz ayrılmasının da meydana geldiğini bildirmişlerdir (164). Aynı zamanda içerisinde çözücü olarak aseton bulundurmasının da daha kararlı bir bağlantıya yol açabileceği söylenmektedir (165).

Çalışmamızda kimyasal olarak polimerize olan iki komponentli, tek aşamalı bir universal adeziv sistem olan Tokuyama Universal Bond'un adeziv bir monomer olan 3D-SR monomerini kullanan 3D-SR teknolojisi ve bir borat başlatıcı kullanan BoSE teknolojisi ile dişe güvenilir bir adezyon sağladığı iddia edilmesine rağmen en düşük bağlanma dayanımı değerlerini gösterdiği görülmüştür ($9,95 \pm 3,11$ MPa) (Tablo 4.1.). Aynı zamanda içeriğinde bulunan yeni silan bağlama maddesi olan γ -MPTES'de inorganik dolgu maddesi içeren cam-seramik, porselen ve rezin malzemeleri için adeziv bir monomer olarak görev yapmaktadır (13,14). Tüm bu monomerlerinin adezyonda olumlu etkileri olduğu iddia edilmesine rağmen adeziv rezinin kimyasal olarak polimerize olması, ışıkla polimerizasyon gerektirmemesi bağlanma dayanımı değerlerinin düşük olmasına neden olabilir. Literatürde Tokuyama Universal'in bağlanma dayanımıyla ilgili yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Katsumata ve ark.'ları yaptıkları bir çalışmada 2 farklı universal adeziv sistemin (Tokuyama Universal, Single Bond Universal), farklı restoratif materyaller kullanılarak dentine mikrogerilim bağlanma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri verilere göre Single Bond Universal, Tokuyama Universal'den yüksek değerler göstermesine rağmen mikrogerilim bağlanma dayanımları yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda adeziv sistemler kendi içerisinde

değerlendirildiğinde Tokuyama Universal adeziv sistemine ait bağlanma dayanım ortalamasının Gluma Bond Universal, Prime&Bond Universal ve Clearfil SE Bond adeziv sistemlerine göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.2., sırasıyla $p<0,001$, $p=0,043$ ve $p<0,001$).

Çalışmamızda Gluma Bond Universal'den sonra en yüksek bağlanma değerlerinin Clearfil SE Bond grubunda görülmesinin nedeni; hafif asiditede ($pH=1,9$) olan primerinin “smear” tabakasını çözerek, bağlanma için yeterli bir hibrid tabakası oluşturabilmesi ve fonksiyonel organofosfat monomerleri, hidrofilik asidik monomerler, HEMA ve 10-MDP içermesidir. Yoshida ve ark.'na göre, içeriğinde yer alan 10-MDP fonksiyonel monomeri sayesinde etkili ve stabil bir bağlanma sağlamakta; HEMA sayesinde, kompozit rezin yüzeyini daha iyi ıslatabilmekte ve retantif alanlara daha fazla penetre olmaktadır. Ayrıca ko-solvent görevi görerek su içerisinde çeşitli yapıları çözmektedir. Araştırmacılar self-etch sistemler ile elde edilen yüksek bağlanma dayanımlarının monomerlerin yüzeyi iyi şekilde ıslatabilmesi sonucu meydana geldiğini savunmaktadırlar (90). Yeşilyurt ve ark. göre tamir işlemi sırasında, kompozit rezin materyali üzerinde Clearfil SE Bond adeziv sistemi, kalın bir adeziv tabakası oluşturmakta, eski ve yeni kompozit rezin arasında elastik bir tabaka olarak görev almaktadır. Bağlanma ara yüzeyinin kalitesini ve dayanımını geliştirmektedir (166). Teixeira ve ark. ve Yokokawa ve ark.'nın yaptıkları çalışmaların bulgularına göre, yaşlandırılan kompozit rezinlerde en yüksek tamir bağlanma dayanımı değerlerinin self-etch adeziv sistemler kullanıldığı zaman olduğunu belirtmişlerdir (167,168).

Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemler ve yüzey işlemleri birlikte değerlendirildiğinde Prime&Bond Universal diğer adeziv sistemlere göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir (Tablo 4.5.). İçerisinde fosforik asit esterleri, izopropanol ve su içeren hafif asidik (pH değeri > 2.5) bir formülasyona sahip olan bu universal adeziv sistemin içerisinde inorganik doldurucu partikülleri bulunmamaktadır. Klinik olarak kanıtlanmış fosforik asit modifiyeli akrilat rezinleri PENTA ve MDP gibi, iyi penetrasyon davranışı olan bileşenler içermektedirler. MDP ve PENTA polimerize olabilen çift bağlar içerdiğinden, çeşitli kalsiyum-fosfat kompleksleri oluşturarak adezivin hibrit katmanını güçlendiren nano tabaka yapıları oluştururlar. Prime&Bond Universal, Gluma Bond Universal ve Clearfil SE Bond

adezivlerinde olduğu gibi MDP içermesine rağmen onlardan daha düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (Tablo 4.1). Bunun nedeninin içeriğinde inorganik doldurucu partikülleri olmamasına bağlı olabileceği düşünülmektedir. Dolduruculu adezivlerin bağlanma ara yüzünde şok absorbe edici bir elastik tabaka olarak görev yaparak bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını belirtmektedirler. Yapılan bazı çalışmalarda doldurucu partikül içeren adezivler ile elde edilen adeziv tabakanın mekanik dayanımının daha iyi olduğu belirtilmiştir (169,170). Tian ve ark. PENTA molekülünün MDP'ye benzer bir kalsiyum iyon kompleksi gösterdiğini ancak hacimli yapısı nedeniyle nano tabakalanma olasılığının düşük olduğunu bildirmişlerdir. Ancak PENTA'nın yüzeyin ıslatılmasını sağlayarak adeziv yayılmasını kolaylaştırdığını söylemişlerdir (171,172).

Bağlanma dayanım değerinin materyalin pH değerine, içeriğindeki çözücüye ve doldurucu içerip içermemesine de bağlı olduğu ileri sürülmüştür(173). Kendinden pürüzlendirmeli adeziv sistemler asiditelerine göre, güçlü ($\text{pH}<1$), orta derecede güçlü ($\text{pH}\sim 1,5$), hafif ($\text{pH}\sim 2$) ve ultra hafif ($\text{pH}\geq 2,5$) şeklinde sınıflandırılmaktadır(174). Çalışmamızda kullanılan universal adeziv sistemlerden bir tanesi orta derecede güçlü asiditede (Gluma Bond Universal $\text{pH}=1.6-1.8$) iken diğer adezivlerden iki tanesi hafif asiditede (Clearfil SE Bond $\text{pH}=1.9$, Tokuyama Universal Bond $\text{pH}=2.2$) bir tanesi ultra hafif asiditeye (Prime&Bond Universal $\text{pH}=2.5$) sahiptir. Çalışmamızda kullanılan adeziv sistemlerin Tokuyama Universal haricinde hepsinin fonksiyonel monomer olarak MDP içermesine rağmen Gluma Bond Universal'in yüksek bağlanma değeri göstermesinin nedeni asiditesinden kaynaklanan kuvvetli demineralizasyon ve oluşan mikromekanik tutunmaya bağlanabilir. Yapılan çalışmalarda yüzeye mikromekanik tutunmanın iyi bir bağlanma değeri elde etmek için bir ön koşul olduğu gösterilmiştir (79). Tokuyama Universal'in hafif asiditeye sahip olmasına rağmen ultra hafif asiditeye sahip olan Prime&Bond Universal'e göre düşük bağlanma dayanımı göstermesi, polimerizasyon tipleri ve monomer farklılıklarına bağlı olarak yüzey ile olan etkileşimlerine bağlanabilir.

