



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

**BİR NANOHİBRİT KOMPOZİT REZİNİN TAMİRİNDE FARKLI  
YÜZEY İŞLEMLERİ VE AKIŞKAN KOMPOZİT  
KULLANILMASININ PÜRÜZLÜLÜK, MİKROSIZINTI VE  
BAĞLANMA DAYANIMI YÖNÜNDEN İNCELENMESİ**

**CANAN ARSLAN AYDOĞAN**

**DOKTORA TEZİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**SİVAS-2016**

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

**BİR NANOHİBRİT KOMPOZİT REZİNİN TAMİRİNDE FARKLI  
YÜZEY İŞLEMLERİ VE AKIŞKAN KOMPOZİT  
KULLANILMASININ PÜRÜZLÜLÜK, MİKROSIZINTI VE  
BAĞLANMA DAYANIMI YÖNÜNDEN İNCELENMESİ**

**CANAN ARSLAN AYDOĞAN**

**DOKTORA TEZİ**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**TEZ DANIŞMANI  
DOÇ.DR. DİĞDEM EREN**

**SİVAS-2016**

**“Bir Nanohibrit Kompozit Resinin Tamirinde Farklı Yüzey İşlemleri ve Akışkan Kompozit Kullanılmasının Pürüzlülük, Mikrosızıntı ve Bağlanma Dayanımı Yönünden İncelenmesi”** adlı **Doktora** Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Restoratif Diş Tedavisi** Ana Bilim Dalında **Doktora** tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN \_\_\_\_\_

Üye Prof. Dr. Şeyda HERGÜNER SİSO \_\_\_\_\_

Üye Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ \_\_\_\_\_

Üye Doç. Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN \_\_\_\_\_

Üye (Danışman) Doç. Dr. Diğdem EREN \_\_\_\_\_

ONAY

Bu tez çalışması, 23.05.2016 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zahid Tefvik AĞAOĞLU

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.



Nazlı Hilal'e, Efe'ye, Zeynel'e...

## ÖZET

# BİR NANOHİBRİT KOMPOZİT REZİNİN TAMİRİNDE FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ VE AKIŞKAN KOMPOZİT KULLANILMASININ PÜRÜZLÜLÜK, MİKROSIZINTI VE BAĞLANMA DAYANIMI YÖNÜNDEN İNCELENMESİ

Canan Arslan Aydoğan

Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Diğdem Eren  
2016, 102 sayfa

Çalışmamızın amacı farklı yüzey işlemleri ve akışkan kompozitler kullanarak nanohibrit kompozit rezin için etkili bir tamir protokolü bulmaktır. Bu amaçla Filtek Z550 ile hazırlanan bloklar yüzey işlemlerine göre Grup 1 (kontrol), Grup 2(frez), Grup 3 (frezz+silan), Grup 4 ( $Al_2O_3$ ), Grup 5 ( $Al_2O_3$ +silan), Grup 6 (tribokimyasal silika kaplama), Grup 7 (lazer), Grup 8 (lazer+silan) olmak üzere ayrıldı. Profilometre ile incelenen örneklerin pürüzlülük değerleri Ra cinsinden kaydedildi. Mikrosızıntı ve makaslama testleri için ayrıca örnekler hazırlandı ve yüzey işlemleri uygulandıktan sonra Filtek Z550 (Z550), G-aenial Flo (GA), Vertise Flow (VF) ile tamir görmek üzere üçer alt gruba ayrıldı.

Guplar arasındaki fark ve korelasyon için Kruskal Wallis ve Spearman'ın Korelasyon testi kullanıldı. Grup 1 ve Grup 4-6 arasındaki pürüzlülük farkı istatistiksel olarak anlamlı değildir. Grup 2, Grup 3, Grup 7 ve Grup 8 bunlardan daha yüksek ve kendi aralarında benzer pürüzlülük değerleri göstermiştir. MS testinde grup ortalamaları skor 0 "sızıntı yok" olarak bulunmuştur. Makaslama testinde, kontrol grubuna göre en yüksek değeri Grup 6, en düşük değeri G7 ve G8 göstermiştir ( $p<0,05$ ). Makaslama testinde Grup 7 VF ve Grup 8 VF en düşük, Grup 6 GA en yüksek sonuçları vermiştir. Pürüzlülük ile mikrosızıntı ve bağlanma dayanımı arasında korelasyon yoktur.

Bu çalışmanın sınırları içinde, nanohibrit kompozit rezinlerin tamirinde tribokimyasal silika kaplamanın etkili yüzey işlemi olduğu söylenebilir. Sayısal pürüzlülük değerinin değil ama yüzey topografisinin bağlanma dayanımına etkisi vardır.

Anahtar kelimeler: Kompozit tamiri, Cojet, Er:YAG lazer, bağlanma dayanımı, pürüzlülük, G-aenial Flo, Vertise Flow, nanohibrit kompozit

## ABSTRACT

### **EVALUATION OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS' AND FLOWABLE COMPOSITES' EFFECTS ON SURFACE ROUGHNESS, MICROLEAKAGE AND SHEAR BOND STRENGTH IN REPAIR OF A NANOHYBRID COMPOSITE RESIN**

Canan Arslan Aydoğan

Ph.D. Thesis

Department of Restorative Dentistry

Supervisor: Assistant Prof. Dr. Diğdem Eren

2016, 102 pages

We aimed to find an effective repair protocol for nanohybrid resin composites using different surface treatments and flowable composites. Composite blocks from Filtek Z550 were grouped as Group 1 (control), Group 2 (bur), Group 3 (bur+silane), Group 4 ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), Group 5 ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ +silane), Group 6 (tribochemical silica coating), Group 7 (laser), Group 8 (laser+silane). Surface roughness values of the blocks measured by profilometer saved as Ra unit. Composite blocks were also prepared for each of the microleakage and bonding tests. Same surface treatments were applied and three subgroups according to fresh composites were set; Filtek Z550 (Z550), G-aenial Flo (GA) and Vertise Flow (VF).

Kruskal Wallis and Spearman's correlation tests were used for detecting the difference and relation between groups in order. Roughness values showed no statically significant difference between Groups 1, 4-6. Higher roughness values were observed in Groups 2, 3, 7 and 8. All groups showed score 0, meant no microleakage. Shear bond test revealed Group 7 VF and Group 8 VF showed the least, Group 6 GA showed the highest values. No correlation was observed between roughness and microleakage or roughness and shear bond strength.

In the limits of our study, tribochemical silica coating is good in bonding as a surface treatment. Bond strength isn't related to digital roughness values but a relation with surface topography exists.

Keywords: Composite repair, Cojet, Er:YAG laser, bond strength, roughness, G-aenial Flo, Vertise Flow, nanohybrid composite





## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini aktararak yol gösteren çok değerli tez danışmanım Doç. Dr. Diğdem EREN'e,

Tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen Restoratif Diş Tedavisinin kıymetli hocaları Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ'ye Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU'na, Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ'a, Yrd. Doç. Dr. E. Gülşah GÖKTOLGA AKIN'a ve Yrd. Doç. Dr. Alper KAPDAN'a

Doktora tez çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyon Başkanlığı'na,

Kalpleri benimle birlikte atan anneme, babama, canım kardeşlerime,

Çalışmaları ile iz bırakan diş hekimliğinin ölümsüz hocaları Dr. Greene Vardiman Black'e, Dr. Micheal Buonocore'a ve Dr. Rafael Bowen'a teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER DİZİNİ

**İÇ KAPAK ...i**

**ONAY SAYFASI...ii**

**YÖNERGE...iii**

**İTHAF...iv**

**ÖZET...v**

**ABSTRACT...vi**

**TEŞEKKÜR...viii**

**ŞEKİLLER ...xii**

**ÇİZELGELER ...xiii**

**SİMGELER ...xiv**

**KISALTMALAR ...xv**

**1. GİRİŞ...1**

**2. GENEL BİLGİLER...3**

2.1. Kompozit Rezinlerin İçeriği...3

2.1.1. Organik Matriks...3

2.1.1.1. Dimetakrilatlar...3

2.1.1.2. Diluent Monomerler...6

2.1.2. İnorganik Doldurucular...6

2.1.3. Ara Faz...7

2.1.4. İnsiyatör-Aktivatör Sistem...7

2.1.5. Polimerizasyon İnhibitörleri...8

2.1.6. Ultraviyole Stabilizatörleri...8

2.1.7. Renk Pigmentleri...9

2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırması...9

2.2.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinler...9

2.2.1.1. Megafil Kompozit Rezinler...10

2.2.1.2. Makrofil Kompozit Rezinler...10

2.2.1.3. Midofil Kompozit Rezinler...10

2.2.1.4. Minofil Kompozit Rezinler...10

2.2.1.5. Mikrofil Kompozit Rezinler...10

2.2.1.6. Hibrit Kompozit Rezinler...11

2.2.1.7. Nanokompozit Rezinler...12

2.2.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler...14

2.2.2.1. Akışkan Kompozit Rezinler...14

2.2.2.2. Kondanse Edilebilir Kompozit Rezinler...16

2.2.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler...16

2.2.3.1.	Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler...	16
2.2.3.2.	Görünür Işıqla Polimerize Olan Kompozit Rezinler...	17
2.2.3.3.	Hem Kimyasal Yolla Hem de Görünür Işıqla Polimerize Olan Kompozit Rezinler...	17
2.3.	Yaşlandırma Yöntemleri...	17
2.3.1.	Termal Siklus...	17
2.3.2.	Mekanik Yükleme...	18
2.3.3.	Suda Bekletme...	18
2.4.	Yüzey İşlemleri...	19
2.4.1.	Elmas Frez ile Aşındırma...	19
2.4.2.	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ile Air Abrasyon...	19
2.4.3.	Tribokimyasal Silika Kaplama...	20
2.4.4.	Lazer...	21
2.4.4.1.	Lazerin Tanımı ve Tarihçesi...	22
2.4.4.2.	Lazer Sistemlerinin Bileşenleri...	22
2.4.4.3.	Lazer Işığının Özellikleri...	23
2.4.4.4.	Lazer Işığının Dokuya Etkileri...	23
2.4.4.5.	Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler...	24
2.4.4.6.	Erbiyum: İtiryum-Galyum-Garnet Lazerler...	26
2.4.5.	Adeziv Rezinler...	28
2.4.5.1.	Dentin Adeziv Sistemlerin Bileşenleri...	29
2.4.5.1.1.	Kondisyonerler...	29
2.4.5.1.2.	Primer...	31
2.4.5.1.3.	Dentin Adeziv...	31
2.4.5.2.	Adezivlerin Sınıflandırılması...	32
2.4.5.2.1.	Adeziv ile Dentin Arasındaki İlişkiye ve Uygulama Basamaklarının Sayısına Göre Dentin Adeziv Sistemler ...	32
2.4.5.2.2.	Self Etch Adeziv Rezinler...	33
2.4.5.2.3.	Cam İyonomer Adeziv Rezinler...	34
2.4.6.	Silan...	34
2.4.6.1.	Silanların Genel Özellikleri...	34
2.4.6.2.	Silanların Uygulanması...	36
2.5.	Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirme Yöntemleri...	37
2.5.1.	Profilometre Analizi...	37
2.5.2.	Atomik Kuvvet Mikroskobu...	37
2.5.3.	Tarama Elektron Mikroskobu...	38
2.5.4.	Enerji Dağılımlı X Işınları Mikro Analizi...	38
2.6.	Mikrosızıntı Değerlendirme Yöntemleri...	39
2.6.1.	Boya Penetrasyon Yöntemi...	39
2.6.2.	Hava Basıncı Yöntemi...	39
2.6.3.	Bakteriyel Sızıntı Yöntemi...	40
2.6.4.	Radyo İzotop Yöntemi...	40
2.6.5.	Nötron Aktivasyon Analizi...	41
2.6.6.	Kimyasal İşaretleyicilerin Kullanımı...	41
2.7.	Bağlanma Dayanımı Testleri...	41
2.7.1.	Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi...	42
2.7.2.	Gerilim Bağlanma Dayanımı Testi...	42
2.7.3.	Mikrogerilim Bağlanma Dayanımı Testi...	43
2.7.4.	Mikromakaslama Bağlanma Dayanımı Testi...	43

### **3. GEREÇ ve YÖNTEM...47**

#### **3.1. Pürüzlülük Testi...47**

- 3.1.1. Örneklerin Hazırlanması...47
- 3.1.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması...48
- 3.1.3. Pürüzlülük Testi...49

#### **3.2. Mikrosızıntı Testi...51**

- 3.2.1. Örneklerin Hazırlanması...51
- 3.2.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması...52
- 3.2.3. Yaşlandırılmış Kompozitlerin Tamiri...52
- 3.2.4. Mikrosızıntı Testi...53

#### **3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi...53**

- 3.3.1. Örneklerin Hazırlanması...53
- 3.3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması...54
- 3.3.3. Yaşlandırılmış Kompozitlerin Tamiri...55
- 3.3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi...55

#### **3.4. Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi...56**

#### **3.5. İstatistiksel Analiz...56**

### **4. BULGULAR...58**

#### **4.1. Pürüzlülük Testine Ait Bulgular...58**

#### **4.2. Mikrosızıntı Testine Ait Bulgular...61**

#### **4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testine Ait Bulgular...64**

#### **4.4. Korelasyon Analizi Bulguları...66**

#### **4.5. Kopma Tipi Bulguları...67**

### **5. TARTIŞMA...73**

#### **5.1. Pürüzlülük Testi Bulgularının Tartışılması...73**

#### **5.2. Mikrosızıntı Testi Bulgularının Tartışılması...74**

#### **5.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulgularının Tartışılması...75**

#### **5.4. Korelasyon Analizi Bulgularının Tartışılması...82**

### **6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER...83**

### **7. KAYNAKLAR...85**

### **ÖZGEÇMİŞ...102**

## ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Bis-GMA'nın Kimyasal Formülü.....	4
Şekil2.2. UDMA'nın Kimyasal Formülü.....	4
Şekil 2.3. Siloksan, Oksiran ve Siloranın Yapı Formülü.....	5
Şekil 2.4. TEGDMA'nın Kimyasal Formülü.....	6
Şekil 2.5. GPDM'nin Kimyasal Formülü.....	15
Şekil 2.6. Lazer Işığı ve Görünür Işık Karşılaştırması.....	23
Şekil 2.7. Asit Uygulanan Minenin SEM Görüntüsü.....	30
Şekil 3.1. Pürüzlülük Testi İçin Gruplar ve Yüzey İşlemleri.....	48
Şekil 3.2. Mikrosızıntı ve Makaslama Bağlanma Dayanımı Test Şeması.....	50
Şekil 3.3. Mikrosızıntı Testi İçin Örnek Hazırlanması.....	52
Şekil 3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi İçin Örnek Hazırlanması.....	54
Şekil 3.5. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi.....	56
Şekil 4.1. Yüzey İşlemlerine Göre Pürüzlülük Düzeyleri.....	58
Şekil 4.2. Kontrol Grubundan Bir Örnek ve Üç boyutlu Profilometre Görüntüsü.....	59
Şekil 4.3. Frez Grubundan Bir Örnek ve Üç boyutlu Profilometre Görüntüsü.....	59
Şekil 4.4. Frez+Silan Grubundan Bir Örnek ve Üç Boyutlu Profilometre Görüntüsü...	60
Şekil 4.5. Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> Grubundan Bir Örnek ve Üç boyutlu Profilometre Görüntüsü.....	60
Şekil 4.6. Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +Silan Grubundan Bir Örnek ve Üç boyutlu Profilometre Görüntüsü .	60
Şekil 4.7.Tribokimyasal Silika Kaplama Grubundan Bir Örnek ve Üç boyutlu Profilometre Görüntüsü .....	61
Şekil 4.8. Lazer Grubundan Bir Örnek ve Üç boyutlu Profilometre Görüntüsü.....	61
Şekil 4.9. Lazer+Silan Grubundan Bir Örnek ve Üç boyutlu Profilometre Görüntüsü...	61
Şekil 4.10. Skor 0 Sonuç Gösteren Bir Örnek.....	63
Şekil 4.11. Skor 1 Sonuç Gösteren Bir Örnek.....	63
Şekil 4.12. Skor 2 Sonuç Gösteren Bir Örnek.....	63
Şekil 4.13. Yüzey İşlemleri ve Tamir Kompozitlerine Göre Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri.....	65
Şekil 4.14. Kopma Tipleri.....	67

## ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. İnorganik Doldurucu Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	9
Çizelge 2.2. İnorganik Doldurucu Büyüklüğüne Göre Kompozit Rezinlerin Genişletilmiş Sınıflandırması.....	9
Çizelge 2.3. Hibrit Kompozit Rezinlerin Adlandırılması.....	12
Çizelge 2.4. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler.....	25
Çizelge 3.1. Çalışmada Kullanılan Testler.....	44
Çizelge 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	45
Çizelge 3.3. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.....	46
Çizelge 4.1. Yüzey İşlemlerine Göre Pürüzlülük Düzeyleri.....	58
Çizelge 4.2. Yüzey İşlemleri ve Tamir Kompozitlerine Göre Mikrosızıntı Skorları...	62
Çizelge 4.3. Yüzey İşlemleri ve Tamir Kompozitlerine Göre Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri.....	64
Çizelge 4.4. Yüzey Pürüzlülüğü ve Mikrosızıntı Skorları Arasındaki Korelasyon Katsayıları.....	65
Çizelge 4.5. Yüzey Pürüzlülüğü ve Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri Arasındaki Korelasyon Katsayıları.....	66

## SİMGELER

$\mu\text{m}$	Mikrometre
$^{\circ}\text{A}$	Armstrong Derece
$\text{Al}_2\text{O}_3$	Alüminyum oksit
C	Karbon
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat Derece
Ca	Kalsiyum
cm	Santimetre
$\text{CO}_2$	Karbon dioksit
Hz	Hertz
I	İyot
$\text{m}^3$	Metre Küp
mm	Milimetre
MPa	Mega Paskal
N	Newton
Na	Sodyum
nm	Nanometre
P	Fosfor
Ra	Roughness Average
Rb	Rubidyum
S	Kükürt
$\text{SiO}_2$	Silika (Silisyum dioksit)

## KISALTMALAR

%	Yüzde
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
AK	Adeziv Kopma
Ark.	Arkadaşları
Bis-GMA	Bis fenol A Glisidil Dimetakrilat
BPDM	Bifenil Dimetakrilat
EDS	Enerji Dağılımlı X-ışınları Mikroanalizi
EDTA	Etilendiamin Tetraasetik Asit
Er:CrYSGG	Erbiyum, Kromiyum:İtriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet
Er:YAG	Erbiyum: İtriyum- Alüminyum- Garnet
GA	G-Aenial Flo
GPDM	Gliserol Fosfat Dimetakrilat
HEMA	2-Hidroksietil Metakrilat
Nd:YAG	Neodmiyum, İtriyum- Alüminyum- Garnet
NTG-GMA	N-(p-Tolil) Glisin ve Glisidil Metakrilat
PENTA	Dipentaeritritol Penta Akriyat Monofosfat
PMDM	2-hidroksietil Metakrilat ile Beraber Piromellitik Anhidrid
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SK	Substratta Koheziv Kopma
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TK	Tamir Kompozitinde Koheziv Kopma
TKSK	Tribokimyasal Silika Kaplama
UDMA	Üretan Dimetakrilat
VF	Vertise Flow
Z550	Filtek Z550



## 1. GİRİŞ

Modern diş hekimliğinin babası G. V. Black kavite preparasyonlarını sağlam diş dokularını da içerecek şekilde düzenleyen '*extension for prevention*' kuramını ileri süreli yüz yıldan fazla zaman geçti [1]. Bu sürede karyoloji ile ilgili bilginin artması, adeziv restoratif materyallerdeki gelişmeler, preparasyon enstrümanları ve tekniğindeki ilerlemeler en az müdahale ile en fazla diş dokusunun korunacağı yeni bir anlayışa zemin hazırladı. Minimal invaziv diş hekimliği olarak adlandırılan bu kavram pek çok rutin klinik uygulamanın da yeniden gözden geçirilmesine neden oldu.

Kompozit restorasyonlar estetik özellikleri, standart kavite preparasyonu gerektirmemeleri, civa ile ilgili kaygıları ortadan kaldırmaları nedeni ile son yıllarda posterior bölgede amalgamdan fazla tercih edilir olmuştur [2]. Adeziv prosedür ve kompozit rezinlerdeki gelişmelerde çok büyük aşamalar kaydedilse de halen mikrosızıntı, aşınma, kırık, renklenme ve sekonder çürük gibi başarısızlıklar çeşitli nedenlerle oluşabilmektedir [3]. Kompozitin klinik başarısızlığı durumunda restorasyonun tamamen yenilenmesi nispeten uzun zaman alması, daha fazla diş dokusu kaybı ve buna bağlı olarak pulpal travma ihtimali gibi dezavantajlarının yanında ekonomik olarak da daha pahalıya mal olacaktır. Bu nedenlerle restorasyonun tamirine öncelik vermek minimal invaziv anlayışa daha uygundur. [4, 5].

Tamir yapılacak kompozitin yaşı ile tamir kompozitinin bağlanma dayanımı arasındaki ilişki pek çok çalışma ile ortaya konmuştur [6, 7]. Yapılan çalışmaların gerçeğe en yakın sonuçları yansıtması için rezin restorasyonların in vivo ortamları taklit edilmeye çalışılır. Kompozitin ağız içindeki ömrünü taklit etmek üzere en sık kullanılan yaşlandırma yöntemleri termal siklus ve suda bekletmedir [8, 9]. Bunlardan daha az kullanılmakla beraber oklüzal yükleme ve sodyum hipoklorit solüsyonunda bekletme de yaşlandırma için başvurulan yöntemlerdendir [10, 11].

Tamir işleminin başarısı yalnızca eski materyalin özelliklerine değil aynı zamanda tamir görececek yüzeye uygulanacak işlemlere ve yeni uygulanacak restoratif materyale de bağlıdır [12]. Tamir süreci genellikle pürüzlendirilmiş bir yüzeye adeziv rezin uygulaması esasına dayanır. Tek başına adeziv rezin kullanmak pürüzlendirilmiş

yüzeylede adeziv rezin kullanmaya kıyasla oldukça başarısızdır [13, 14]. Eski rezinin reaktif metakrilattan yoksun olması ve su emilimine uğraması yeni materyalin bağlanmasını kısıtlar [15]. Bu nedenle kompozit rezinlerin tamirinde yüzey işlemleri esastır. Kompozit tamiri çalışmalarında şimdiye dek frez, air abrazyon, kumlama, lazer, asitle dağlama, adeziv kullanımı gibi mekanik ve/veya kimyasal yüzey işlemleri denenmiştir [16].

Tamir işlemlerinde eski kompozit rezinin markası ve içeriğini bilmek çoğu kez mümkün değildir. Bu durum restorasyon-tamir ara yüzündeki bağlantıyı etkileyebilir [17, 18]. Biz de çalışmamızda nanohibrit bir kompoziti yaşlandırarak tamir kompoziti olarak kendisini ve farklı kompozitleri kullandık. Böylelikle sık karşılaşılan bu klinik senaryoyu taklit ettik.

Çalışmamızın amacı yaşlandırılmış bir nanohibrit kompozitin tamirinde, uygulanan yüzey işlemlerinin ve oluşturdukları pürüzlülük miktarının, tamir kompoziti olarak nanohibrit, mikrohibrit akışkan ve kendinden adezivli akışkan kompozit kullanıldığında bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı üzerine etkisinin in vitro incelemesidir. Bu bağlamda sıfır hipotezlerimizi şu şekilde kurduk;

H<sub>0</sub>1: Farklı yüzey işlemleri ve tamir kompoziti kullanımı mikrosızıntı skorlarını etkilemez.

H<sub>0</sub>2: Farklı yüzey işlemleri ve tamir kompoziti kullanımı makaslama bağlanma dayanımını etkilemez.

H<sub>0</sub>3: Pürüzlülük ile mikrosızıntı ve makaslama bağlanma dayanımı arasında korelasyon yoktur.

## 2. GENEL BİLGİLER

Çok uzun yıllardır kullanılan amalgam, Black'in 1895'te içeriğine müdahale etmesinden bu yana evrensel kabul görmüş ve restoratif diş hekimliğine hizmet etmiştir. Amalgamın yaygın kullanımı adeziv rezin restorasyonların gelişmesine dek devam etmiştir. Uygun adeziv sistemler ile birlikte kullanılan kompozit rezinler, diş yapısına güvenilir ve devamlı bir bağlanma, zayıflamış diş dokusunu kuvvetlendirme ve fonksiyonel streslerin dişe daha iyi iletilmesini ve dağıtılmasını sağlamaktadırlar [19]. Anterior bölgede estetik üstünlüğü nedeni ile alternatifi bulunmayan kompozit rezinler bu nedenle posterior bölgede de amalgamla yarışır hale gelmişlerdir.

Anterior dişlerin restorasyonunda önceleri silikat siman ve akrilik rezin kullanılmaktaydı. Bowen'in 1962 de kompozit rezinleri tanıtmaları ile anterior restorasyonlarda en sık tercih edilen restoratif materyal olmuştur. Günümüze kadar içeriği geliştirilerek teknik ve estetik aşamalar kaydetmiştir.

### 2.1. Kompozit Rezinlerin İçeriği

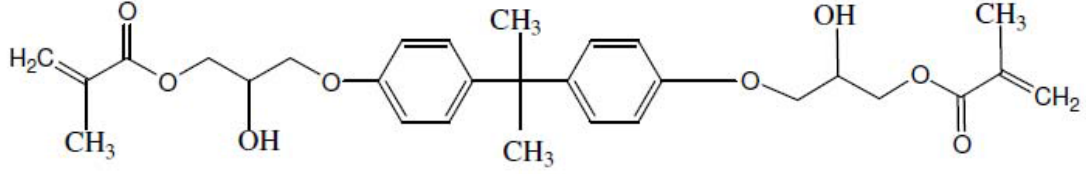
Kompozit; birbiri içerisinde çözünmeyen, kimyasal yapıları farklı en az iki maddenin karışımıdır. Kompozit rezinler temel olarak, kimyasal olarak birbirinden farklı üç materyalden oluşmaktadır. Bunlar, organik matriks (taşıyıcı faz), inorganik doldurucu partiküller ve ara fazdır (bağlayıcı faz). Kompozit rezin materyal içerisinde bulunan diğer bileşenler; inisiyator-aktivator sistem, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörleri ve renk pigmentleridir [20].

#### 2.1.1. Organik Matriks

##### 2.1.1.1. Dimetakrilatlar

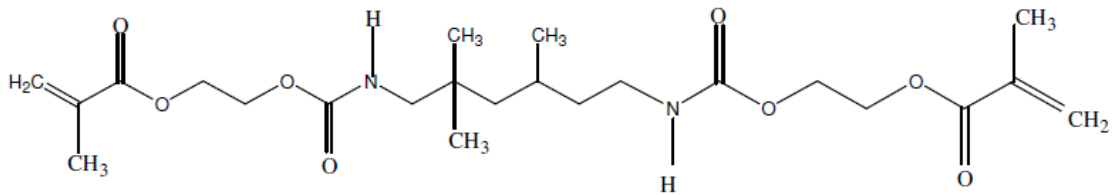
Dental kompozit materyallerin büyük bir kısmında aromatik veya alifatik diakrilat monomerler kullanılmaktadır [21]. Bis fenol A Glisidil Dimetakrilat (Bis-GMA) bugünkü kompozit rezinlerde en çok kullanılan monomer olmaya devam etmektedir ve standart kompozit rezin bileşenlerinin yaklaşık %20 sini oluşturmaktadır. Bis-GMA, Bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan bifonksiyonel aromatik bir biglisidil metakrilattır. Moleküle rijidite veren iki fenil grubuna ve moleküller arası hidrojen bağı verdiği düşünülen hidroksil gruplarına sahiptir. Renksiz, çift fonksiyonlu

bir monomer olup, düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha hızlı sertleşme gösterir. Bu olumlu özelliklerinin yanı sıra sertliğinin ve viskozitesinin fazla olması ve renk stabilite problemleri dezavantajları olarak bildirilmektedir [22].



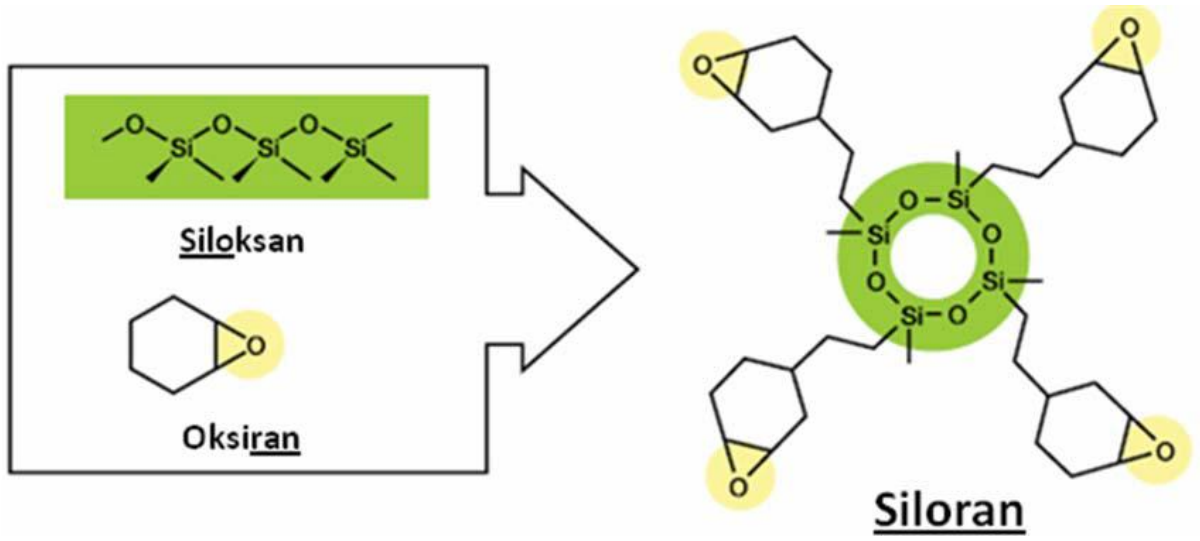
Şekil 2.1. Bis-GMA'nın kimyasal formülü [23]

Foster ve Walker tarafından 1974'de, diğer bir bifonksiyonel rezin olan üretan dimetakrilat (UDMA) geliştirilmiştir [24]. BisGMA ve UDMA günümüzde kullanılmakta olan kompozit rezinlerin birçoğunun rezin matrikslerini oluşturmaktadır. UDMA, doğada alifatik ve aromatik olarak bulunmaktadır [22]. BisGMA ile karşılaştırıldığında, renk değişimine daha dirençlidir ve daha düşük bir viskoziteye sahiptir [25]. Viskozitesinin düşük olması, düşük moleküler ađrılıкта monomerlerin ilavesine gerek kalmadan doldurucu içeriğinde artıa izin vermektedir. Fakat UDMA'nın BisGMA'dan daha fazla polimerizasyon büzülmesine uğradığı belirtilmiştir [26].



Şekil 2.2. UDMA'nın kimyasal formülü [23]

Monomerlerin polimerlere dnm sırasında oluşan polimerizasyon büzülmesini ve buna bağlı olarak ortaya çıkan sorunları azaltmak amacı ile kimyasal yapısı farklı çift halka açılımlı polimerizasyon reaksiyonu gösteren oksiran fonksiyonlu silikon esaslı hidrofobik monomerler olan siloranlar geliştirilmiştir. Siloran ismi, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran (sikloalifatik epoksi rezin) yapıtalarından gelmektedir [23].



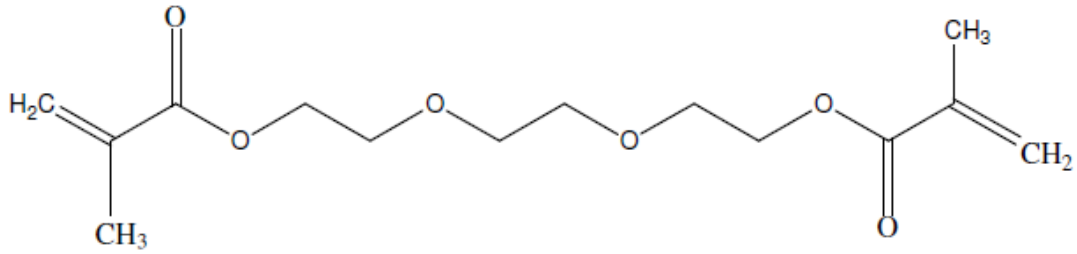
Şekil 2.3. Siloksan, oksiran ve siloranın yapı formülü [23]

Siloran, sikloalifatik oksiran bileşeninin katyonik halka-açılımlı polimerizasyonu sonucunda oluşur. Bu reaksiyon sonucunda meydana gelen polimerizasyon büzülmesi, çift bağlanma reaksiyonu ile polimerize olan metakrilat esaslı rezinlerle karşılaştırıldığında daha düşüktür. Kompozit materyallerin taşıdıkları özelliklerin iyileştirilmesi çabaları sadece inorganik faz ile sınırlı kalmamıştır, Siloran ve oksiranların kullanımıyla organik yapıyı meydana getiren polimerik yapılardaki değişikliklerle, polimerizasyon büzülmesi neredeyse %0.09'a çekilmiştir. Metakrilatların doğrusal reaktif gruplarına karşılık, siloranların açık halka kimyası halka sistemlerinin açılması ve bölünmesi ile başlar. Bu işlem, kimyasal bağlar meydana geldiğinde, bir önceki adımda kaybedilen hacmi önlemeye neden olmaktadır [23]. İnorganik doldurucu olarak yitrium florür partikülleri içeren siloranlar mikrohibrit kompozit rezin olarak da adlandırılırlar [27]

Siloran esaslı kompozitlerin diş dokusuna daha iyi bağlanması için iki bileşenden oluşan kendi adeziv sistemi bulunmaktadır. Birinci bileşen bir self-etch primerdir. Birinci bileşenin hidrofilik yapıda olması diş dokusuna olan adezyon açısından önemlidir. Siloran esaslı (hidrofobik) kompoziti diş dokusuna bağlamak için hidrofilik primer tabakasının üzerine hidrofobik bir adeziv tabakası ile kaplamaya gerek vardır. İkinci bileşen bu görevi görmektedir [23].

### 2.1.1.2. Diluent Monomerler

Diluent monomerler klinikte uygun kıvamlı, doldurucu içeriği yüksek ve esnek kompozitler elde etmek için kullanılan maddelerdir. Dilue edici monomerler, metakrilat monomerleri ve genellikle trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi monomerlerdir. TEGDMA, BisGMA'ya di- ve tri-metakrilat eklenerek elde edilebilen bir alifatik monomerdir [24]. TEGDMA, BisGMA'ya ilave edildiği zaman viskozitede belirgin bir azalma gözlenmektedir. Bununla birlikte TEGDMA veya diğer düşük moleküler ağırlıktaki dimetakrilatların ilavesi polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır. Bu durum, kompozit rezinlerde kullanılabilecek düşük moleküler ağırlıktaki dimetakrilatların miktarını sınırlamaktadır [21, 28].



Şekil 2.4. TEGDMA'nın kimyasal formülü [23]

### 2.1.2. İnorganik Doldurucular

Kompozit rezinlerin içeriğinde bulunan inorganik yapı, matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuvars (kristalin silika), *birleşik* silika, koloidal silika, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi doldurucu partiküllerden oluşmaktadır [24, 28].

Silika partikülleri, karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir. Işığı geçirip yayarak kompozit rezine, mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır [29]. Saf silika; kuvars/kristobalit gibi kristal formda veya cam gibi amorf formda bulunabilmektedir [30]. İlk jenerasyon kompozit rezinlerde sık kullanılan kuvarsın, dayanıklılığı ve ısıl genişleme katsayısı yüksek olmasına rağmen radyopasiteden yoksun olması, sertliği dolayısıyla karşıt dişi aşındırabilmesi ve düzgün bir yüzey elde edilememesi olumsuz özellikleri arasında sayılabilmektedir [24]. Günümüz kompozitlerinde kullanılan koloidal silika, amorf silika partiküllerinin sıvı solusyonundan kimyasal presipitasyon ile oluşur ve çapı 0.1 µm'dan küçüktür [30].

Stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum rezine radyopasite kazandırır [20, 21]. En çok kullanılan cam doldurucu baryum camdır [21]. Florür salan kompozit rezinlere bu özelliğini sağlamak için yiterbiyum florür katılmıştır [29].

Nanoteknolojinin, diş hekimliği alanında kullanılmasıyla nano boyutta partiküller elde edilmiştir. Bu gelişme, zirkonyum silika veya silika partiküllerinden üretilen yaklaşık olarak 25 nm boyutunda nanopartikülleri ve yaklaşık olarak 75 nm boyutundaki nanokümleri içeren kompozit rezinlerin geliştirilmesine olanak vermektedir. Bu teknoloji sayesinde yeni kompozit rezinlerin doldurucu içeriği %80'e kadar ulaşabilmektedir [20].