Çalışmamızda uygulanan yüzey işlemleri ve kullanılan adeziv sistemleri ortak olarak değerlendirildiğinde, Gluma Bond Universal ve Tokuyama Universal Bond adeziv sistemlerinin yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanıklılıkları karşılaştırıldığında, farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur

(Tablo 4.4., sırasıyla $p=0,022$, $p=0,012$). Prime&Bond Universal ve Clearfil SE Bond adeziv sistemlerinde yüzey işlemlerine göre anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Gluma Bond Universal adeziv sisteminde silan yüzey işlemine ait bağlanma değeri ortalamasının ($15,61 \pm 3,88$ MPa), frez yüzey işlemine göre ($11,18 \pm 2,51$ MPa) anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.5., $p=0,020$). Aynı şekilde Tokuyama Universal Bond adeziv sisteminin silan yüzey işlemine ait bağlanma dayanıklılık ortalamasının ($12,00 \pm 3,67$ MPa), kontrol yüzey işlemine göre ($7,63 \pm 2,58$ MPa) anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.5., $p=0,006$). Farklı universal adezivlerin yaşlandırılmış bir kompozit rezinde tamir bağlanma dayanıklılığının değerlendirildiği bir çalışmanın sonucuna göre ayrı bir silan adımı uygulanmasının onarım gücünü önemli ölçüde arttırdığını belirtmişlerdir. Silan içeren universal adezivlerin tek başına uygulanmasının test edilen silan ve adeziv kombinasyonu kadar etkili olmadığını belirtmişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre, restorasyon dayanıklılığını arttırmak için universal adezivler ile kompozit restorasyonların onarımı sırasında ilave bir silan adımı uygulanmasını önermektedirler (147).

Staxrud ve ark. ile Çakır ve ark. yaptıkları çalışmalara göre , silanın adeziv prosedürlerden önce uygulanmasının veya silanla birleştirilmiş universal adezivlerin kullanımının yaşlandırılmış kompozit rezinlerin bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını bildirmiştir (91,175). Şişmanoğlu ve ark.ları yaptığı bir çalışmada silan içeren Single Bond Universal'in termal siklüste bekletildikten sonra tamir bağlanım değerlerini koruduğunu bildirmiştir. Bunun nedenini iki fonksiyonlu silan moleküllerinin silanole hidrolizinden sonra yüzeye adezyonu ile açıklanabildiğini söylemişlerdir. Aynı zamanda silanol grupları, substrat üzerinde, kompozit rezinin monomerleri ile reaksiyona giren ve bağlanma dayanıklılığını arttıran bir polisiloksan ağı da oluşturmaktadır (176). Fornazani ve ark. yüzey işleminin ve universal adezivler ile kompozit rezin onarımının mikroshear bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve air abrazyonun tamir bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını ve tek başına silan içeren bir universal adezivinin uygulanmasının silan ve adeziv kombinasyonlarından herhangi biri kadar etkili olduğunu bulmuşlardır (177). Bunlara karşılık El Askary gerçekleştirdiği bir tamir çalışmasında adeziv ve silanı birarada kullanmış, silanın bağlanma dayanımında etkisiz olduğunu bildirmişlerdir. Bunun

nedeninin silan ve adezivin oluşturduğu kalın ara yüz tabakası nedeniyle oluşabileceğini bildirmişlerdir (178). Aynı şekilde silanın adeziv rezinle beraber kullanılmasının bağlanma dayanımını anlamlı bir şekilde artırmadığı ve adeziv rezin kullanıldığında silan uygulamasının gereksiz olduğunu da bildiren çalışmalar bulunmaktadır (142,179).

Rodrigues ve ark. tamir işleminde elmas frezlerin kullanımının, kompozit rezin yüzeyi üzerinde düzensizlikler ve pürüzlü bir yüzey ürettiğini bildirmişlerdir. Bunun adeziv ve mikromekanik tutunma ile ıslanma için artan bir yüzey alanı ile sonuçlandığını ve bağlanma dayanıklılığını arttırdığını belirtmişlerdir (9). Tabatabaei ve ark. yaptığı çalışmada frez preparasyonunun hem mikro hem de makro-retantif alanlar oluşturarak bağlanma için daha güvenli yüzeyler yarattığı sonucuna varmışlardır (180). Bu yöntemin bağlanma dayanımını artırmada etkili olduğunu bildiren çalışmaların sayısı oldukça fazladır (181,182). Nassoohi ve ark. yüzey pürüzlendirme yöntemleri üzerine yaptıkları çalışmalarının sonuçlarına göre, kompozit rezinlerin elmas frez ile yüzey pürüzlendirmesi sonrası en yüksek tamir bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir (10). Bonstein ve ark. da elmas frez ile yüzey pürüzlendirmesi sonrası, diğer yöntemlere kıyasla daha yüksek tamir bağlanma dayanımı elde edildiğini bildirmişlerdir (183). Bizim çalışmamızda uygulanan yüzey işlemlerinden en yüksek bağlanma değeri silan grubunda gözlenmiştir. Frez gruplarımızda kompozit rezin üzerindeki gren izleri gözle görülebilir bir pürüzlülük oluşturmuştur (Şekil 4.12). Ancak oluşan bu makro düzensizlikler kompoziti bağlanması için gerekli olan mikroretansiyonu silanların sağladığı kimyasal adezyon kadar sağlayamamış olabilir ya da frez kullanımı sonrasında yüzeyde oluşan smear tabakasından dolayı bağlanma dayanımı değerleri çok artmamış olabilir.

Murray ve ark.. gelişmiş tamir bağlanma kuvvetleri için uygun bir tedavi seçeneği olarak lazer tedavisini önermişlerdir (184). Daphne ve ark. Er:YAG lazerin kompozit rezinler üzerinde bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında Er:YAG lazeri diğer yüzey işlemlerine göre başarısız bulmuşlardır. Bunun nedeninin lazer irradyasyonundan sonra kompozit yüzeyinde meydana gelen serbest parçacıklar ve rezin matriksteki mikroçatlaklar olduğunu düşünmüşlerdir. Araştırmacı Waterlase lazerlerle bu sorunun aşılabileceğini söylemiştir (143). Kompozit yüzeyine Er:YAG

lazer uygulanan başka bir çalışmada da lazerin yüzeyde, dental dokulardakinin aksine iyi sınırlı, konik mikrokavitelerden oluşan uniform bir pürüzlülük oluşturduğu, bunun mekanik bağlanma için istenmeyen bir durum olduğu bildirilmiştir. Lazer ablasyonunun kompozit rezinlerde polimer matriksin erimesi ile sonuçlanarak materyali zayıflatması sonucunda bağlanmayı olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir (185).

Kimyai ve ark ları yaptığı bir çalışmada bir Waterlase Er, Cr: YSGG lazeri kullanarak etkili bir kompozit onarımın elde edilebileceğini belirtmişlerdir (145). Bir Waterlase lazeri sert dokuları yüksek enerjili su partikülleri ile keser. Enerjili su molekülleri, kompozit yüzeyi yavaş bir şekilde yüzey sıcaklıklarını koruyacak şekilde aşındırır ve kompozitin tamir bağlanma değerlerini azaltan yüzey altı mikro çatlakların oluşma olasılığını azaltırlar. Enerjili su molekülleri ayrıca ablasyon işlemi sırasında kompozit kalıntılarını çıkararak daha temiz bir yüzey oluşturabilmektedir (186). Oskoe ve ark. onarım sürecinde farklı lazerlerin yüzey işleme protokolleri olarak etkinliğini değerlendirdi ve Er, Cr: YSGG lazerin smear tabakası oluşturmadan Nd: YAG ve CO2 lazerlerden daha iyi onarım bağlanma kuvveti değerleri gösterdiğini bulmuştur (105).

Çalışmamızda yüzey işlemlerine göre bağlanma dayanıklılıkları karşılaştırıldığında frez ve lazer grubundaki örneklerde istatikselsel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiş ($p=0,998$ Tablo 4.2.) ve benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bizim sonuçlarımıza paralel olarak Özel ve ark. ile Rossato ve ark. da tamir kompozit rezinleri kullanıldığında lazer ve frezle yüzey işleminin benzer sonuçlar verdiğini bulmuşlardır (145,187). Aynı şekilde Oskoe ve ark. Er, Cr: YSGG lazer tedavisinin, siloran bazlı kompozit rezinin tamiri yaklaşımında frez işlemi ile benzer bağlanma kuvveti değerleri ürettiğini bulmuştur (16). Bununla birlikte Mirzaei ve ark., Er, Cr: YSGG lazerin bir elektron mikroskobu altında mikro hibrid kompozit morfolojisi üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve lazer grubundaki kompozitin frez ile karşılaştırıldığında bağlanma dayanıklılığındaki artışın mikro gözenekli düzensiz bir yüzey oluşturmasından kaynaklandığını bildirmiştir (188). Bizim çalışmamızın lazer gruplarında silana göre daha düşük bağlanma dayanımı değerleri elde edilmesinin nedeni, adeziv rezinin bağlanma ve kompoziti ıslatma gücünün optimum yüzey özellikleri olmadan yeterli bağlanma sağlayamamış olabilmesine bağlanabilir(Şekil

4.14.).

Makaslama bağlanma dayanımı sonrasında örnekler stereomikroskop altında incelendiğinde adeziv başarısızlık, restoratif materyal ve tamir materyalinde koheziv başarısızlık ve karışık (miks) başarısızlık meydana geldiği tespit edilmiştir. Çalışmamızda en çok miks başarısızlık ve restoratif materyale ait koheziv başarısızlığa rastlanmıştır (Şekil 4.7-10). Karma başarısızlık tipinde ise hem bağlanma ara yüzeyinde hem de restoratif materyal veya tamir materyali içerisinde koheziv başarısızlık aynı anda gözlenmektedir. Koheziv başarısızlığın miktarı bağlanmanın gücü açısından bizlere fikir vermektedir (8). Ayrıca materyal içerisinde görülen koheziv başarısızlık, materyallerden birinde (restoratif materyal veya tamir materyali) daha fazla meydana gelmektedir. Bu durum bize başarısızlık görülen materyalin fiziksel özelliklerinin bir noktada zayıf olduğunu göstermektedir. Koheziv başarısızlık, kompozit matris içerisinde meydana gelmektedir ve iki kompozit materyalin birbirine güçlü şekilde bağlandığını ifade etmektedir (10). Sonuçta, ortaya çıkan bu durum restorasyonun tamir bağlanma dayanımının kabul edilebilir olduğunu kanıtlamaktadır. Çalışmamızdaki örneklerde adeziv başarısızlık tipine pek rastlanmamıştır. Bu da elde edilen yüksek bağlanma dayanımı bulgularını destekler niteliktedir. Adeziv başarısızlık gösteren örnekler en fazla Tokuyama Universal adeziv sistemi grubunda bulunmuştur (Şekil 4.3.) Phrukkanon ve ark. ile Jacobsen ve ark. yaptığı çalışmalarda yüksek bağlanma değeri gösteren örneklerin koheziv ve karışık tip başarısızlık gösterdiği, düşük bağlanma değerlerine sahip örneklerin daha çok adeziv başarısızlık gösterdiğini bildirmişlerdir (189,190).

Çalışmamızda restoratif materyal olarak sadece tek bir nanohibrit kompozit rezinin kullanılması ve sadece bu nanohibrit kompozit rezine yapılan yaşlandırma ve yüzey hazırlama işlemlerini yansıtmaması çalışmamızın kısıtlamaları arasında bulunmaktadır. Fakat, klinikte çok farklı kimyasal yapı veya içerikte kompozit rezinler kullanılabilir. Bu nedenle, çalışmamızın bulgularının tüm kompozit rezinler için belirlenebilecek tamir uygulamalarına ışık tutması mümkün değildir. Bu çalışmanın bir başka kısıtlaması da numunelerin yaşlandırılmasında sadece termal siklus kullanılmasıdır. Laboratuvar ortamında yapılan yaşlandırma işlemleri arasında termal siklus, , en çok tercih edilen yöntem olsa da, klinikte dişler sadece termal değil, aynı zamanda kimyasal ve mekanik etkilere de maruz

kalmaktadır. Bundan dolayı, bu sonuçların daha komplike yaşlandırma protokolleriyle de desteklenmesi gereklidir. Yaptığımız bu çalışma bir kompozit rezinin tamirinde, farklı adeziv sistemlerin ve yüzey hazırlama yöntemlerinin bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisi hakkında yol gösterici olsa da; sonuçların daha fazla klinik duruma cevap verebilmesi için, bu konuda diğer kompozit rezin ve adeziv sistemlerin test edildiği daha fazla in vitro araştırma yapılmasına ve elde edilen bulguların in vivo çalışmalarla desteklenmesine ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda kullanılan self cure universal adeziv sistemin bağlanma dayanımı ortalamasının diğer adeziv sistemlere göre anlamlı düzeyde daha düşük olduğu tespit edildiğinden çalışmamızın sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir.