### **2.1.3. Ara Faz**

Doldurucu partiküllerin bir rezin matrikse katılması, doldurucuların matrikse bağlanması çok iyi ise, matriks materyalinin özelliklerini belirgin bir şekilde artırmaktadır. Bu mümkün olmazsa doldurucu partiküller materyali zayıflatmaktadır. Resin ve doldurucu arasındaki bağlanma her iki bileşen arasında stresin dağılımını sağlar, resinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirir. Buna bağlı olarak da resinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır [21, 24]. 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 [26].

En yaygın olarak kullanılan organosilan, gama metakril oksipropil trimetoksisilan'dır. Bifonksiyonel yapıda olan molekülün içerdiği metoksi grupları inorganik partiküllerin yüzeyinde var olan hidroksil grupları ile reaksiyona girer. Moleküldeki diğer bağlayıcılar da organik matriksin doymamış çift bağları ile bağlantıyı sağlamaktadır [26, 29]. Organosilan bileşiğinin metakrilat gruplarının resin ile kovalent bağ oluşturması ile bağlanma süreci tamamlanır [21].

### **2.1.4. İnsiyatör-Aktivatör Sistem**

Polimerizasyon başlatıcıları olarak da adlandırılan inisiyatörler, polimerizasyon reaksiyonu için gerekli serbest radikallerin oluşumuna yol açan maddelerdir [24]. Kompozit rezinlerde sertleşmenin klinik olarak kabul edilebilir bir zamanda gerçekleşebilmesini sağlayan, polimerizasyon hızlandırıcı olarak görev yapan maddeler ise aktivatör olarak adlandırılmaktadır [20].

Kimyasal olarak aktive olan rezinler; bir tanesi benzoil peroksit inisiyatör, diğeri tersiyer amin aktivatör içeren iki pastadan oluşur. Tersiyer amin olarak N,N-dimetil-p-toluidin ve N,N-dihidroksietil-p-toluidin kullanılmaktadır [20, 21]. İki pasta karıştırıldığı zaman, amin serbest radikal oluşturmak için benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve ilave polimerizasyonu başlamış olur [21, 24].

Işık ile aktive olan rezinler; bir şırıngada tek pasta şeklinde sunulmaktadır. Pasta içinde fotoinisiyatör molekülü ve amin aktivatörden oluşan serbest radikal başlatıcı sistem bulunur. Yaklaşık olarak 468 nm dalga boyunda ışığa maruz kaldığında fotoinisiyatör uyarılarak ilave polimerizasyonu başlatan serbest radikalleri oluşturmak için amin ile etkileşime girmektedir [21]. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerde kamforkinon gibi alfa diketon fotoinisiyatörler, 4-N,N-dimetilamino- fenitil alkol gibi tersiyer alifatik aminlerle birlikte kullanılmaktadırlar [20]. Bu amin, kimyasal sertleşen kompozit rezinlerdeki aromatik aminden renk açısından daha stabildir [24].

#### **2.1.5. Polimerizasyon İnhibitörleri**

Normal saklama koşullarında dimetakrilat monomerlerinin spontan polimerizasyonunu engellemek veya en aza indirmek, ürünün sertleştirme öncesinde saklama zamanını ve bundan sonra kimyasal dayanıklılığını en uzun sürede tutabilmek için rezin sisteme inhibitörler eklenmektedir. İnhibitör serbest radikal ile reaksiyona girer ve böylece polimerizasyon olayını başlatmak için gerekli olan serbest radikal aktivasyonunu inhibe ederek zincir reaksiyonunu engeller. Bu şekilde polimerizasyon reaksiyonunu önlemek amacıyla, inhibitör olarak hidrokinonun monometileleri kullanılmaktadır. Hidrokinonun kullanıldığı durumlarda renklenmeye sebep olduğu bildirilmiştir [20, 21].

#### **2.1.6. Ultraviyole Stabilizatörleri**

Renklenmeye sebep olan elektromanyetik radyasyonu emerek renk stabilizasyonunu artıran ve ultraviyole dalga boylarını absorbe eden sistemlerdir. Ultraviyole radyasyon emiciler olarak da adlandırılan bu bileşenlerin, ultraviyole ışığın, uzun dönemde renklenmeye neden olabilecek amin bileşiklerine etkisini elimine edeceği bildirilmiştir.



### 2.1.7. Renk Pigmentleri

Kompozit rezinler, diş görünümünü taklit edebilecek yapıda bir renk ve translüensiye sahip olmalıdırlar. Farklı renkleri oluşturabilmek için kompozit rezinlerin içine organik ve inorganik pigmentler ilave edilmektedir. Titanyum dioksit ve alüminyum oksit ise en etkili opaklaştırıcılarıdır [21].

### 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, viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler [31].

#### 2.2.1. İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Resinler

Lutz ve Phillips' in inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğünü esas alarak yaptıkları sınıflandırmadır tabloda gösterilmiştir [32].

Çizelge 2.1 İnorganik doldurucu büyüklüğüne göre kompozit resin sınıflandırması

Kompozit Resinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü ( $\mu\text{m}$ )
Geleneksel kompozitler	0.1-100
Mikrofil kompozitler	0.01-0.1
Hibrit kompozitler	0.04-1

1994 yılında Bayne ve diğeri, bu sınıflamayı genişleterek, nanofil ve megafil kompozitleri de eklemişlerdir [33].

Çizelge 2.2 İnorganik doldurucu büyüklüğüne göre kompozit resinlerin genişletilmiş sınıflandırması

Kompozit resinler	İnorganik Partikül Büyüklüğü ( $\mu\text{m}$ )
Megafil kompozitler	50-100
Makrofil kompozitler	10-100
Midofil kompozitler	1-10
Minofil kompozitler	0,1-1
Mikrofil kompozitler	0,01-0,1
Nanofil kompozitler	0,005-0,01

### **2.2.1.1. Megafil Kompozit Rezinler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinlerdir [26, 34]. Posterior kompozit restorasyonlarda okluzal kontak noktalarına veya çok aşınan bölgelere yerleştirilen 0.5-2 mm büyüklüğünde mega doldurucular da bulunmaktadır [26].

### **2.2.1.2. Makrofil Kompozit Rezinler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu içeriği genellikle ağırlıkça % 70-80'dir [21, 26]. Geleneksel veya konvansiyonel kompozit rezin olarak da adlandırılırlar [26, 29]. En çok kullanılan doldurucu tipi öğütülmüş kuvarsdır. Partiküllerin boyutları ortalama olarak 8-12 µm olmasına rağmen, 50 µm gibi büyük boyutta partiküller de bulunabilmektedir [21].

### **2.1.1.3. Midifil Kompozit Rezinler**

Partikül büyüklüğü 1-10 µm olan kompozit rezinlerdir. İnorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça % 70-80'dir [26, 29]. Doldurucu tipi makrofil kompozitlerde de kullanılan kuvarsdır.

### **2.2.1.4. Minifil Kompozit Rezinler**

Partikül büyüklüğü 0.1-1 µm olan kompozit rezinlerdir. İnorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça % 75-85'dir [26, 29]. Küçük partikül kompozit rezinler olarak da adlandırılırlar [26, 34]. Minifil kompozit rezinler doldurucu olarak baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren cam partiküllerini içermektedir [21, 26]. Bazı minifil kompozitler kuvars partiküllerini de kullanabilmektedir. Kompozitin viskozitesini ayarlamak için yaklaşık olarak ağırlıkça % 5 oranında koloidal silika eklenmektedir [21].

### **2.2.1.5. Mikrofil Kompozit Rezinler**

Partikül büyüklüğü 0.01-0.1 µm olan kompozit rezinlerdir [26, 29]. Mikrofil kompozit rezinlerin inorganik doldurucu oranları ağırlıkça % 35-60 arasındadır. İnorganik doldurucu olarak 0.04 µm büyüklüğündeki koloidal silika partikülleri kullanılmaktadır [26].

Mikrofil kompozit rezinler homojen ve heterojen olarak ayrılmaktadırlar. Homojen rezinlerde, rezin içine mikrodoldurucu ilavesi söz konusudur. Heterojen rezinlerde ise rezin içine, mikrodoldurucu ile beraber prepolimerize rezin doldurucular ilave edilmektedir. Prepolimerize doldurucu üretiminde öncelikle mikro doldurucular kümeler şeklinde sıkıştırılıp, rezin içine eklenmekte ve sertleştirilmektedirler. Daha sonra bu kompozit rezin, geleneksel kompozit rezinlerde kullanılan partiküllerden daha büyük boyutlarda öğütülerek prepolimerize doldurucu haline getirilmektedir [21, 24]. Prepolimerize partiküller organik doldurucu olarak adlandırılırlar, fakat bu terim teknik olarak doğru değildir çünkü yüksek oranda inorganik doldurucu içerirler [21].

#### **2.2.1.6. Hibrit Kompozit Resinler**

Partikül büyüklüğü 0.04-1 µm (ortalama 0.6 µm) olan kompozit rezinlerdir [29]. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içerir. Partikül büyüklüğü makrofil rezinden daha küçük, partikül miktarı mikrofil rezinden daha fazladır. İnorganik doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça % 75-80'dir [26]. Doldurucuların % 85-90'u cam partiküllerden geriye kalan % 10-15'i silika partiküllerinden oluşmaktadır [26]. İçerdikleri koloidal silika 0.04 µm boyutundadır [20].

Hibrit kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri ile mikrofil kompozit rezinlerin cilalanabilir yüzey özelliklerinin birleştirilmesi temel alınarak üretilmiştir [35].

Hibrit kompozit rezinler kendi arasında sınıflandırılmaktadırlar. Bu sınıflandırmada, hibrit kompozit rezinlerin tipinin belirlenmesinde en büyük partikül boyutu kullanılmaktadır. Fakat bazı araştırmacılar tarafından hibrit kompozit rezini oluşturan her iki partikül boyutunun da isimlendirmeye yansıtılmasının daha doğru olacağı belirtilmiştir [26].

Sınıflandırmada ilk olarak, mididolducular ve mikro doldurucuların oluşturduğu midihibrit rezinler yer almaktadır. Bu rezinler, midi-mikro hibrit veya midifil hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar. İkinci sırayı, minidolducular ve mikro doldurucuların oluşturduğu minihibrit rezinler oluşturmaktadır. Mini-mikro hibrit veya minifil hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar. Son olarak mididoldurucular ve nanodolducuların oluşturduğu nanohibrit rezinler yer almaktadır ve midi-nano hibrit olarak da adlandırılmaktadırlar [26].

Çizelge 2.3 Hibrit kompozit rezinlerin adlandırılması

Doldurucu içeriği	Adlandırma
1. Midi doldurucular ve mikro doldurucular	Midifil hibrit/midimikrohibrit rezinler
2. Mini doldurucular ve mikro doldurucular	Minifilhibrit/minimikrohibrit rezinler
3. Midi doldurucular ve nano doldurucular	Nanohibrit/midinanohibrit rezinler

### 2.2.1.7. Nanokompozit Rezinler

Nanokompozit rezinler, partikül büyüklüğü 0.005-0.01 µm olan kompozit rezinlerdir. Doldurucu içerikleri ağırlıkça % 80-90 arasında değişebilmektedir. Nanokompozit rezin içinde bulunan nanomerler, yaklaşık olarak 25 nm boyutunda kümeleşmemiş nano partiküllerdir. Nano öbekler ise zayıf bağlarla birleşmiş yaklaşık olarak 75 nm boyutundaki nanopartiküllerdir. Bu partiküller zirkonyum/silika partikülleridir. Sadece nanomer ve nanoöbek doldurucu partikül içeren nanokompozitler nanofil kompozit rezinler olarak da adlandırılmaktadırlar. Filtek Supreme ve Aelite kompozitler bu sınıftandır. [20, 36-38]. Nano boyuttaki doldurucu partiküller ile beraber, mikrodoldurucu veya prepolimerize doldurucu partikül içeren kompozit rezinler ise nanohibrit kompozit rezinler olarak adlandırılmaktadır [39].

Nanokompozitlerin geliştirilmesine olanak sağlayan nanoteknoloji ile nanopartikül elde etmede iki farklı teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden birincisi olan yukarıdan aşağıya yöntemde, materyale dışarıdan mekaniksel ve/veya kimyasal işlemler ile enerji verilmesi sonucunda materyalin nano boyuta kadar inebilecek küçük parçalara ayrılması esas alınmaktadır. Bu teknik ile çalışan yöntemlere verilebilecek en genel örnekler; mekanik öğütme ve aşındırma olarak gösterilebilmektedir. Tekniklerden ikincisini oluşturan aşağıdan yukarıya yöntemde; atomik veya moleküler boyuttaki yapıların kimyasal reaksiyonlar aracılığıyla düzenlenerek bir araya getirilmesi ve partikül oluşumu gerçekleştirilmektedir. Sonuç olarak bu partiküller ile nanoölçekli bir materyal elde edilmektedir [40]. Aşağıdan yukarıya yaklaşıma verilebilecek örneklerden biri de sol-jel tekniğidir. Bu teknik nanokompozit rezinlerde nano doldurucuların elde

edilme mekanizması olarak kullanılmakta ve atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde partikül elde edilmektedir [40-42]. Soljel prosesi, koloidal solüsyon “sol” oluşumu için ağların gelişimi ve solun jelleşerek devamlı sıvı faz “jel” içerisinde ağ oluşturmasını kapsamaktadır Sol’un hazırlanmasında kullanılan başlangıç materyalleri genellikle metal alkoksit bileşikleri gibi inorganik metal tuzları veya metal organik bileşiklerdir. İlk olarak öncül maddeler, koloidal bir süspansiyon veya sol oluşturmak için bir seri hidroliz ve polimerizasyon işlemlerine tabi tutulmaktadırlar. Sol, bir kalıba döküldüğü zaman jel formuna dönüşmektedir. Kurutma ve ısı işlemlerinden sonra jel, yoğun seramik veya cam partiküllerine dönüşmektedir [43]. Soljel sistemi, istenilen ebatlarda ve küresel özellikte doldurucuların elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Bu özellikte ve bu denli küçük partiküller, materyale daha şeffaf ve estetik yapı kazandırmaktadır [42]. Nanokompozit rezinlerde, öğütülerek elde edilen cam partiküller yerine sol-jel teknolojisi ile üretilen nano doldurucuların kullanılması materyalin düşük viskozite ile yüksek ışık geçirgenliği ve yüksek radyopasiteye sahip olmasını sağlamaktadır [30].

Nanokompozitlerdeki nanopartiküllerin çok küçük ve küresel şekle sahip olmasının avantajları bulunmaktadır. Küresel şekilli partiküllerin mekanik stresleri, keskin açılı bulunan düzensiz şekilli partiküllerden daha uniform dağıtma eğiliminde olduğu bildirilmiştir [24, 44]. Partiküllerin görünür ışık dalga boyundan (0.02-2  $\mu\text{m}$ ) daha küçük olması nedeniyle görünür ışık ile absorpsiyon ve saçılım gibi etkileşimlere girmeyeceği rapor edilmiştir [26].

Nanokompozitlerde doldurucuların çok küçük olması organik-inorganik faz bağlantısına iki türlü etki eder. Küçük inorganik doldurucuların organik matriks ile temas eden yüzey alanı artmıştır. Bu nedenle bağlantının kuvveti de artmıştır. [45]. Ancak bağlantı daha geniş bir yüzeyde sağlandığı için daha fazla miktarda da silan gerekir. Silanın fazla kullanımı dikkat gerektirir. Başarısız silanizasyon işlemi bağlanmayı olumsuz etkileyecektir [46].

Kompozit rezinlere fazla miktarda nano partikül eklemek viskozitede belirgin bir artışa neden olur. Yüzey gerilimi yüksek bu küçük partiküller yüzey stabilizasyonlarını sağlamak için bir araya gelerek kümelenirler. Bu şekilde rezindeki monomerden kaynaklanan büzümeye de karşı konmuş olur [47].

Nanohibrit kompozitlerde artan doldurucu içeriği partiküller arası mesafenin azalmasında, böylelikle rezin matriksin aşınmaya karşı korunmasında, polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında, mekanik ve yüzey özelliklerin geliştirilmesinde etkilidir

[26, 30, 48]. Restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanometrik boyutta kopmalar meydana gelmektedir. Nanomer gruplarının bu özelliği nanokompozit rezinlerin bir taraftan aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır [36, 41, 45].

## **2.1.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler**

### **2.2.2.1. Akışkan Kompozit Rezinler**

İnorganik doldurucu miktarı ağırlıkça % 40-50 arasında değişen kompozit rezinlerdir [49]. Nispeten düşük olan doldurucu içeriği rezine düşük elastisite modülü ve viskozite özelliğini verir [20, 26]. Bu özellik rezine akışkanlık ve kolay uygulama avantajları kazandırır. Ancak yine aynı nedenle doldurucu içeriği yüksek kompozitlerden mekanik olarak zayıftır ve yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi gösterir [50]. Doldurucu içeriğinin düşük, fiziksel özelliklerinin zayıf olması nedeni ile akışkan kompozitlerin düşük stres alanlarında veya küçük oklüzal restorasyonlarda kullanımı tavsiye edilir [50]. Bu özellikleri ile dişi yüksek oranda ıslanabilir duruma getirilebilmekte ve minimum kalınlıkta tabakalar oluşturabilmektedir [20].

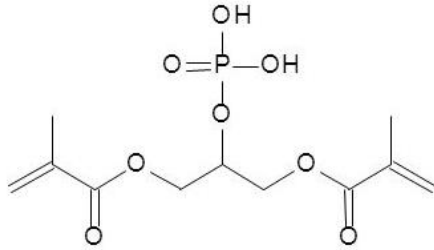
Akışkan kompozit rezinlerin, *undercut*'lara penetrasyon potansiyelinin ve kavite duvarlarına adaptasyonlarının iyi olduğu savunulmaktadır [26, 29]. Akışkan kompozitlerin başlıca endikasyonları şu şekilde sıralanabilir;

- Koruyucu rezin restorasyonlar
- Pit ve fissür örtücüler
- Kavite taban maddesi
- Minimal invaziv sınıf II restorasyonlarda
- Sınıf II restorasyonlarda gingival basamakta
- Sınıf V abfraksiyon lezyonlarında [50].

Ayrıca ortodontik braketlerin yapıştırılmasında, travma sonrası kırık veya mobil dişleri splintlemede, opasitesi nedeni ile metal alt yapıları maskelemede, protez tamirinde, kompozit restorasyonların tamirinde, indirek kavitelerde *undercut*ları örtmek için, minimal invaziv sınıf III restorasyonlarda, porselen ve kompozit veneerlerin simantasyonunda da kullanılırlar.

Adeziv diş hekimliğindeki en yeni gelişmelerden biri kendinden adezivli akışkan kompozitlerdir. Kendinden adezivli akışkan kompozitler tek basamaklı self-etch adezivler ile akışkan kompozitlerin bir kombinasyonu olarak düşünülebilir. Bu rezin sistemde adeziv uygulama basamağı kaldırılmış, böylece klinik uygulama süresini kısaltmak ve aşamalardan kaynaklanabilecek hataları en aza indirmek amaçlanmıştır. [51]. Fusio Liquid Dentin ve Vertise Flow adlı ürünler kendinden adezivli kompozitlerdir.

Vertise Flow gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) adeziv monomeri içerir (Şekil 2.5). Bu monomerde iki fonksiyonel grup bulunur. Biri fonksiyonel fosfat grubu, diğeri fonksiyonel metakrilat grubudur. Fosfat grubu asidik etki gösterir ve dişin kalsiyumu ile bağ kurar, metakrilat grup ise diğeri metakrilat grupların monomerleri ile kopolimerize olur [52].



Şekil 2.5 GPDM kimyasal formülü [53]

Akışkan kompozitlerdeki bir diğeri gelişme de yüksek dolduruculu akışkan kompozitlerin tanıtılmasıdır. G-aenial Flo adıyla tanıtılan ürün yüksek viskoziteye sahiptir ve mekanik özelliklerinin geleneksel kompozit rezinlerden farksız olduğu iddia edilmektedir [54, 55]. Bu kompozit ağırlıkça %69 oranında nano boyutlu doldurucu partiküller içerir [56]. Doldurucu partikülleri geleneksel kompozitlerden farklı olarak ürün viskozitesini azaltmak ama aynı zamanda yüksek stres alanlarında kullanılabilmek üzere modifiye edilmiştir [56].

Bir defada 4 mm'ye kadar kompozit ilavesine izin veren *bulk fill* sistemler 2009 yılında akışkan formda piyasaya sürülmüştür. Bu kategoride ilk olarak tanıtılan ürün Surefil SDR flow'dur. Organik matriksi patentli bir üretan dimetakrilattır. Organik matriks, polimerizasyon kinetiklerini kontrol edebilen fotoaktif gruplarla birleşmiştir. Üreticiye göre bu durum düşük polimerizasyon büzülmesi sağlar [57]. *Bulk fill* kompozitler geniş kavitelere zaman tasarrufu sağlar. Kompozit tabakaları arasında

hava kabarcığı oluşma riskini en aza indirir [58]. Filtek Bulk Fill ve SonicFill diğer akışkan bulk fill kompozitlerdir.

### **2.2.2.2. Kondanse Edilebilir Kompozit Rezinler**

Yüksek oranda farklı boyutta doldurucu partiküllerin karışımından oluşmuş düzensiz ve pöröz doldurucu kullanımı ile elde edilen kompozit rezinlerdir. Rezin miktarının azaltılması ve inorganik doldurucu yüzdesinin artırılmasına bağlı olarak viskozitesi de artış göstermektedir [20, 26, 29]. Doldurucu içeriği yaklaşık olarak ağırlıkça % 70-80 arasında değişmektedir [59].

Basınç uygulayarak kondanse edilebilmeleri, iyi bir kontak noktasının başarılabilmesi, daha iyi bir okluzal anatomi oluşturulabilmesi en önemli avantajlarıdır [20, 26]. Özellikle Sınıf II restorasyonlarda daha iyi proksimal kontak elde edilebilir [26].

Bir kompozit rezin tabakası ile diğer tabaka arasında adaptasyonda zorluk yaşanabilmesi, zor işlenebilmesi, doldurucu partikülleri hibrit kompozit rezinlere oranla daha büyük olduğu için bitirme ve polisaj işlemleri sonrası pürüzlü yüzey oluşma riski de karşılaşılabilecek dezavantajlarıdır [26].

Bu kompozit rezinleri adlandırmak için ‘paketlenebilir’ terimi de kullanılmaktadır. Çünkü bazı araştırmacılar tarafından kondanse edilebilir teriminin doğru anlamı ifade etmediği ve kullanılmaması gerektiği savunulmaktadır. Kondansasyon, amalgamın kaviteye kondense edildiği zaman olduğu gibi, hacim azalması ile yoğunlukta bir artış anlamına geldiğinden dolayı kondanse edilebilir terimi bu materyal için uygun bulmazlar. [60].

Kompozitlerin vizkozitelerine göre sınıflandırılmasında farklı bir terminoloji de kullanılmaktadır. Bu terminolojiye göre kompozitler aşağıdaki şekilde sınıflandırılmaktadırlar [61].

- Light-body rezin kompozitler: Bu kompozit reçineler akışkan materyallerdir.
- Medium-body rezin kompozitler: Mikrofil, hibrit, mikrohibridlerdir.
- Heavy-body rezin kompozitler: Paketlenebilir kompozitler bu gruba dahildirler.



### **2.1.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler**

#### **2.2.3.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Bu sistemde, pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Yapısal özelliklerinden dolayı uygulandıktan 3-5 yıl sonra renklerinde değişimler olmuştur [31].

#### **2.2.3.2. Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Kimyasal yolla polimerize olan kompozitlere alternatif olarak polimerizasyonu başlatmak için, ultraviyole ışık ve başlatıcı (inisiyatör) olarak da benzoilalkileter kullanılmıştır [31].

#### **2.2.3.3. Hem Kimyasal Yolla Hem de Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Bu tür reçinelerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak reçineye ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip reçineler, özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın reçine uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır [31].

### **2.2. Yaşlandırma Yöntemleri**

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 [62].

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.

### **2.2.1. Termal Siklus**

Termal siklus ağız boşluğunda gözlenen sıcaklık değişimlerinin in vitro koşullarda diş ve restorasyona uygulanma işlemidir [63]. Termalsiklus uygulaması ile yaşlandırmanın dişler ve restorasyon üzerindeki etkisi iki şekilde açıklanmaktadır. Birincisi, sıcak suyun ara yüz bileşenlerinin hidrolizisini takiben su alımını ve zayıf polimerize olmuş polimer rezinin veya parçalanma ürünlerinin 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 olabilmektedir. Bu durum perkolasyon olarak tanımlanmaktadır [64-66].

Termal siklus yöntemi, en sık kullanılan yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartları termal siklus örneklerine 5°C ve 55°C deki su banyolarında 500 siklus uygulanmasını uygun bir yapay yaşlandırma test biçimi olarak göstermiştir [64]. Gale ve Darvell tarafından yayınlanan derlemede ise 10.000 termal siklusun in vivo olarak yaklaşık bir senelik fonksiyona eşdeğer olduğunu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem bağlanma etkinliğinin taklit edilmesi için çok az olduğunu öne sürmüşlerdir [65, 67].

Çalışmalarda termal siklus testinde banyo sıvısı olarak su, serum fizyolojik, yapay tükürük, deiyonize su ve fosfatla tamponlanmış su kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarda banyo sıvılarına daldırma süreleri 5 saniye ile 300 saat arasında değişebilmektedir [68].

### **2.2.2. 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 [69, 70]. Ağız ortamında dolgu ve diş yapıları üzerinde asimetric basınç meydana getiren bu mekanik faktörler in vitro çalışmalara da yansıtılmıştır [63, 69]. In vitro çalışmalarda çiğnemeyi taklit etmek amacıyla okluzal yükleme veya mekanik siklus kullanılmaktadır [67, 70]. Restore edilmiş dişlerde mekanik siklusun, deformasyonun miktarını kalıcı olarak veya yalnızca diş stres altındayken artırdığı gösterilmiştir [63, 69].

Oklüzal yükleme ile yaşlandırma yöntemi, daha çok kırılma dayanımı (yükleme sırasında), bağlanma dayanımı (yükleme sırasında) ve mikro sızıntı (yükleme sonrasında) ölçümlerinde kullanılır [71-73].

### 2.2.3.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 [67]. Bekletme sıvısı genellikle sudur. 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 antibiotikler ilave etmişlerdir [74, 75].

Yapılan çalışmalarda, kısa süreli bekletmelerde bile bağlanma kuvvetinin önemli ölçüde azaldığı rapor edilmiştir [66]. Bağlanmanın azalmasına, ilk olarak, rezin veya kollajen hidrolizi ile ara yüzey elemanlarında meydana gelen bozulmanın sebep olduğu sanılmaktadır. Fakat su, polimer matriks içerisine nüfuz edebilir ve polimer zincirleri arasındaki sürtünme kuvvetini düşürerek polimer matriksin mekanik özelliklerini azaltabilir. Buna **plastikleşme** adı verilmektedir. Ayrıca, polimerize olmamış monomerler gibi bazı ara yüzey elemanları ayrışabilir ve bu da bağlanma kuvvetinin azalmasına sebebiyet verebilir [66].

Ağız ortamını birebir taklit etmek amacıyla bekletme sıvısı olarak yapay tükürük sıvıları da kullanılabilir. Ancak, Kitasako ve arkadaşlarının bir çalışmasında su veya yapay tükürük sıvısında bekletmenin bağlanma kuvveti açısından fark yaratmadığı gösterilmiştir [76].

### 2.4.Yüzey İşlemleri

İki kompozit tabakası arasındaki bağlanma genellikle polimerize olmamış oksijen inhibisyon tabakasının varlığı ile olur. Restorasyon yaşlandıkça bu polimerize olmamış yüzey tabakası kaybolur. Bu nedenle de tamir işlemlerinde kompozit-kompozit bağlantısını güçlendirmek için çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemleri ve ara yüz materyalleri kullanılması gibi teknikler önerilmiştir [3]. Bu kemomekanik yöntemlerin başlıcaları karbit veya elmas frezle aşındırma, hidroflorik veya fosforik asitle dağlama, adeziv rezinlerin kullanımı, lazer ile pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama ve air abrazyon ile kumlamadır [77].

#### **2.4.1. Elmas Frez ile Aşındırma**

Elmas frezler bütün preparasyonlar için klinikte en yaygın kullanılan aletlerdir. Dönerek çalışan bu aletlerin en önemli problemi ısı oluşturmalarıdır. Bazı çalışmalarda yetersiz su eşliğinde çalışıldığında pulpaya iletilen ısının 15°C'ye ulaştığı gösterilmiştir. 5.5°C nin üzerindeki ısı artışlarının pulpada nekroza varan harabiyetlere yol açabileceği bilinmektedir [78]. Ancak araştırmalar su eşliğinde çalışıldığında pulpaya iletilen ısı artışının 2-4 °C arasında kaldığını göstermiştir [79, 80]. Hızın artması ile birlikte dişte vibrasyon ve ağrı hissi de artar. Dişte mikro çatlaklar ve diş yapılarında istenenden fazla madde kaybı olabilir [81]. Bazı durumlarda hekim, iyatrojenik pulpa ekspozlarına sebep olabilir. Dikkatli çalışılmadığında komşu dişe zarar verme olasılığı söz konusudur. Ayak, pedaldan çekildikten sonra bile frezin dönmesi 5 saniye kadar devam eder. Olası yaralanmaları önlemek açısından hekimin dikkatli olması gerekir. Çalışma sırasında oluşan sesin hasta açısından rahatsızlık verici olduğu bilinmektedir.

Kompozitin elmas frezlerle pürüzlendirilmesi tamir materyalinin mekanik retansiyonunu artırır. İnce grenli frezler orta ve çok ince grenli frezlere kıyasla daha iyi sonuç verirler [82].

#### **2.4.2. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile Air Abrazyon**

Çürüğün temizlenmesi ve yüzeyin pürüzlendirilmesi için alternatif bir metod olan air abrazyon ilk defa R.B. Black tarafından 1943 yılında tanıtılmıştır. O yıllarda mevcut restoratif materyaller dik açılı ve keskin kenarlı kavite gerektirmekteydi. Air abrazyon ile ancak yuvarlak hatlı preparasyonlar hazırlanabildiği ve henüz adeziv teknoloji geliştirilmediği için yöntem popülaritesine günümüzde ulaşabilmiştir [83].

Air abrazyon uygulaması, cihaz içindeki haznede bulunan aşındırıcı alüminyum oksit partiküllerinin basınçlı hava yardımı ile dar bir tüpten geçerek yüzeye püskürtülmesidir. Alüminyum oksit, ilaç ve yiyeceklerde de kullanılan, toksik olmayan, stabil, akıcı, ucuz, ve kolay bulunan bir maddedir [84]. En sık kullanılan partikül boyutu 27 µm ve 50 µm'dir [85].

Bu sistemin avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Sistem yumuşak dokulara zarar vermez.
- Ağrı hissini azaltır ve dişhekimi fobisinin yenmesine yardımcı olur.
- Çoğu konservatif preparasyonda lokal anesteziye gerek kalmaz.
- Çalışma esnasında ısı, vibrasyon, basınç, ses ve koku oluşturmaz.

- Non travmatiktir; ısı ve vibrasyondan kaynaklı mikroçatlakların oluşumu görülmez.
- Kavite duvarları ile materyal arasındaki adaptasyonun daha iyi oluşuna bağlı olarak mikrosızıntıyı azaltır [86].

Ancak air abrazyon tekniğinde hekim dokünma duyusundan faydalanamaz. Air abrazyon kullanımı güçlü aspirasyon sistemi gerektirir. Partiküller inhalasyon problemlerine neden olabilir. Air abrazyon teknikle yumuşak dentin çürüğünün uzaklaştırılması mümkün değildir [87, 88].

### 2.4.3. Tribokimyasal Silika Kaplama

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. Bu yöntemle laboratuvarında (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.

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 [23].

Restorasyon, Cojet™ sisteminde ortalama büyüklüğü 30 µm olan silika ile modifiye Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> partikülleri ile pürüzlendirilir. Partikül boyutunun çok küçük olması nedeni ile geleneksel abrazyonlara kıyasla aşınma oranı daha düşüktür. Küçük partikül boyutu ince kron kenarları veya dar kavite alanlarında pürüzlendirmeye imkân tanır. Partiküllerin çarpmasıyla oluşan yüksek ısı enerjisi seramik yüzeyde 15 µm derinliğine kadar çukurlar oluşturur. Ürün kılavuzunda kompozit rezinler için pürüzlülük değeri bildirilmemiştir. Pürüzlendirmeden sonraki aşama silanizasyondur. Silanizasyon, adeziv rezin ile metakrilat monomer sistemleri arasındaki kimyasal bağ oluşumdur. Böylelikle, bağlanma için yeterli miktarda serbest hidroksil grubu içeren ince bir silika tabakası oluşturmak hedeflenir [89, 90].

Silandaki alkoksi gruplar silikatize yüzey ile kimyasal bağ oluştururken, metakrilat gruplar rezindeki monomerler ile kopolimerize olurlar. Rezin ve silikatize yüzey arasındaki kimyasal bağ bu şekilde oluşur. Mikro boşluksuz ideal bir bağlanma için silanizasyon sonrası adeziv kullanımı önerilir [23].

Silika uygulaması sonrasında havadaki SiO<sub>2</sub> tozunun eşik değeri olan 15µm/m<sup>3</sup>'ün çok altında kaldığı ve solunum açısından risk oluşturmadığı belirtilmiştir [91]. Koruyucu uygulama olarak rubber dum uygulaması, hasta ve hekim için koruyucu gözlük kullanımı önerilir.

#### 2.4.4. Lazer

##### 2.4.4.1. Lazerin Tanımı ve Tarihçesi

“LASER” kelimesi, İngilizce “*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*” kelimelerinin baş harflerinden türetilmiş bir kısaltmadır ve dilimizde karşılığı “radyasyon salınımının (emisyonunun) uyarılması ile ışık şiddetinin artırılması”dır.

Lazer ışını teorisi, 1916’da Albert Einstein tarafından ortaya konulan “Kuantum Teorisi”ne dayanır [92]. Bu teoriye göre Einstein; algıladığımız maddelerin klasik fizikte sanıldığı gibi durgun bir yapısının olmadığını belirtmiştir. Cansız gibi görünen maddelerin elementer parçacıklarının canlı özellik gösterdiğini, yani hareket halinde olduğunu ve eğer uygun boyuttaki bir foton (ısıyı oluşturan en küçük parçacık) daha önce uyarılmış bir moleküle çarparsa, aynı boyutlarda başka bir foton yayabileceğini ileri sürmüştür. Bu teori, radyasyonun kendiliğinden ve uyarılmış salınım teorisinin gelişiminin temelini oluşturmıştır. 1951 yılında, uyarılmış salınım teorisine dayanan ilk cihaz olan “MASER”ı (Microwave Amplification of Stimulated Emission of Radiation) keşfeden Amerikalı fizikçi Charles Hard Townes, 1958 yılında “maser prensibi”nin; içinde ışığın da bulunduğu herhangi bir dalga boyundaki bütün elektromanyetik dalgalara uygulanabileceğini belirtmiştir [93]. 1960’da Theodore Maiman tarafından yakut (ruby) kristali ile yapılan ilk çalışan lazerin keşfinden bir yıl sonra, neodmiyum lazerin keşfiyle, lazer sistemleri literatürde bir yere sahip olmuş ve daha sonraları farklı dalga boylarında lazer sistemleri geliştirilmiştir [94-96].

#### 2.4.4.2. Lazer Sistemlerinin Bileşenleri

Bir lazer sistemi genelde üç ana bileşenden oluşur:

**1) Enerji Kaynağı (Pompalama Kaynağı):** Lazer aktif ortamına enerjinin nasıl sağlandığı, ortamın yapısına bağlıdır. Enerji kaynağı elektrik akımı, radyo dalgaları, mikrodalgalar, kimyasal reaksiyonlar veya başka bir lazerden veya flaş lambasından elde edilen optik radyasyon olabilir [97].

**2) Aktif Ortam:** Lazerler, ışığın oluşturulduğu aktif ortamda yer alan katı, sıvı, gaz veya yarı iletken elementlere göre adlandırılır. Aktif ortam, uyarılmış salınımın gerçekleştiği materyal olarak tarif edilebilir. Kullanılan özgün materyal, açığa çıkan enerjinin dalga boyunu ve dolayısıyla lazerin klinik kullanım alanını belirler [97].