5.SONUÇLAR

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir:

- 1) Çalışmada kullanılan adeziv sistemler arasında en iyi tamir bağlanma dayanımı Gluma Bond Universal Bond'da görülürken, onu Clearfil SE Bond adeziv sistemi takip etmiştir. En düşük bağlanma dayanımı değerleri ise Tokuyama Universal Bond'da görülmüştür.
- 2) Çalışmada kullanılan yüzey işlemleri arasında en iyi tamir bağlanma dayanımı değerleri silan uygulanan örneklerde bulunmuştur.
- 3) Kullanılan adeziv sistemler ve yüzey işlemleri birlikte değerlendirildiğinde en yüksek makaslama bağlanma dayanım değerleri silan ile yüzey hazırlığı yapıldıktan sonra uygulanan Gluma Universal Bond adeziv sistemi grubunda bulunmuştur.
- 4) Çalışmanın sonuçlarına göre, restorasyon dayanıklılığını arttırmak için universal adezivler ile kompozit restorasyonların onarımı sırasında ilave bir silan adımı uygulanması önerilmektedir.
- 5) Kompozit restorasyonların tamirinde Er;Cr YSGG lazer ve frez yüzey işlemleri adeziv sistemle birlikte kullanıldığında bağlanma kuvveti değerleri arasında istatistiksel fark bulunmamıştır.
- 6) Çalışmamızda kullandığımız nanohibrit kompozit rezinin farklı yüzey

işlemleri ve adeziv sistemler uygulanması sonrasında tamir makaslama bağlanma dayanımları, kırık paternleri ile korelasyon göstermektedir. Karma ve koheziv kırık insidansının yüksek olması bağlanma dayanımlarındaki artışı göstermektedir.

- 7) Çalışmamızda self-etch modunda kullanılan ve ışıkla polimerizasyon gerektirmeyen self cure universal adeziv sistem en düşük bağlanma dayanımı değerlerini göstermiştir. Kendi içerisinde yüzey işlemlerine göre değerlendirildiğinde silan uygulanmasının bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığı görülmüştür. Bu nedenle kompozit tamirinde bu adeziv sistemlerin uygulanması öncesinde asitle yüzey hazırlığı yapıldıktan sonra silan kullanımı tavsiye edilebilir. Ancak bu sonuçların uzun süre takibi yapılan klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKÇA

1. **Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC.** Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent.* **2011**; 39 Suppl 1: 9-17
2. **Lynch CD, Opdam NJ, Hickel R, Brunton PA, Gurgan S, Kakaboura A, et al.** Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *J Dent.* **2014** Apr; 42(4): 377-83.
3. **Blum IR, Lynch CD, Wilson NHF.** Factors influencing repair of dental restorations with resin composite. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry.* **2014** ;6 :81-87.
4. **Ástvaldsdóttir Á, Dagerhamn J, Van Dijken JWV, Naimi-Akbar A, Sandborgh-Englund G, Tranæus S, et al.** Longevity of posterior resin composite restorations in adults - A systematic review. *Journal of Dentistry.* **2015**; 43(8):934-54.
5. **Gupta S, Parolia A, Jain A, Kundabala M, Mohan M, De Moraes Porto ICC.** A comparative effect of various surface chemical treatments on the resin composite-composite repair bond strength. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* **2015**; ;33(3):245-249.
6. **Koç-Vural U, Kerimova L, Baltacioglu IH, Kiremitçi A.** Bond strength of dental nanocomposites repaired with a bulkfill composite. *J Clin Exp Dent.* **2017**; 9(3):437-442,
7. **Kaneko M, Caldas RA, Feitosa VP, Xediek Consani RL, Schneider LFJ, Bacchi A.** Influence of surface treatments to repair recent fillings of silorane-and methacrylate-based composites. *J Conserv Dent.* **2015**;18(3):242-246.
8. **Özcan M, Corazza PH, Marocho SMS, Barbosa SH, Bottino MA.** Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: Effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clin Oral Investig.* **2013**; 17(7):1751-1758.
9. **Junior SAR, Ferracane JL, Bona Á Della.** Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dent Mater.* **2009**; 25(4):442-451.

10. **Nassoohi N, Kazemi H, Sadaghiani M, Mansouri M, Rakhshan V.** Effects of three surface conditioning techniques on repair bond strength of nanohybrid and nanofilled composites. *Dent Res J (Isfahan)*. **2015**; 12(6): 554–561.
11. **Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosà M, Cadenaro M, et al.** Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *J Dent*. **2014**; 42(5):603-612.
12. **Da Rosa WLDO, Piva E, Da Silva AF.** Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*. **2015**; 43(7):765-776
13. **Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al.** Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in ‘universal’ adhesives. *Dent Mater*. **2016**; 32(10):1218-1225.
14. **WEB_1.** Tokuyama Dental Türkiye web site. <https://www.tokuyamaturkiye.com/upload/teknik/UNIVERSAL-BOND.pdf>. (20.07.2020)
15. **Duran I, Ural C, Yilmaz B, Tatar N.** Effects of Er:YAG laser pretreatment with different energy levels on bond strength of repairing composite materials. *Photomed Laser Surg*. **2015**; 33(6):320-325.
16. **Alizadeh Oskoe P, Kimyai S, Talatahari E, Rikhtegaran S, Pournaghi-Azar F, Sajadi Oskoe J.** Effect of Mechanical Surface Treatment on the Repair Bond Strength of the Silorane-based Composite Resin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. **2014**; ;8(2):61-66.
17. **Hickel R, Brühshaver K, Ilie N.** Repair of restorations - Criteria for decision making and clinical recommendations. *Dental Materials*. **2013**; 29(1):28-50.
18. **Özcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GÁP, Bottino MA.** Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater*. **2007**; 23(10):1276-1282.
19. **Dayangaç BG.** Kompozit Restorasyonlar. 1 st ed. Güneş Kitabevi, Ankara, **2000**: 25-29.
20. **Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P.** Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*. **2006**; 11(2):215-220.
21. **Geissberger M.** Esthetic Dentistry in Clinical Practice. C. **2010**.
22. **Pick B, Pelka M, Belli R, Braga RR, Lohbauer U.** Tailoring of physical properties in highly filled experimental nanohybrid resin composites. *Dent Mater*. **2011**; 27(7):664-669.
23. **André V. Ritter, Lee W. Boushell and Ricardo Walter.** Sturdevant’s Art and Science of Operative Dentistry. 7th Edition. **2019**;231-234.