**3) Optik Rezonatör (Aynalar):** Aktif ortamda oluşturulan ışık yansıma, kırılma ve diğer kayıpları karşılayacak biçimde rezonans durumuna getirilir. Bu amaçla lazer ortamı, uzun ve doğrusal bir parça şeklinde düzenlenir ve iki ucuna çok kuvvetli yansıtıcı aynalar konarak ışığın bunlar arasında ileri-geri yansıması sağlanır. Paralel olarak yerleştirilmiş olan bu aynalardan biri yarı geçirgen, diğeri ise tam geçirgendir. Rezonans frekansına ulaşan lazer ışığı, yarı geçirgen aynadan geçerek kullanılacak sahaya yönlendirilir.

#### 2.4.4.3. Lazer Işığının Özellikleri

Lazer demeti, geleneksel ışık kaynakları tarafından üretilen ışık demetlerinden farklıdır. Görünür ışıkla lazer ışığı arasındaki farklar Şekil 2.6'daki gibidir.

Görünür Işık	Lazer Işığı
<ul style="list-style-type: none"><li>• Dağınıktır.</li><li>• Birçok renk içerir.</li><li>• Işık dalgaları farklı fazdadır.</li><li>• Düşük güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Doğrusaldır, dağılmaz. (Collimated)</li><li>• Tek renklidir. (Monochromatic)</li><li>• Işık dalgaları aynı fazdadır. (Coherent)</li><li>• Yüksek güç yoğunluğu ve enerjiye sahiptir.</li></ul>

Şekil 2.6 Lazer ışığı ve görünür ışık karşılaştırması

#### 2.4.4.4. Lazer Işığının Dokuya Etkileri

Lazer fotonları doku tarafından soğurulabilir (*absorption*), yansıtılabilir (*reflection*), dokular içerisinde saçılabilir (*scattering*) veya dokuda herhangi bir etki meydana getirmeksizin dokudan geçebilir (*transmission*) [95, 98-100].

**Soğurulma (*absorption*):** Bir lazerin biyolojik bir etki gösterebilmesi için enerjisi doku tarafından soğurulmalıdır. Dokudaki soğurulma miktarı, lazerin dalga boyu ve hedef dokunun optik özelliklerinden etkilenmektedir. Enerji dokuda bir miktar dağıldıktan sonra soğurulma meydana gelir. Doku içerisinde soğurulan lazer enerjisi dokuda çoğunlukla termal enerjiye dönüşüp, vaporizasyon (buharlaştırma) ya da karbonizasyona (kömürleşme) neden olur. Bu durum ışık enerjisinin ısı enerjisine dönüşümü olarak da tarif edilebilir. Lazerlerin ağız ve diş dokularında meydana getirdiği etkilerin çoğu ısı tarafından başlatılmaktadır. Bazen de soğurulan lazer ışığı sadece termal etki göstermeyip hücreler arası moleküler bağları kırarak etki gösterir [99, 100].

**Yansıma (*reflection*):** Bir doku üzerine lazer ışığı uygulandığında, lazer enerjisi doku tarafından yansıtılabilir [99]. Yansıyan ışık, doku yüzeyinden sekerek dışarıya doğru dağılır. Yansımanın meydana gelmesi, enerjinin dokuya hedeflenen miktarda iletilmediği anlamına gelir. Doku tarafından soğurulamayan önemli miktarda ışık, lazer uygulaması sırasında dokudan yansır. Yansıyan lazer enerjisinin miktarı ve zararı, uygulanan dokuya ve enerji miktarına göre değişir. Şayet yansıyan enerji miktarı fazla ise ya da uygulanan yüzey sert ve parlaksa çevre dokulara zarar verilebilir. Mineden yansıma, dentin, sement ve dişetine göre daha fazladır.

**Saçılma (*scattering*):** Lazer ışığı enerjisinin doku içinde molekülden moleküle sekerek dağılması ya da sıçraması, 'saçılma' etkisi olarak bilinmektedir [95]. Lazer enerjisinin hedeflenen noktadan farklı yönlere sapan kısmıdır. Soğurulma ne kadar fazla olursa, saçılma o kadar az olur. Saçılma, enerjinin dokuda daha geniş bir hacme dağılmasından sorumludur ancak lazer ışığının güç yoğunluğunu azaltır. Bu şekilde termal hasar etkisi de en aza indirilmiş olur [99].

**Geçme (*transmission*):** Lazer ışığı doku içerisinde hiçbir etki göstermeden derinlere ilerleyip, dokuyu terk edebilir. 'Geçme' etkisi dalga boyuyla ilgili olarak lazer ışığının doku içerisinden geçerek ulaştığı maksimum penetrasyon derinliği olarak da tanımlanır. Lazer ışığının dalga boyu uygulandığı doku tarafından ne kadar az soğuruluyorsa, ışık doku içerisinde o kadar derine geçebilir [99].



#### 2.4.4.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

Diş hekimliğinde kullanımı FDA tarafından onaylanmış ve günümüzde yaygın olarak kullanılan lazerler, dalga boyları ve kullanım alanları Çizelge 2.4’de gösterilmiştir [96, 101-104] .

Çizelge 2.4 Diş hekimliğinde kullanılan lazerler

Lazerin adı	Dalga boyu	Kullanım alanı
Argon Lazer	350-514 nm	Yumuşak doku uygulamaları, çürük önleme, kompozit polimerizasyonu, beyazlatma
Diyot Lazer	780-820-870-910 nm	Çürük teşhisi, biyostimulasyon, beyazlatma, kök-kanalı ve periyodontal cep dezenfeksiyonu, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi
Nd:YAG Lazer	1064nm	Yumusak doku eksizyonu, koagülasyon, biyostimulasyon, beyazlatma, kök-kanal ve periyodontal cep dezenfeksiyonu, dentin aşırı duyarlılığı tedavisi
CO <sub>2</sub> Lazer	10600 nm	Sert ve yumuşak doku uygulamaları, koagülasyon, çürük önleme
Er:YAG Lazer	2940 nm	Sert doku preparasyonu
Er,Cr:YSGG	2780 nm	Yumusak doku eksizyonu, seçici çürük temizleme.

Lazer geleneksel yöntemlere göre daha az ağrıya neden olur, anestezi ihtiyacını azaltır ve bağlanma dayanımını artırır. Bu özellikleri nedeni ile tercih edilen bir yüzey işlemdir. Diş hekimliğinde kullanılan farklı lazer tipleri arasında Erbium lazerler kavite preparasyonu için en uygun olanıdır [105]. Nd:YAG lazerin de seramik ve kompozit preparasyonunda kullanıldığı çalışmalar mevcuttur [106, 107]. Ancak Nd:YAG lazer uygulamasından sonra kompozit rezin matriksinde ısı değişimleri olduğu, bunun da yüzey düzensizliklerine sebep olduğu bildirilmiştir [108].

#### **2.4.4.6. Erbiyum: İttriyum- Alüminyum- Garnet (Er:YAG) Lazerler**

Zharkov, 1974 yılında 2490 nm dalga boyunda ışık üretimi yapan katı hal lazerini yani Er:YAG lazeri tanıtmıştır. Bütün orta-kızıl ötesi ışın yayınlayan lazerler içinde suyun emilim bant genişliği ile iyi bir uyum sağlayan 2490 nm dalga boyundaki Er:YAG lazerler, su tarafından emilimi en yüksek olanıdır. Suyun emilme katsayısı teorik hesaplarda CO<sub>2</sub> ve Nd:YAG lazerlerinden 15000-20000 kat fazladır. OH<sup>-</sup> gruplarının da maksimum soğurma dalga boyu 2800 nm civarında olmasına karşın, 2940 nm lik dalga boyları bu gruplar tarafından da yüksek miktarlarda soğurulmaktadır. Er:YAG lazerler, bütün biyolojik dokular su içerdiğinden sadece yumuşak dokularda değil, sert dokularda da kullanılabilir [109].

Diş hekimliğinde, serbest çalışan darbeli Er:YAG lazerleri, kavite preparasyonu ve yumuşak doku tedavisinde kullanılmaktadır. FDA, Er:YAG lazerleri için bu işlemleri 1997 yılında onaylamıştır. Er:YAG lazerin su tarafından yüksek miktarda soğurulması, ışın esnasında çevre dokulardaki termal etkilerinin azalmasına neden olmaktadır. Sert doku işlemlerinde bir miktar ısı oluşumu kaçınılmazdır. Ancak, bu tür dokular da az miktarda su içerdiğinden sorun olmamaktadır. Bunlara ek olarak, sert doku kesimlerinde su spreyinin kullanılması halinde, hedef, sürekli nemli tutulmaktadır [109].

Er:YAG lazerler, Erbiyum (Er<sup>3+</sup>) iyonları ile katkılandırılmış, YAG ana kristalinden oluşmaktadır. YAG içinde olduğunda, Erbiyum iyonları, 2936 nm dalga boyunda lazer emisyonu gerçekleştirmektedir [109].

Erbium iyonları aynı zamanda krom sentezli YSGG (yttrium scandium gallium garnet) ana kristali içine de katkılandırılabilir. Bu yolla üretilen lazer, erbiyum, krom YSGG (Er,Cr:YSGG) lazeri adını almaktadır. YSGG içinde olunca, erbiyum iyonlarının genelde 2790 nm dalga boyunda emisyonu söz konusu olmaktadır. Ortalama

20-30 Watt gücündeki lazerler popülerdir ama diş ürünlerinde 5-10 Watt güçlü olan ürünler daha çok kullanılmaktadır [109].

Darbeleri erbiyum lazerleri, dokuyu mükemmel bir hassasiyette kesebilmektedir. Er:YAG dalga boyu (2940 nm), hem dokunun su bileşenleri, hem organik matris ve inorganik hidroksiapatit bileşenleri tarafından çok güçlü bir biçimde emilmektedir [110].

Yüzeysel penetrasyon derinliği ve yüksek pik gücü, erbiyum lazerlerin diş, kemik, tartar gibi sert yüzeylerde de kesinlik sağlamasına imkan vermektedir. Sert dokular için kullanılan teknik, sadece buharlaştırma veya fotoakustik işlemlerinin biri yerine, bu iki tekniğin uygun bir kombinasyonu olmaktadır [109].

Er:YAG lazer ışınması sırasında enerji, su molekülleri ve biyolojik dokunun su içeren bileşenleri tarafından seçici olarak soğurulmaktadır. Bu durum, suyun ve organik bileşenlerin buharlaşması ve bu işlem esnasında ortaya çıkan ısı miktarına göre ortaya çıkan termal etkiler ile sonuçlanmaktadır (fototermal buharlaşma). Sert doku işlemlerinde su buharı üretimi, doku içindeki iç basıncın artmasını tetiklemekte ve mikropatlama adı verilen bir patlamayla genleşmeye sebep olmaktadır [111]. Bu dinamik etkiler, mekanik dokunun çökmesine ve termomekanik veya fotomekanik kesimin gerçekleşmesini sağlamaktadır. Er:YAG lazeri ile sert doku kesiminde; inorganik bileşenlerin ısıyı biriktirmeye başlamasından önce, su ve su bazlı organik bileşenler, lazer enerjisini hızlı bir biçimde soğurmaya başlamaktadır. Bu da termomekanik patlamalı kesim işlemi sonucunu doğurmaktadır [109].

Dental sert doku ablasyonu için Er:YAG lazer kullanımı ilk kez Hibst ve ark. [112] tarafından rapor edilmiştir. Aynı tarihlerde bu lazerin sert doku ablasyon etkinliği başka araştırmacıların da ilgi alanına girmiştir. Paghdiwala, düşük enerjide, su soğutması kullanmadan, mine ve dentinde delikler oluşturarak, Er:YAG lazerin sert dokularda ablasyon meydana getirme etkinliğini göstermiştir [113]. Hibst ve Keller Er:YAG lazerin mine ve dentini etkili olarak uzaklaştırdığını bildirmişlerdir [114]. Kayano ve ark. da, Er:YAG lazerin kavite açmada kullanılabileceğini bildirmişlerdir [115]. Keller ve Hibst çekilmiş dişlerde, çevre dokulara minimal termal hasarla mine ve dentinin uzaklaştırılabileceğini göstermişlerdir [116]. Diğer çalışmalar da çevre dentinde minimal termal hasarla çürüğün etkili bir biçimde uzaklaştırıldığını desteklemektedir [117, 118].

Er:YAG lazerler, defektif kompozit rezin tamirinde ve kompozit restorasyonların kaldırılmasında da etkilidir [119, 120]. Ayrıca Er:YAG lazerin antibakteriyel

etkinliğinin değerlendirildiği çalışmalar kavite dezenfeksiyonunda bu lazerin kullanılabilceğini göstermiştir [121-123]. Er:YAG lazerin hem yumuşak hem de sert dokulardaki başarısı, bu lazerin tercih sebebi olmaktadır.

#### 2.4.5. Adeziv Rezinler

Adezivler, adezyonu oluşturan maddelerin genel adıdır. Adezyon, latinedeki ‘*adhaerere*’ kelimesinden köken almakta olup farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti anlamına gelmektedir. Adezivin uygulandığı yüzeye ise aderent adı verilir.

Adezyonun 4 farklı türü vardır [124, 125];

1. Mekanik adezyon: Girintili çıkıntılı düzensiz yüzeyler arasında oluşan mikromekanik kilitlenmedir.
2. Adsorpsiyon adezyonu: Bu adezyon türü, adeziv ve aderent arasında oluşan primer bağlar (iyonik, kovalent, metalik bağlar) ve sekonder kimyasal bağların (hidrojen bağları, dipol etkileşimi) bütünüdür.
3. Difüzyon adezyonu: Mobil moleküller arasında oluşan bir bağlanma türüdür.
4. Elektrostatik adezyon: Metal ve polimer yüzeylerin atomları arasında elektrostatik etkileşimler sonucu oluşur.

Bu adezyon türlerinden herhangi birini sağlayabilmek için adeziv ve aderent arasındaki mesafenin mümkün olduğunca az olması gerekmektedir (yaklaşık  $3-4^{\circ}A$ ). Adezyonu sağlayacak iki maddenin aralarındaki mesafe dışında, ıslanabilirlik, yüzey gerilimi ve değim açısı da adezyonu etkileyen diğer faktörlerdir. İdeal bir adezyon için adeziv, bağlandığı yüzeyi tamamen ıslatabilmelidir. Adeziv, aderent yüzeyine ne kadar iyi akar ve yüzeyi ne kadar iyi ıslatırsa o kadar güçlü bir adezyon oluşacaktır. Islanabilirlik değim açısı ile ölçülür. Değim açısı aderent yüzeyine damlatılan adezivin oluşturduğu küre parçasına her iki maddenin birleştiği yerden çizilen teğet ile aderent yüzeyi arasında oluşan açıdır. Bu açının sıfır veya sıfıra yakın olması daha iyi bir adezyon oluşmasını sağlayacaktır [31, 124, 125]. Adezivin yüzey gerilimi aderentin yüzey gerilimine eşit veya yüzey geriliminden daha düşük olmalıdır [126]. Adezivin yüzey gerilimi ne kadar düşük olursa değim açısı da o kadar azalacak ve daha güçlü bir adezyon oluşacaktır.

### **2.4.5.1. Dentin Adeziv Sistemlerin Bileşenleri**

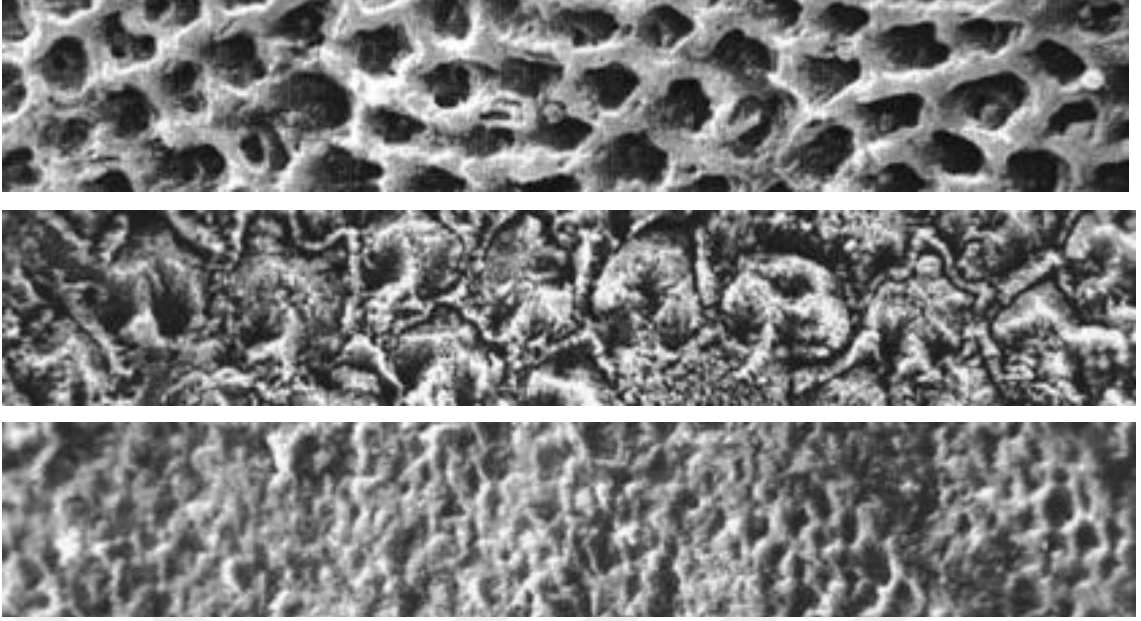
Dentin adeziv sistemler temel olarak üç bileşenden oluşurlar.

#### **2.4.5.1.1. Kondisyonerler**

Uygulandıkları yüzey koşullarını değiştirerek adeziv sistemlerin kimyasal ve mikromekanik bağlanmalarını sağlayacak uygun bir yüzey oluştururlar. Bu amaç için günümüzde en yaygın olarak kullanılan yöntem asitle pürüzlendirme işlemidir [124, 127]. 1960'lardan bu yana farklı tip ve konsantrasyonda asitler kullanılmıştır [128-131].

Fosforik asit, mine yüzey koşullarını değiştirmede sitrik asit, hidroflorik asit ve hidroklorik asitle kıyaslandığında en iyi sonuçları vermiştir [130, 131]. Fosforik asit %30'dan düşük konsantrasyonda ve 30 s'den daha kısa süre uygulandığında mineyi yeterince çözememektedir [131, 132]. Uygun konsantrasyon ve sürede uygulanan asit minenin ıslanabilirliği ve yüzey gerilimi artırır. Yüzeyinde oluşan pürüzlülük sayesinde bağlanma için daha geniş bir alan oluşur [130, 133-135]. Ancak minenin prizmasız dış tabakasının asitlemenin etkinliğini azalttığına inanılmaktadır. Yüksek miktardaki kristaller ve bu kristallerin tek yönlülüğü minenin çözünürlüğünü azaltabilmektedir. Bu nedenle mine asitlenmeden önce prizmatik yapının kaldırılması önerilir [136].

Taramalı elektron mikroskobu ile incelendiğinde asit uygulandıktan sonra minede üç tip pürüzlendirme gözlemlenmiştir (Şekil 2.7). Tip-I pürüzlendirmede mine prizmalarının çeperleri sağlam kalırken, prizma gövdeleri ortadan kalkmış balpeteği görünümündedir. Tip-II pürüzlendirmede mine prizmalarının periferleri çözünerek uzaklaşmış, kaldırım taşı görünümü ortaya çıkmıştır. Tip-III pürüzlendirmede ise prizmaların morfolojisiyle uyumsuz bir çözünme ve daha silik bir görünüm izlenmiştir [134].



Şekil 2.7 Asit uygulanan minenin SEM görüntüsü. Yukarıdan aşağıya doğru; Tip I bal peteği görünümü, Tip II kaldırım taşı görünümü, Tip III miks görüntü [137-139]

Dentin dokusunda ideal bir adezyon sağlamak mine dokusuna göre daha zordur, çünkü dentinde adezyonu etkileyebilecek bir çok etken vardır. Bu etkenler:

- Dentin içeriği,
- Dentin kanallarının yoğunluğu, çapı,
- Peritübüler ve intertübüler dentin oranı,
- Dentin kalınlığı ve yapısı (sklerotik veya demineralize olması)
- Smear tabakasının varlığıdır [140, 141].

Dentin yüzeyine asit uygulanmasıyla smear tabakasının inorganik kısmı ortadan kalkar, smear tıkaçlar uzaklaşır, dentin yapısında bulunan kollajen fibrilleri destekleyen inorganik yapı demineralize olur ve kollajen fibriller desteksiz kalır. Dentin kanallarının ağzı huni biçiminde açılır, peritübüler dentin ortadan kalkar, intertübüler dentinin porözitesi artar ve monomerin tübüller içine infiltrasyonu kolaylaşır [142, 143].

Ortofosforik asit [144], sitrik asit, maleik asit [145] ve nitrik asit [146] bu işlem için kullanılan asitlerdir. Asitlerin dentinde meydana getirdiği demineralizasyon derinliği; asidin tipine, uygulama süresine, konsantrasyonuna, pH derecesine ve asit solüsyonunda bulunan katkı maddelerine (yüzey aktif maddeleri, kalınlaştırıcılar, modifiye ediciler) bağlıdır [125, 126, 147].

Dentin yüzey koşullarının değiştirilmesinde asitlere alternatif olarak şelasyon yapıcı ajanlar da kullanılmaktadır [148]. EDTA bu ajanlar arasında en yaygın olanıdır.

#### **2.4.5.1.2. Primer**

Mineden farklı olarak asit uygulamasıyla dentinde oluşan demineralizasyon ve açığa çıkan kollajen, dentinin yüzey enerjisinin düşmesine (44,8 dyne/cm) neden olur. Yüzey enerjisini yükseltmek ancak adezyonu güçlendiren ajanların kullanılmasıyla mümkün olmaktadır [125]. Bu amaçla aseton, etanol ve su bazı çözücülerde çözülmüş hidrofilik rezin monomer içeren primerler kullanılmaktadır. Primer yapısında bulunan aseton ve etanol, uçucu oldukları için yüzeye uygulandıkları zaman dentindeki ve kollajen ağındaki su ile yer değiştirerek açığa çıkmış kollajenler arasındaki nanoboşluklara monomerin infiltre olmasını kolaylaştırır [126, 149, 150]. Primerlerin biri hidrofilik diğeri hidrofobik olmak üzere iki fonksiyonel monomer grubu vardır. Bunlardan hidrofilik grup asit uygulaması sonucu ekspoz olmuş kollajen fibrillere, hidrofobik grup ise adeziv rezine bağlanmayı sağlamaktadır [126, 144, 149].

Modern adeziv sistemlerin çoğunda hidrofilik bir monomer olan HEMA (2-Hidroksietil metakrilat) kullanılmaktadır. HEMA'nın adeziv sistemlerde bu kadar yaygın kullanılmasının nedeni mükemmel ıslatma özelliğinin yanı sıra katıldığı solüsyonların içinde bulunan hidrofilik ve hidrofobik monomerlerin karışabilmelerini artırması ve bu monomerleri faz ayrılmasına karşı korumasıdır [151]. Ancak HEMA'nın hidrofilik özelliği nedeniyle su absorbe etmesi, HEMA içeren primer solüsyonlarını su kontaminasyonlarına daha duyarlı hale getirmiştir [152]. Ayrıca HEMA diğer bütün metakrilatlar gibi hem asidik hem de bazik pH'da hidrolize karşı dayanıksızdır [153].

HEMA'ya ek olarak primerlerin içerdiği diğer monomerler ise NTG-GMA (N-(p-Tolil)glisin ve glisidil metakrilat), PMDM (2-hidroksietil metakrilat ile beraber piromellitik anhidrid), BPDM (bifenil dimetakrilat) ve PENTA (dipentaeritritol penta akrilat monofosfat)'dır [125]. NTG-GMA adezyonu destekleyici monomer olup, tersiyer aromatik amin grubu sayesinde polimerizasyon başlatıcı (initatör) olarak da görev yapar. PENTA ve BPDM ise çapraz bağlı moleküller olup adeziv sistemin mekanik özelliklerini arttırmada görev yapmaktadırlar [153].

#### **2.4.5.1.3. Dentin Adeziv**

Bonding ajan olarak da adlandırılan dentin adezivin uygulanmasındaki amaç, hibrit tabakanın stabilizasyonunu sağlamak ve dentin kanalları içinde rezin uzantıları

oluşturmaktır. Adeziv rezin hidrofobik monomer olarak Bis-GMA ve UDMA, hidrofilik monomer olarak da HEMA içermektedir. Yoğunluk düzenleyici olarak da yapıya TEG-DMA eklenmiştir [125].

Adeziv rezinler ışıkla veya kimyasal yolla polimerize olabilirler. Işıkla polimerize olan adeziv rezinlerin restoratif rezini yerleştirmeden önce polimerize edilmesi önerilmiştir, böylece rezin diş bağlantısının stabilizasyonu sağlanarak restoratif materyalin büzülmesinden kaynaklı streslere karşı konulabilir. Oksijen, rezinin polimerizasyonunu engellediği için, ışıkla polimerizasyondan sonra adeziv rezinin üst yüzeyinde 15 µm kalınlığında bir tabaka oluşur. Oksijen inhibisyon tabakası olarak adlandırılan bu tabaka, çift metil metakrilat bağları oluşturarak restoratif rezin ve adeziv rezinin kopolimerizasyonunu sağlamaktadır [150, 154].

#### **2.4.5.2. Adezivlerin Sınıflandırılması**

Dentin adeziv sistemlerin hekim tarafından kolay ve daha az zaman harcayarak kullanılmasını sağlamak için bu basamakların sayısında ve klinik uygulamalarında çeşitli değişiklikler yapılmış ve bunun sonucunda yeni sınıflandırmalar ortaya çıkmıştır [125]. Dentin adeziv sistemler; tarihsel gelişimlerine, smear tabakası ile ilişkilerine, adeziv ile dentin arasındaki ilişkiye ve uygulama basamaklarının sayısına göre farklı şekillerde sınıflandırılabilirler [125].

##### **2.4.5.2.1. Adeziv ile Dentin Arasındaki İlişkiye ve Uygulama Basamaklarının Sayısına Göre Dentin Adeziv Sistemler**

Günümüzde en yaygın kullanılan sınıflama, Van Meerbeek ve arkadaşları tarafından adeziv ile dentin arasındaki ilişkiye ve uygulama basamaklarının sayısına göre yapılan sınıflandırmadır [155]. Bu sınıflandırma şu şekildedir:

- Etch and rinse adezivler
- Self-etch adezivler
- Cam iyonomer adezivler

##### **2.4.5.2.1.1. Etch and Rinse Adezivler**

Etch and rinse terimi hem mine hem de dentin dokusunun aynı asitle, farklı sürelerde pürüzlendirilmesini tarif etmektedir. Genellikle dentine, mine için asitle pürüzlendirme süresinin yarısı kadar bir sürede asit uygulanır. Bu sistemde smear tabakası dentin



yüzeyinden tamamen uzaklaştırılmaktadır [143, 151]. Etch and rinse adezivler, üç basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere iki ayrı grupta incelenebilir.

Üç basamaklı sistemde dentinin asitlenmesi, primer ve adeziv uygulanması ayrı ayrı basamaklarda gerçekleşmektedir. Bu sistemin temel bağlanma mekanizması, asit uygulanmasıyla açığa çıkan kollajen yapıya rezin monomerin infiltrasyonu ve hibrit tabakasının oluşumudur [127, 151]. Sistemin hassasiyet gerektiren aşamalarından birisi asit uygulanmasından sonra dentinin yıkanıp kurutulması işlemidir. Asitin ve çözünen dokunun uzaklaştırılması amacıyla dentin yüzeyi yıkandıktan sonra nemli bağlanma sağlayabilmek için dentin yüzeyi çok hafif kurutulmalıdır. Yüzey kuvvetli hava ile kurutulacak olursa asitleme sonucu açığa çıkmış kollajenin çökmesine neden olunabilir, ancak fazla su da bağlanmayı olumsuz yönde etkileyecektir [151]. Bu dengeyi sağlamadaki zorluk 3 basamaklı etch and rinse sisteminin dezavantajları arasında sayılabilir. Bunun dışında, dentinin fazla asitlenme riski, uygulama zamanının uzun olması ve yıkama gerektirmesi de sistemin dezavantajları olarak ortaya çıkar [125].

İki basamaklı etch and rinse adezivlerde ise primer ve adeziv uygulama basamakları birleştirilmiştir. İlk aşamayı yine asitleme işlemi oluştururken ikinci şişede su, aseton veya etanol gibi çözücülerle birlikte kombine edilmiş halde bulunan hidrofilik ve hidrofobik monomerler vardır. Asitleme ve yıkama işleminden kaynaklanan dezavantajlar iki basamaklı etch and rinse sistemler için de geçerlidir [156].

#### **2.4.5.2.1.2. Self-etch Adezivler**

Self-etch adeziv sistemlerde asitleme işlemi ortadan kaldırılmış ve primer yapısına asidik monomerler ilave edilmiştir. Yıkama ve kurutma gerektirmeyen, karboksilik asit bazlı veya fosfat asit bazlı olan bu monomerlerin hidroksiapatit yapısında bulunan kalsiyuma kimyasal olarak bağlanma yetenekleri vardır [157]. Self etch adezivlerin bileşenleri reaktif monomerler, hidrofilik ve hidrofobik monomerler, başlatıcılar, çapraz bağlayıcılar ve solventlerdir [158]. HEMA self-etch adezivlerde sıklıkla kullanılan hidrofilik ve hidrofobik faz ayrışmasını önleyen bir monomerdir [153]. Başlatıcı olarak fotoinisiyatörler veya kimyasal inisiyatörler kullanılır. Her ikisi birden kullanıldığında adeziv '*dual curing adeziv*' adını alır. Self etch adezivlerin solvent bileşenleri su, etanol veya asetondur [159].

Bu sistem smear tabakasını tamamen ortadan kaldırmaz, modifiye ederek adezyona dâhil eder, böylece monomerlerin infiltrasyonu ile oluşan rezin uzantılara

smear tıkaçlar da dâhil edilmiş olur. Self-etch adezivlerde dentinin demineralizasyonu ve monomerin infiltrasyonu aynı anda olmaktadır. Bunun sonucu olarak sığ bir demineralizasyon derinliği oluşsa da sonrasında meydana gelen hibrit tabaka, desteksiz kalmış kollajen miktarı azaldığı için oldukça homojendir [66, 160].

Uygulama basamaklarına göre yapılan sınıflandırmada ise self-etch adezivler tek basamaklı ve iki basamaklı olmak üzere iki gruba ayrılmışlardır. İki basamaklı self-etch adezivlerde ilk basamağı asidik monomer ilave edilmiş primer uygulanması (*self etching primer*) oluştururken ikinci basamakta adeziv rezin uygulanmaktadır. Tek basamaklı self-etch adezivlerde ise asidik monomer ilave edilmiş primer ve adeziv aynı şişede yer almakta ve aynı anda uygulanmaktadır [161].

#### **2.4.5.2.1.3. Cam İyonomer Adezivler**

Cam iyonomer, diş yüzeyine herhangi bir işlem yapılmadan bağlanan tek materyaldir. Bu bağlanma, diş dokusuna kısa süreli polialkenoik asit uygulamasıyla daha da geliştirilebilir [66]. 10-20 s polialkenoik uygulaması ile diş yüzeyi temizlenir, smear tabakası kaldırılır ve kollajen fibriller yaklaşık 0,5-1 µm derinliğe kadar açığa çıkar [162]. Cam iyonomer bileşenlerinin bu açığa çıkan bölgelere diffüze olmasıyla birlikte hibrit tabakası oluşur ve mikromekanik bağlanma gerçekleşir. Polialkenoik asidin fosforik aside göre daha zayıf olması nedeniyle uygulama sonrası hidroksiapatit kristalleri, açığa çıkan kollajen fibrillerden tamamen ayrılmazlar. Bu ayrılmayan hidroksiapatit kristallerinin kalsiyum iyonlarıyla, polialkenoik asidin karboksil grubu iyonik olarak bağlanarak mikromekanik adezyonun yanında kimyasal adezyon da sağlamaktadır [125, 163].

#### **2.4.6. Silan**

##### **2.4.6.1. Silanların Genel Özellikleri**

Silan bağlayıcı ajanları asitleştirilmiş su-alkol ya da aseton çözeltisi içinde üç tane, kimyasal olarak labil, hidrolize edilebilen alkoksi grubundan ve organik matris ile kopolimerize olabilen organofonksiyonel grup karışımından oluşan hibrit inorganik-organo-fonksiyonel trialkoksisilan monomerleridir [164]. Silan düşük vizkozitesiyle substratın ıslatılmasına yardım eder ve yüzey materyalleriyle yakın kontak bir kere sağlandığında kimyasal bağlar etkili olabilir. Kısaca fiziksel adezyon sağlayarak kimyasal reaksiyonları başlatır [165].

Diş hekimliğinde kullanılan alkoksisilanların genel formülü şu şekildedir;



R: (R<sub>1</sub>, R<sub>2</sub>, R<sub>3</sub>) grupları alkil, aromatik, organofonksiyonel ya da bu grupların birleşiminden oluşabilen suya dayanıklı organik substituentlerdir, bunlar aynı ya da farklı olabilirler, içlerinden en az bir tanesinin reaktif fonksiyonel grup ‘Y’ olması gerekmektedir [166]. ‘R’ organik fonksiyonel kısımları (örn: vinil, allil, amino, isosianato) organik matris ve yüzey kaplama polimerleri ile birlikte tepkimeye ‘co-reaction’ girebilirler. Örnek olarak metakrilat ya da epoksi -oxirangrupları metakrilik ya da epoksi monomerler ile kopolimerleşir [167].

Y: Organik matris ile tepkimeye giren reaktif fonksiyonel gruptur. Bu organofonksiyonel grup rezin kompozit sistemlerindeki çift bağ içeren monomerler ile kopolimerize olabilir. Bu grup genellikle metakrilattır. Silanlara organik uyumluluk özelliği kazandırmakta ve silanların dimetakrilat rezin kompozit sistemlerinin monomerleriyle kullanıldıklarında birbirine geçen şekilde ağ oluşumunu ‘interpenetrating polymer network, IPN’ sağlayıp çapraz bağ kurulmasını gerçekleştirmektedir.

SiX<sub>n</sub>: Silika içeren yüzeylerle bağ kurabilme ve adezyon geliştirme ‘adhesion promoting’ özelliğine sahip gruplardır. ‘X’ alkoksi kısmını temsil eder, bazen –OR şeklinde de yazılabilir [168]. X substitüenti –Cl, –NH<sub>2</sub>, –OCH<sub>3</sub>, –OCH<sub>2</sub>CH<sub>3</sub>, –O<sub>2</sub>CCH<sub>3</sub> gibi gruplar olabilir, su ile parçalanmaya ‘hidrolize’ hazırdır, su ile tepkimeleri sonucunda RSiX<sub>2</sub>(OH), RSiX(OH)<sub>2</sub>, RSi(OH)<sub>3</sub> gibi labil silanol ara maddeleri ‘intermediate’ oluşturur. Örnek olarak metoksi içeren silan ester grupları (-Si-O-CH<sub>3</sub>) hidrolize olduklarında hidrofilik labil silanol gruplarını (≡SiOH) oluştur [166, 169, 170]. Diş hekimliğinde kullanılan silanlarda X substitüenti çoğu zaman metoksi ya da etoksidir. Silanların alkoksi gruplarında var olan metoksi grubu kinetik özellikleri nedeniyle hızlı bir şekilde hidrolize olabilme özelliğine sahiptir [171]. Bu alkoksi grupları (metoksi ve etoksi) hidrolize olduktan sonra inorganik kaide maddelerinin çeşitli –OH grupları ile tepkimeye girer ve bu tepkime sonucunda etanol ya da metanol açığa çıkar. Metoksi grubu içeren silanların etoksi grubu taşıyanlara göre anlamlı şekilde daha yüksek bağ kuvveti sağladığı bildirilmiştir [172]. Buna karşın silandaki alkoksi gruplarının hidrolizi sonunda oluşacak ürünün toksisitesi ve sağlığa etkisi düşünülerek silan olarak 3- MPTES (etoksi silan) de kullanılabilir [170]. Silanların ‘X’ grupları inorganik malzemelerle, pigmentlerle ya da doldurucularla bağlantıyı sağlar,

yüzey kaplama ve adezyon özellikleri geliştirir, metoksi grupları ayrıca hidroksi fonksiyonel polimerlerle de tepkimeye girebilir [166].

Çağdaş diş hekimliği uygulamalarında en sık kullanılan silan  $\gamma$ -methacryloyloxypropyltrimethoxysilane (MPS) ya da diğer bir isimle 3-trimetoksisililpropilmetakrilat'tır [173]. Diş hekimliğinde kullanılan silanlar genellikle %90-95'lik etanol ya da isopropanol çözeltileri içinde kullanılmaktadır, bununla birlikte daha seyreltik alkol çözeltilerinde de kullanılabilirler. Çözücü olarak aseton-etanol karışımının sulu çözeltileri de kullanılabilir [167].

Silanın kimyasal yapı, molekül büyüklüğü, hidrofobiklik, reaktivite, fonksiyonellik, silan tabakasının yönelimi gibi fiziksel-kimyasal özellikleri elde edilen adezyonu etkilemektedir [166]. Ağız ortamında diş sert dokuları, diş hekimliği seramikleri, soy ve soy olmayan metal alaşımlar, kompozit rezinler gibi çok çeşitli adherentler bir arada bulunduğu estetik diş hekimliğinde sadece seramikle etkileşime giren silan bağlayıcı sistemler dışında çok amaçlı primerler geliştirilmiştir [174]. Böylelikle klinik kullanımı riskli görülen hidroflorik asit kullanımının da önüne geçilmesi istenmiştir. Bu çok amaçlı primerler silan molekülüne ek olarak iki ya da üç çözücü içinde asidik monomerler ve dentin bağlayıcı ajanlar içerir ve yüzey hazırlığını gerçekleştiren 'surface conditioning' maddeler adını alır. İçeriğindeki maddeler ise adeziv veya fonksiyonel monomerler olarak isimlendirilir.

#### **2.4.6.2. Silanların Uygulanması**

Silanlar öncelikli olarak seramik yüzeylere uygulanmak amacı ile kullanıldığı için literatürde klinik prosedürü seramikler üzerinden anlatılmaktadır.

Klinik uygulamada seramik yüzeyinin silan uygulanması ve kurutulmasının ardından parlak görülmemesi gerekmektedir. Silan uygulaması sonrasında seramik yüzeyinde görülen parlaklığın yüzeyde fazla silan birikmesinden kaynaklandığı ileri sürülmüş ve bütün simantasyon protokolünün tekrar yapılması önerilmiştir. Silan uygulanmış seramik yüzeyin, silan uygulama öncesindeki gibi mat, donuk bir görüntüye sahip olması gerektiği ileri sürülmüştür [171]. Silanların seramik yüzeyinde gereksiz şekilde kalın ve zayıf bir katman oluşturmaması için bir ya da iki tabakadan daha fazla uygulanmaması önerilmiştir. Kalın silan tabakası bağ kuvvetini olumsuz etkilemektedir [175]. Silan çözeltisinin uygulanması farklı yöntemlerle yapılabilir; silan çözeltisi yüzeye püskürtülebilir, daldırılabilir, sürebilir. Yüzey kuruduktan sonra fazla madde hafifçe silinebilir ya da yıkanabilir [176]. Seramik yüzeyine silan uygulanmasında ince

fırça ile sürme yönteminin seramiği silan çözeltilisine daldırma yöntemine göre daha fazla bağ kuvveti ile sonuçlandığı bildirilmiştir. Buna neden olarak sürme sonucunda silan tabakasının daha ince uygulanması gösterilmiştir [175].

## **2.5. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlendirme Yöntemleri**

Diş hekimliğinde polisaj yöntemlerinin ve yüzey işlemlerinin diş veya materyal üzerindeki etkilerini değerlendirmek için yüzey pürüzlülüğü ölçümlerine sıkça ihtiyaç duyulur. Yüzeyi incelemek için genellikle Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), profilometre ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) cihazları kullanılır [177].

### **2.5.1. Profilometre Analizi**

Profilometre cihazı, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek amacıyla kullanılır. Cihazda, elmadan tarayıcı bir uç, örnek yüzeyinde gezinirken, elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulguları dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir [178]. Yüzeylerin profilometre ile incelenmesinde Ra, Rz, Rpm ve Rpm:Rz oranı kullanılan parametrelerdendir [177]. En sık kullanılan Ra parametresi bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde bütün pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamasının alınmasıyla saptanmaktadır. Yeni yazılımlarla profilometreler artık yüzeyin üç boyutlu topografisini verebilmektedir.

Yüzey sertliği inceleme için önemlidir. Prob yüzeyle temas halinde ölçüm yaptığı için profilometrelerle henüz sıvı yüzeylerin incelenmesi mümkün değildir. Yüzey sertliği uygun olan örneklerde SEM’de olduğu gibi ön hazırlık yapılması gerekmez.

### **2.5.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu**

AFM, tarama mikroskoplarının bir formu olup ilk kez Binnig ve ark. (1986) tarafından geliştirilmiştir. Bu mikroskop materyallerin, kimyasal ve biyolojik yüzeylerin görüntülenmesinde ve yüzey özelliklerinin ölçülmesinde kullanılmaktadır [179]. AFM cihazı ile değişik malzemelerin fiziksel özellikleri (topoğrafi, adezyon, esneklik, sertlik vb.) ölçülebilmektedir [179]. AFM örnek yüzeyini inceleyerek üç boyutta (x,y,z) ölçüm yapmakta ve örneğin üç boyutlu görüntüsünü vermektedir. Bu durum diğer mikroskoplara göre çok büyük avantaj sağlamaktadır. AFM incelemesinde örneğin özel olarak hazırlanması (kaplanması) gerekmemektedir. Örnekler vakumlu bir ortama ihtiyaç duyulmadan atmosfere açık ortamda ya da sıvı ortamda incelenebilmektedir. Bu durum biyolojik makromolekül ve hatta yaşayan organizmalar ile çalışmayı bile

mümkün kılmıştır. Görüntü çözünürlüğü yüksektir [180]. Bu avantajları ile AFM; malzeme bilimi, kimya, biyoloji, fizik ve yarı iletkenlerin özel alanını önemli olarak etkilemiştir [179, 180]. Tek bir tarama görüntüsü verebilmesi, en fazla 150 µmX150 µm düzeyinde bir alanı tarayabilmesi, tarama hızının düşük olup, tarama esnasında görüntü defektlerinin oluşabilmesi dezavantajlarındandır [180].

### **2.5.3. Tarama Elektron Mikroskobu Analizi**

Elektron optik prensipler çerçevesinde tasarlanmış olan SEM, görüntü iletimini sağlayan ışık yollarını merceklerle değiştirerek daha küçük ayrıntıların görülmesine olanak sağlamaktadır. Ayırım gücü, odak derinliği, görüntü ve analizi birleştirme özelliği SEM'i araştırma ve incelemelerde geniş olarak kullanılan bir aygıt haline getirmiştir [181].

SEM'de temel prensip primer bir elektron demeti ile örnek yüzeyinin taranmasıdır. Tarama işleminden önce örneklerin belirli bir kurala göre hazırlanması gerekir. Örnekler önce kakodilat buffer solusyonunda %2,5 gluteraldehit içinde sabitlenir. Ardından konsantrasyonu gittikçe arttırılan etanol içinde tutularak kimyasal kurutma yapılır. Alüminyum kalıplara oturtulan örnekler altın püskürtme aletiyle ince bir altın tabakası ile kaplanmaktadır [182]. Tarama işlemi esnasında primer elektron demeti örnek yüzeyindeki elektronlarla etkileşime girerek bu elektronların etrafa dağılmasına neden olur. Yüzeyin herhangi bir noktasından yayılan ikincil elektronların algılayıcılar tarafından tespit edilip toplanmasıyla yüzeyin topoğrafisi, yüzey bileşenleri ve yapısı hakkında bilgi sahibi olunabilir [181].

### **2.5.4. Enerji Dağılımlı X-ışınları Mikroanalizi**

EDS (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy, EDX, EDAX, EDXA), incelenen yüzeylerdeki element içeriğinin belirlenmesinde kullanılan bir analiz tekniğidir. EDS sistemleri tek olarak çalışabileceği gibi, genellikle SEM ile birlikte (SEM-EDS) bulunmaktadır. 1960'dan beri SEM elemental analiz yapabilen cihazlar ile donatılmıştır. EDS cihazının 4 ana bileşeni vardır. Bunlar; ışın kaynağı, X-ray dedektörü, sinyal işlemcisi ve analizördür [181]. EDS analizinde incelenen örnek SEM'in elektron demetleri tarafından bombarde edildiğinde elektronlar örnek yüzeyindeki atomlar tarafından dışarı atılır. Oluşan elektron boşluğu daha üst seviyedeki bir elektron tarafından doldurulurken, iki elektron arasındaki enerji farkından dolayı X-ray ışını oluşur. EDS'de yer alan X-ray dedektörü enerjileri ile ilişkili olarak yayılan X-ray'lerin

sayısını ölçmektedir [183]. Dedektör, X-ray enerjisini voltaj sinyallerine dönüştürerek, bu bilgiyi sinyal işlemcisine gönderir. Sinyal işlemcisi sinyalleri ölçerek onları analiz yapıp veri elde etmek üzere analizöre gönderir [181]. Her element için X-ray enerjisi karakteristiktir. Tespit edilen X-ray sayısı ile ilişkili olarak enerji spektrumu elde edilerek örnek yüzeyindeki elementler nicel ve nitel olarak belirlenir [183].

## **2.6. Mikrosızıntı Değerlendirme Yöntemleri**

Diş ile restorasyon kenarlarındaki mikrosızıntının değerlendirilmesinde; boyalar, hava basıncı, bakteriyel sızıntı, radyoaktif izotop, nötron aktivasyon analizi ve kimyasal izleyiciler, kullanılmaktadır [184, 185].

### **2.6.1. Boya Penetrasyon Yöntemi**

Boya penetrasyon yöntemi mikrosızıntı tespiti için kullanılan en eski yöntemlerden olup, kolay ve basit uygulaması nedeniyle hala yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemde, örnek yüzeyinde restorasyon dışında kalan alanlar bir vernik veya cila ile kaplanır. Hazırlanan örnekler boya solüsyonuna koyularak belli bir süre bekletilir. Daha sonra solüsyondan alınarak yıkanır ve mikroskopta incelenmek amacıyla kesitler alınır [63, 66, 155].

Bu çalışmalarda floresan, akrinin turuncusu, toluidin mavisi, eritrosin, kristal violet, bazik fuksin, gümüş nitrat, anilin mavisi, metilen mavisi ve Rodamin B gibi çeşitli boya solüsyonları kullanılmaktadır [186].

Teknik hassasiyet gerektiren bir yöntemdir ve sonuçların değerlendirilmesi standardizasyon gerektirir [187]. Kesit alma işleminden dolayı örneklerinin zarar görmesi ve tekrar inceleme yapılamaz duruma gelmesi, diş ile restorasyon arayüzünün kısmi bir analizinin gerçekleştirilmesi ve üç boyutlu sızıntının iki boyutlu olarak incelenebilmesi dezavantajlarıdır [185]. Hızlı ve direkt ölçüm yapılabilmesi avantajlarını oluşturmaktadır [186, 188].

### **2.6.2. Hava Basıncı Yöntemi**

Harper tarafından, 1912 yılında geliştirilen bir yöntemdir. Kök kanalı ve pulpa odası boyunca diş içine basınçlı hava uygulanıp, statik sistem içinde kaybolan basıncın ölçülmesini esas alan bir sistemdir. Bu ölçüm, uygulanan basınç sonucunda, sualtına yerleştirilen restorasyonun kenarlarından hava kabarcıklarının çıkışının mikroskopik olarak incelenmesi yolu ile gerçekleştirilmektedir.

Diş örneklerine zarar verilmemesi en önemli avantajdır. Klinik durumu yansıtmaması ise en önemli dezavantajını oluşturmaktadır. Buna neden olarak, basınçlı havanın restorasyon boyunca geçerken oluşturduğu kurutucu etkinin hesaba katılmamasının olduğu bildirilmektedir [63, 186, 187].

### **2.6.3. Bakteriyel Sızıntı Yöntemi**

Restorasyon kenarlarından sızan bakteri toksinleri ve diğer bakteri ürünlerinin incelenmesi esasına dayanan bir yöntemdir [186, 187]. Bu yöntem ile genelde belli bir bakteri cinsi ve besi yeri kullanılmaktadır. Bunun için, örnekler gram pozitif ve gram negatif bakterileri içeren kültür ortamına konulur ve inkübasyon süresinin sonunda besi yerinde bulunan işaretleyici solüsyondaki renk değişikliğine göre sızıntı miktarı tespit edilmektedir [186, 188].

Bakteri sızıntısı için, kavite duvarlarıyla restorasyon materyali arasındaki açıklığın 0.5-1 µm arasında olması gerekmektedir. Daha küçük aralıklar bakteri toksinlerinin ve diğer bakteri ürünlerinin geçmesine izin vermezler. Bu yöntemle elde edilen sonuçlar kantitatif değil kalitatifdir. Bu da önemli bir dezavantaj olarak görülmektedir [186-188].

### **2.6.4. Radyoizotop Yöntemi**

Radyoaktif izotopların kullanımı, çok küçük miktarlarda sızıntının tespitine olanak sağlamaktadır. En küçük boya partikülü ile karşılaştırıldığında, boya partikülü 120 nanometre iken izotop molekülünün sadece 40 nanometre olması sızıntı çalışmalarında çok ince detay vermektedir. Bu yöntemde kullanılan izotoplar  $Ca^{45}$ ,  $I^{131}$ ,  $S^{35}$ ,  $Na^{22}$ ,  $Rb^{86}$ ,  $C^{14}$  ve  $P^{32}$ 'dir. [63, 186, 188].

İncelenecek dişler, birkaç saatliğine izotop solüsyonuna batırılır. Daha sonra solüsyondan çıkarılan örnekler uzun süre yıkamaya tabi tutulduktan sonra kesit alınır. Kesilen yüzeyler bir fotoğraf filmine aktarılır [63, 186]. Sonuçlanan radyografiler, restorasyon ile kavite duvarı arasına penetre olan herhangi bir radyoaktif izotopun varlığını ve lokalizasyonunu göstermektedir [63, 186]. Bu tekniğin en önemli dezavantajı, sonuçların subjektif olmasıdır. Tekniğin karışık ve hassas olması, radyoaktif madde kullanımı nedeniyle güvenlik için bazı önlemlerin alınması gerekliliği, izotopların pahalı olması ise diğer dezavantajları olarak gösterilmektedir [63, 186].



### **2.6.5. Nötron Aktivasyon Analizi**

*In vivo* olarak restorasyon kenarlarının etrafına manganez gibi kimyasal bir işaretleyicinin sızmasına izin veren bir yöntemdir. Daha sonra dış çekilebilir ve manganeze enerji veren nötronlar ile bombardımana tutulan nükleer bir reaktörün merkezine yerleştirilir. Dış tarafından emilen manganezin ölçümü ile sonuca varılmaktadır [63, 186, 188].

Dezavantaj olarak bu teknik, restorasyonun hangi noktada sızdığını ya da restorasyon kenarları haricinde nereden manganez absorpsiyonu olduğunu göstermemektedir [63, 186, 188]. Ayrıca, pahalı ve karışık bir tekniktir. İşaretleyicinin derinliğini belirlemek için birkaç tane kesit almak gerekebilmektedir. Bu durumun ise radyasyon tehlikesi yaratabileceği belirtilmektedir [188].

### **2.6.6. Kimyasal İşaretleyicilerin Kullanımı**

Bu metod, iki kimyasal ajanın penetrasyonuna dayanmaktadır. Kimyasal ajan olarak iki renksiz bileşen kullanılmaktadır ve bu bileşenlerin reaksiyona girmesi ile opak bir görüntü elde edilmektedir. İki molekülden yalnızca küçük olanın penetrasyonu ile görüntü elde edilmez ve sızıntının belirlenemez. Görüntü, fotoğraf çekimi ile elde edilmektedir [63, 186, 188].

Objektif ölçümler, kantitatif veri elde edilmesi ve ajanın radyoaktif olmaması bu yöntemin avantajları, sonuçların subjektif olarak yorumlanması ise dezavantajdır [63, 186, 188].

### **2.7. Bağlanma Dayanımı Testleri**

Kompozit rezin restorasyonlar tamir edildiğinde eski ve yeni kompozitler arasında güçlü bir bağlanma oluşturulması gerekir. Bu nedenle materyallerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesinde bağlanma dayanımının ölçümü önemli yer tutmaktadır [189]. Klinik çalışmalar çok uzun zaman ve yüksek maliyet gerektirdikleri için bağlanma dayanımı testlerinde *in vitro* çalışmalara sıkça başvurulur. Bu amaçla diş hekimliği literatüründe başta makaslama (shear), gerilim (tensile), mikromakaslama (microshear) ve mikrogerilim (microtensile) bağlanma dayanımı testleri olmak üzere birçok *in vitro* metod kullanılmaktadır [190-192].

### 2.7.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi

Diş ile restoratif materyalin bağlantı ara yüzeyine paralel yönde ve sabit artışla kuvvet uygulanması esasına dayalı bir in vitro deney testidir. Literatürde yapılan bağlanma dayanımı çalışmalarında en sık kullanılan yöntemdir [190]. Bu testin sık kullanılmasının nedeni örnek hazırlanmasının daha kolay olması ve klinik ortamdaki yük dağılımını iyi bir şekilde simüle etmesidir [193].

Bağlanma gücü, birim alandaki adeziv/aderent arayüzünde ya da yakınında meydana gelen kırığı oluşturmak için gereken kuvvettir. Bağlanma dayanımı, dentin bondingin uygulandığı alanla doğru orantılıdır ve bu nedenle alanın ölçülerini bilmek bağlanma dayanımını hesaplayabilmek için gereklidir. Makaslama testi sisteminde kopma olana kadar ağırlık yüklemesi yapılır. Elde edilen en yüksek değer kırığı başlatan kuvvettir, arayüz bağlantı kuvveti değildir.

$$\Theta = P / A$$

Bu denklemdeki  $\Theta$  arayüz bağlantısının makaslama kuvvetine dayanıklılığını belirtir ve MPa (Mega Pascal) cinsindedir. P, uygulanabilen en yüksek kuvveti simgeler ve N (Newton) cinsindedir; A ise arayüz alanı olup mm<sup>2</sup> cinsindedir.

### 2.7.2. Gerilim Bağlanma Dayanım Testi

Restoratif materyal ile diş ara yüzeyine dik ve sabit hızla kuvvet uygulanmasını kapsayan in vitro bir test metodudur. Uygulanan kuvvetin bağlantı ara yüzeyinin tam olarak merkezinden geçmesi çok önemlidir. Böylece bağlantı ara yüzeyinin dış kenarında saf gerilim kuvveti yaratılmış olur [189]. Merkeze yakın orta bölgelerde ise asıl kuvvetin çok az bir kısmı etki göstererek, kompresif kuvvetler oluşturur. Gerilim bağlantı kuvveti testlerinde standart hata yüzdesi ortalama %57 gibi yüksek değerlerde çıkmaktadır [194]. Bununla birlikte bu test metodunda bağlantı yüzey alanının ortalama 7,065 mm<sup>2</sup> civarında hazırlanması gerekliliği, yapılacak çalışmalarda bir dezavantaj oluşturmaktadır. Bu büyüklükte bir alanı test amacı ile hazırlamak mümkün olsa bile, homojen olmayan bir yapı olan dentinin bütün test yüzeyinde aynı özellikleri göstermesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle yapılacak bağlanma testi sağlıklı sonuçlar vermemektedir [195, 196].

Makaslama ve gerilim testlerinde dezavantajların zaman içerisinde anlaşılması araştırmacıları daha hassas test metodları geliştirmeye zorlamıştır. Böylece geliştirilen mikrogerilim ve mikromakaslama testleri ile bağlanma dayanımı gerçeğe daha yakın bir şekilde ölçülebilmektedir [196].

### **2.7.3. Mikrogerilim Bağlanma Dayanım Testi**

Eğer bir cisme düz doğrultuda ve tam tersi yönde aksiyel kuvvetler etki ederse gerilim oluşmaktadır. Cismin bu kuvvete karşı gösterdiği direnç gerilim kuvveti olarak tanımlanmaktadır [197]. İlk kez 1994'te Sano ve ark. mikrogerilim bağlanma dayanım testini tanıtmışlardır.

Mikrogerilim bağlanma dayanım testinde 0,25 - 1 mm<sup>2</sup> kalınlığındaki örneklerin stresler ölçülebilmektedir. Yapılan çalışmalarda makaslama ve gerilim testlerinde kırılmaların %80'inin dentinde koheziv kırılma ile sonuçlandığı görülmektedir [192, 193].

### **2.7.4. Mikromakaslama Bağlanma Dayanım Testi**

Örnekler, dişlerin uzun akslarına dik ve 1 mm kalınlığında dilimler olacak şekilde hazırlanır. Elde edilen bu dilimler tekrar kesilerek 1 mm<sup>2</sup> 'lik çubuklar elde edilir. Daha sonra bu çubuklar mikromakaslama test aletine mekanik olarak sıkıştırılarak tutturulur. Kırma ucu bu çubukların kompozit ve mine birleşim yerine denk gelecek şekilde, mikromakaslama test düzeneğine yerleştirilir ve diş dokusuna paralel bir kuvvetle 1 mm/dk kafa hızında bağlantı bozulmaya çalışılır. Newton olarak kaydedilen değerler örneklerin yüzey alanına bölünmesi ile Mega Paskal (MPa) olarak hesaplanır [198].

Manipülasyon kolaylığı ile beraber tek dişten birden fazla örneğin test edilmesine olanak tanır [199]. Ancak kompozit yapının çok ince, adeziv tabakanın ise fazla kalın olabilmesi yük dağılımı dengesini bozabilir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın deney aşamaları, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı ve Fatih Üniversitesi Biyomateriyal Teknoloji Ar-Ge Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Deneylerimizde kullandığımız, test yöntemleri, materyaller ve cihazlar Çizelge 3.1, Çizelge 3.2 ve Çizelge 3.3 de gösterilmiştir.




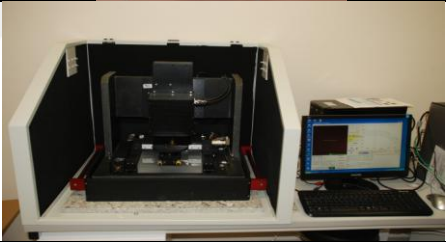


Çizelge 3.1 Çalışmamızda kullanılan testler

Testin adı	İnceleme yöntemi
Pürüzlülük	Üç boyutlu kontak profilometre
Mikrosızıntı	Boya penetrasyon
Bağlanma dayanımı	Makaslama bağlanma dayanımı

Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal, üretici firma	İçerik	Lot no	Görsel
Filtek Z550 3M ESPE, Almanya	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, PEGDMA, TEGDMA, silika, zirkonya/silika parçacıkları	N434595	
Vertise Flow Kerr, ABD	GPDM, HEMA, 4-metoksi fenol, nano-iterbiyum florür, baryum cam, nano-boyutta koloidal silika, çinko oksit, aktivatör, stabilizatör ve renklendiriciler	4793780	
G-aenial Flo GC, Japonya	UDMA, bis-MEPP, dimetakrilat, silikon dioksit, stronsiyum cam, lanthanoid florid, pigment, foto initatör	1210121	
Clearfil SE Bond Kuraray, Japonya	Primer: MDP, HEMA, hidrofilik dimetakrilat, kamforokinon, N,N-Dietanol-p-toluidin, su Bond: MDP, Bis-GMA, HEMA, hidrofobik dimetakrilat, kamforokinon, N,N-Dietanol-p-toluidin, silanlanmış koloidal silika	000015	
Bis Silane BISCO, ABD	3-(trimetoksisilil) propil-2-metil-2-propenoik asit, etanol	1200013340	

Çizelge 3.3 Çalışmada kullanılan cihazlar

<p>Rondoflex 360 Kavo, Almanya</p>	
<p>Cojet 3M, Almanya</p>	
<p>Er:YAG Lazer Deka Lazer, İtalya</p>	
<p>Profilometre AEP Technology, ABD</p>	
<p>Stereomikroskop Nikon, ABD</p>	
<p>Termal siklus cihazı Gökçeler Makine, Türkiye</p>	

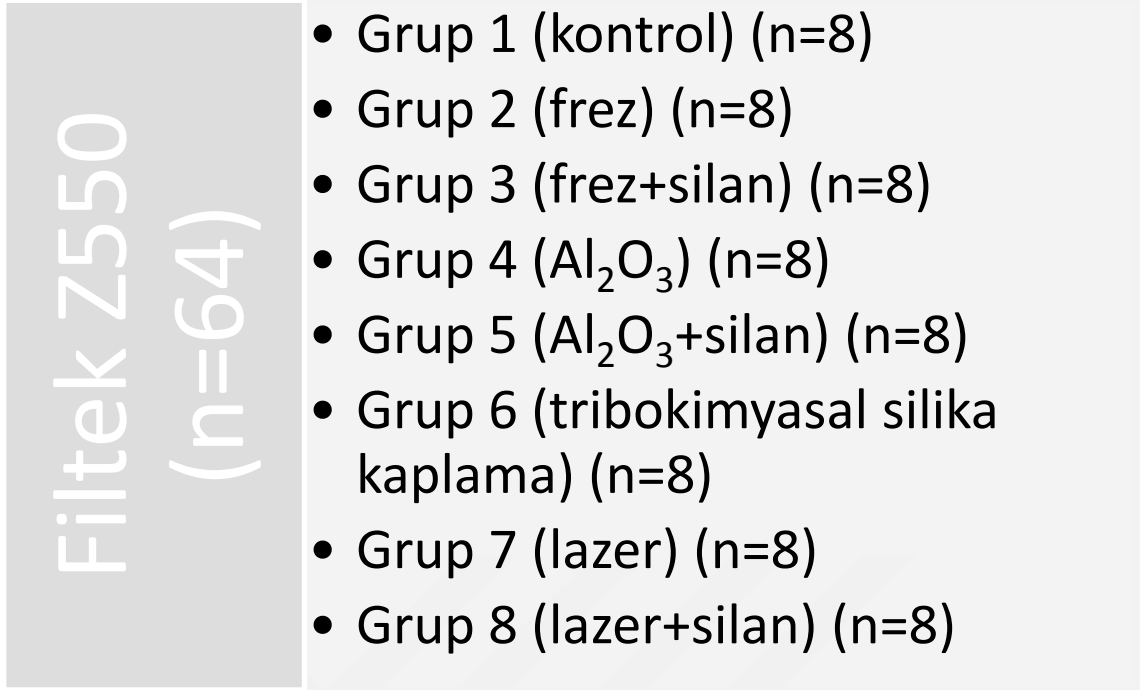
### 3.1. Pürüzlülük Testi

#### 3.1.1. Örneklerin Hazırlanması

Pürüzlülük testi için iç çember çapı 8 mm, yüksekliği 4 mm olan 32 adet silindirik teflon kalıp hazırlatıldı. İçleri boş olan kalıplar siman camı üzerine yerleştirildi. Kalıplar yarı yüksekliklerine kadar siman fulvarı ve ağız spatülü kullanılarak nanohibrit kompozit rezin Filtek Z550 (3M ESPE, St Paul, MN, ABD) ile dolduruldu. 2 mm yüksekliğindeki bu rezin tabaka 500 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğundaki halojen ışık kaynağı (Hilux Ultra Plus, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) ile 20 s polimerize edildi. Ardından 2 mm'lik ikinci tabaka yerleştirildi. Kalıbın üzerine önce şeffaf bant daha sonra siman camı bastırılarak ikinci kompozit rezin tabakası da 20 s polimerize edildi. Şeffaf bant ve siman camı uzaklaştırıldıktan sonra örnekler alt ve üst yüzeylerinden yirmişer saniye daha ışınlandı. Bu şekilde örneklerin alt ve üst yüzeyleri kullanıma hazır hale geldi ve 64 adet örnek elde edildi. Polisaj için mikromotor (Being Foshan, Guangdong, Çin) 10.000 devire ayarlandı. Hazırlanan örneklerin her iki yüzeyine de 15 s boyunca sarı lastiklerle (Reddish Stone, La Loggia, İtalya) su soğutması altında polisaj uygulandı. Termal siklus ile yaşlandırma için hazır olan örnekler petri kapların içerisinde distile suda bekletilmeye alındı.

Restorasyonlar termal siklus cihazında (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) 5000 devir bekletildi. Termal siklus uygulaması örneklerin, sırasıyla 5°C ve 55°C (±2°C) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 s ve bekleme süresi 30 s olacak şekilde gerçekleştirildi. Böylece kompozit restorasyonların ağız ortamı sıcaklık değişimlerine maruz kalması sağlandı.

### 3.1.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması



Şekil 3.1 Pürüzlülük testi için gruplar ve yüzey işlemleri

Sonraki işlemler için örnekler distile suya konuldu ve rastgele gruplara ayrıldı. Daha sonra şu yüzey işlemleri uygulandı:

**Grup 1 (kontrol);** Bu gruptaki örneklere herhangi bir işlem uygulanmadı.

**Grup 2 (frez);** Her bir yüzey su soğutması altında 2 mm çapında elmas fissür frez (837314111534012C, M&A Diatech, Heerbrugg, İsviçre) kullanılarak 5 kez aşındırıldı. Her 4 örnekten sonra grenlerinin aşınma ihtimaline karşı frez yenisi ile değiştirildi.

**Grup 3 (frez+silan);** Frez uygulaması bir önceki gruptaki gibi yapıldı. Frezle pürüzlendirildikten sonra her bir örneğe ince bir tabaka silan (BIS-Silane, BISCO, Inc. 1100 W. Irving Park Rd. Schaumburg, IL 60193, ABD) uygulandı ve üretici talimatları doğrultusunda 30 s bekletildi. Hava spreyi ile 5 s kurutularak silan uygulaması bitirildi.

**Grup 4 ( $Al_2O_3$ );** Hazırlanan örnekler air abrazyon cihazı (Kavo Rondoflex 360, KaVo Dental GmbH · D 88400 Biberach, Germany) ile 2,5 bar hava basıncı ve su soğutması altında 50  $\mu m$  partikül boyutlu  $Al_2O_3$  tozu (Kavo, KaVo Dental GmbH · D 88400 Biberach, Germany) kullanılarak pürüzlendirildi. Püskürtme başlığı örneklere 5 mm mesafede ve dik açı yapacak şekilde tutuldu. Pürüzlendirme süresi 5 s ile sınırlandırıldı.

**Grup 5 ( $Al_2O_3$ +silan);**  $Al_2O_3$  uygulaması bir önceki gruptaki gibi yapıldı. Her bir örnek pürüzlendirildikten hemen sonra silan uygulamasına geçildi. Üretici talimatları



doğrultusunda silan ince bir tabaka sürüldükten sonra 30 s bekletildi ve hava spreyi ile 5 s kurutuldu.

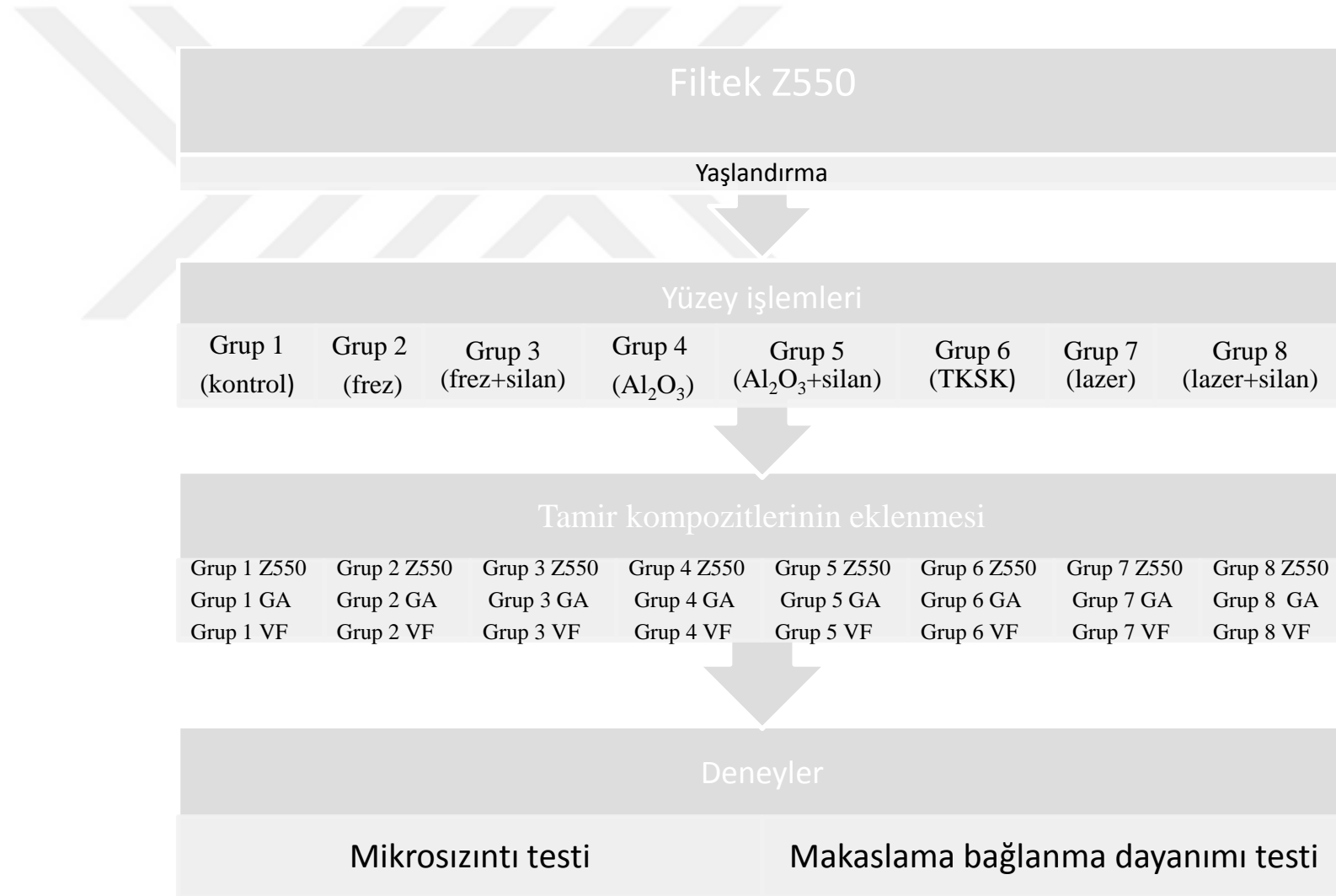
**Grup 6 (tribokimyasal silika kaplama);** Cojet kullanılarak (3M ESPE AG · ESPE Platz 82229 Seefeld · Almanya) aynı firma tarafından cihaz için özel üretilen 30 µm partikül boyutlu toz (Cojet Sand, 3M ESPE AG · ESPE Platz 82229 Seefeld · Almanya) 2,5 bar hava basıncı ile püskürtüldü. Püskürtme başlığı örnek yüzeylerine 5 mm uzaklıkta ve dik açıyla tutuldu. Pürüzlendirme süresi 5 s ile sınırlandırıldı. Her bir örneğe, pürüzlendirildikten hemen sonra silan uygulandı. Diğer gruplarda olduğu gibi silan ince bir tabaka olarak sürüldü, 30 s bekletildi ve hava spreyi ile 5 s kurutuldu.

**Grup 7 (lazer);** Er:YAG lazer (Smart 2940D Plus, Deka Laser, Florence, İtalya) uygulamasında parametreler 150 mJ enerji düzeyi, 10 Hz frekans ve 700 ms uzun atım olarak belirlendi. Pürüzlendirme 10 mm mesafeden 10 s boyunca uygulandı.

**Grup 8 (lazer+silan);** Er:YAG lazer uygulaması bir önceki gruptaki gibi uygulandı. Her bir örnek yüzey işlemi uygulandıktan hemen sonra silanla muamele edildi. Silan ince bir tabaka halinde sürüldü, 30 s bekletildi ve hava spreyi ile 5 s kurutuldu.

### 3.1.3. Pürüzlülük Ölçümleri

Pürüzlülük incelemesi için yüzey işlemleri tamamlanan örnekler üç boyutlu taramalı kontak profilometre (Nanomap LS, Aep Technology, ABD) ile değerlendirildi (Çizelge 3.3). Yüzey pürüzlülüğü üç boyutlu olarak görüntülendi. Her bir yüzeyin üç ayrı noktasından ölçüm yapıldı. Elde edilen üç sonucun ortalaması o örnek için pürüzlülük değeri olarak kabul edildi.