24. **Sakaguchi R, Powers J.** Craig's Restorative Dental Materials. 13th Edition. **2012**;114-118.
25. **Fontes ST, Fernández MR, de Moura CM, Meireles SS.** Color stability of a nanofill composite: Effect of different immersion media. *J Appl Oral Sci.* **2009**; 17(5):388-391.
26. **KJ. A.** Restorative Resins. WB Saunders Company, Philadelphia. **1996**.
27. **Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ.** Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc.* **1994**; 125(6):687-701.
28. **Moszner N, Salz U.** New developments of polymeric dental composites. Progress in Polymer Science (Oxford). **2001**.
29. **Dayangaç B.** Kompozit Rezin Restorasyonlar. Quintessence, editor. Kompozit Rezinler. Ankara; **2011**. 1-15;14-20.
30. **Trushkowsky RD.** Composite resin: Fundamentals and direct technique restorations. In: Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials, Third Edition. **2014**.
31. **Bayne SC, Thompson JY TD.** Dental Materials. Mosby, ABD.; **2002**.
32. **Ferracane JL.** Resin composite--state of the art. *Dent Mater*, **2011**; 27 (1): 29-38.
33. **Yanikoğlu N, Duymuş ZY, Yilmaz B.** Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials. *Dent Mater J.* **2009**; 28(3):344-351.
34. **Senawongse P, Pongprueksa P.** Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent.* **2007**; ;19(5):265-273
35. **Saunders SA.** Current practicality of nanotechnology in dentistry. Part 1: Focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry.* **2009**; 1: 47–61.
36. **Rodrigues SA, Zanchi CH, de Carvalho RV, Demarco FF.** Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res.* **2007**; 21(1):16-21.
37. **Baroudi K, Rodrigues JC.** Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *Journal of Clinical and Diagnostic Research.* **2015**; 9(6):18-24
38. **Yamaji A, Koga K, Tsujimoto A, Shimizu Y, Tsubota K, Takamizawa T, et al.** Influence of oxygen-inhibited layer on dentin bond strength of chemical-cured resin composite. *Eur J Oral Sci.* **2013**; 121: 497–503

39. **Bedran-de-Castro AKB, Cardoso PEC, Ambrosano GMB, Pimenta LAF.** Thermal and Mechanical Load Cycling on Microleakage and Shear Bond Strength to Dentin. *Oper Dent.* **2004**; 29(1):42-48.
40. **Dos Santos PH, Catelan A, Guedes APA, Suzuki TYU, Godas AGDL, Briso ALF, et al.** Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontol Scand.* **2015**; 73(3):176-181.
41. **Alani AH, Toh CG.** Detection of microleakage around dental restorations: A review. *Operative Dentistry.* **1997**; 22(4):173-185.
42. **Gale MS, Darvell BW.** Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* **1999**; 27(2):89-99.
43. **De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al.** Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater.* **2005**; 21(11):999-1007.
44. **Arisu HD, Üçtasli MB, Eligüzeloglu E, Özcan S, Ömürlü H.** The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations. *Oper Dent.* **2008**; 33 (2): 135–141.
45. **Daub J, Berzins DW, Linn BJ, Bradley TG.** Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling. *Angle Orthod.* **2006**; 76 (2): 295–300.
46. **De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al.** Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* **2003**; 82(2):136-140.
47. **De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al.** A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *Journal of Dental Research.* **2005**; 84(2):118-132.
48. **Çiğdem Ç.** Güncel Kompozit Rezin Sistemler. *Türkiye Klin J Restor Dent-Special Top.* **2017**; 3(3):128-137.
49. **Gordan V V, Mondragon E, Shen C.** Replacement of resin-based composite: evaluation of cavity design, cavity depth, and shade matching. *Quintessence Int.* **2002**; 33(4):273-278.
50. **Kimyai S, Oskoe SS, Mohammadi N, Rikhtegaran S, Bahari M, Oskoe PA, et al.** Effect of different mechanical and chemical surface treatments on the repaired bond strength of an indirect composite resin. *Lasers Med Sci.* **2015**; 30(2):653-659.
51. **Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjör I, Bayne S, Peters M, et al.** FDI World Dental Federation: Clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Investig.* **2010**; 14(4):349-366.
52. **Loomans BAC, Özcan M.** Intraoral repair of direct and indirect restorations: Procedures and guidelines. *Oper Dent.* **2016**; 41(7):68-78.

53. **Staehe HJ, Wolff D, Frese C.** More conservative dentistry: clinical long-term results of direct composite resin restorations. *Quintessence Int.* **2015**; 46: 373–380.
54. **Sharif MO, Catleugh M, Merry A, Tickle M, Dunne SM, Brunton P, et al.** Replacement versus repair of defective restorations in adults: Resin composite. *Cochrane Database of Systematic Reviews.* **2014**; 17;(2):CD005971.
55. **Attar N SC.** Kompozit Restorasyonların Tamiri. *Turkiye Klin J Restor Dent-Special Top.* **2015**;
56. **Baracco B, Perdigão J, Cabrera E, Giráldez I, Ceballos L.** Clinical evaluation of a low-shrinkage composite in posterior restorations: One-year results. *Oper Dent.* **2012**; 37(2):117-129.
57. **Blum IR, Lynch CD, Schriever A, Heidemann D, Wilson NHF.** Repair versus replacement of defective composite restorations in dental schools in Germany. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* **2011**; 10(4):151-155.
58. **Loomans BAC, Vivan Cardoso M, Roeters FJM, Opdam NJM, De Munck J, Huysmans MCDNJM, et al.** Is there one optimal repair technique for all composites? *Dent Mater.* **2011**; 27(7):701-709.
59. **Özcan M, Pekkan G.** Effect of different adhesion strategies on bond strength of resin composite to composite-dentin complex. *Oper Dent.* **2013**; 38(1):63-72.
60. **Hemadri M, Saritha G R V.** Shear Bond Strength of Repaired Composites Using Surface Treatments and Repair Materials: An In vitro Study. *J Int oral Heal JIOH.* **2014**; 6(6): 22–25.
61. **Valente LL, Silva MF, Fonseca AS, Münchow EA, Isolan CP, Moraes RR.** Effect of diamond bur grit size on composite repair. *J Adhes Dent.* **2015**; 17(3):257-63.
62. **Lima AF, Ferreira SFA, Catelan A, Palialol ARM, Gonçalves LS, Aguiar FHB, et al.** The effect of surface treatment and bonding procedures on the bond strength of silorane composite repairs. *Acta Odontol Scand.* **2014**; 8(3): 353–359.
63. **Imbery TA, Gray T, DeLatour F, Boxx C, Best AM, Moon PC.** Evaluation of flexural, diametral tensile, and shear bond strength of composite repairs. *Oper Dent.* **2014**;
64. **Özcan M, Vallittu PK.** Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater.* **2003**; 19(8):725-731.
65. **Cho SD, Rajitrangson P, Matis BA, Platt JA.** Effect of Er,Cr:YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Oper Dent.* **2013**; 38(3):1-9.
66. **Arami S, Tabatabaei MH, Namdar F, Safavi N, Chiniforush N.** Shear bond strength of the repair composite resin to zirconia ceramic by different surface treatments. *J Lasers Med Sci.* **2014**; 5(4):171-175.