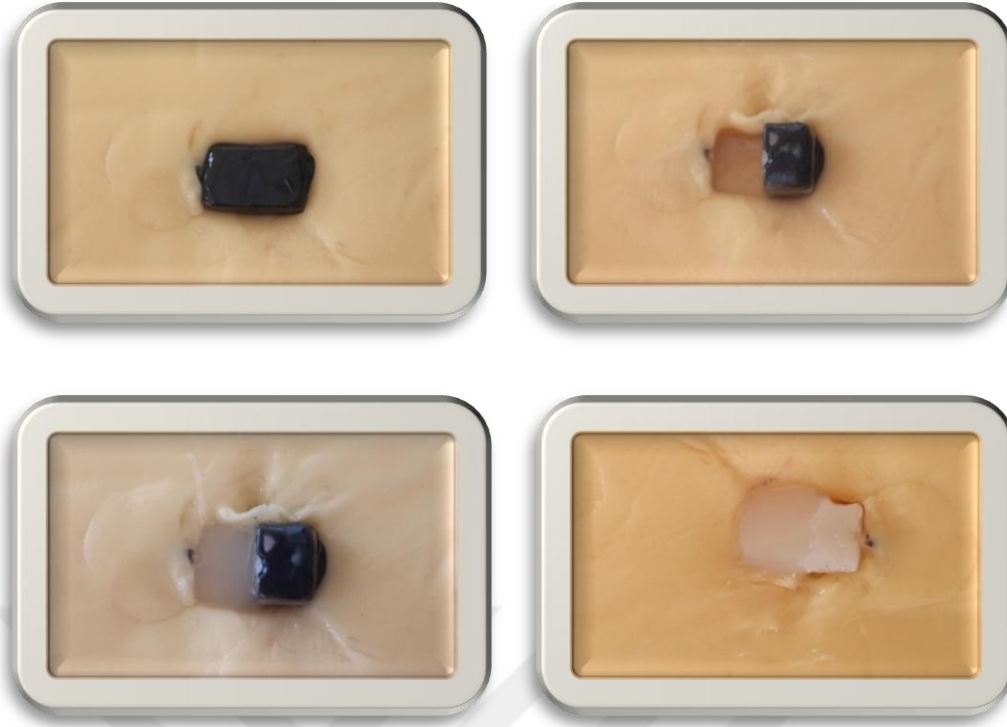
Şekil 3.2 Mikrosızıntı ve makaslama bağlanma dayanımı test şeması. TKSK: Tribokimyasal silika kaplama Z550: Filtek Z550 GA: G-aenial Flo VF: Vertise Flow

## 3.2. Mikrosızıntı testi

### 3.2.1. Örneklerin Hazırlanması

Standart boyutlarda örnek hazırlanabilmesi için 4x4x8 mm boyutlarında teflon kalıp hazırlatıldı. Bu kalıplar kullanılarak silikon ölçü maddesinde 4x4x4 ve 4x4x8 mm boyutlarında negatif boşluklar oluşturuldu. 4x4x4 mm'lik boşluk yaşlandırılacak örnekler için, diğeri yaşlandırılan örneklerin tamiri için kullanıldı. Filtek Z550 iki tabaka halinde bu boşluğa yerleştirilerek yirmişer saniye ışınlandı (Şekil 3.3). Elde edilen kompozit blok kalıptan çıkarılarak tabanı da 20 s ışınlandı. Kompozit bloklar hazırlanırken yıpranan silikon ölçü boşlukları yenilendi. Bu şekilde, yüzey işlemleri uygulanmak üzere 192 adet nanohibrit kompozit blok hazırlandı. Polisaj için mikromotor 10.000 devire ayarlandı. Hazırlanan örneklerin polisajı 15 s boyunca sarı lastiklerle su soğutması altında yapıldı. Ardından 24 saat 37°C'serum fizyolojikte bekletildi.

Yüzey işlemleri uygulanmadan önce kompozit bloklar termal siklus cihazında 5.000 devir bekletildi. Termal siklus uygulaması örneklerin, sırasıyla 5°C ve 55°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 s ve bekleme süresi 30 s olacak şekilde gerçekleştirildi.



Şekil 3.3 Mikrosızıntı testi için örneklerin hazırlanması

### 3.2.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Kompozit bloklar farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere 8 gruba, farklı kompozitlerle tamir görmek üzere de üçer alt gruba ayrıldı. Böylece mikrosızıntı testi için toplamda 24 grup elde edildi. Yüzey işlemleri kompozit blokların tamir göreceğ yüzeylerine pürüzlülük testinde anlatıldığı gibi uygulandı.

### 3.2.3. Yaşlandırılmış Kompozitlerin Tamiri

Tamir için yüzey işlemi uygulanan örnekler 3 alt gruba ayrıldı. Tamir kompozitleri Filtek Z550, G-aenial Flo (GC Dental Products Corp, Kasugai, Aichi 486-0844, Japonya) ve Vertise Flow (Kerr Italia, Salerno, İtalya) olarak belirlendi. Vertise Flow kendinden adezivli bir kompozit rezin sistem olduğu için Vertise Flow ile tamir edilecek örneklere ayrı bir adeziv prosedür uygulanmadı. Diğer kompozit blokların işlem yüzeylerine ise tamir kompoziti eklenmeden hemen önce iki aşamalı kendinden asitli bir adeziv sistem (Clearfil SEBond, Kuraray Medical, Tokyo, Japan) uygulandı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda primer aplikatör yardımı ile 20 s uygulandı ve hava ile hafifçe inceltildi. Daha sonra adeziv başka bir aplikatör yardımı ile uygulandı ve o da hava ile hafifçe inceltilerek ışıqla 10 s polimerize edildi. Her bir

örnek adeziv uygulandıktan hemen sonra silikon ölçü boşluğuna ilk konumuna uygun olarak yerleştirildi. Ölçü boşluğunun kalan yarı hacmi de tamir kompozitleri ile dolduruldu. Bütün tamir kompozitleri 2 mm kalınlığında iki tabaka halinde yerleştirildi. Üst tabakanın işlem görmüş kompozit yüzeyine taşmaması için bitim sınırına dikkat edildi. Bu sınır, işlem gören ve yeni eklenen kompozitleri farklı renk tonlarından seçerek de korunmaya çalışıldı. Her bir tabaka 20 s ışındı. Örnekler kalıplardan çıkarılarak tekrar 20 s ışındı. Üst yüzeye 10.000 devirli mikromotorla su soğutması altında sarı lastiklerle polisaj yapıldı. Üst yüzey hariç diğer yüzeyler çift kat tırnak cilası ile kapatıldı.

Tamir işlemi gören kompozit bloklar mikrosızıntı testinden önce termal siklusta yaşlandırıldı. Restorasyonlar termal siklus cihazında 1.000 devir bekletildi. Termal siklus uygulaması örneklerin, sırasıyla 5°C ve 55°C ( $\pm 2^\circ\text{C}$ ) sıcaklığındaki banyolarda transfer süresi 5 s ve bekleme süresi 30 s olacak şekilde gerçekleştirildi.

#### **3.2.4. Mikrosızıntı Testi**

Boya penetrasyon yöntemi için termal siklustan çıkarılan örnekler % 0,5'lik konsantrasyonda bazik fuksin solüsyonunda 24 saat bekletildi. Bu sürenin sonunda kompozit örnekler tamir hattına dik olarak orta noktasından her iki yüzeyi de kesici olan separelerle ayrıldı. Bir örnekten elde edilen iki yüzeyde boya penetrasyonu tamir hattı boyunca stereomikroskop (SMZ 800, Nikon, Tokyo, Japonya) ile x40 büyütmede incelendi. Sonuçlar şu kriterlere göre skorlandı:

Skor 0; tamir ara yüzü boyunca hiç sızıntı yok.

Skor 1; tamir ara yüzü boyunca yarıya kadar sızıntı var.

Skor2; tamir ara yüzü boyunca yarıdan fazla sızıntı var.

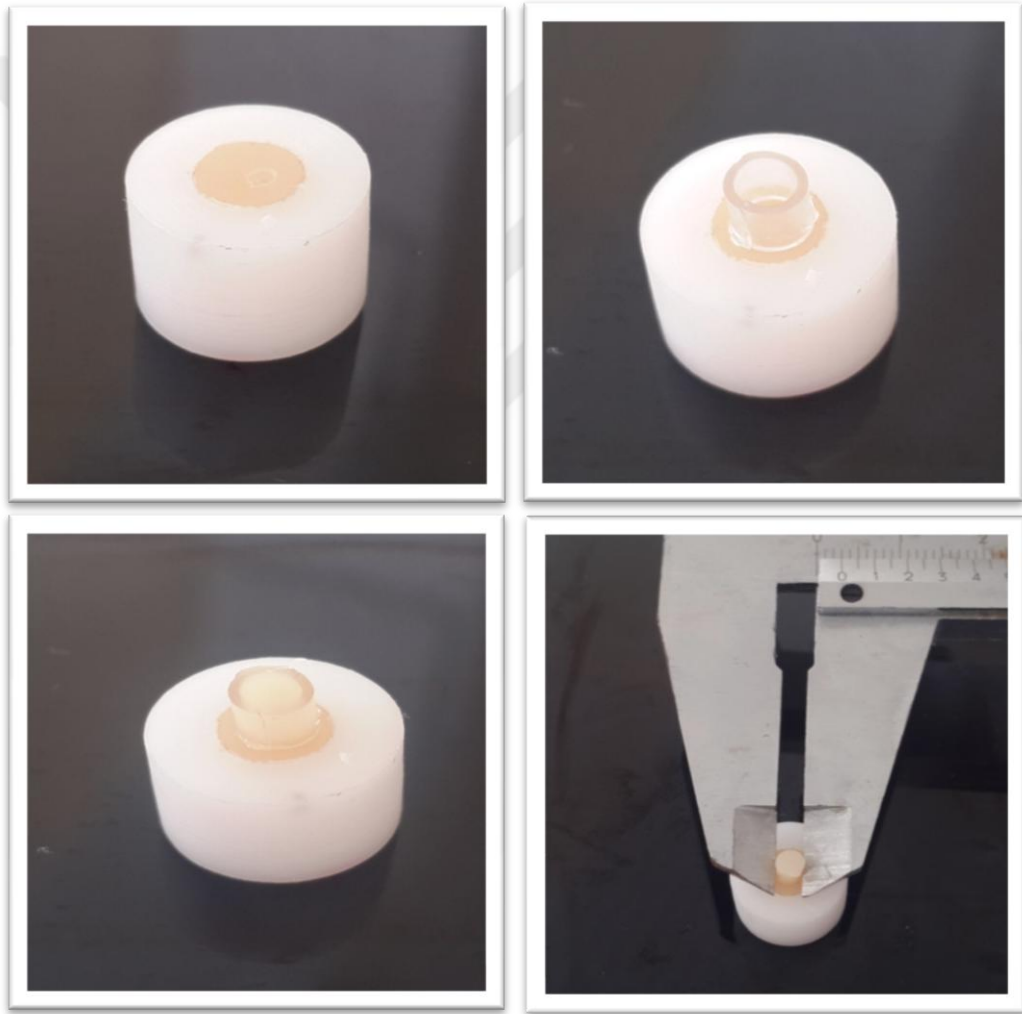
Skor 3; tamir ara yüzünün tamamında sızıntı var.

### **3.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi**

#### **3.3.1. Örneklerin Hazırlanması**

Testin yapılacağı kompozit örnekleri hazırlamak için makaslama bağlanma dayanımı testinde Universal test cihazı kullanılacağı göz önünde bulundurularak iç çapı 6 mm, yüksekliği 8 mm olan silindirik teflon bloklar hazırlandı. İçleri boş olan bloklardan 192 adet elde edildi (Şekil 3.4).

Teflon blokların içine Filtek Z550 siman fulvarı yardımı ile 2 mm kalınlıkta dört tabaka halinde yerleştirildi. Kompozit rezin her tabakadan sonra 500 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğundaki halojen ışık kaynağı ile 20 s polimerize edildi. Son kompozit rezin tabakası yerleştirildikten sonra kalıbın üzerine önce şeffaf bant daha sonra siman camı bastırılarak üst yüzey de 20 s polimerize edildi. Polisaj için mikromotor 10.000 devire ayarlandı. 15 s boyunca sarı lastiklerle su soğutması altında polisaj uygulandı. Termal siklus ile yaşlandırma için hazır olan örnekler petri kapların içerisinde 24 saat bekletildi. Hazırlanan örneklere 5 ve 55 °C’de, 5 s transfer, 30 s bekleme süresi olacak şekilde 5.000 devir termal siklus uygulandı. Örnekler daha sonra 24 saat 37°C’serum fizyolojikte bekletildi.



Şekil 3.4 Makaslama bağlanma dayanımı testi için örneklerin hazırlanması

### 3.3.2. Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Kompozit örnekler yüzey işlemleri için 8 gruba ayrıldı (n=24). Yüzey işlemleri önceki testlerde olduğu gibi uygulandı.

### 3.3.3. Yaşlandırılmış Kompozitlerin Tamiri

Her bir yüzey işlemi grubu (Grup 1-8) üç farklı kompozit (Filtek Z550, G-aenial Flo, Vertise Flow) ile tamir için 3 alt gruba ayrıldı (n=8). Kendinden adezivli kompozit rezin olan Vertise Flow için ayrıca bir adeziv sistem kullanılmazken, diğer kompozit blokların işlem yüzeylerine tamir kompoziti eklenmeden hemen önce iki aşamalı kendinden asitli bir adeziv sistem uygulandı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda primer aplikatör yardımı ile 20 s uygulandı ve hava ile hafifçe inceltildi. Daha sonra adeziv başka bir aplikatör yardımı ile uygulanıp, hava ile hafifçe inceltilerek ışıkla 10 s polimerize edildi. Adeziv uygulamasını takiben iç çapı 3 mm ve yüksekliği 2 mm olan silindirik şeffaf polietilen boru tamir kompozit materyaline matriks olmak üzere restorasyon merkezine yerleştirildi. Bu şeffaf boru içerisine tamir kompozit materyali Filtek Z550 siman fulvarı yardımıyla, akışkan olan G-aenial Flo ve Vertise Flow ise kendi tüpleri aracılığı ile yerleştirildi. Sonrasında kompozit materyaller 20 s süreyle polimerize edildi. Polimerizasyonu takiben şeffaf matriks bir bistüri yardımıyla dikkatlice kesilerek uzaklaştırıldı. Kompozit örnekler makaslama bağlanma dayanım testi öncesi 24 saat 37 derece serum fizyolojikte bekletildi.

### 3.3.4. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi Universal Test cihazı (LF Plus, LLOYD Instrument, Ametek Inc., İngiltere) kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.5). Testte kullanılacak hareketli kırma aparatı, ISO TR 11405 spesifikasyonunda belirtilen şekilde 1 mm kalınlığında ve künt olacak şekilde tornada hazırlatıldı. Kırma aparatı, eski ve yeni kompozitin bağlantı çizgisi üzerine yerleştirildi. Örnekler 1 mm/dk kafa hızında makaslama bağlanma dayanımı testine tabi tutuldu. Kırma işleminde oluşan kuvvetler Newton (N) olarak ölçüldü, birim alana düşen yük miktarını aşağıdaki formül kullanılarak Newton (N) değerleri Megapaskal (MPa) değerlerine çevrildi. Elde edilen değerler her bir örnek için Nexygen software programı ile kaydedildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$
$$\text{Alan} = (\pi \times r^2) \text{ (mm}^2\text{)} \quad r = \text{bağlanma yüzeyi çapı}$$



Şekil 3.5 Makaslama bağlanma dayanımı testi

### 3.4. Kopma Yüzeylerinin İncelenmesi

Makaslama bağlanma dayanımı testi sonrası bütün kompozit örneklerin kopma yüzeyleri kendinden ışıklı stereomikroskop altında, 40X büyütmede incelendi. Oluşan kopma tipleri:

**Adeziv kopma;** tamir kompozitinin, kompozit alt yapı ile bağlanma yüzeyinden tamamen ayrılması

**Restorasyonda koheziv kopma;** restorasyon kompozitinin tamamen kendi içerisinden kopması

**Tamir kompozitinde koheziv kopma;** tamir kompozitinin tamamen kendi içerisinden kopması

**Karışık tip kopma;** her iki kırılma tipinin de gözlemlendiği kopma (adeziv + koheziv) olarak sınıflandırıldı.

### 3.5. İstatistiksel Analiz

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapıldı. Sürekli değişkenlerin dağılımının normal dağılıma uygun dağılıp dağılmadığı Kolmogorov Smirnov testiyle, varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler pürüzlülük ve makaslama bağlanma dayanımı için ortanca (çeyrekler arası genişlik) şeklinde, mikrosızıntı skorları içinse ortanca (en az - en çok) biçiminde gösterildi.



Gruplar arasında ortanca değerler yönünden farkın önemliliği Kruskal Wallis testiyle incelendi. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması halinde Conover'in parametrik olmayan çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan durum(lar) tespit edildi. Pürüzlülük ile sırasıyla; makaslama bağlanma dayanımı ve mikrosızıntı skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişkinin olup olmadığı ise Spearman'ın Korelasyon testi kullanılarak araştırıldı.

Aksi belirtilmedikçe  $p < 0,05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Ancak, olası bütün çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.



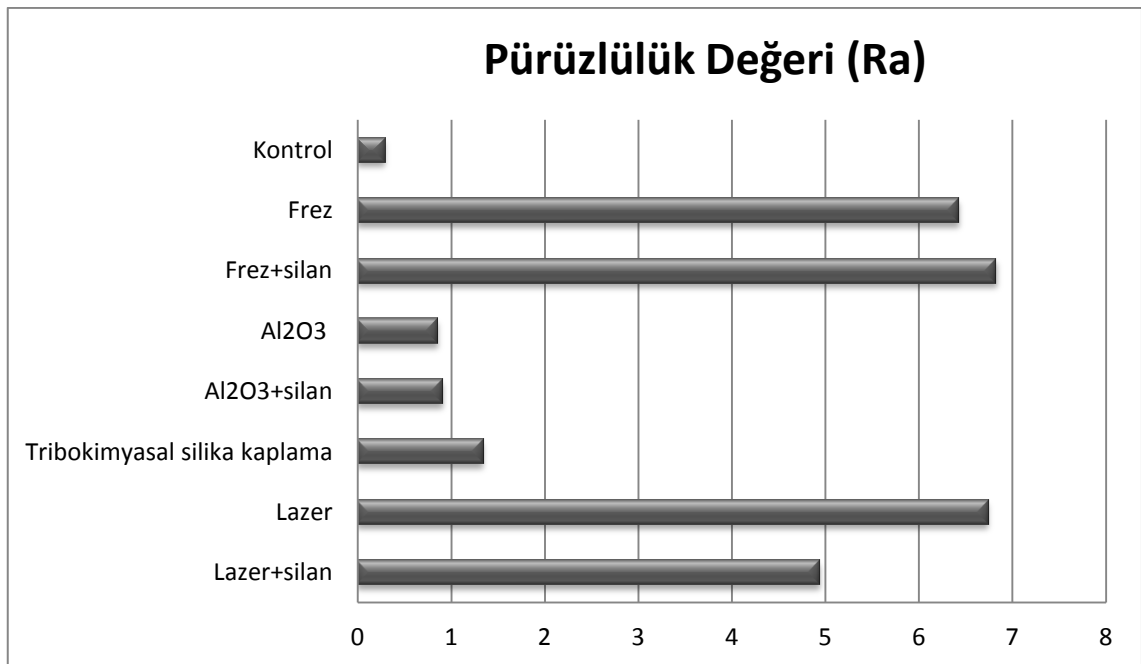
## 4. BULGULAR

### 4.1. Pürüzlülük Testine Ait Bulgular

Çizelge 4.1 Yüzey işlemlerine göre pürüzlülük düzeyleri

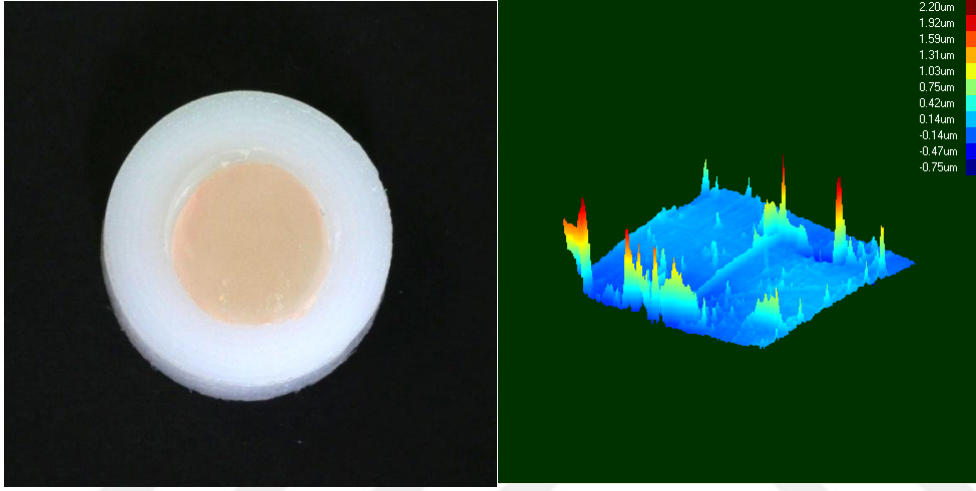
Yüzey işlemleri	Pürüzlülük (Ra)
Grup 1 (Kontrol)	0,29 (0,90) <sup>A</sup>
Grup 2 (Frez)	6,43 (5,74) <sup>B</sup>
Grup 3 (Frez+silan)	6,83 (2,36) <sup>B</sup>
Grup 4 (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	0,85 (1,71) <sup>A</sup>
Grup 5 (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +silan)	0,91 (1,56) <sup>A</sup>
Grup 6 (Tribokimyasal silika kaplama)	1,34 (0,69) <sup>A</sup>
Grup 7 (Lazer)	6,74 (0,95) <sup>B</sup>
Grup 8 (Lazer+silan)	4,94 (3,63) <sup>B</sup>
p-değeri †	<0,001

Pürüzlülük testine ait bulgular Kruskal Wallis testi ile değerlendirilmiş, Çizelge 4.1’de gösterildiği üzere farklı büyük harflerle gösterilen yüzey işlemleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

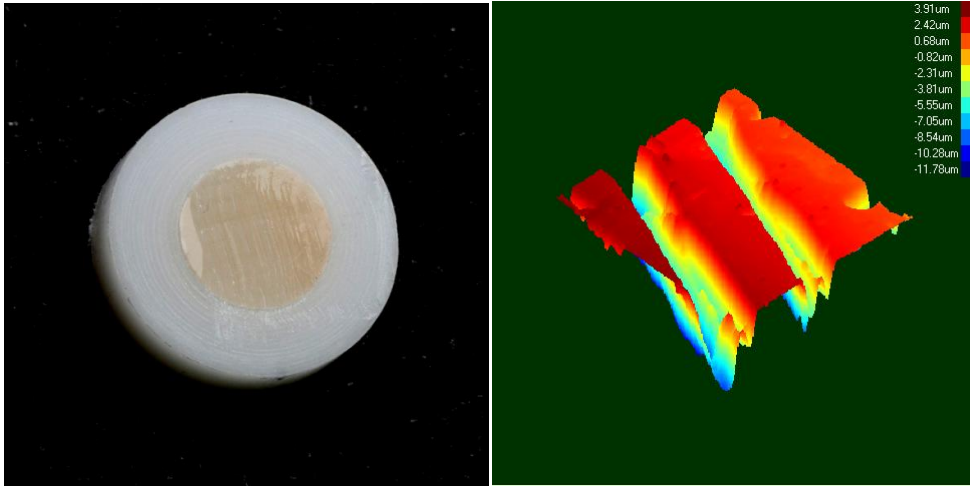


Şekil 4.1 Yüzey işlemlerine göre pürüzlülük düzeyleri

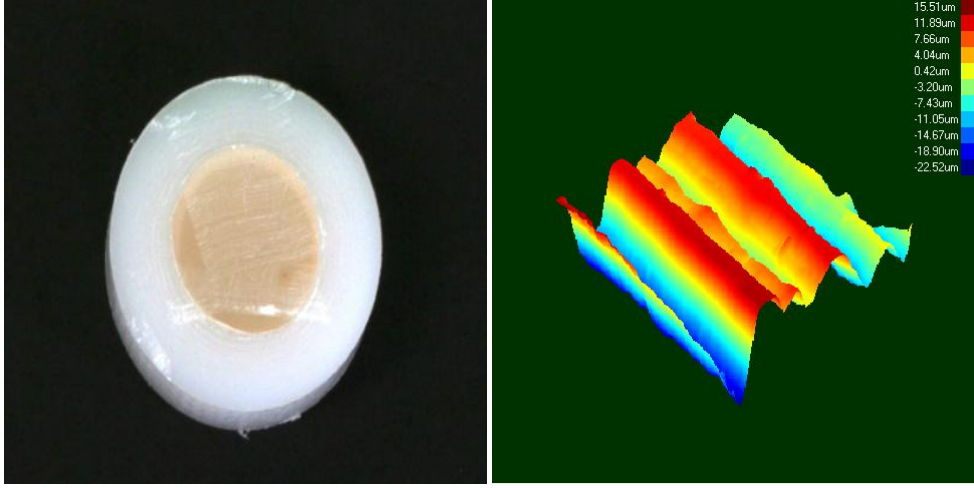
Filtek Z550 ile elde edilen blokların farklı yüzey işlemleri ile pürüzlendirilmesi sonucu en yüksek pürüzlülük değeri Grup 3 (frez+silan), en düşük pürüzlülük değeri ise Grup 1 (kontrol) için bulunmuştur. Grup 1 (kontrol), Grup 4 ( $Al_2O_3$ ), Grup 5 ( $Al_2O_3$ +silan) ve Grup 6 (tribokimyasal silika kaplama) ile Grup 2 (frez), Grup 3 (frez+silan), Grup 7 (lazer) ve Grup 8 (lazer+silan) arasında pürüzlülük değerleri açısından fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Şekil 4.1).



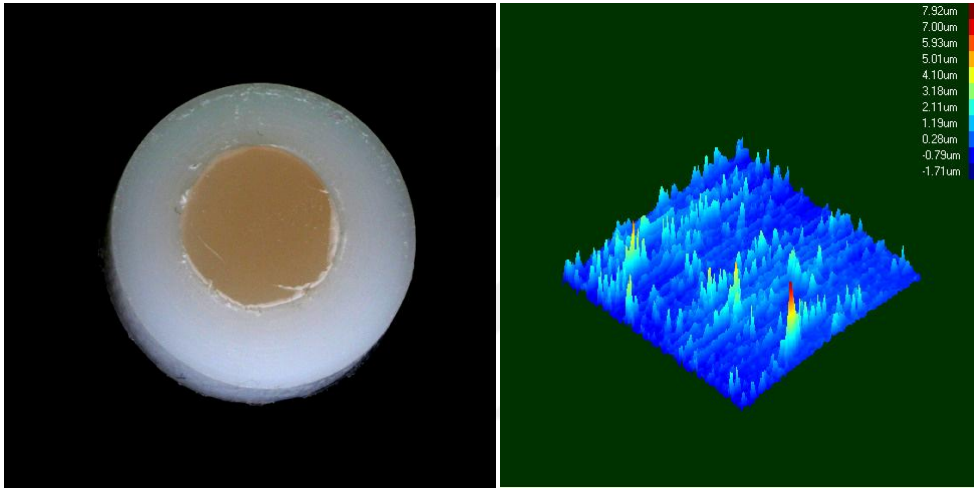
Şekil 4.2 Kontrol grubundan bir örnek ve üç boyutlu profilometre görüntüsü



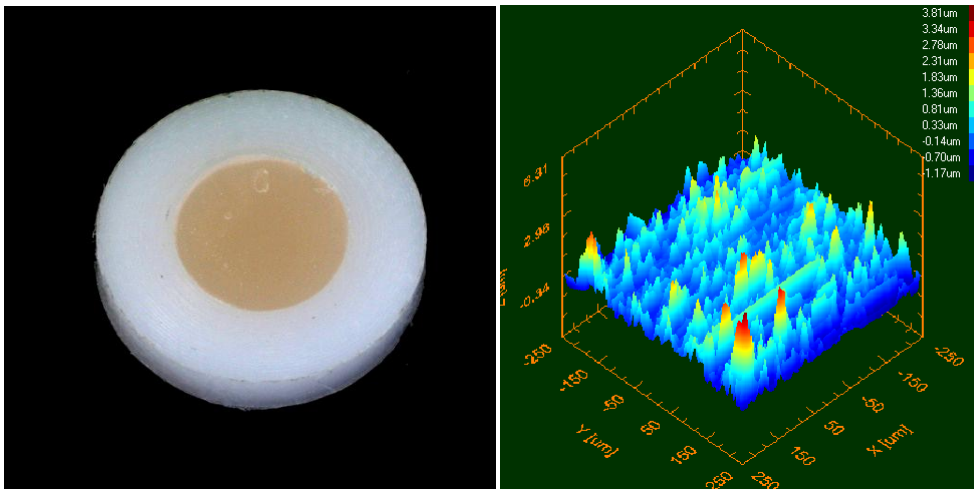
Şekil 4.3 Frez grubundan bir örnek ve üç boyutlu profilometre görüntüsü



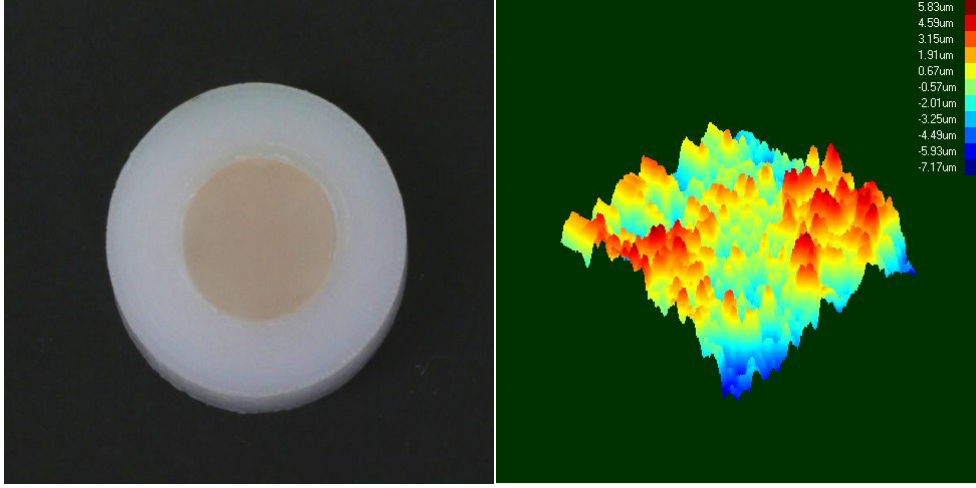
Şekil 4.4 Frez+silan grubundan bir örnek ve üç boyutlu profilometre görüntüsü



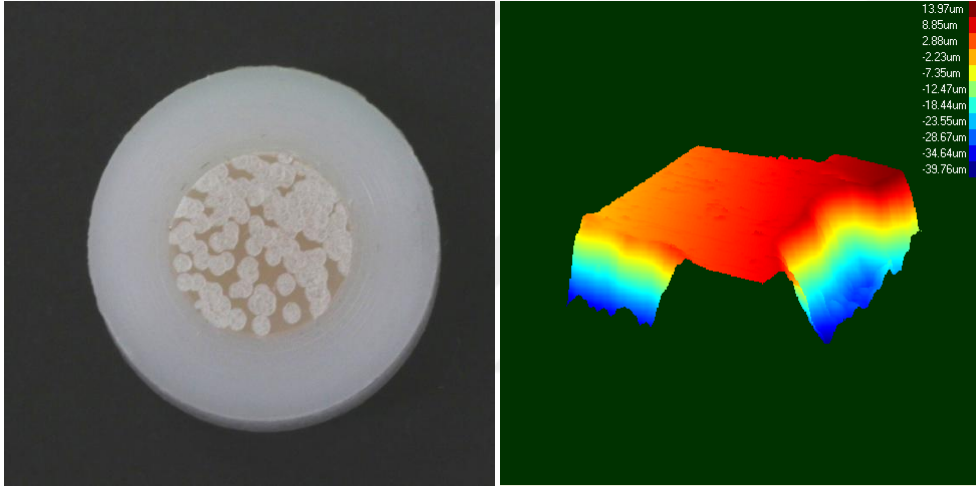
Şekil 4.5  $Al_2O_3$  ile air abrazyon grubundan bir örnek ve üç boyutlu profilometre görüntüsü



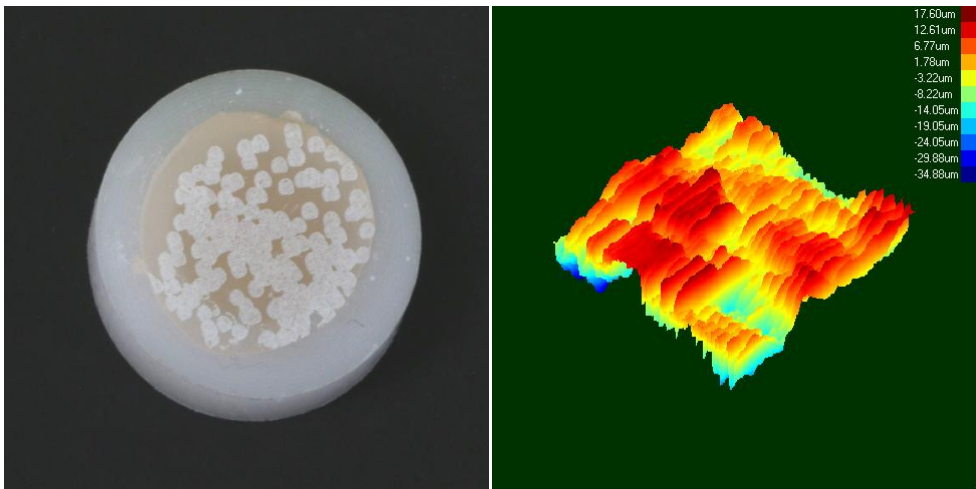
Şekil 4.6  $Al_2O_3$ +silan grubundan bir örnek ve üç boyutlu profilometre görüntüsü



Şekil 4.7 Tribokimyasal silika kaplama grubundan bir örnek ve üç boyutlu profilometre görüntüsü



Şekil 4.8 Lazer grubundan bir örnek ve üç boyutlu profilometre görüntüsü



Şekil 4.9 Lazer+sılan grubundan bir örnek ve üç boyutlu profilometre görüntüsü

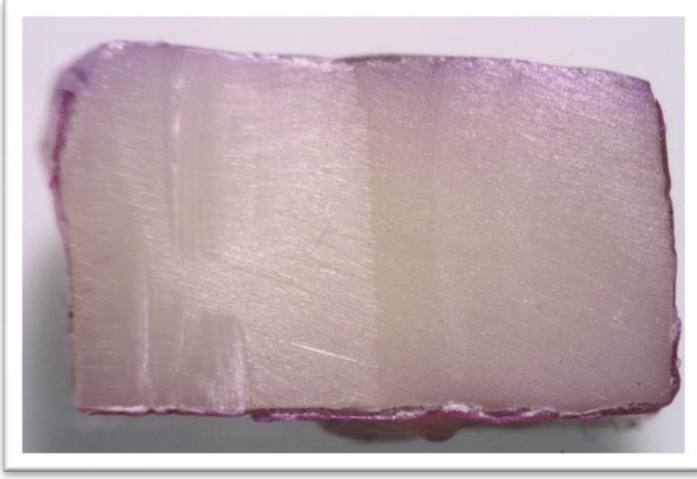
## 4.2. Mikrosızıntı Testine Ait Bulgular

Çizelge 4.2 Yüzey işlemleri ve tamir kompozitlerine göre mikrosızıntı skorları

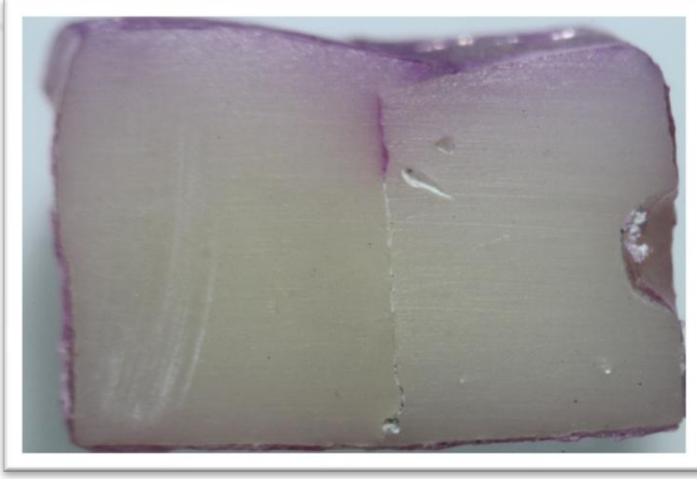
	Z550+Z550	Z550+GA	Z550+VF	p-değeri †
Grup 1 (Kontrol)	0 (0-0)	0 (0-1)	0 (0-2)	0,007
Grup 2 (Frez)	0 (0-1)	0 (0-1)	0 (0-1)	0,804
Grup 3 (Frez+silan)	0 (0-0)	0 (0-1)	0 (0-0)	0,130
Grup 4 (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	0 (0-1)	0 (0-1)	0 (0-1)	0,318
Grup 5 (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +silan)	0 (0-0)	0 (0-0)	0 (0-0)	1,000
Grup 6 (Tribokimyasal silika kaplama)	0 (0-0)	0 (0-1)	0 (0-0)	0,044
Grup 7 (Lazer)	0 (0-1)	0 (0-1)	0 (0-1)	0,358
Grup 8 (Lazer+silan)	0 (0-1)	0 (0-1)	0 (0-1)	0,056
p-değeri ‡	0,155	0,781	0,110	

Yüzey işlemleri sabit tutulduğunda tamir kompozitleri arasında yapılan karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,00625$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Tamir kompozitleri sabit tutulduğunda yüzey işlemleri arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,017$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Yüzey işlemleri ve materyallere göre mikrosızıntı skorları değerlendirildiğinde bütün gruplar ortalama Skor 0 sonucu göstermiştir (Çizelge 4.2).



Şekil 4.10 Skor 0 sonuç gösteren bir örnek



Şekil 4.11 Skor 1 sonuç gösteren bir örnek



Şekil 4.12 Skor 2 sonuç gösteren bir örnek

### 4.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testine Ait Bulgular

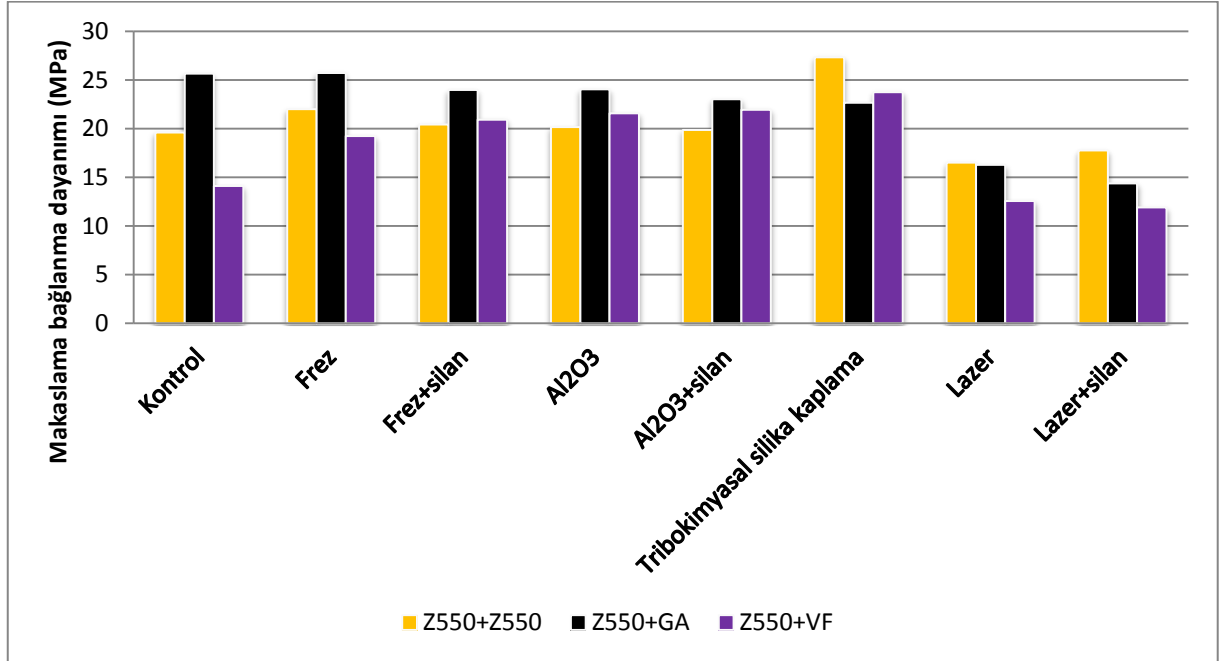
Çizelge 4.3 Yüzey işlemleri ve tamir kompozitlerine göre makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)

	Z550+Z550	Z550+GA	Z550+VF	p-değeri †
Grup 1 (Kontrol)	19,6 (3,98) <sup>a</sup>	25,6 (7,45) <sup>A,b</sup>	14,1 (2,52) <sup>A,C,c</sup>	<b>&lt;0,001</b>
Grup 2 (Frez)	22,0 (11,68)	25,7 (6,62) <sup>A</sup>	19,2 (2,08) <sup>A,B</sup>	0,080
Grup 3 (Frez+silan)	20,4 (9,70)	24,0 (3,36) <sup>A</sup>	20,9 (2,73) <sup>B</sup>	0,196
Grup 4 (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	20,1 (6,87)	24,0 (4,03) <sup>A</sup>	21,5 (2,50) <sup>B</sup>	0,021
Grup 5 (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +silan)	19,9 (4,63)	23,0 (7,10) <sup>A</sup>	21,9 (2,71) <sup>B</sup>	0,441
Grup 6 (Tribokimyasal silika kaplama)	27,3 (9,91)	22,6 (5,47) <sup>A</sup>	23,7 (3,03) <sup>B</sup>	0,461
Grup 7 (Lazer)	16,5 (5,16)	16,3 (2,21) <sup>B</sup>	12,6 (4,84) <sup>C</sup>	0,034
Grup 8 (Lazer+silan)	17,7 (6,05) <sup>a</sup>	14,4 (4,36) <sup>B,b</sup>	11,9 (2,00) <sup>C,c</sup>	<b>0,002</b>
p-değeri ‡	0,088	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>	

Her bir yüzey işlemleri için materyaller arasında yapılan karşılaştırmalarda, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,00625$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Her bir kompozit materyali için yüzey işlemleri arasında yapılan karşılaştırmalarda, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre  $p < 0,017$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Aynı kolon içerisinde farklı büyük harflerle gösterilen yüzey işlemleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,017$ ), aynı satır içerisinde farklı küçük harflerle gösterilen materyaller arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi ( $p < 0,00625$ ).



Materyaller ve yüzey işlemleri birlikte değerlendirildiğinde en yüksek makaslama bağlanma dayanımı değeri tribokimyasal silika kaplama ile işlem gören Z550+Z550 grubunda bulunmuştur. En düşük değer lazer+silan ile işlem gören Z550+VF grubunda bulunmuştur (Çizelge 4.3).



Şekil 4.13 Yüzey işlemleri ve tamir kompozitlerine göre makaslama bağlanma dayanımı değerleri

#### 4.4. Korelasyon Analizi Bulguları

Çizelge 4.4 Yüzey pürüzlülüğü ve mikrosızıntı skorları arasındaki korelasyon katsayıları

	n	Korelasyon katsayısı	p-değeri †
Z550+Z550	64	0,191	0,131
Z550+GA	64	0,161	0,203
Z550+VF	64	0,012	0,925
Genel	192	0,089	0,236

Z550+Z550 grubu içerisinde yüzey pürüzlülüğü ile mikrosızıntı skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı. ( $r=0,191$  ve  $p=0,131$ ). Z550+G-anial grubu içerisinde yüzey pürüzlülüğü ile mikro sızıntı skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı ( $r=0,161$  ve  $p=0,203$ ). Z550+Vertise flo grubu içerisinde yüzey pürüzlülüğü ile mikro sızıntı skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı ( $r=0,012$  ve  $p=0,925$ ). Bütün denekler içerisinde de yüzey

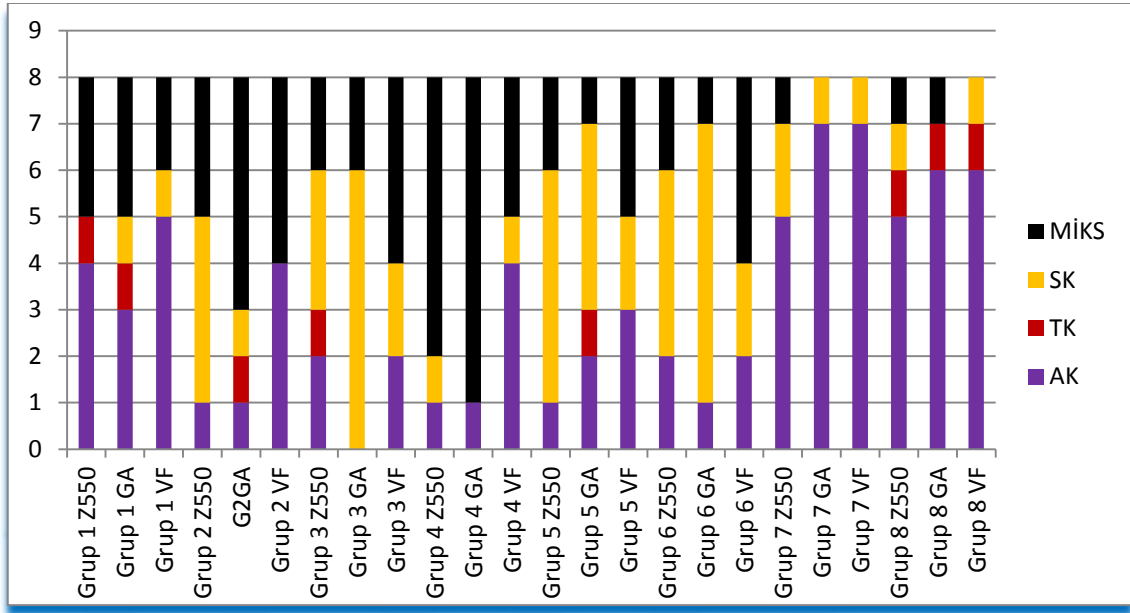
pürüzlülüğü ile mikro sızıntı skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı ( $r=0,089$  ve  $p=0,236$ ).

Çizelge 4.5 Yüzey pürüzlülüğü ve makaslama bağlanma dayanımı arasındaki korelasyon katsayıları

	n	Korelasyon katsayısı	p-değeri †
Z550+Z550	64	-0,041	0,749
Z550+GA	64	-0,226	0,072
Z550+VF	64	-0,170	0,178
Genel	192	-0,137	0,058

Yüzey pürüzlülüğü ve makaslama bağlanma dayanımı arasındaki korelasyon katsayıları ve önemlilik düzeyleri Z550+Z550 grubu içerisinde yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlanma dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı. ( $r=0,191$  ve  $p=0,131$ ). Z550+G-aenial Flo grubu içerisinde yüzey pürüzlülüğü ile mikrosızıntı skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı ( $r=0,161$  ve  $p=0,203$ ). Z550+Vertise Flow grubu içerisinde yüzey pürüzlülüğü ile mikrosızıntı skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı ( $r=0,012$  ve  $p=0,925$ ). Bütün denekler içerisinde de yüzey pürüzlülüğü ile mikro sızıntı skoru arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanmadı ( $r=0,089$  ve  $p=0,236$ ).

#### 4.5. Kopma Tipi Bulguları



Şekil 4.14 Kopma tipleri SK: Substratta koheziv kopma TK: Tamir kompozitinde koheziv kopma AK: Adeziv kopma

Deney örneklerinin kopma tipleri Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarında bulunan stereomikroskobunda ışık altında incelendiğinde adeziv kopma, restorasyon materyalinde koheziv kopma, tamir materyalinde koheziv kopma ve karışık kopma tipleri tespit edilmiştir (Şekil 4.14).

## 5. TARTIŞMA

Kompozit rezinler diş renginde olmaları özelliği ile son 40 yıldır amalgama alternatif olarak kullanılmaktadır, ancak posteriorda kullanıldığı ilk dönemlerde amalgamdan daha başarısızlardı [200, 201]. Zamanla materyal, teknik ve enstrümanlardaki gelişmeler kompozit rezinin posteriordaki başarısızlıklarını azaltmıştır. Downer ve ark. derlemelerinde kompozit rezin restorasyonların ağızda kalma sürelerinin amalgamla kıyaslanabilir olduğunu bildirmişlerdir [202]. Bütün bu gelişmelere rağmen kompozit rezin restorasyonların sekonder çürük, mikrosızıntı, aşınma, marjinal aralanma, kırık, renklenme gibi sorunları hala aşılamamıştır [3]. Bu sebeplerle meydana gelen restorasyon defektleri en sık rastlanılan klinik sorunlardandır.

Defektli restorasyonların yeniden yapılması genel diş hekimliği uygulamalarının yarısını oluşturur [203]. Özellikle başka bir hekim tarafından yapılmış defektli restorasyonlar yenilenmeye adaydır. Bogacki ve ark. 300.000'den fazla hasta üzerinde yaptıkları araştırmada amalgam ve kompozit restorasyonların 5 yıldan fazla ağızda kalma sürelerinin %90'ın üzerinde olduğunu ancak hastalar hekimlerini değiştirdiklerinde bu oranın % 60'a düştüğünü bildirmişlerdir [204]. ABD ve İskandinav ülkelerindeki 197 hekimin 10.000 restorasyonunu kapsayan başka bir çalışmada lokalize defektli restorasyonların %75'inden fazlasında restorasyonu tamamen yenilemek tamire tercih edilmiştir [205]. Aynı çalışma genelde yenileme kararının defektli ilk restorasyonu yapmayan hekimlerce verildiğini de doğrulamıştır.

Restorasyonun tamamen yenilenmesi genellikle aşırı müdahaledir. Restorasyon tamamen yenildiğinde defektli alanla beraber sağlıklı diş dokusu da uzaklaştırılır ve geriye kalan diş yapısı zayıflar. Bu da restorasyonun ömrünü kısaltır [206]. Ayrıca pulpal travma ihtimali artar. Restorasyonu tamir etmenin yenilemeye kıyasla avantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Diş yapısı korunur.
- Pulpa üzerine olası zararlar azaltılır.
- Tamir alanı çok geniş değilse lokal anestezi gerekmez.
- İatrojenik nedenlerle komşu diş hasarı engellenir.
- Uygulama zamanı kısadır.
- Yenilemeye kıyasla düşük maliyetlidir.
- Restorasyonun ömrü uzatılmış olur [207, 208].

Prospektif klinik çalışmalar daimi dişlerdeki tamir restorasyonlarının yenilenen restorasyonlarla aynı veya daha uzun süre ağızda kaldığını göstermiştir [209-212]. Ayrıca literatürde, tamir restorasyonlarının klinik başarı kriteri olan 7 yılı aşkın süre ağızda kaldığını gösteren çok sayıda çalışma vardır [207, 209, 211, 212].

Klinik alışmalar gerçeğe en yakın sonuçları yansıtırsa da daha kolay standardize edilebilen laboratuvar çalışmaları ile daha kısa sürede sonuca ulaşmak mümkündür.

Ağız içindeki sıcaklık değişimleri, diş ile restorasyon ara yüzünde tekrarlayan kontraksiyon ve genleşme stresleri meydana getirmektedir. Bu durumun rezin-dentin ara yüzünde bozulmaya sebep olabileceği bildirilmiştir [66, 155]. Hidroliz ise zayıf polimerize olan oligomerlerin ayrılmasına ve polimer matriksin plastikleşmesine neden olarak rezin yapısında bozulmaya yol açar [66, 213]. Bu bozulmanın rezin-rezin bağlantısını da zayıflatması olasıdır. Laboratuvar ortamında klinik koşulları taklit ederek yapılan çalışmalarda, ağız içinde karşılaşılan koşulları yansıtmak amacıyla restoratif materyaller, çeşitli yaşlandırma işlemlerine tabi tutulmaktadırlar [66, 155]. Yapay yaşlandırma yöntemleri olan termal siklus, mekanik yükleme ve suda bekletme işlemleri arasında, suda bekletmenin mikrosızıntı üzerine etkisinin minimum olduğu bildirilmiştir [66]. Mekanik yükleme ise ağız içindeki çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için kullanılır. Bu yöntemde hidroliz, ısı farkı nedeni ile meydana gelen büzülme ve genleşme gibi durumlar ihmal edilmiş olur [67, 70]. Bu nedenle çalışmamızda örneklerimizi yaşlandırmak için termal siklus yöntemini tercih ettik.

Tamir görecekle kompozit rezinin markasını veya içeriğini bilmek çoğu kez mümkün değildir. Bunun için çalışmamızda tamir işleminin, eski kompozit materyal ile aynı veya ondan farklı kompozit rezinlerle yapıldığı klinik senaryoları taklit ettik. Farklı kompozit materyaller, iyi ıslatma özelliği ile kavite duvarlarına kolayca adapte olabilmekle akışkan kompozitlerden (G-aenial Flo ve Vertise Flow) tercih edildi [214]. G-aenial Flo henüz kompozit-kompozit tamiri çalışmalarında kullanılmırsa da literatürde aşınma direnci, termal genleşme katsayısı, elastisite modülü gibi fiziksel özellikleri ve klinik performansı değerlendirilmiştir. Kitasako ve ark. üç yıl boyunca orta ve geniş boyutlu posterior restorasyonlarda G-aenial Flo'yu klinik olarak gözlemlemiş, klinik performansının geleneksel kompozitlerden farklı olmadığını bildirmişlerdir [56]. Lazaridou ve ark. G-aenial Flo'nun oklüzal kontak alanlarında amalgam tamiri için güvenilir olduğunu ifade etmiştir [215]. Sumino ve ark. Çeşitli kompozitlerin aşınma direnci, esneklik dayanımı ve elastisite modülünü inceledikleri çalışmalarında G-aenial

Flo'nun fiziksel özelliklerinin geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilir olduğunu bildirmiştir [216]. Vertise Flow ise kendinden adezivli bir kompozit rezindir. Bu kompozit rezinde ön adeziv uygulaması olmaması nedeni ile aşamalardan kaynaklanabilecek hatalar en aza indirilmeye çalışılır. Ayrıca klinik uygulamaların daha kısa sürede tamamlanması beklenir. Tamir görecek baz kompozit olarak da geniş endikasyona sahip nanohibrit bir kompozit rezin; Filtek Z550 kullanıldı.

Tamir işleminin başarısı eski ve yeni kompozit arasındaki bağlanmanın gücüne bağlıdır. İki kompozit tabakası arasındaki bağlanma polimerize olmamış, oksijen inhibisyon tabakası sayesinde gerçekleşir [208, 217]. Ağız ortamında kompozit rezinin difüzyon yolu ile absorbe ettiği su yeni kompozitin eski kompozite bağlanmasını olumsuz etkiler [218]. Yaşlanma ve su emilimi oksijen inhibisyon tabakasının kalkmasına, doymamış çift karbon-karbon bağlarının azalmasına neden olur [219, 220]. Eski kompozite makromekanik, mikromekanik veya kimyasal yoldan bağlanma sağlamak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanır [221, 222]. Eski kompozitin yüzeyi pürüzlendirilerek doldurucuların açığa çıkması ile mekanik bağlanma, doldurucusuz rezin adeziv rezinlerle kaplanarak da ıslanabilirlik ve kimyasal bağlanma artırılmaya çalışılır [223, 224]. Bu kemomekanik yüzey işlemleri karbit veya elmas frezle aşındırma, hidroflorik veya fosforik asitle dağlama, adeziv rezin uygulamaları, lazer ile pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama ve air abrazyondur [77]. Ancak halen en etkin kompozit tamir protokolü ile ilgili bir fikir birliğine varılamamıştır [225]. Biz de çalışmamızda mekanik yüzey işlemi olarak elmas frezle aşındırma, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon ve Er:YAG lazer ile pürüzlendirme, kimyasal yüzey işlemi olarak adeziv rezin ve silan, kemomekanik yüzey işlemi olarak tribokimyasal silika kaplama yöntemlerini kullandık.

Labaratuvar çalışmalarında tamir performansını değerlendirmek için bağlanma dayanımı testlerine sıkça başvurulur. En yaygın kullanılan testler makaslama ve çekme bağlanma testleridir [190, 226]. Cardoso ve ark. makaslama bağlanma testlerinde çekme bağlanma testlerine göre daha yüksek sonuçlar elde edildiğini, makaslama streslerinin klinik durumu daha iyi yansıttığını bildirmişlerdir [194]. Ayrıca çekme bağlanma testlerinin laboratuvar aşamaları daha güçtür. Örneklerin kesilmesi esnasında lateral kuvvet oluşması kopmalara ya da bağlanma kuvvetinin azalmasına neden olabilmektedir. Bunun yanı sıra kesim esnasında oluşabilecek ısı artışı ve elde edilen örneklerin kısa sürede dehidrate olması bağlanma değerlerinde olumsuzluklar oluşturabilir. Örneklerin bağlanma dayanımları test edilirken oluşabilecek tork

kuvvetleri de hatalı sonuçlar elde edilmesine neden olabilmektedir [192]. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı test metodu kullanılmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde, restorasyon materyallerinin bağlanma yüzey alanları farklılıklar göstermekle birlikte genellikle 3-10 mm çapındaki alanlar tercih edilmektedir [192]. Biz de çalışmamızda bağlanma yüzeyi çapını 3 mm ve yüzey alanını 7.065 mm<sup>2</sup> olarak belirledik.

Makaslama bağlanma dayanımı testleri uygulanırken, kullanılacak cihazların kafa hızının ISO standartlarına göre 0,45 mm/dk ile 1,05 mm/dk arasında olması gerekmektedir [227]. Ancak Takemori ve ark. [228] yaptıkları çalışmada 0,5 - 5 mm/dk kafa hızları arasında, makaslama bağlanma dayanımı açısından bir fark bulunmadığını bildirirken, Oshida ve ark. [229] 10 mm/dk ve 5 mm/dk kafa hızlarında 0,5 mm/dk ve 1 mm/dk hızlarına göre daha yüksek bağlanma değerleri elde ettiklerini bildirmişlerdir. Biz de örneklerimizi daha önceki çalışmalara benzer olarak ve ISO standartlarına uygun olarak Universal test cihazında 1 mm/dk kafa hızında test ettik [3, 230].

Kompozit rezin ile bağlandığı yüzey arasında meydana gelen mikroaralıktan bakteriler, ağız sıvıları, moleküller, iyonlar ve havanın geçişi gerçekleşmektedir. Bu durum mikrosızıntı olarak adlandırılmaktadır [231]. Mikrosızıntı ile beraber restorasyonda renkleşme, sekonder çürükler, postoperatif ağrı ve pulpa iltihabı gibi komplikasyonlar gelişebilmektedir. İleri durumlarda ise restoratif materyallerde kırılmalar ve restorasyon kaybı görülebilmektedir. Yeterli bir bağlanma arayüzdeki mikrosızıntıyı önleyebilmelidir [232]. Bu nedenle mikrosızıntı, tamir restorasyonlarının klinik başarılarının değerlendirilmesinde önemli bir parametredir. Tamir çalışmalarında mikrosızıntı amalgam-kompozit [232-237] ve kompozit-kompozit arayüzünde [238-241] değerlendirilmiştir.

Yapılan literatür incelemesi sonucunda, restoratif materyallerindeki mikrosızıntının değerlendirilmesinde boya penetrasyon yöntemi, kimyasal işaretleyici yöntemi, bakteriyel çalışma yöntemi, elektrokimyasal yöntem, nötral aktivasyon yöntemi, radyoaktif izotop ve hava basıncı yöntemi gibi farklı tekniklerin kullanıldığı rapor edilmiştir [63, 185, 242]. Bütün bu yöntemler arasında uygulanmasının kolay olması ve güvenilir sonuçlar vermesi nedeniyle boya penetrasyon yönteminin en sık kullanılan yöntem olduğu bildirilmektedir [184, 185, 243, 244]. Mikrosızıntı değerlendirilmesinde farklı partikül büyüklüğüne sahip birçok boya materyalinin kullanıldığı görülmüştür. Türkün ve Ergücü, mikrosızıntı çalışmalarında kullanılan boyaları inceledikleri araştırmalarında, boya çözeltilerinden % 41 oranında bazik

fuksinin, % 27 oranında gümüş nitratın ve %20 oranında metilen mavisinin tercih edildiğini bildirmişlerdir [245]. Bu sonuca paralel olarak Heintze ve arkadaşları da, çalışmalarda en fazla tercih edilen boyanın bazik fuksin olduğunu rapor etmişlerdir [185]. Literatürde mikrosızıntı çalışmalarında bazik fuksin % 0.5 ve % 2'lik konsantrasyonlarda kullanılmaktadır [246]. Örneklerin boyalara gömülme zamanları birçok çalışmada 1 saat ile 2 hafta arasında değişir fakat bu değişkenliğin mikrosızıntı sonuçlarında etkisinin olmadığı görülmüştür [184]. Örneklerin banyoda kalma süresi, bazik fuksin için 24 veya 48 saat, gümüş nitrat için 2 saat ve metilen mavisi için 4 saat olarak bildirilmiştir [245]. Mikrosızıntı değerlendirilmesinde literatürde en çok kullanılan 24 saatlik penetrasyon zamanıdır [246]. Boya tipine bakılmaksızın ISO tarafından önerilen bekletme süresi ise yine 24 saattir [185]. Literatür incelemesi ile elde edilen bu bulguların sonucunda çalışmamızda, mikrosızıntı test yöntemi olarak % 0.5 lik konsantrasyonda bazik fuksin kullanımı ile boya penetrasyon yöntemi kullanılmıştır. Örneklerin boyada kalma süresi ise 24 saat olarak belirlenmiştir.

Kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde optik veya mekanik sensörlere sahip cihazlar kullanılabilir. Tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif (nitel) ve yüzey profili analizi (Profilometre) gibi kantitatif (sayısal) metodlarla yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılabilmektedir. Bunların yanı sıra son yıllarda yeni bir teknik olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile de yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmaktadır [245]. Çalışmamızda kullandığımız profilometre AFM'ye benzerdir. Ancak AFM'ye kıyasla daha geniş alanları tarayabilir. Kullandığımız üç boyutlu kontak profilometre geleneksel kontak profilometreler ile tarayıcı prob mikroskobunun bileşimidir [246]. Cihaz yüksek çözünürlükte üç boyutlu görüntüler elde etmemize izin verir. Üretici tekrarlayan ölçümlerde güvenilirlik oranının yüksek olduğunu bildirmiştir. Bu özellikleri nedeni ile biz de pürüzlülük ölçümlerimizi üç boyutlu kontak profilometre ile gerçekleştirdik.

Yaptığımız literatür taramalarına göre tamir çalışmalarında pürüzlülük-mikrosızıntı ilişkisi irdelenmemiştir. Ancak az sayıda çalışmada pürüzlülük-bağlanma dayanımı ilişkisinden bahsedilmiştir [247-249]. Kallio ve arkadaşları matriks özellikleri farklı iki kompoziti tamir etmişler, pürüzlülüğün partikül dolduruculu kompozitte bağlanmayı artırdığını, fiberle güçlendirilmiş kompozitte azalttığını ileri sürmüşlerdir [247]. Batista ve arkadaşları tamir çalışmalarında on iki farklı yüzey işlemi kullanmışlar, kompozit rezinin pürüzlülük ve bağlanma dayanımı arasında korelasyon bulamamışlardır [248]. Baena ve arkadaşları'nın kompozit tamir çalışmasında ise



yüzey işlemleri ile elde edilen pürüzlülüğün bağlanmayı artırdığı belirtilmiştir [249]. Bizim çalışmamızda ise pürüzlülüğün mikrosızıntı ve bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır.

### **5.1. Pürüzlülük Testi Bulgularının Tartışılması**

Sonuçlarımıza göre yüzey işlemleri arasında pürüzlülük açısından fark bulunmuştur. En düşük pürüzlülük değerini Grup 1 (kontrol), en yüksek pürüzlülük değerini Grup 3 (frez+silan) vermiştir. Grup 2 (frez), Grup 3 (frez+silan), Grup 7 (lazer), Grup 8 (lazer+silan) nispeten yüksek pürüzlülük değerleri gösteren gruplardır, kendi aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Grup 1 (kontrol), Grup 4 (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon), Grup 5 (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon+silan) ve Grup 6 (tribokimyasal silika kaplama) ise nispeten düşük pürüzlülük değerleri göstermişlerdir, kendi aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Yüksek ve düşük sonuç gösteren gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

Kontrol grubunun en düşük pürüzlülük değerini göstermesi beklenen bir durumdur ve bizim çalışmamız da bu konuda literatürle uyumlu sonuçlar göstermiştir. Literatürde kompozit tamiri çalışmalarında uygulanan yüzey işlemlerinin tamamında kontrol grubu daima en düşük pürüzlülük değerini göstermiştir [248, 250-253]. Rinastiti ve ark.'nın mikrohibrit, nanohibrit ve nanodolduruculu farklı kompozitlere uyguladıkları yüzey işlemleri sonrasında pürüzlülük bütün gruplarda kontrol grubuna kıyasla anlamlı derecede yüksektir [17].

Tamir çalışmasında farklı yüzey işlemlerinin pürüzlülük ve bağlanma dayanımına etkisini inceleyen Batista ve ark.'nın çalışmasında yüzey pürüzlülüğü giderek azalan şekilde; 200 mJ enerji düzeyinde Er:YAG lazer, kalın grenli elmas frez, tribokimyasal silika kaplama ve Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon şeklinde sıralanmıştır [248]. Bahsi geçen çalışmanın bu sonuçları bizim çalışmamızın pürüzlülük sonuçlarıyla örtüşmektedir. Da Costa ve ark.'nın çalışmalarında da Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, kompozit yüzeyini kalın grenli frez kadar pürüzlendirememiştir [251]. Rodrigues ve ark. dört farklı yüzey işlemini adeziv ve/veya silan kombinasyonu ile değerlendirdikleri çalışmalarında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon ve tribokimyasal silika kaplama gruplarının benzer pürüzlülük değerleri gösterdiği sonucuna varmışlardır [224]. Bizim çalışmamızda da bahsedilen iki grubun ve bunların silanla kombinasyonlarının pürüzlülük değerleri benzerdir ve aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

$Al_2O_3$  ile air abrazyon, tribokimyasal silika kaplama ve bunların silanla kombinasyonlarının nispeten düşük değerler göstermesi abrazyon tozlarının mikro boyutta olması ile açıklanabilir. Elmas frez, Er:YAG lazer ve bunların silanla kombinasyonlarında kompozit rezin yüzeyinde frezin gren ve lazerin atım izleri gözle görülebilen pürüzlülük oluştururken diğer grupların görülebilir etkisi yalnızca yüzeyin matlaşması şeklindedir (Şekil 4.2-4.9)

Çalışmamızın sınırları içerisinde silanın yüzey pürüzlülüğüne etkisi olmamıştır. Silan uygulandığı materyalin yüzeyini ıslatarak kimyasal bağlanmaya zemin hazırlar [165]. Bu nedenle yüzeyin fiziksel özelliklerinde değişiklik meydana getirmemesi beklenen bir durumdur.

Tamir işlemlerinde oluşturulan yüzey pürüzlülüğü, bağlanma dayanımına etkisi nispetinde önemlidir. Bu nedenle hangi yöntemin daha etkin olduğu mikrosızıntı ve makaslama bağlanma dayanımı sonuçları ile birlikte değerlendirilecektir.

## **5.2. Mikrosızıntı Testi Bulgularının Tartışılması**

Çalışmamızda en yüksek mikrosızıntı skoru olan 2, yalnızca Grup 1 VF'de (kontrol, Filtek Z550+Vertise Flow) tek bir örnekte görülmüştür. Bütün örnekler arasında skor 3'e rastlanmamıştır. Çalışmamızın sınırları içerisinde farklı yüzey işlemleri ve tamir kompozitleri mikrosızıntı sonuçlarını etkilememiştir. Bu durumda bir numaralı sıfır hipotezimiz; "Farklı yüzey işlemleri ve tamir kompoziti kullanımı mikrosızıntı skorlarını etkilemez.", kabul edilmiştir.

Hossain ve ark. Er:YAG lazer ve elmas frezle açtıkları kaviteelerde mikrosızıntı değerlendirmesi yapmışlar, gruplar arasında istatistiksel fark olmadığını bildirmişlerdir. Uygulamaların zaman kıyaslamasını da yapan yazarlar lazer irradyasyonunun frezden birkaç kat uzunlukta zaman aldığını da belirtmişlerdir [254]. Yaman ve ark. da bir siloran ve bir nanoseramik kompozitin tamirinde yüzey işlemi olarak Er:YAG lazer ve elmas frez kullandıkları çalışmalarında gruplar arasında istatistiksel fark bulamamışlardır [255]. Ancak özellikle Er:YAG lazer kullanılan grupta eski ve yeni kompozit farklı olduğunda az miktarda sızıntı görüldüğüne dikkat çekmişlerdir. Bizim çalışmamızda da istatistiksel olarak anlamlı olmasa da en fazla sızıntı Filtek Z550'nin Vertise Flow ile tamir edildiği gruplarda gerçekleşmiştir. Bu alt gruplardan Grup 1 VF (kontrol, Filtek Z550+Vertise Flow) ve Grup 8 VF (Er:YAG lazer+silan, Filtek Z550+Vertise Flow) en çok sızıntının görüldüğü yüzey işlemleridir. Yaman ve ark.'nın

çalışmasında eski ve yeni kompozit aynı olduğunda hiç sızıntı görülmemiştir [255]. Buna uyumlu olarak en iyi mikrosızıntı skorları bizim çalışmamızda da eski ve yeni kompozit aynı olduğunda elde edilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı olmayan bu sonuçlar Cavalcanti ve ark.'nın çalışmalarının sonuçlarıyla da örtüşmektedir. Bu araştırmacılar farklı yüzey işlemlerinin ve adezivlerin kompozit tamir ara yüzündeki mikrosızıntıya etkisini iki ayrı çalışmada incelemiş ve öne çıkan bir metod bulamamışlardır [238, 239].

Silan kullanılan ve kullanılmayan gruplar arasında mikrosızıntı skorları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir. Mobarak ve El-deeb de siloran bazlı kompozitlerde yaptıkları tamir çalışmalarında silanın sızıntıya etkisinin olmadığını belirtmişlerdir [240]. Çalışmamızda tamir kompoziti farklılığı mikrosızıntı skorlarını anlamlı derecede etkilememiştir. Yine de eski ve yeni kompozit aynı olduğunda sızıntı gösteren örnek sayımızda azalma olmuştur. Bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak Çelik ve arkadaşlarının tamir çalışmasında da yeni kompozitlerin farklılığı mikrosızıntıyı etkilememiştir [241].

### **5.3. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulgularının Tartışılması**

Yüzey işlemleri ve tamir kompozitlerinin makaslama bağlanma dayanımına etkisi Çizelge 4.3'e göre değerlendirildiğinde gruplar arasında fark vardır. Bu durumda iki numaralı sıfır hipotezimiz "Farklı yüzey işlemleri ve tamir kompoziti kullanımı makaslama bağlanma dayanımını etkilemez." reddedilmiştir.

Grup 1'de (kontrol) tamir kompozitleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu farklılık örneklere hiçbir yüzey işlemi uygulanmadığı için tamir kompozitlerinin bağlanma etkinliklerini göstermesi açısından önemlidir. En düşük değeri Vertise Flow, en yüksek değeri G-aenial Flo göstermiştir.

Yaptığımız literatür araştırmasına göre Vertise Flow ile yapılmış kompozit tamiri çalışması bulunmamaktadır. Ancak bu materyalle ilgili çok sayıda dentin bağlanma dayanımı çalışması mevcuttur. Vertise Flow bu çalışmaların çoğunda kıyaslandığı diğer materyallere göre daha başarısız bulunmuştur [256-261]. Bazı çalışmalarda da Vertise Flow'un ön adeziv kullanımı ile tek başına kullanımına göre daha iyi bağlanma değerleri gösterdiği bildirilmiştir [261-264]. Fakat bu kullanım şekli ile materyalin geliştirilme amacı olan kullanım kolaylığı ortadan kalkmış olur.

Vertise Flow metakrilat bazlıdır. Bu bakımdan Filtek Z550 ile benzer matriks taşır. Bu durumun iki kompozit arasındaki bağlanmaya katkısı olması beklenir [265]. Ancak Vertise Flow, yine metakrilat bazlı olan G-aenial Flo kadar iyi bağlanma dayanımı gösterememiştir. Vertise Flow'un bağlanma mekanizması iki yolla olur. İlki; GPDM adeziv monomerdeki fosfat grubun dışteki kalsiyum iyonlarına bağlanarak kurduğu kimyasal bağdır. İkincisi ise içerisindeki fosfat gruplarının etching etkisi ile kollojen ağa diffüze olabilen polimerize monomerlerin meydana getirdiği mikromekanik bağlanmadır [52]. Çalışmamızda Vertise Flow, rezin üzerine uygulandığı için bu kimyasal bağlanma mekanizması gerçekleşmemiş olabilir. Ayrıca Shafiei ve ark. 'nın dentin çalışmasında ön asit uygulanan örneklerden farklı olarak, yalnızca Vertise Flow kullanıldığında az sayıda ve kısa rezin taglar oluşabildiği belirtilmiştir [266]. Bu durum yetersiz monomer infiltrasyonundan kaynaklanabilir. Vertise Flow'un düşük bağlanma değerlerini yetersiz penetrasyon özelliği ile ilişkilendiren başka çalışmalar da mevcuttur. [258, 267]. Makaslama bağlanma dayanımı testimiz sırasında Vertise Flow grubunda daha çok adeziv tip kopma görülmüştür. Makishi ve ark. da çalışmalarında, Vertise Flow grubunun tamamında makaslama testi sonrasında adeziv kopma meydana geldiğini bildirmiştir. Aynı çalışmada Vertise Flow-dentin arayüzü adaptasyonu da incelenmiş, geleneksel kompozitlerden daha fazla boşluk oluştuğu gözlenmiştir [267]. Araştırmacı bu durumu Vertise Flow'un yüksek viskozitesine bağlamıştır.