67. WEB_2. <http://multimedia.3m.com/mws/media/4952500/filtektm-ls-low-shrinkage-posterior-restorative.pdf>. (15.07.2020)
68. **Manso AP, Silva NRFA, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM.** Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*. **2011**; 55(2):311-332.
69. **Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW.** A review of adhesion science. *Dent Mater*. **2010**; 26(2):11-16.
70. **Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J.** Bonding to Enamel and Dentin. *Quintessence Illinois*. **2006**;
71. **Gwinnett AJ.** Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol*. **1971**; 16(7):731-738.
72. **Zhu JJ, Tang ATH, Matinlinna JP, Hägg U.** Acid etching of human enamel in clinical applications: A systematic review. *J Prosthet Dent*. **2014**; 112(2):122-135.
73. **Mjör IA.** Dentin permeability: The basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J*. **2009**; 20(1):3-16.
74. **Vermelho PM, Reis AF, Ambrosano GMB, Giannini M.** Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Investig*. **2017**; 21(5):1707-1715.
75. **Jayasheel A, Niranjan N, Pamidi H, Suryakanth MB.** Comparative evaluation of shear bond strength of universal dental adhesives -An in vitro study. *J Clin Exp Dent*. **2017**; 9(7): 892–896.
76. **Cardoso M V., De Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al.** Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. **2011**; 56 (1) :31-44.
77. **Kugel G, Ferrari M.** The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*. **2000**; 131(1): 20-25.
78. **Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al.** Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dental Materials Journal*. **2005**; 24(1):1-13.
79. **Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL.** State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. **2011**; 27(1):17-28.
80. **Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M.** Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *Am J Dent*. **2004**; 17(4):271-278.
81. **Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al.** Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*. **2010**; 26(2):100-121.

82. **Nazari A, Shimada Y, Sadr A, Tagami J.** Pre-etching vs. grinding in promotion of adhesion to intact enamel using self-etch adhesives. *Dent Mater J.* **2012;** 31(3):394-400.
83. **Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, et al.** Bonding of universal adhesives to dentine-Old wine in new bottles? *J Dent.* **2015;** 43(5):525-536.
84. **Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC.** Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. *Oper Dent.* **2013;** 38(3): 267-274.
85. **Mclean DE, Meyers EJ, Guillory VL, Vandewalle KS.** Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Oper Dent.* **2015;** 40(4):410-417.
86. **Perdigão J LA.** Universal or multi-mode adhesives: why and how? *J Adhes Dent.* **2014;** 16(2):193-194.
87. **Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, et al.** Development of a self-etch adhesive for resin-modified glass Ionomers. *J Dent Res.* **2006;** 77: 1749–1759.
88. **Usha C, Ramarao S, John BM, Rajesh P, Swatha S.** Evaluation of the shear bond strength of composite resin to wet and dry enamel using dentin bonding agents containing various solvents. *J Clin Diagnostic Res.* **2017;** 11(1):41-44.
89. **Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al.** Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* **2007;** 28(26):3757-3785.
90. **Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al.** Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* **2004;** 83(6):454-458.
91. **Staxrud F, Dahl JE.** Silanising agents promote resin-composite repair. *Int Dent J.* **2015;** 65(6):311-315.
92. **Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Ozcan, M., Yli-Urpo, A. VP.** An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont.* **2004;** 17(2):155-164.
93. **De Souza G, Hennig D, Aggarwal A, Tam LE.** The use of MDP-based materials for bonding to zirconia. *J Prosthet Dent.* **2014;** 112(4):895-902.
94. **Chen Y, Tay FR, Lu Z, Chen C, Qian M, Zhang H, et al.** Dipentaerythritol penta-acrylate phosphate - An alternative phosphate ester monomer for bonding of methacrylates to zirconia. *Sci Rep.* **2016;** 6: 39542.
95. **Yazıcı E.** Er:YAG lazerin farklı atım süreleriyle uygulanmasının etch&rinse adeziv sistemi ile kullanılan bir kompozitin mine ve dentine mikro gerilim bağlanma dayanıklılığı üzerine etkisi. Doktora Tezi.,*Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilim Enstitüsü.* Ankara, **2009.**

96. **Özcan A SM.** Diş Hekimliğinde Lazer. *Turkiye Klin Dishekim Bilim Dergisi*,. **2016**; 6 (3) : 1244 – 1251.
97. **Chaya M David PG.** "Lasers in dentistry- A review. *Int J Adv Heal Sci.* 2015;
98. **Coluzzi DJ.** Fundamentals of dental lasers: Science and instruments. *Dental Clinics of North America.* **2004**;
99. **Miller M TT.** Lasers in dentistry: an overview. *J Am Dent Assoc.* **1993**; 124(2):32-35.
100. **Vogel A, Venugopalan V.** Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues. *Chemical Reviews.* **2003**; 103(2):577-644.
101. **Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J, Ziskind D, et al.** The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995).* **2003**; 24(12):935-948.
102. **Olivi G, Olivi M.** Lasers in Restorative Dentistry A Practical Guide. Principles and Practice of Laser Dentistry. **2015**.
103. **Powell GL, Morton TH, Whisenant BK.** Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers Surg Med.* **1993**; 13(5):548-552.
104. **De-Melo MAS, Passos VF, Alves JJ, Barros EB, Santiago SL, Rodrigues LKA.** The effect of diode laser irradiation on dentin as a preventive measure against dental erosion: An in vitro study. *Lasers Med Sci.* **2011**; 26(5):615-621.
105. **Alizadeh Oskoe P, Mohammadi N, Ebrahimi Chaharom ME, Kimyai S, Pournaghi Azar F, Rikhtegaran S, et al.** Effect of Surface Treatment with Er;Cr:YSSG, Nd:YAG, and CO2 Lasers on Repair Shear Bond Strength of a Silorane-based Composite Resin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* **2013**; 7(2):61-66.
106. **Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I.** Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology 2000.* **2004**; 36:59-97.
107. **Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I.** Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. *J Clin Laser Med Surg.* **2003**; 21(1):7-17.
108. **Eren D, Bektas OO, Siso SH.** Can Er: YAG laser be an alternative to conventional methods for repairing composite resins? *Cumhur Dent J.* **2013**.
109. **Shahabi S, Chiniforush N, Juybanpoor N.** Morphological changes of human dentin after erbium-doped yttrium aluminum garnet (Er: YAG) and carbon dioxide (CO2) laser irradiation and acid-etch technique: An scanning electron microscopic (SEM) evaluation. *J Lasers Med Sci.* **2013**; 16(2):125-132.

110. **Mirzaie M, Garshasbzadeh NZ, Yassini E, Shahabi S, Chiniforush N.** Effect of laser treatment on surface morphology of indirect composite resin: Scanning Electron Microscope (SEM) evaluation. *J Lasers Med Sci.* **2013**; 4(2): 92–95.
111. **Chiniforush N, Nokhbatolfoghahaei H, Monzavi A, Pordel E, Ashnagar S.** Surface treatment by different parameters of erbium: Yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) laser: Scanning electron microscope (SEM) evaluation. *J Lasers Med Sci.* **2016**; 7(1): 37–39.
112. **Consani RLX, Marinho T, Bacchi A, Caldas RA, Feitosa VP, Pfeifer CS.** Repair strength in simulated restorations of methacrylate- or silorane-based composite resins. *Braz Dent J.* **2016**; 27(4): 463-467.
113. **Söderholm KM, Roberts MJ.** Variables influencing the repair strength of dental composites. *Eur J Oral Sci.* **1991**; 99(2):173-180.
114. **Özyeşil A, Günal Ş, Belli S EG.** İki farklı bağlanma dayanımı testinin karşılaştırılması (Mikroshear ve Mikrotensile). *SÜ Dişhek Fak Derg.*, **2009**.
115. **Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa J.** Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dent Mater.* **2010**; 26(2):50-62.
116. **Della Bona A, Van Noort R.** Shear vs. Tensile Bond Strength of Resin Composite Bonded to Ceramic. *J Dent Res.* **1995**; 74(9):1591-1596.
117. **De Andrade AM, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM.** Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: Effects of composite resin. *J Appl Oral Sci.* **2010**; 18(6).
118. **Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ.** Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater.* **1998**; 14(2):120-128.
119. **Tekçe N, Demirci M.** Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi ve Sonuçlarını Etkileyen Etkenler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* **2015**; 24(1):134-152.
120. **Saikaew P, Matsumoto M, Chowdhury AFMA, Carvalho RM, Sano H.** Does shortened application time affect long-term bond strength of universal adhesives to dentin? *Oper Dent.* **2018**; 43(5):549-558.
121. **Paradella TC, Bottino MA.** Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research. *Brazilian Dent Sci.* **2012**; 15 (2) 43-48.
122. ISO I. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat, **2003**.
123. **Maneenut C, Sakoolnamarka R, Tyas MJ.** The repair potential of resin composite materials. *Dent Mater.* **2011**; 27(2):20-27.