Vertise Flow ile ilgili tek tamir çalışması Erdemir'in CAD/CAM seramiklerle yaptığı çalışmadır ve araştırmacı bütün yüzey işlemlerinde Vertise Flow'un çok düşük bağlanma gösterdiğini belirtmiştir [268].

Aynı seans yapılan kompozit tamiri dışında, eski kompozitin marka ve içeriğini bilmek çoğu zaman mümkün değildir. Buna rağmen literatürde farklı tip kompozitlerin eşleştirildiği tamir çalışması çok azdır [265]. Bizim çalışmamızda tamir kompoziti olarak Filtek Z550 kullanıldığında G-aenial Flo kadar iyi bağlanma dayanımı elde edilememiştir. Teixeira ve ark.'nın [269] önerdikleri bağlanma dayanımı değerleri (15-25 MPa) göz önünde bulundurulduğunda G-aenial Flo, Grup 1'de güvenilir bağlanma değerleri gösterebilmiştir. G-aenial Flo'nun akışkan özelliğinin yüzeyi iyi ıslatmasının yanı sıra manipülasyon kolaylığı sağladığını, hava kabarcığı oluşumunu azalttığını, buna bağlı olarak da bağlanma dayanımını artırdığını düşünüyoruz. Ayrıca tamir kompozitlerinin eski kompozit yüzeyine yerleştirilmesinde kullandığımız şeffaf

matriksin alanı oldukça küçük olduğundan Filtek Z550 bu alanda iyi manipüle edilememiş olabilir.

Grup 2-7'nin (frez, frez+silan, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>+silan, tribokimyasal silika kaplama, lazer) hiç birinde tamir kompoziti farklılığı (Filtek Z550, G-aenial Flo, Vertise Flow) bağlanma dayanımını etkilememiştir. Bu durum tamir bağlanma dayanımında yüzey işlemlerinin önemini ortaya koymaktadır. Yüzey işlemlerinin bağlanmaya olumlu etkileri kompozitlerden kaynaklı farklılığı ortadan kaldırmış olabilir. Grup 8'de (lazer+silan) ise hiç yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu gibi kompozit rezinler arasındaki farklılık önemlidir. Buradan anlıyoruz ki lazer ve silanın bağlanma dayanımına olan kombine etkisi diğer grupların (Grup 2-7) aksine kompozitler arası farklılığı ortadan kaldırmaya yetmemiştir.

Tamir kompoziti olarak Filtek Z550 kullanıldığında; sekiz yüzey işlemi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Bu durum tamir kompozitinin eski kompozitle aynı türden olması ile ilgili olabilir. Özcan ve Pekkan'ın bir çalışmasında bağlanma dayanımı, tamir kompoziti eski kompozitle aynı türden olduğunda en yüksek değeri göstermiştir [265].

Tamir kompoziti olarak G-aenial Flo ve Vertise Flow kullanıldığında ise sekiz yüzey işlemi arasında anlamlı farklılık bulunmuştur. Her iki kompozitte de Grup 7 (lazer) ve Grup 8 (lazer+silan) en düşük bağlanma dayanımını göstermiştir. İstatistiksel olarak anlamlı olmasa da tamir kompoziti olarak Filtek Z550 kullanılan gruplarda da en düşük bağlanma değeri yine aynı yüzey işlemlerinde bulunmuştur. Geleneksel yöntemlerde oluşan debris, lazer irradyasyonu ile oluşmadığından lazer uygulamalarıyla bağlanmanın artması beklenir. Ne var ki lazer grupları pürüzlülük açısından en yüksek, bağlanma dayanımı yönünden en düşük sonuçları göstermiştir. Lazer çalışmalarındaki pürüzlülük-bağlanma dayanımı zıt ilişkisi daha önceki çalışmalarda da gösterilmiştir [248, 270, 271]. Çöteli, dentine Er:YAG lazer uyguladığı tezinde, bağlanmanın artırılabilmesi için lazerle oluşturulan pürüzlülüğün azaltılması gerektiğini, bunun için de yüksek veya düşük güçte uygulamalar yerine optimal düzeyde güç veren ve atım sayısı da buna göre ayarlanmış olan uygulamalar yapılması gerektiğini savunmuştur [271]. Örneğin 3.75 W enerjide, 300 pulse'lık lazer uygulamasında, atım sayısı düşürülerek bağlanmanın artırılabileceğini öngörmüştür. Dentine lazer uygulayan araştırmacılar, lazerin bağlanmaya olumsuz etkisini, lazerin yüzeyde fragmanlar ve

mikrokırıklar oluşturmaları, rezin penetrasyonunun az olması ve virtifikasyon fenomeni ile açıklarlar [272-275]. Virtifikasyon, dentindeki hidroksi apatit kristallerinin ilave bir kalsiyum fosfat evresi geçirmesidir. Dentin kanallarını 4 µm'ye kadar örterek dentin duyarlılığını azaltan bu tabaka yapısal değişiklikler oluşturur ve restoratif materyallerin dış yapısına bağlanmasını engeller [274, 275].

Er:YAG lazerin bağlanma dayanımına etkisi kompozit bloklar üzerinde de çalışılmıştır. Bizim çalışmamızın sonuçlarına paralel olarak, Daphne ve ark. da çalışmalarında Er:YAG lazeri diğer yüzey işlemlerine göre başarısız bulmuşlardır. Sonuçtan, lazer irradyasyonundan sonra kompozit yüzeyinde meydana gelen serbest parçacıkları ve rezin matriksteki mikroçatlakları sorumlu tutmuşlardır. Araştırmacı waterlase lazerlerle bu sorunun aşılabileceğini söylemiştir [276].

Duran ve ark.'nın bir çalışmasında ablasyon çapı, derinliği ve hacmi arttıkça retatif alanın azalabileceği, bunun mikromekanik bağlanmayı olumsuz etkileyebileceği, lazer enerjisi artırıldıkça ablasyonun da artacağı söylenmiştir [223]. 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 [277]. Lazer ablasyonu kompozit rezinlerde polimer matriksin erimesi ile sonuçlanır. Doldurucu partiküllerin bulunduğu alanlar boşalır ve sonuçta materyal zayıflar. Bu durum da bağlanmayı olumsuz etkiler.

Bizim çalışmamızda da lazer uygulanan yüzeylerin profilometre sonuçları incelendiğinde oluşan çukurcukların daha derin olduğu görülmüştür. Buna bağlı olarak adeziv rezinin penetrasyon, kompozit rezinin ıslatma gücü yetersiz kalmış olabilir. Lizarelli ve ark.'nın tamir çalışmasında eski kompozitin kimyasal yapısı ve lazer parametreleri ile adezivin penetrasyon derinliğinin değişebildiği bildirilmiştir [277].

Kompozit rezinlerin tutuculuğu için mikromekanik retansiyon esastır. Az sayıdaki derin pürüzlülük yerine, bütün yüzeye yayılmış mikro boyutlu düzensizlikler daha güçlü bir bağlanma sağlayacaktır. Bizim çalışmamızın lazer gruplarında adeziv rezinin bağlanma ve kompozitin ıslatma gücü optimum yüzey özellikleri olmadan yeterli bağlanma sağlayamamış olabilir. Çalışmamızda lazerin nispeten yüksek enerjili kullanılması da sonuçları olumsuz etkilemiş olabilir. Lazer enerjisinin artması pürüzlülüğü artırırken, bağlanma dayanımını düşürmektedir [248, 270, 271].

Bizim sonuçlarımızla örtüşmeyen çalışmalar da mevcuttur. Burnett ve ark. indirek kompozitlerde 200 mJ enerji düzeyindeki Er:YAG lazerin bağlanma dayanımını air abrazyon yönteminden daha güçlü bulmuşlardır [278]. Çalışmada lazer ünitesinin ilave safir ucu sayesinde daha konsantr dalgalar oluşturulduğu, bu uç bulunmaksızın enerji yoğunluğunun artabileceği, aşırı ısıya bağlı olarak materyalde bozulmalar meydana gelebileceği belirtilmiştir. Eren ve ark. ise mikrohibrit kompozit tamirinde dört farklı yüzey işleme (elmas frez, fosforik asit, elmas frez+fosforik asit, Er:YAG lazer) arasında mikromakaslama bağlanma değerleri açısından farklılık bulamamışlardır [120]. Çelişen bu sonuçlar kullanılan adeziv ve kompozit rezin farklılığına bağlı olabilir. Önceki çalışmalarda polimer matriks ve dolduruculardaki farklılığın yüzey işlemlerinin sonuçlarını etkilediği bildirilmiştir [252, 279, 280].

Tamir kompoziti olarak Vertise Flow kullanıldığında; Grup 1 (kontrol), Grup 7 (lazer) ve Grup 8 (lazer+silan)'den sonra en düşük sonucu göstermiştir. Teixeira ve ark.'nın [269] işaret ettiği kabul edilebilir bağlanma değerleri göz önünde bulundurulduğunda kontrol grubunda Filtek Z550 ve G-aenial Flo güvenilir bağlanma değerleri gösterebilmiş, Vertise Flow ise yetersiz kalmıştır. Bu durum Vertise Flow'dan önce adeziv kullanılmamasıyla ilgili olabilir. Çalışmanın geneline bakıldığında, frez gruplarında, yüksek pürüzlülük değerine rağmen bağlanma dayanımı aynı oranda artmamıştır. Bizim sonuçlarımıza benzer olarak Rodrigues ve ark. da çalışmalarında elmas frez grubunda en yüksek pürüzlülüğü bulmalarına rağmen, bağlanmanın aynı oranda artmamasına dikkat çekmiştir [224]. Erdemir ve ark. CAD/CAM seramik yüzeylerde elmas frezin yüksek pürüzlülük değerine rağmen düşük bağlanma değeri göstermesini, gren kalınlığına bağlı olarak mikromekanik retansiyon oluşturamaması ile açıklamıştır [268]. Frez gruplarımızda kompozit rezin üzerindeki gren izleri gözle görülebilir bir pürüzlülük oluşturmuştur (Şekil 4.3 ve Şekil 4.4). Ancak oluşan bu makro düzensizlikler kompozit bağlanması için gerekli mikroretansiyonu sağlayamamış olabilir. Literatürde pürüzlülük ile bağlanma dayanımı arasındaki ilişki başka yüzey işlemleri ile de incelenmiştir. Kallio ve arkadaşları farklı gren kalınlıklarındaki abrazyon kağıtlarla kompozit substratı aşındırarak, oluşan pürüzlülükle makaslama bağlanma dayanımı arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Sonuçta pürüzlülüğün bağlanma dayanımını artırmadığını belirtmişlerdir [247].

Araştırmamızda frez gruplarımız yüksek pürüzlülük değerlerine paralel olmasa da Vertise Flow dahil bütün tamir kompozitlerinde güvenilir bağlanma değerleri [269]

göstermişlerdir. Bu yöntemin bağlanma dayanımını artırmada etkili olduğunu bildiren çalışmaların sayısı çoktur [281-283]. Elmas frezin literatürde gösterilen bu bağlanma etkinliği, zaman ve maliyet açısından çok ekonomik olması, kolay erişilebilir ve uygulanabilir olması, bu tekniği pek çok hekimin ilk tercihi kılar.

Araştırmamızın bütün kompozit gruplarında frez ve air abrazyonun bağlanma dayanımına etkisi benzerdir. Frez, air abrazyona göre daha agresif davranır ve rezin matrisle beraber doldurucuları da uzaklaştırır. Air abrazyon yönteminin yüzeydeki etkisi ise materyalin mikroyapısı, aşınma direnci ve kompozisyonu ile ilgilidir [284]. Literatürde  $Al_2O_3$  ile air abrazyon yöntemini elmas frezden daha güçlü bulan çalışmalar vardır [250, 251]. Bu çalışmalardan birinde eski kompozit olarak, doldurucu içeriği Filtek Z550'ye kıyasla daha düşük olan mikrohibrit bir kompozit rezin Opalis, diğerinde partikül büyüklüğü 1-3  $\mu m$  olan Clearfil AP-X kullanılmıştır. Air abrazyon rezin matrisi uzaklaştırarak doldurucuların açığa çıkmasını sağlar [285]. Daha önceki çalışmalarda doldurucu boyutları küçüldükçe aşınma direncinin artacağı bildirilmiştir [286-288]. Bu nedenlerden dolayı air abrazyon Opalis ve Clearfil AP-X'de Filtek Z550'den daha etkin bulunmuş olabilir.

Çalışmamızın verilerine göre yakın sonuçlar gösteren bu iki yöntemden frez ile aşındırma,  $Al_2O_3$  ile air abrazyonun inhalasyon problemlerine neden olabileceği, kliniğe tozu ve cihazı ile fazladan harcama getireceği, kullanımının geleneksel yöntemlere kıyasla daha alışılmadık olması nedeni ile nanohibrit kompozit tamirinde daha avantajlı olabilir.

Grup 6 (tribokimyasal silika kaplama), istatistiksel olarak farklı olmasa da diğer bütün gruplardan daha iyi sonuç vermiştir. Tribokimyasal silika kaplama, diğer çalışmalarda da benzer şekilde en iyi bağlanma dayanımını göstermiştir [248, 289]. Rodrigues ve ark. SEM ile inceledikleri örneklerde, tribokimyasal silika kaplama yönteminde daha düz ancak topografik olarak mekanik retansiyona daha uygun yüzeyler görüldüğünü söylemişlerdir [224]. Bizim profilometre ölçümlerimiz de incelenecek olursa Grup 2 (frez) ve Grup 3 (frez+silan)'de yüksek pik noktaları ve derin çukurlar görülür. Grup 6'da (tribokimyasal silika kaplama) ise yüzey daha düz ancak pürüzlülük dağılımı daha sıktır. Bu durum Cojet'in, düşük pürüzlülüğüne rağmen frez karşısındaki yüksek bağlanma değerini açıklar. Tribokimyasal silika kaplama yöntemi bağlanma dayanımını artırmada iki farklı mekanizma ile  $Al_2O_3$  ile air abrazyon yönteminden ayrılır [224, 289]. Birincisi, Cojet ile yüzeye püskürtülen silika bağlanma alanının



artmasını sağlar. İkincisi, metodla kombine kullanılan silan ek olarak kimyasal bağlanma sağlar. Böylelikle Cojet sistemi bağlama dayanımını artırmada avantajlı hale gelir. Bizim sonuçlarımızda da Cojet'in Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyondan daha yüksek bağlanma değerleri göstermesi silika ve silanın sinerjik ilişkisi ile açıklanabilir. Çalışmamızda silanın diğer yüzey işlemleri ile beraber kullanıldığındaki etkinliği de araştırılmış, ne var ki silan uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Literatürde silan ile ilgili çelişen sonuçlar vardır. Silanın bağlanmaya olumlu etkisinden bahseden araştırmacılar, bağlanma dayanımının rezin ve doldurucular arasında kurulan kimyasal siloksan bağ ile arttığını ifade ederler [219, 290]. Siloksan bağ, silanın adeziv rezin monomerleri ve kompozit rezinin inorganik doldurucuları ile kurduğu kovalent bağlıdır. Silan ayrıca yüzey ıslanabilirliğini artırarak, adeziv rezinin infiltrasyonunu kolaylaştırır [165].

Bizim sonuçlarımıza benzer olarak silanın bağlanma dayanımını artırmadığını bildiren çok sayıda çalışma vardır. [222, 224, 291, 292]. El Askary gerçekleştirdiği tamir çalışmasında adeziv ve silanı birarada kullanmış, silanın bağlanma dayanımındaki etkisizliğinin kalın ara yüz tabakası nedeniyle oluşabileceğini bildirmiştir [293]. Bizim çalışmamızda da silan uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında fark olmaması bu kalın tabaka ile birlikte, silan-zirkonyum ilişkisi ile açıklanabilir. Filtek Z550 silikaya ek olarak zirkonyum doldurucu içermektedir. Zirkonyum doldurucular rezin matrikse mikropöroziteler aracılığı ile tutunur. Silan, zirkonyum ile reaksiyona girmez [294].

Adeziv rezinlerin bağlanmadaki önemli rolü bilinmektedir. Daha önceki çalışmalarda silanın adeziv rezinle beraber kullanımının bağlanma dayanımını anlamlı bir şekilde artırmadığı [295, 296], adeziv rezin kullanıldığında silan uygulamasının gereksiz olduğu da bildirilmiştir [297, 298]. Tamir bağlanma dayanımı, adeziv ile kombine kullanımının dışında, silan tek başına kullanıldığında diğer gruplara kıyasla daima en düşük bulunmuştur [222, 299-302]. Çalışmamızda tamir kompoziti olarak Vertise Flow kullanıldığında adeziv uygulanmamış, buna rağmen silan etki etmemiştir. Bu durum Vertise Flow'un düşük doldurucu içeriği ile açıklanabilir. Silanın alkoks grubu inorganik doldurucular ile reaksiyona girerek bağ kurar. Vertise Flow'un nispeten düşük doldurucu içeriği bağlanmayı olumsuz etkilemiş olabilir. Kaneko da çalışmasında silanın etki etmesi için kompozitin yüksek doldurucu içerikli olması gerektiğine dikkat çekmiştir [291].

Vertise Flow ile en düşük bağlanma değerleri Grup 7 ve Grup 8'de bulunmuştur. Bu veriler bütün tablo içerisindeki en düşük rakamlardır (Çizelge 4.2). Teixeria

makaslama bağlanma testi ile ölçüm yaptığı çalışmasında, tamir bağlanma dayanımının 15-25 MPa'dan düşük olmaması gerektiğini savunmuştur. Bu değerler klinik olarak kabul gören kompozit-dentin bağlanma dayanımına eşit [269]. Tamir bağlanma değeri olarak 18 MPa'yı eşik değer veren araştırmacılar da vardır [303, 304]. Grup 7 VF ve Grup 8 VF'de diğer tamir kompozitlerine kıyasla lazerin daha düşük sonuçlar vermesi Filtek Z550 ve G-aenial Flo ile birlikte adeziv kullanımından kaynaklanabilir.

#### **5.4. Korelasyon Analizi Bulgularının Tartışılması**

Yüzey pürüzlülüğü mikromekanik retansiyonu artırarak farklı kompozitler arasında kuvvetli bir adezyon oluşumu sağlar [305]. Bu nedenle çalışmamızda pürüzlülük ile mikrosızıntı ve pürüzlülük ile makaslama bağlanma dayanımı arasındaki korelasyonu da inceledik. Ancak arada korelasyon saptanmadı. Bu durumda üç numaralı sıfır hipotezimiz "Pürüzlülük ile mikrosızıntı ve makaslama bağlanma dayanımı arasında korelasyon yoktur." kabul edilmiştir. Bağlanma dayanımı üzerinde, yüzey pürüzlülüğünün sayısal değerinden çok karakteri önemlidir [223, 268]. Yüzeyin düz ancak topografik olarak mikromekanik retansiyona elverişli olması bağlanmayı artırıcı bir unsurdur [224]. Arada korelasyon bulunmaması bu durumla ilgili olabilir. Ayrıca Vertise Flow hariç diğer bütün gruplara adeziv rezin uygulanmıştır. Kullandığımız adeziv rezin (Clerarfil SE Bond) pek çok çalışmada altın standart kabul edilmiştir [306-308]. Çalışmamızda korelasyon bulunmaması adeziv rezinin bu güçlü bağlayıcı etkisi ile de ilgili olabilir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamız sınırları içinde;

1. En yüksek pürüzlülük değerlerini frez ve lazer grupları, en düşük pürüzlülük değerini kontrol grubu göstermiştir.

2. Bütün yüzey işlemlerinde kompozit grupları arasında mikrosızıntı yönünden anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

3. Bütün kompozitlerde yüzey işlemleri arasında mikrosızıntı yönünden anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

4. Silan uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında mikrosızıntı skorları açısından fark yoktur.

5. Yüzey işlemi ve tamir kompozitleri, makaslama bağlanma dayanımı yönünden anlamlı farklılık oluşturmuştur.

6. Yüzey işlemi olarak kontrol ve lazer+silan uygulandığında, bağlanma dayanımı yönünden üç tamir kompoziti arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Frez, frez+silan, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon+silan ve lazer yüzey işlemlerinde ise kompozitler arasında bağlanma dayanımı yönünden anlamlı farklılık oluşmamıştır.

7. Kontrol grubunda, en düşük değeri Vertise Flow, en yüksek değeri G-aenial Flo göstermiştir. Bu sonuçla, yüzey işleminin pozitif etkisi olmaksızın, tamir kompozitlerinin yalın etkileri daha iyi görülebilir. G-aenial Flo literatürde bildirilen güvenilir bağlanma değerlerini aşabilmiş, Vertise Flo bu değerlerin altında kalmıştır.

8. Lazer+silan grubundan en düşük değeri yine Vertise Flow göstermiştir. Bu durum, öncesinde adeziv rezin kullanmadığımız Vertise Flow'un yetersiz bağlanma özelliği ile ilgili olabilir.

9. Frez grupları tamir kompoziti farketmeksizin güvenilir bağlanma değerlerini aşabilmiştir. Rutin klinik uygulamalar frez kullanımını mecburi kılar. Ayrıca ekonomik olması, hızlı işlem yapılabilmesi, her hekimin kolaylıkla kullanabilmesi gibi avantajları vardır. Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile air abrazyon+silan ve tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemleri ile de güvenilir bağlanma değerleri elde edilebilmiştir. Ancak bu yüzey işlemlerinin ayrı ekipman gerektirmesi, inhalasyon sorunlarına neden olabilmesi gibi dezavantajları vardır. Bu nedenle bizim sonuçlarımıza göre elmas frez ile aşındırmanın kompozit rezin tamirinde daha geçerli bir yöntem olduğu söylenebilir.

10. Lazer grupları her tamir kompoziti için en düşük bağlanma dayanımı değerlerini vermişlerdir. Bu değerler bütün tamir kompozitler için literatürde önerilen bağlanma değerlerinin altındadır. Bu nedenle çalışmamızın sonuçlarına göre Er:YAG lazerin kompozit rezin tamirinde ideal bir yüzey işlemi olmadığı söylenebilir.

11. Silan uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında bağlanma dayanımı açısından fark bulunmamıştır.

12. Tamir kompoziti olarak Filtek Z550 kullanıldığında yüzey işlemleri arasında makaslama bağlanma dayanımı değerleri açısından fark bulunmamıştır.

13. Tamir kompoziti olarak G-aenial Flo kullanıldığında lazer grupları hariç diğer yüzey işlemleri ile güvenilir bağlanma değerleri elde edilebilmiştir.

14. Tamir kompoziti olarak Vertise Flow kullanıldığında kontrol grubu ve lazer grupları literatürde önerilen bağlanma değerlerinin altında kalmışlardır. Kontrol grubu ve lazer grupları diğer tamir kompozitleri ile daha yüksek sonuçlar göstermiştir.

15. Yüzey pürüzlülüğü ile mikrosızıntı ve yüzey pürüzlülüğü ile makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında korelasyon bulunamamıştır. Bu durumda yüzey işlemlerinin başarısının oluşturdukları pürüzlülük değerine göre değil, bağlanma gücüne göre değerlendirilmesi gerektiği söylenebilir.

16. Çalışmamızın sonuçlarının yeni yapılacak çalışmalarla desteklenmesi, materyaller ile ilgili kesin yargıya varmadan önce *invivo* olarak da değerlendirilmeleri gerektiği düşüncesindeyiz.



## 7. KAYNAKLAR

- [1] Larson, T. D., (2012). Extension for prevention: margin placement, *Northwest dentistry*, 91 (2):12-16, 17, 19 passim.
- [2] Rasines Alcaraz, M. G., Veitz-Keenan, A., Sahrman, P., Schmidlin, P. R., Davis, D.,Iheozor-Ejiofor, Z., (2014). Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth, *The Cochrane database of systematic reviews*, 3 Cd005620.
- [3] Tezvergil, A., Lassila, L. V.,Vallittu, P. K., (2003). Composite-composite repair bond strength: effect of different adhesion primers, *Journal of dentistry*, 31 (8):521-525.
- [4] Tyas, M. J., Anusavice, K. J., Frencken, J. E.,Mount, G. J., (2000). Minimal intervention dentistry--a review. FDI Commission Project 1-97, *International dental journal*, 50 (1):1-12.
- [5] Denehy, G., Bouschlicher, M.,Vargas, M., (1998). Intraoral repair of cosmetic restorations, *Dental clinics of North America*, 42 (4):719-737, x.
- [6] Lloyd, C. H., Baigrie, D. A.,Jeffrey, I. W., (1980). The tensile strength of composite repairs, *Journal of dentistry*, 8 (2):171-177.
- [7] Boyer, D. B., Chan, K. C.,Reinhardt, J. W., (1984). Build-up and repair of light-cured composites: bond strength, *Journal of dental research*, 63 (10):1241-1244.
- [8] Abdalla, A. I., El Zohairy, A. A., Aboushelib, M. M.,Feilzer, A. J., (2007). Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives, *American journal of dentistry*, 20 (4):250-254.
- [9] do Amaral, F. L., Colucci, V., de Souza-Gabriel, A. E., Chinelatti, M. A., Palma-Dibb, R. G.,Corona, S. A., (2008). Adhesion to Er:YAG laser-prepared dentin after long-term water storage and thermocycling, *Operative dentistry*, 33 (1):51-58.
- [10] Li, H., Burrow, M. F.,Tyas, M. J., (2002). The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18 (2):111-119.
- [11] Saboia, V. P., Silva, F. C., Nato, F., Mazzoni, A., Cadenaro, M., Mazzotti, G., Giannini, M.,Breschi, L., (2009). Analysis of differential artificial ageing of the adhesive interface produced by a two-step etch-and-rinse adhesive, *European journal of oral sciences*, 117 (5):618-624.
- [12] Spyrou, M., Koliniotou-Koumpia, E., Kouros, P., Koulaouzidou, E.,Dionysopoulos, P., (2014). The reparability of contemporary composite resins, *European journal of dentistry*, 8 (3):353-359.
- [13] Kupiec, K. A.,Barkmeier, W. W., (1996). Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair, *Operative dentistry*, 21 (2):59-62.
- [14] Turner, C. W.,Meiers, J. C., (1993). Repair of an aged, contaminated indirect composite resin with a direct, visible-light-cured composite resin, *Operative dentistry*, 18 (5):187-194.
- [15] Vankerckhoven, H., Lambrechts, P., van Beylen, M., Davidson, C. L.,Vanherle, G., (1982). Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins, *Journal of dental research*, 61 (6):791-795.
- [16] Blum, I. R.,Lynch, C. D., (2014). Repair versus replacement of defective direct dental restorations in posterior teeth of adults, *Primary dental journal*, 3 (2):62-67.
- [17] Rinastiti, M., Ozcan, M., Siswomihardjo, W.,Busscher, H. J., (2010). Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments, *Journal of dentistry*, 38 (1):29-38.
- [18] Wiegand, A., Stawarczyk, B., Buchalla, W., Taubock, T. T., Ozcan, M.,Attin, T., (2012). Repair of silorane composite--using the same substrate or a methacrylate-based composite?, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28 (3):e19-25.

- [19] Wahab, F. K., Shaini, F. J., Morgano, S. M., (2003). The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite Class V restorations in vitro, *The Journal of prosthetic dentistry*, 90 (2):168-174.
- [20] Hervas-Garcia, A., Martinez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., Fos-Galve, P., (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications, *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, 11 (2):E215-220.
- [21] KJ., Anusavice (1996). *Restorative Resins.*, W.B. Saunders Company, Philadelphia.
- [22] Palin, W. M., Fleming, G. J., (2003). Low-shrink monomers for dental restorations, *Dental update*, 30 (3):118-122.
- [23] <http://multimedia.3m.com/mws/media/4952500/filtektm-ls-low-shrinkage-posterior-restorative.pdf> (Erişim:12.05.2016)
- [24] Trushkowsky, RD. (2001). Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. In: *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials*, Mosby, USA.
- [25] Murchison, DF., Chan, DC., Cooley, RL. (2001). Direct Anterior Restorations. In: *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach.*, Quintessence Publishing, Singapore.
- [26] Bayne SC, Thompson JY, Taylor DF. (2002). *Dental Materials.*, (Ed.), Mosby, ABD. 190-207.
- [27] Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O., Lussi, A., (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review, *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*, 120 (11):972-986.
- [28] McCabe, JF., Walls, AWG. (1998). *Resin Based Filling Materials.* In: *Applied Dental Materials.*, Blackwell Publishing, USA.
- [29] Fortin, D., Vargas, M. A., (2000). The spectrum of composites: new techniques and materials, *Journal of the American Dental Association* (1939), 131 26-30.
- [30] Bayne, S. C., (2005). Dental biomaterials: where are we and where are we going?, *Journal of dental education*, 69 (5):571-585.
- [31] Dayangaç, B (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*, Güneş Kitapevi, Ankara. 1-84.
- [32] Lutz, F., Phillips, R. W., (1983). A classification and evaluation of composite resin systems, *The Journal of prosthetic dentistry*, 50 (4):480-488.
- [33] Bayne, S. C., Heymann, H. O., Swift, E. J., Jr., (1994). Update on dental composite restorations, *Journal of the American Dental Association* (1939), 125 (6):687-701.
- [34] Altun, C., (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler, *Gülhane Tıp Dergisi*, 47 (1): 77-82.
- [35] Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. (2002). *Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry.*, Mosby, USA. 473-499.
- [36] Davis, N., (2003). A nanotechnology composite, *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995), 24 (9):662, 665-667, 669-670.
- [37] Bagheri, R., Tyas, M. J., Burrow, M. F., (2007). Subsurface degradation of resin-based composites, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23 (8):944-951.
- [38] Yanikoglu, N., Duymus, Z. Y., Yilmaz, B., (2009). Effects of different solutions on the surface hardness of composite resin materials, *Dental materials journal*, 28 (3):344-351.
- [39] Senawongse, P., Pongprueksa, P., (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing, *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 19 (5):265-275.
- [40] Gürmen, S., Ebin, B., (2008). Nanopatiküller ve üretim yöntemleri-1, *Metalurji* (150):31-38.

- [41] Mitra, S. B., Wu, D., Holmes, B. N., (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials, *Journal of the American Dental Association* (1939), 134 (10):1382-1390.
- [42] Nalçacı, A., Bağış, B. , (2005). Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin invitro olarak incelenmesi, *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg. ,* 32 (2):91-98.
- [43] Sun, Z. (2005). *Novel Sol-Gel Nanoporous Materials, Nanocomposites and Their Applications in Bioscience*, Doktora Tezi, Drexel University,
- [44] Rodrigues Junior, S. A., Zanchi, C. H., Carvalho, R. V., Demarco, F. F., (2007). Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites, *Brazilian oral research*, 21 (1):16-21.
- [45] Ure, D., Harris, J., (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice, *Dental update*, 30 (1):10-15.
- [46] Kam, Ö. (2010). *Polimerizasyon Büzülmesi Düşük Kompozit Resinlerin Mikrosızıntı ve Kenar Uyumu Açısından İn-vitro Olarak Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD, Isparta.
- [47] Kim, J. W., Kim, L. U., Kim, C. K., (2007). Size control of silica nanoparticles and their surface treatment for fabrication of dental nanocomposites, *Biomacromolecules*, 8 (1):215-222.
- [48] Jung, M., Eichelberger, K., Klimek, J., (2007). Surface geometry of four nanofillers and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing, *Operative dentistry*, 32 (4):347-355.
- [49] Koray F, Yücel T. , (2002). Kompozitin ön dişlerde kullanımı, *TDBD* (71):16-23.
- [50] Baroudi, K., Rodrigues, J. C., (2015). Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations, *Journal of clinical and diagnostic research : JCDR*, 9 (6):Ze18-24.
- [51] Vichi, A., Margvelashvili, M., Goracci, C., Papacchini, F., Ferrari, M., (2013). Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations, *Clinical oral investigations*, 17 (6):1497-1506.
- [52] [http://eu.vertiseflow.com/files/bulletin\\_vertise\\_e.pdf](http://eu.vertiseflow.com/files/bulletin_vertise_e.pdf) (Erişim:12.05.2016)
- [53] <http://slideplayer.com/slide/4508661/> (Erişim:12.05.2016)
- [54] Jang, J. H., Park, S. H., Hwang, I. N., (2015). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin, *Operative dentistry*, 40 (2):172-180.
- [55] Nazari, A., Sadr, A., Saghiri, M. A., Campillo-Funollet, M., Hamba, H., Shimada, Y., Tagami, J., Sumi, Y., (2013). Non-destructive characterization of voids in six flowable composites using swept-source optical coherence tomography, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 29 (3):278-286.
- [56] Kitasako, Y., Sadr, A., Burrow, M. F., Tagami, J., (2015). Thirty six-month clinical evaluation of a highly-filled flowable composite for direct posterior restorations, *Australian dental journal*,
- [57] [www.surefilssdrflow.com](http://www.surefilssdrflow.com). (Erişim:12.05.2016)
- [58] Orłowski, M., Tarczydło, B., Chalas, R., (2015). Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study, *TheScientificWorldJournal*, 2015 701262.
- [59] O'Brien, WJ. (2002). *Polymeric Restorative Dental Materials*, W. O'Brien (Ed.), Quintessence Publishing, Illinois. 113-131.
- [60] Hilton TJ. In: . Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, ( 2001). *Direct Posterior Esthetic Restorations.*, (Ed.), Quintessence Publishing, Singapore. 261-271.
- [61] Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Jr., Stamatides, P., Wilkerson, M., (1998). A characterization of first-generation flowable composites, *Journal of the American Dental Association* (1939), 129 (5):567-577.
- [62] Bedran-de-Castro, A. K., Pereira, P. N., Pimenta, L. A., Thompson, J. Y., (2004). Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system, *Operative dentistry*, 29 (2):150-156.

- [63] Alani, A. H.,Toh, C. G., (1997). Detection of microleakage around dental restorations: a review, *Operative dentistry*, 22 (4):173-185.
- [64] Çötelı, K. (2008). Farklı termosiklus döngüsü ve hızlandırılmış yağlandırmanın tek basamaklı adeziv sistemlerin dentine bağlanması üzerine olan etkisi,, Yüksek Lisans, Yeditepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [65] Gale, M. S.,Darvell, B. W., (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *Journal of dentistry*, 27 (2):89-99.
- [66] De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M.,Van Meerbeek, B., (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results, *Journal of dental research*, 84 (2):118-132.
- [67] De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P.,Van Meerbeek, B., (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21 (11):999-1007.
- [68] Eroğlu, E., Baydır, A., (2010;). Diş hekimliğinde termal siklus uygulamaları, *Dental Dişhekimliği Dergisi* 11 (1-2):54-63.
- [69] Jang, K. T., Chung, D. H., Shin, D.,Garcia-Godoy, F., (2001). Effect of eccentric load cycling on microleakage of Class V flowable and packable composite resin restorations, *Operative dentistry*, 26 (6):603-608.
- [70] Arisu, H. D., Uctasli, M. B., Eliguzeloglu, E., Ozcan, S.,Omurlu, H., (2008). The effect of occlusal loading on the microleakage of class V restorations, *Operative dentistry*, 33 (2):135-141.
- [71] D'Alpino, P. H., Pereira, J. C., Rueggeberg, F. A., Svizero, N. R., Miyake, K.,Pashley, D. H., (2006). Efficacy of composite surface sealers in sealing cavosurface marginal gaps, *Journal of dentistry*, 34 (3):252-259.
- [72] Daub, J., Berzins, D. W., Linn, B. J.,Bradley, T. G., (2006). Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling, *The Angle orthodontist*, 76 (2):295-300.
- [73] Delme, K. I., Deman, P. J.,De Moor, R. J., (2005). Microleakage of class V resin composite restorations after conventional and Er:YAG laser preparation, *Journal of oral rehabilitation*, 32 (9):676-685.
- [74] Burrow, M. F., Satoh, M.,Tagami, J., (1996). Dentin bond durability after three years using a dentin bonding agent with and without priming, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 12 (5):302-307.
- [75] De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Suzuki, K., Lambrechts, P.,Vanherle, G., (2003). Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin, *Journal of dental research*, 82 (2):136-140.
- [76] Kitasako, Y., Burrow, M. F., Nikaido, T.,Tagami, J., (2000). The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 16 (1):1-6.
- [77] Nassoohi, N., Kazemi, H., Sadaghiani, M., Mansouri, M.,Rakhshan, V., (2015). Effects of three surface conditioning techniques on repair bond strength of nanohybrid and nanofilled composites, *Dental research journal*, 12 (6):554-561.
- [78] Zach, L.,Cohen, G., (1965). Pulp Response to Externally Applied Heat, *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*, 19 515-530.
- [79] Cavalcanti, B. N., Lage-Marques, J. L.,Rode, S. M., (2003). Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces, *The Journal of prosthetic dentistry*, 90 (5):447-451.
- [80] Armengol, V., Jean, A.,Marion, D., (2000). Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin, *Journal of endodontics*, 26 (3):138-141.
- [81] Kansu, Ö., Güręan, S., (1989). Kavite Preparasyonunun Diş Yapısında Neden Olduğu Çatlakların Transilluminasyon Yöntemiyle İncelenmesi, *Hacettepe Üniv. Dişhek Fak Derg*, 13 (4):203-206.