124. **Musanje L, Darvell BW.** Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater.* **2003**; 19(5):414-22.
125. **AA. EN.** The Microshear Bond Strength of Repaired Resin Composite after Different Surface and Bonding Treatments. *J Am Sci.* **2017**;
126. **Frencken JE ,Peters M., Manton DJ, Leal SC, Gordan V, Eden E..** Minimal intervention dentistry for managing dental caries - A review: Report of a FDI task group. *Int Dent J.* **2012**; 62(5):223-243.
127. **Martín J, Fernandez E, Estay J, Gordan V V., Mjor IA, Moncada G.** Minimal invasive treatment for defective restorations: Five-year results using sealants. *Oper Dent.* **2013**; 38(2):125-133.
128. **Fernández E, Martín J, Vildósola P, Oliveira OB, Gordan V, Mjor I, et al.** Can repair increase the longevity of composite resins? Results of a 10-year clinical trial. *J Dent.* **2015**; 43(2):279-286.
129. **Fernández EM, Martín J, Angel P, Mjör I, Gordan V, Moncada G.** Survival rate of Sealed, Refurbished and repaired defective restorations: 4-year follow-up. *Braz Dent J.* **2011**; 22(2):134-139.
130. **Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BAC, Huysmans MCDNJM.** Longevity of repaired restorations: A practice based study. *J Dent.* **2012**; 40(10):829-835
131. **Estay J, Martín J, Viera V, Valdivieso J, Bersezio C, Vildosola P, et al.** 12 Years of repair of amalgam and composite resins: A clinical study. *Oper Dent.* **2018**; 43(1):12-21.
132. **Casagrande L, Laske M, Bronkhorst EM, Huysmans MCDNJM, Opdam NJM.** Repair may increase survival of direct posterior restorations – A practice based study. *J Dent.* **2017**; 64:30-36.
133. **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al.** Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *In: Operative Dentistry.* **2003**; 28(3):215-235
134. **Özcan M, Cura C, Brendeke J.** Effect of aging conditions on the repair bond strength of a microhybrid and a nanohybrid resin composite. *J Adhes Dent.* **2010**; 12(6):451-459.
135. **Bektas ÖÖ, Eren D, Siso SH, Akin GE.** Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci.* **2012**; 27: 723–728.
136. **Maryam Ghavam, Maryam Naeemi, Sedighe-Sadat Hashemikamangar, Hooman Ebrahimi M-, JK.** Repair bond strength of composite: Effect of surface treatment and type of composite. *J Clin Exp Dent.* **2018**; 10(6): 520–527.

137. **Rinastiti M, Özcan M, Siswomihardjo W, Busscher HJ.** Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clin Oral Investig.* **2011**; 15(5): 625–633.
138. **Kiomarsi N, Espahbodi M, Chiniforush N, Karazifard MJ, Kamangar SSH.** In vitro evaluation of repair bond strength of composite: Effect of surface treatments with bur and laser and application of universal adhesive. *Laser Ther.* **2017**; 26(3):173-180.
139. **Gordan V V., Mjör IA, Blum IR, Wilson N.** Teaching students the repair of resin-based composite restorations: A survey of North American dental schools. *Journal of the American Dental Association.* **2003**; 134 (3), 317-323,
140. **Kashi TSJ, Erfan M, Rakhshan V, Aghabaigi N, Tabatabaei FS.** An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites. *Oper Dent.* **2011**; 36(6):608-617.
141. **Dall’oca S, Papacchini F, Goracci C, Cury ÁH, Suh BI, Tay FR, et al.** Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* **2007**; 81(2):493-498.
142. **Furuse AY, Da Cunha LF, Benetti AR, Mondelli J.** Bond strength of resin-resin interfaces contaminated with saliva and submitted to different surface treatments. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15(6):501-505.
143. **Barcellos DC, Miyazaki Santos VM, Niu LN, Pashley DH, Tay FR, Pucci CR.** Repair of composites: Effect of laser and different surface treatments. *Int J Adhes Adhes.* 2015; 59(6): 1-6.
144. **Kupiec KA, Barkmeier WW.** Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Operative Dentistry.* 1996;21(2): 59-62.
145. **Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ, Rikhtegaran S.** Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomed Laser Surg.* 2010; 28(2) : 25-30.
146. **Irmak Ö, Özdil Ö, Yılmaz B, Yaman BC.** Adhesive System Affects Repair Bond Strength of Resin Composite. *J Istanbul Univ Fac Dent.* **2017**; 51(3):25-31.
147. **Demirel G, Gür G.** Micro-shear Bond Strength of Aged Resin Composite Repaired with Different Universal Adhesives. *Meandros Med Dent J.* **2019**; 20(1):7-12
148. **Moszner N, Salz U, Zimmermann J.** Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater.* **2005**; 21(10):895-910.
149. **Barkmeier WW, Cooley RL.** Laboratory evaluation of adhesive systems. *Operative dentistry.* **1992**; 5:50-61.
150. **Duddu MK, Muppa R, Panthula P, Ch SN.** Comparison of shear bond strength and micro-leakage of three commercially available seventh generation

bonding agents in primary anterior teeth: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* **2015**; 33(2):116-121.

151. **Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO.** Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater.* **1998**; 14(6):394-398.

152. **Akin EG.** Er:Yag Lazer Uygulanmış, Yaşlandırılmış Dentinde Self-Etch Adezivlerin Bağlanma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak İncelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi, Restoratif Diş Tedavisi, Sivas.; 2011.

153. **Tezvergil A, Lassila LVJ, Vallittu PK.** Composite-composite repair bond strength: Effect of different adhesion primers. *J Dent.* **2003**; 31(8):521-525.

154. **Ergücü Z, Türkün LŞ.** Nanokompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. *Ege Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Dergisi.* **2005**;26: 59-64.

155. **Moncada G, Angel P, Fernandez E, Alonso P, Martin J, Gordan V V.** Bond strength evaluation of nanohybrid resin-based composite repair. *Gen Dent.* **2012**; 60(3):230-234.

156. **Baur V, Ilie N.** Repair of dental resin-based composites. *Clin Oral Investig.* **2013**; 17(2):601-608.

157. **Ribeiro JCR, Gomes PN, Moysés MR, Dias SC, Pereira LJ, Ribeiro JGR.** Shear strength evaluation of composite-composite resin associations. *J Dent.* **2008**; 2017; 9: 61–66.

158. **Kalra A, Mohan MS, Gowda EM.** Comparison of shear bond strength of two porcelain repair systems after different surface treatment. *Contemp Clin Dent.* **2015**; 6(2): 196-200.

159. **Brendeke J, Ozcan M.** Effect of physicochemical aging conditions on the composite-composite repair bond strength. *J Adhes Dent.* **2007**; 9(4):399-406.

160. **Meyer Filho A, Vieira LCC, Araújo É, Monteiro S.** Effect of different ceramic surface treatments on resin microtensile bond strength. *J Prosthodont.* **2004**; 13(1):28-35.

161. **Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M.** The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: Microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater.* **2005**; 21(5):437-444.

162. **Alex G.** Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Compend Contin Educ Dent.* **2008**; 29(6):324-335.

163. **Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al.** Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res.* **2012**; 91(4):376-381.

164. **Perdigão J, Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I V., Staichak R, Reis A, et al.** Immediate adhesive properties to dentin and enamel of a universal adhesive associated with a hydrophobic resin coat. *Oper Dent.* **2014**; 39(5):489-499.
165. **Çakır NN, Demirbuga S.** The effect of five different universal adhesives on the clinical success of class I restorations: 24-month clinical follow-up. *Clin Oral Investig.* **2019**; 23(6):2767-2776.
166. **Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M.** Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: Effect of surface treatments and bonding agents. *J Esthet Restor Dent.* **2009**; 21(4):251-260.
167. **Yokokawa M, Rikuta A, Tsujimoto A, Tsuchiya K, Shibasaki S, Matsuyoshi S, et al.** Influence of methyl mercaptan on the repair bond strength of composites fabricated using self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci.* **2015**; 123: 46–52.
168. **Teixeira EC, Bayne SC, Thompson JY, Ritter A V, Swift EJ.** Shear bond strength of self-etching bonding systems in combination with various composites used for repairing aged composites. *J Adhes Dent.* **2005**; 7(2):159-164.
169. **Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguercio AD.** Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. *Oper Dent.* **2008**; 33(5):564-570.
170. **Taschner M, Kümmerling M, Lohbauer U, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R.** Effect of double-layer application on dentin bond durability of onestep self-etch adhesives. *Oper Dent.* **2014**; 39(4):416-26.
171. **Tian F, Zhou L, Zhang Z, Niu L, Zhang L, Chen C, et al.** Paucity of nanolayering in resin-dentin interfaces of MDP-based adhesives. *J Dent Res.* **2016**; 95(4):380-387.
172. **Tian FC, Wang XY, Huang Q, Niu LN, Mitchell J, Zhang ZY, et al.** Effect of nanolayering of calcium salts of phosphoric acid ester monomers on the durability of resin-dentin bonds. *Acta Biomater.* **2016**; 38: 190-200.
173. **Atash R, Van Den Abbeele A.** Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: An in vitro study on bovine primary teeth. *Int J Paediatr Dent.* **2005**; 15(4):264-273.
174. **Şengün A, Yalçın M KD.** Yedinci Jenerasyon Adeziv Sistemlerinin Dentine Makaslama Bağlanma Dayanımlarının Karşılaştırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* **2009**; 3: 156-160.
175. **Çakır NN, Demirbuga S, Balkaya H, Karadaş M.** Bonding performance of universal adhesives on composite repairs, with or without silane application. *J Conserv Dent.* **2018**; 21(3): 263–268.

176. **Özcan M, Dündar M, Erhan Çömlekoğlu M.** Adhesion concepts in dentistry: Tooth and material aspects. *Journal of Adhesion Science and Technology.* **2012;** 26: 2661-2681.
177. **Fornazari IA, Wille I, Meda EM, Brum RT, Souza EM.** Effect of surface treatment, silane, and universal adhesive on microshear bond strength of nanofilled composite repairs. *Oper Dent.* **2017;** 42(4):367-374.
178. **El-Askary FS, El-Banna AH, Van Noort R.** Immediate vs delayed repair bond strength of a nanohybrid resin composite. *J Adhes Dent.* **2012;** 14(3):265-274.
179. **Khosravanifard B, Nemati-Anaraki S, Faraghat S, Sajjadi SH, Rakhshan H, Rakhshan V.** Efficacy of 4 surface treatments in increasing the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to saliva-contaminated direct composites. *Orthod Waves.* **2011;** 70(2):65-70.
180. **Hasani Tabatabaei M, Alizade Y TS.** Effect of Various Surface Treatment on Repair Strength of Composite Resin. *J Dent.* **2004;** 1(4):5-11.
181. **Joulaei M, Bahari M, Ahmadi A, Savadi Oskoe S.** Effect of Different Surface Treatments on Repair Micro-shear Bond Strength of Silica- and Zirconia-filled Composite Resins. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* **2012;** 6(4):131-137.
182. **Çelik EU, Ergücü Z, Sebnem Türkün L, Ercan UK.** Tensile bond strength of an aged resin composite repaired with different protocols. *J Adhes Dent.* **2011;** 13(4):359-366.
183. **Bonstein T, Garlapo D, Donarummo J, Bush PJ.** Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. *J Adhes Dent.* **2005;** 7(1):41-49.
184. **Murray AK, Attrill DC, Dickinson MR.** The effects of XeCl laser etching of Ni-Cr alloy on bond strengths to composite resin: A comparison with sandblasting procedures. *Dent Mater.* **2005;** 21(6):538-544.
185. **Lizarelli, R. F. Z., Moriyama, L. T., Pelino, J. E. P. & Bagnato VS.** Ablation rate and morphological aspects of composite resins exposed to Er:YAG laser. *J Oral Laser Appl.* **2005;** 151-60.
186. **Iaria G.** Clinical, morphological, and ultrastructural aspects with the use of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers in restorative dentistry. *Gen Dent.* **2008;** 56(7):636-639.
187. **Rossato DM, Bandéca MC, Saade EG, Lizarelli RFZ, Bagnato VS, Saad JRC.** Influence of Er:YAG laser on surface treatment of aged composite resin to repair restoration. *Laser Phys.* **2009;** 19 (11), 2144-2149.
188. **Mirzaei M, Yasini E, Tavakoli A, Chiniforush N.** Effect of different powers of Er, Cr:YSGG laser treatment on surface morphology of microhybride composite resin: Scanning electron microscope (SEM) evaluation. *J Lasers Med Sci.* **2015;** 6(2):62-66.

189. **Phrukkanon S, Burrow MF, Hartley PG, Tyas MJ.** The influence of the modification of etched bovine dentin on bond strengths. *Dent Mater.* **2000**; 15(5):323-331.
190. **Jacobsen T, Söderholm KJM, Garcea I, Mondragon E.** Calcium leaching from dentin and shear bond strength after etching with phosphoric acid of different concentrations. *Eur J Oral Sci.* **2000**; 108: 247-254.