- [82] Valente, L. L., Silva, M. F., Fonseca, A. S., Munchow, E. A., Isolan, C. P., Moraes, R. R., (2015). Effect of Diamond Bur Grit Size on Composite Repair, *The journal of adhesive dentistry*, 17 (3):257-263.
- [83] Altınok-Haznedaroğlu, E. (2008). Cam İyonomer Esaslı Fissür Örtücünün, Farklı Yüzey Hazırlama Teknikleri Uygulanarak, Çürüksüz ve Çürüklü Mine Mikrosertliğine ve Adaptasyonuna Etkisinin İn-vitro Olarak İncelenmesi, *Doktora Tezi*, Marmara Üniversitesi, Pedodonti ABD, İstanbul.
- [84] Türkmen, C., (1998). Kinetik Kavite Preparasyonu, *Dişhekimliği Klinik Dergisi*, 1 (11):144-148.
- [85] Liebenberg, W. H., (1997). A useful evacuation aid for intraoral air-abrasive devices, *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 28 (2):105-108.
- [86] Yeşilyurt A, Gökay O, (2005). Kompozit rezinlerin mine ve dentine makaslama dayanımları üzerine air-abrazyonun etkisi, *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg*, 32 (3):191-200.
- [87] Christensen, G. J., (1996). Cavity preparation: cutting or abrasion?, *Journal of the American Dental Association* (1939), 127 (11):1651-1654.
- [88] Goldstein, R. E., Parkins, F. M., (1994). Air-abrasive technology: its new role in restorative dentistry, *Journal of the American Dental Association* (1939), 125 (5):551-557.
- [89] Blatz, M. B., Sadan, A., Kern, M., (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature, *The Journal of prosthetic dentistry*, 89 (3):268-274.
- [90] Manso, A. P., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., Carvalho, R. M., (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations, *Dental clinics of North America*, 55 (2):311-332, ix.
- [91] B. Mayer, P. Proano-Flores, W. Niedermeier, H. Raithel, (1997). Pulmonary risk of intraoral surface conditioning using SiO<sub>2</sub>, *IADR/CED Toplantısı*, Madrid
- [92] Einstein, A. , (1917). Zur Quantentheorie der Strahlung, *Physika Zeitschrift*, (18):121-128.
- [93] AL Schawlow, T.C.H. , (1958). Infrared & optical masers, *Phys. Rev.*, (112):1940-1949.
- [94] Hadley, J., Young, D. A., Eversole, L. R., Gornbein, J. A., (2000). A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation, *Journal of the American Dental Association* (1939), 131 (6):777-785.
- [95] Coluzzi, D. J., (2004). Fundamentals of dental lasers: science and instruments, *Dental clinics of North America*, 48 (4):751-770, v.
- [96] van As, G., (2004). Erbium lasers in dentistry, *Dental clinics of North America*, 48 (4):1017-1059, viii.
- [97] Tuner, J., Hode, L. (2004). *Some Basic Laser Physics.*, (Ed.), Prima Books AB, Grangesberg. 1-44.
- [98] Parker, S., (2007). Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction, *British dental journal*, 202 (2):73-81.
- [99] Dederich, D. N., (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue?, *Journal of the American Dental Association* (1939), 124 (2):57-61.
- [100] Vogel, A., Venugopalan, V., (2003). Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues, *Chemical reviews*, 103 (2):577-644.
- [101] Wintner, E., Strassl, M. (2006). *Oral Laser Application*, A. Moritz (Ed.), Quintessenz, Berlin. 1-55.
- [102] Myers, T. D., (2000). The future of lasers in dentistry, *Dental clinics of North America*, 44 (4):971-980.
- [103] Moritz, A. (2006). *Cavity Preparation*, A. Moritz (Ed.), Quintessenz Berlin. 75-138.
- [104] Myers, T. D., (1991). Lasers in dentistry, *Journal of the American Dental Association* (1939), 122 (1):46-50.
- [105] Mirzaei, M., Yasini, E., Tavakoli, A., Chiniforush, N., (2015). Effect of Different Powers of Er,Cr:YSGG Laser Treatment on Surface Morphology of Microhybride Composite Resin: Scanning Electron Microscope (SEM) Evaluation, *Journal of lasers in medical sciences*, 6 (2):62-66.

- [106] Akyil, M. S., Yilmaz, A., Karaalioglu, O. F., Duymus, Z. Y., (2010). Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface, *Photomedicine and laser surgery*, 28 (4):539-545.
- [107] Kimyai, S., Oskoe, S. S., Mohammadi, N., Rikhtegaran, S., Bahari, M., Oskoe, P. A., Vahedpour, H., (2015). Effect of different mechanical and chemical surface treatments on the repaired bond strength of an indirect composite resin, *Lasers in medical science*, 30 (2):653-659.
- [108] Alexander, R., Xie, J., Fried, D., (2002). Selective removal of residual composite from dental enamel surfaces using the third harmonic of a Q-switched Nd:YAG laser, *Lasers in surgery and medicine*, 30 (3):240-245.
- [109] Gökna, Y (2006). Er:YAG laser tekniği ile diş sert dokusunda kavite oluşturulmasına ilişkin çalışma şartlarının incelenmesi ve optimal parametrelerin tayini, Yüksek lisans, İstanbul Teknik Üniversitesi, Nükleer Mühendislik, İstanbul.
- [110] Ishikawa, I., Sasaki, K. M., Aoki, A., Watanabe, H., (2003). Effects of Er:YAG laser on periodontal therapy, *J Int Acad Periodontol*, 5 (1):23-28.
- [111] Coluzzi, D. J., (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry, *Dent Clin North Am*, 44 (4):753-765.
- [112] Hibst, R, Keller U, Steiner R, (1988). Die Wirkung gepulster Er:YAG-Laserstrahlung auf Zahngewebe, *Laser Med Surg*, 4 163-165.
- [113] Paghdiwala, AF, (1989). Application of the Erbium:YAG laser on hard dental tissues: Measurement of the temperature changes and depth of cut. In: *Laser Institute of America Proceedings, International Congress on Applications of Lasers and Electro-Optics*, 64 192-201.
- [114] Hibst, R., Keller, U., (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate, *Lasers Surg Med*, 9 (4):338-344.
- [115] Kayano, T., Ochiai, S., Kiyono, K., Yamamoto, H., Nakajima, S., Mochizuki, T., (1989). [Effects of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth], *Kokubyo Gakkai Zasshi*, 56 (2):381-392.
- [116] Keller, U., Hibst, R., (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations, *Lasers Surg Med*, 9 (4):345-351.
- [117] Aoki, A., Ishikawa, I., Yamada, T., Otsuki, M., Watanabe, H., Tagami, J., Ando, Y., Yamamoto, H., (1998). Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro, *J Dent Res*, 77 (6):1404-1414.
- [118] Cozean, C., Arcoria, C. J., Pelagalli, J., Powell, G. L., (1997). Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth, *J Am Dent Assoc*, 128 (8):1080-1087.
- [119] Bader, C., Krejci, I., (2006). Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry, *Am J Dent*, 19 (3):178-186.
- [120] Eren D, Bektas ÖÖ, Herguner SŞ, (2013). Can Er:YAG laser be an alternative to conventional methods for repairing composite resins?, *Cumhuriyet Dent J*, 16 (2):125-132.
- [121] Folwaczny, M., Mehl, A., Aggstaller, H., Hickel, R., (2002). Antimicrobial effects of 2.94 microm Er:YAG laser radiation on root surfaces: an in vitro study, *J Clin Periodontol*, 29 (1):73-78.
- [122] Schoop, U., Kluger, W., Moritz, A., Nedjelic, N., Georgopoulos, A., Sperr, W., (2004). Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin, *Lasers Surg Med*, 35 (2):111-116.
- [123] Shafiei, F., Fekrazad, R., Kiomarsi, N., Shafiei, E., (2013). Bond strength of two resin cements to dentin after disinfection pretreatment: effects of Er,Cr:YSGG laser compared with chemical antibacterial agent, *Photomed Laser Surg*, 31 (5):206-211.

- [124] Perdigao, J. ve Swift, Jr, E.J. (2002). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion, H.O.H.v.E.J.S. T.M. Roberson, Jr (Ed.), Mosby, St. Louis. 234-268.
- [125] Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J. (2006). Bonding to Enamel and Dentin, J.W.R. J.B. Summitt, T.J. Hilton ve R.S. Schwartz (Ed.), Quintessence Illinois. 183-260.
- [126] Eick, J. D., Gwinnett, A. J., Pashley, D. H., Robinson, S. J., (1997). Current concepts on adhesion to dentin, Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists, 8 (3):306-335.
- [127] Silva e Souza, M. H., Jr., Carneiro, K. G., Lobato, M. F., Silva e Souza Pde, A., de Goes, M. F., (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use, Journal of applied oral science : revista FOB, 18 (3):207-214.
- [128] Poole, D. F., Johnson, N. W., (1967). The effects of different demineralizing agents on human enamel surfaces studied by scanning electron microscopy, Archives of oral biology, 12 (12):1621-1634.
- [129] Mulholland, R. D., DeShazer, D. O., (1968). The effect of acidic pretreatment solutions on the direct bonding of orthodontic brackets to enamel, The Angle orthodontist, 38 (3):236-243.
- [130] Gwinnett, A. J., (1971). Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents, Archives of oral biology, 16 (7):731-738.
- [131] Silverstone, L. M., (1974). Fissure sealants. Laboratory studies, Caries research, 8 (1):2-26.
- [132] Chow, L. C., Brown, W. E., (1973). Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants, Journal of dental research, 52 (5):1158.
- [133] Gwinnett, A. J., Matsui, A., (1967). A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive, Archives of oral biology, 12 (12):1615-1620.
- [134] Silverstone, L. M., Saxton, C. A., Dogon, I. L., Fejerskov, O., (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy, Caries research, 9 (5):373-387.
- [135] Retief, D. H., (1973). Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid, Journal of dental research, 52 (2):333-341.
- [136] Kakaboura A, Papagiannoulis L (2005). Dental Hard Tissues and Bonding: Interfacial Phenomena and Related Properties, Springer, Verlag Berlin-Heidelberg.
- [137] Barlcmeier, WW., Gwinnett, JA., Retief, H., (1992). International Symposium on Adhesives in Dentistry.,
- [138] De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Inoue, S., Suzuki, K., Lambrechts, P., (2004). Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin, European journal of oral sciences, 112 (1):73-83.
- [139] Özata, F., Tezel, H., Demirbaş, A., (1991). Farklı asit uygulama yöntemlerinin mine üzerindeki etkisinin scanning elektron mikroskop (SEM) ile incelenmesi, E.Ü Diş Hek.Fak Derg, (12):200-204.
- [140] Marshall, G. W., Jr., Marshall, S. J., Kinney, J. H., Balooch, M., (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding, Journal of dentistry, 25 (6):441-458.
- [141] Mjor, I. A., (2009). Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology, Brazilian dental journal, 20 (1):3-16.
- [142] Caiado, A. C., de Goes, M. F., de Souza-Filho, F. J., Rueggeberg, F. A., (2010). The effect of acid etchant type and dentin location on tubular density and dimension, The Journal of prosthetic dentistry, 103 (6):352-361.
- [143] Fusayama, T., (1992). Total etch technique and cavity isolation, Journal of esthetic dentistry, 4 (4):105-109.

- [144] Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjaderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., Tezvergil-Mutluay, A., (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27 (1):1-16.
- [145] Breschi, L., Gobbi, P., Mazzotti, G., Falconi, M., Ellis, T. H., Stangel, I., (2002). High resolution SEM evaluation of dentin etched with maleic and citric acid, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18 (1):26-35.
- [146] Blosser, R. L., (1990). Time dependence of 2.5% nitric acid solution as an etchant on human dentin and enamel, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 6 (2):83-87.
- [147] Di Renzo, M., Ellis, T. H., Sacher, E., Stangel, I., (2001). A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: I. Demineralization, *Biomaterials*, 22 (8):787-792.
- [148] Jacques, P., Hebling, J., (2005). Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21 (2):103-109.
- [149] Pashley, D. H., Carvalho, R. M., (1997). Dentine permeability and dentine adhesion, *Journal of dentistry*, 25 (5):355-372.
- [150] Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G., (1998). The clinical performance of adhesives, *Journal of dentistry*, 26 (1):1-20.
- [151] Cardoso, M. V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., Van Meerbeek, B., (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry, *Australian dental journal*, 56 Suppl 1 31-44.
- [152] Jacobsen, T., Soderholm, K. J., (1995). Some effects of water on dentin bonding, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 11 (2):132-136.
- [153] Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives, *Biomaterials*, 28 (26):3757-3785.
- [154] Rueggeberg, F. A., Margeson, D. H., (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system, *Journal of dental research*, 69 (10):1652-1658.
- [155] Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Vanherle, G., (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges, *Operative dentistry*, 28 (3):215-235.
- [156] Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21 (9):864-881.
- [157] Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., Inoue, S., Tagawa, Y., Suzuki, K., De Munck, J., Van Meerbeek, B., (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers, *Journal of dental research*, 83 (6):454-458.
- [158] Gregoire, G., Dabsie, F., Dieng-Sarr, F., Akon, B., Sharrock, P., (2011). Solvent composition of one-step self-etch adhesives and dentine wettability, *Journal of dentistry*, 39 (1):30-39.
- [159] Moszner, N., Salz, U., Zimmermann, J., (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21 (10):895-910.
- [160] Krithikadatta, J., (2010). Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents, *Journal of conservative dentistry : JCD*, 13 (4):173-183.

- [161] Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., (2011). State of the art of self-etch adhesives, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27 (1):17-28.
- [162] Inoue, S., Van Meerbeek, B., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H., (2001). Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 17 (5):445-455.
- [163] Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P., Vanherle, G., Wakasa, K., (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces, *Journal of dental research*, 79 (2):709-714.
- [164] Papacchini, F., Monticelli, F., Hasa, I., Radovic, I., Fabianelli, A., Polimeni, A., Ferrari, M., (2007). Effect of air-drying temperature on the effectiveness of silane primers and coupling blends in the repair of a microhybrid resin composite, *The journal of adhesive dentistry*, 9 (4):391-397.
- [165] Goracci, C., Raffaelli, O., Monticelli, F., Balleri, B., Bertelli, E., Ferrari, M., (2005). The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21 (5):437-444.
- [166] Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HHK, McDonough WG, (2005). Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites, *J Res Natl Inst Stand Technol*, 110 541-558.
- [167] Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Ozcan, M., Yli-Urpo, A., Vallittu, P. K., (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry, *The International journal of prosthodontics*, 17 (2):155-164.
- [168] Lung, C. Y., Matinlinna, J. P., (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 28 (5):467-477.
- [169] Ho GW, Matinlinna JP, (2011). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry, *Silicon* 3109–115.
- [170] Ikemura, K., Tanaka, H., Fujii, T., Deguchi, M., Endo, T., Kadoma, Y., (2011). Development of a new single-bottle multi-purpose primer for bonding to dental porcelain, alumina, zirconia, and dental gold alloy, *Dental materials journal*, 30 (4):478-484.
- [171] Ho GW, Matinlinna JP, (2011). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part II: Chemical Surface Treatments, *Silicon* 3117–123.
- [172] Sakai, M., Taira, Y., Sawase, T., (2011). Silane primers rather than heat treatment contribute to adhesive bonding between tri-n-butylborane resin and a machinable leucite-reinforced ceramic, *Dental materials journal*, 30 (6):854-860.
- [173] Barghi, N., (2000). To silanate or not to silanate: making a clinical decision, *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 21 (8):659-662, 664; quiz 666.
- [174] Kurata, S., Umemoto, K., (2007). Synthesis of new silane coupling agents with a trimellitic anhydride group and application as primers for ceramics and alloys, *Dental materials journal*, 26 (6):800-804.
- [175] Hooshmand, T., van Noort, R., Keshvad, A., (2002). Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18 (2):179-188.
- [176] GL, Witucki, (1993). A Silane Primer: Chemistry and Applications of Alkoxy Silanes, *Journal of Coatings Technology*, 65 (822):57-60.
- [177] Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., Wilson, N. H., (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic, *Journal of oral rehabilitation*, 22 (6):421-427.

- [178] Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D., Plietsch, R., (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry, *European journal of orthodontics*, 20 (1):79-92.
- [179] Blanchard, CR. , (1996). Atomic force microscopy, *The Chemical Educator*, 1 (5):1-8.
- [180] Lapshin, R. V., (2009). Availability of feature-oriented scanning probe microscopy for remote-controlled measurements on board a space laboratory or planet exploration Rover, *Astrobiology*, 9 (5):437-442.
- [181] Goldstein J, Newbury D, Joy D, Lyman C, Echlin P, Lifshin E, Sawyer L, Michael J (2003). *Scanning electron microscopy and X-ray microanalysis*, Springer, USA. 297.
- [182] Della Bona, A., Anusavice, K. J., Hood, J. A., (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement, *The International journal of prosthodontics*, 15 (3):248-253.
- [183] O'Connor DJ, Sexton BA, Smart RSC. (2003). *Surface analysis methods in materials science.*, Springer-Verlag, Germany.
- [184] Manhart, J., Chen, H. Y., Mehl, A., Weber, K., Hickel, R., (2001). Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations, *Journal of dentistry*, 29 (2):123-130.
- [185] Heintze, S., Forjanic, M., Cavalleri, A., (2008). Microleakage of Class II restorations with different tracers--comparison with SEM quantitative analysis, *The journal of adhesive dentistry*, 10 (4):259-267.
- [186] Ayyıldız, S., Uyar, A., Yüzügüllü, B., (2009). Dişhekimliğinde mikrosızıntı ve inceleme yöntemleri, *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 19 (3):219-226.
- [187] Taylor, M. J., Lynch, E., (1992). Microleakage, *Journal of dentistry*, 20 (1):3-10.
- [188] Karadağ, S., (2005). Mikrosızıntı araştırma teknikleri ve mikrosızıntıyı etkileyen faktörler, *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 15 (2):80-87.
- [189] ISO/TR, (1994), 11405:1994, *Dental materials - Guidance on testing of adhesion to tooth structure.*
- [190] al-Salehi, S. K., Burke, F. J., (1997). Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength, *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 28 (11):717-723.
- [191] Marshall, G. W., Jr., (1993). *Dentin: microstructure and characterization*, Quintessence international (Berlin, Germany : 1985), 24 (9):606-617.
- [192] Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., Carvalho, R. M., (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 11 (2):117-125.
- [193] Versluis, A., Tantbirojn, D., Douglas, W. H., (1997). Why do shear bond tests pull out dentin?, *Journal of dental research*, 76 (6):1298-1307.
- [194] Cardoso, P. E., Braga, R. R., Carrilho, M. R., (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 14 (6):394-398.
- [195] Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., Pashley, D. H., (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 10 (4):236-240.
- [196] Shimada, Y., Yamaguchi, S., Tagami, J., (2002). Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18 (5):380-388.
- [197] Craig, R.G. ve Powers, J.M (2002). *Mechanical Properties*, (Ed.), St. Louis: Mosby Inc, USA. 67-116.
- [198] Turşucu, Z. (2009). *Dentin Bonding Sistemlerinin Makaslama Kuvvetlerine Dayanımlarının Farklı Uygulama Teknikleri Açısından İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Diş Hastalıkları Ve Tedavisi Ana Bilim Dalı, İstanbul.

- [199] Eren, D., Bektas, O. O., Siso, S. H., (2013). Three different adhesive systems; three different bond strength test methods, *Acta odontologica Scandinavica*, 71 (3-4):978-983.
- [200] Roulet, J. F., (1997). Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam, *Journal of dentistry*, 25 (6):459-473.
- [201] Sarrett, D. C., (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 21 (1):9-20.
- [202] Downer, M. C., Azli, N. A., Bedi, R., Moles, D. R., Setchell, D. J., (1999). How long do routine dental restorations last? A systematic review, *British dental journal*, 187 (8):432-439.
- [203] Mjor, I. A., Shen, C., Eliasson, S. T., Richter, S., (2002). Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland, *Operative dentistry*, 27 (2):117-123.
- [204] Bogacki, R. E., Hunt, R. J., del Aguila, M., Smith, W. R., (2002). Survival analysis of posterior restorations using an insurance claims database, *Operative dentistry*, 27 (5):488-492.
- [205] Gordan, V. V., Riley, J. L., 3rd, Geraldini, S., Rindal, D. B., Qvist, V., Fellows, J. L., Kellum, H. P., Gilbert, G. H., Dental Practice-Based Research Network Collaborative, Group, (2012). Repair or replacement of defective restorations by dentists in The Dental Practice-Based Research Network, *Journal of the American Dental Association* (1939), 143 (6):593-601.
- [206] Elderton R. . In: , editor. . UK: ; . (1990). Principles in the management and treatment of dental caries, E. R (Ed.), Heinemann Medical Books, Oxford,.
- [207] Blum, I. R., Mjor, I. A., Schriever, A., Heidemann, D., Wilson, N. H., (2003). Defective direct composite restorations--replace or repair? A survey of teaching in Scandinavian dental schools, *Swedish dental journal*, 27 (3):99-104.
- [208] Gordan, V. V., Mjor, I. A., Blum, I. R., Wilson, N., (2003). Teaching students the repair of resin-based composite restorations: a survey of North American dental schools, *Journal of the American Dental Association* (1939), 134 (3):317-323; quiz 338-319.
- [209] Gordan, V. V., Riley, J. L., 3rd, Blaser, P. K., Mondragon, E., Garvan, C. W., Mjor, I. A., (2011). Alternative treatments to replacement of defective amalgam restorations: results of a seven-year clinical study, *Journal of the American Dental Association* (1939), 142 (7):842-849.
- [210] Moncada, G., Martin, J., Fernandez, E., Hempel, M. C., Mjor, I. A., Gordan, V. V., (2009). Sealing, refurbishment and repair of Class I and Class II defective restorations: a three-year clinical trial, *Journal of the American Dental Association* (1939), 140 (4):425-432.
- [211] Gordan, V. V., Garvan, C. W., Richman, J. S., Fellows, J. L., Rindal, D. B., Qvist, V., Heft, M. W., Williams, O. D., Gilbert, G. H., Group, Dpbrn Collaborative, (2009). How dentists diagnose and treat defective restorations: evidence from the dental practice-based research network, *Operative dentistry*, 34 (6):664-673.
- [212] Gordan, V. V., Garvan, C. W., Blaser, P. K., Mondragon, E., Mjor, I. A., (2009). A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study, *Journal of the American Dental Association* (1939), 140 (12):1476-1484.
- [213] Pashley, D. H., Tao, L., Boyd, L., King, G. E., Horner, J. A., (1988). Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine, *Archives of oral biology*, 33 (4):265-270.
- [214] Frankenberger, R., Lopes, M., Perdigo, J., Ambrose, W. W., Rosa, B. T., (2002). The use of flowable composites as filled adhesives, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 18 (3):227-238.

- [215] Lazaridou, D., Belli, R., Petschelt, A., Lohbauer, U., (2015). Are resin composites suitable replacements for amalgam? A study of two-body wear, *Clinical oral investigations*, 19 (6):1485-1492.
- [216] Sumino, N., Tsubota, K., Takamizawa, T., Shiratsuchi, K., Miyazaki, M., Latta, M. A., (2013). Comparison of the wear and flexural characteristics of flowable resin composites for posterior lesions, *Acta odontologica Scandinavica*, 71 (3-4):820-827.
- [217] Gordan, V. V., Mondragon, E., Shen, C., (2002). Replacement of resin-based composite: evaluation of cavity design, cavity depth, and shade matching, *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 33 (4):273-278.
- [218] Suzuki, S., Ori, T., Saimi, Y., (2005). Effects of filler composition on flexibility of microfilled resin composite, *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 74 (1):547-552.
- [219] Jafarzadeh Kashi, T. S., Erfan, M., Rakhshan, V., Aghabaigi, N., Tabatabaei, F. S., (2011). An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites, *Operative dentistry*, 36 (6):608-617.
- [220] Cavalcanti, A. N., De Lima, A. F., Peris, A. R., Mitsui, F. H., Marchi, G. M., (2007). Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites, *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 19 (2):90-98; discussion 99.
- [221] Bouschlicher, M. R., Reinhardt, J. W., Vargas, M. A., (1997). Surface treatment techniques for resin composite repair, *American journal of dentistry*, 10 (6):279-283.
- [222] Brosh, T., Pilo, R., Bichacho, N., Blutstein, R., (1997). Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites, *The Journal of prosthetic dentistry*, 77 (2):122-126.
- [223] Duran, I., Ural, C., Yilmaz, B., Tatar, N., (2015). Effects of Er:YAG Laser Pretreatment with Different Energy Levels on Bond Strength of Repairing Composite Materials, *Photomedicine and laser surgery*, 33 (6):320-325.
- [224] Rodrigues, S. A., Jr., Ferracane, J. L., Della Bona, A., (2009). Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 25 (4):442-451.
- [225] Gupta, S., Parolia, A., Jain, A., Kundabala, M., Mohan, M., de Moraes Porto, I. C., (2015). A comparative effect of various surface chemical treatments on the resin composite-composite repair bond strength, *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 33 (3):245-249.
- [226] Barkmeier, W. W., Cooley, R. L., (1992). Laboratory evaluation of adhesive systems, *Oper Dent, Suppl* 5 50-61.
- [227] Akin, E. G. (2011). Er:Yag Lazer Uygulanmış, Yaşlandırılmış Dentinde Self-Etch Adezivlerin Bağlanma Dayanımlarının İn-Vitro Olarak İncelenmesi, *Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Restoratif Diş Tedavisi, Sivas*.
- [228] Takemori, T., Chigira, H., Itoh, K., Hisamitsu, H., Wakumoto, S., (1993). Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin, *Dent Mater*, 9 (2):136-138.
- [229] Oshida, Y., Miyazaki, M., (1996). Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed, *Biomed Mater Eng*, 6 (2):87-100.
- [230] Kapdan, A. (2014). Kavite Dezenfeksiyonu Amacıyla Kullanılan Farklı Antimikrobiyal Solüsyonların ve Lazer Sistemlerinin Siloran Bazlı Kompozitlerin Tamir Dayanımı Üzerine Etkisi, *Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Sivas*.
- [231] Altun, C., (2004). Restoratif diş hekimliğinde mikrosızıntı, *Gülhane Tıp Dergisi*, 46 (3):264-269.



- [232] Hadavi, F., Hey, J. H., Ambrose, E. R., Elbadrawy, H. E., (1993). Effect of different adhesive systems on microleakage at the amalgam/composite resin interface, *Operative dentistry*, 18 (1):2-7.
- [233] Popoff, D. A., Goncalves, F. S., Magalhaes, C. S., Moreira, A. N., Ferreira, R. C., Mjor, I. A., (2011). Repair of amalgam restorations with composite resin and bonded amalgam: a microleakage study, *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 22 (6):799-803.
- [234] Cehreli, S. B., Arhun, N., Celik, C., (2010). Amalgam repair: quantitative evaluation of amalgam-resin and resin-tooth interfaces with different surface treatments, *Operative dentistry*, 35 (3):337-344.
- [235] Ozer, F., Unlu, N., Ozturk, B., Sengun, A., (2002). Amalgam repair: evaluation of bond strength and microleakage, *Operative dentistry*, 27 (2):199-203.
- [236] Yaman, B.C., Koray, F., (2012). Amalgam restorasyonların farklı bağlayıcı ajan ve materyaller ile onarımının kenar uyumu açısından mikrosızıntı yöntemi ile incelenmesi *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 46 (2):21-39.
- [237] Roberts, H. W., Charlton, D. G., Murchison, D. F., (2001). Repair of non-carious amalgam margin defects, *Operative dentistry*, 26 (3):273-276.
- [238] Cavalcanti, A. N., Lobo, M. M., Fontes, C. M., Liporoni, P., Mathias, P., (2005). Microleakage at the composite-repair interface: effect of different surface treatment methods, *Operative dentistry*, 30 (1):113-117.
- [239] Cavalcanti, A. N., Lavigne, C., Fontes, C. M., Mathias, P., (2004). Microleakage at the composite-repair interface: effect of different adhesive systems, *Journal of applied oral science : revista FOB*, 12 (3):219-222.
- [240] Mobarak, E., El-Deeb, H., (2013). Two-year interfacial bond durability and nanoleakage of repaired silorane-based resin composite, *Operative dentistry*, 38 (4):408-418.
- [241] Celik, C., Cehreli, S. B., Arhun, N., (2015). Resin composite repair: Quantitative microleakage evaluation of resin-resin and resin-tooth interfaces with different surface treatments, *European journal of dentistry*, 9 (1):92-99.
- [242] Gerdolle, D. A., Mortier, E., Droz, D., (2008). Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials, *Journal of dentistry for children*, 75 (2):125-133.
- [243] Amaral, C. M., Peris, A. R., Ambrosano, G. M., Pimenta, L. A., (2004). Microleakage and gap formation of resin composite restorations polymerized with different techniques, *American journal of dentistry*, 17 (3):156-160.
- [244] Idriss, S., Abduljabbar, T., Habib, C., Omar, R., (2007). Factors associated with microleakage in Class II resin composite restorations, *Operative dentistry*, 32 (1):60-66.
- [245] Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., Silikas, N., (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter, *Journal of materials science. Materials in medicine*, 18 (1):155-163.
- [246] <http://dis.fatih.edu.tr/store/docs/226514olcofGeY.pdf> (Erişim:12.05.2016)
- [247] Kallio, T. T., Tezvergil-Mutluay, A., Lassila, L. V., Vallittu, P. K., (2013). The effect of surface roughness on repair bond strength of light-curing composite resin to polymer composite substrate, *The open dentistry journal*, 7 126-131.
- [248] Batista, G. R., Kamozaqi, M. B., Gutierrez, N. C., Caneppele, T. M., Rocha Gomes Torres, C., (2015). Effects of Different Surface Treatments on Composite Repairs, *The journal of adhesive dentistry*, 17 (5):421-426.
- [249] Baena, E., Vignolo, V., Fuentes, M. V., Ceballos, L., (2015). Influence of repair procedure on composite-to-composite microtensile bond strength, *American journal of dentistry*, 28 (5):255-260.
- [250] Hemadri, M., Saritha, G., Rajasekhar, V., Pachlag, K. A., Purushotham, R., Reddy, V. K., (2014). Shear Bond Strength of Repaired Composites Using Surface Treatments and

- Repair Materials: An In vitro Study, *Journal of international oral health : JIOH*, 6 (6):22-25.
- [251] da Costa, T. R., Serrano, A. M., Atman, A. P., Loguercio, A. D., Reis, A., (2012). Durability of composite repair using different surface treatments, *Journal of dentistry*, 40 (6):513-521.
- [252] Loomans, B. A., Cardoso, M. V., Opdam, N. J., Roeters, F. J., De Munck, J., Huysmans, M. C., Van Meerbeek, B., (2011). Surface roughness of etched composite resin in light of composite repair, *Journal of dentistry*, 39 (7):499-505.
- [253] Costa, T. R., Ferreira, S. Q., Klein-Junior, C. A., Loguercio, A. D., Reis, A., (2010). Durability of surface treatments and intermediate agents used for repair of a polished composite, *Operative dentistry*, 35 (2):231-237.
- [254] Hossain, M., Yamada, Y., Nakamura, Y., Murakami, Y., Tamaki, Y., Matsumoto, K., (2003). A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities, *Lasers in medical science*, 18 (1):25-31.
- [255] Yaman, B. C., Guray, B. E., Dörter, C., Gomec, Y., Yazicioglu, O., Erdilek, D., (2012). Effect of the erbium:yttrium-aluminum-garnet laser or diamond bur cavity preparation on the marginal microleakage of class V cavities restored with different adhesives and composite systems, *Lasers in medical science*, 27 (4):785-794.
- [256] Scaminaci Russo, D., Iuliano, V., Franchi, L., Ferrari, M., Giachetti, L., (2013). Adhesion to primary dentin: microshear bond strength and scanning electron microscopic observation, *American journal of dentistry*, 26 (6):341-346.
- [257] Pacifici, E., Chazine, M., Vichi, A., Grandini, S., Goracci, C., Ferrari, M., (2013). Shear-bond strength of a new self-adhering flowable restorative material to dentin of primary molars, *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 38 (2):149-154.
- [258] Fu, J., Kakuda, S., Pan, F., Hoshika, S., Ting, S., Fukuoka, A., Bao, Y., Ikeda, T., Nakaoki, Y., Selimovic, D., Sano, H., Sidhu, S. K., (2013). Bonding performance of a newly developed step-less all-in-one system on dentin, *Dental materials journal*, 32 (2):203-211.
- [259] Juloski, J., Goracci, C., Radovic, I., Chieffi, N., Vichi, A., Vulicevic, Z. R., Ferrari, M., (2013). Post-retentive ability of new flowable resin composites, *American journal of dentistry*, 26 (6):324-328.
- [260] Tuloglu, N., Sen Tunc, E., Ozer, S., Bayrak, S., (2014). Shear bond strength of self-adhering flowable composite on dentin with and without application of an adhesive system, *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 12 (2):97-101.
- [261] Altunsoy, M., Botsali, M. S., Sari, T., Onat, H., (2015). Effect of different surface treatments on the microtensile bond strength of two self-adhesive flowable composites, *Lasers in medical science*, 30 (6):1667-1673.
- [262] Shafiei, F., Saadat, M., (2016). Micromorphology and bond strength evaluation of adhesive interface of a self-adhering flowable composite resin-dentin: Effect of surface treatment, *Microscopy research and technique*, 79 (5):403-7.
- [263] Memarpour, M., Shafiei, F., Razmjoei, F., Kianimanesh, N., (2016). Effect of laser preparation on adhesion of a self-adhesive flowable composite resin to primary teeth, *Microscopy research and technique*, 79 (4):334-41.
- [264] Bektas, O. O., Eren, D., Akin, E. G., Akin, H., (2013). Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage, *Acta odontologica Scandinavica*, 71 (3-4):541-546.
- [265] Ozcan, M., Pekkan, G., (2013). Effect of different adhesion strategies on bond strength of resin composite to composite-dentin complex, *Operative dentistry*, 38 (1):63-72.
- [266] Shafiei, F., Saadat, M., (2016). Micromorphology and bond strength evaluation of adhesive interface of a self-adhering flowable composite resin-dentin: Effect of surface treatment, *Microscopy research and technique*, 79 (5):403-407.
- [267] Makishi, P., Pacheco, R. R., Sadr, A., Shimada, Y., Sumi, Y., Tagami, J., Giannini, M., (2015). Assessment of Self-Adhesive Resin Composites: Nondestructive Imaging of Resin-

Dentin Interfacial Adaptation and Shear Bond Strength, Microscopy and microanalysis : the official journal of Microscopy Society of America, Microbeam Analysis Society, Microscopical Society of Canada, 21 (6):1523-1529.

- [268] Erdemir, U., Sancakli, H. S., Sancakli, E., Eren, M. M., Ozel, S., Yucel, T., Yildiz, E., (2014). Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate-reinforced CAD/CAM ceramic material, *The journal of advanced prosthodontics*, 6 (6):434-443.
- [269] Teixeira, E. C., Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Ritter, A. V., Swift, E. J., (2005). Shear bond strength of self-etching bonding systems in combination with various composites used for repairing aged composites, *The journal of adhesive dentistry*, 7 (2):159-164.
- [270] Arami, S., Hasani Tabatabaei, M., Namdar, F., Safavi, N., Chiniforush, N., (2014). Shear bond strength of the repair composite resin to zirconia ceramic by different surface treatment, *Journal of lasers in medical sciences*, 5 (4):171-175.
- [271] Çöteli, K. (2011). Farklı Er:YAG Lazer Parametreleri ve Geleneksel Yöntemle Hazırlanan 5. Sınıf Kaviteilerin Dentin Yüzeyleri Pürüzlülük Değerleri ile Adeziv Sistem ve Kompozit Materyali Uygulanması Sonrası Elde Edilen Mikrotensil Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırmalı İncelenmesi, Doktora tezi, Yedi Tepe Üniversitesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD, İstanbul.
- [272] Ying, D., Chuah, G. K., Hsu, C. Y., (2004). Effect of Er:YAG laser and organic matrix on porosity changes in human enamel, *Journal of dentistry*, 32 (1):41-46.
- [273] Giachetti, L., Scaminaci Russo, D., Scarpelli, F., Vitale, M., (2004). SEM analysis of dentin treated with the Er:YAG laser: a pilot study of the consequences resulting from laser use on adhesion mechanisms, *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 22 (1):35-41.
- [274] Fowler, B. O., Kuroda, S., (1986). Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility, *Calcified tissue international*, 38 (4):197-208.
- [275] Oho, T., Morioka, T., (1990). A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation, *Caries research*, 24 (2):86-92.
- [276] Daphne C. Barcellosa, Vivian M. Miyazaki Santosa, Li-Na Niub, David H. Pashley, Franklin R. Tay, Cesar R. Puccia, (2015). Repair of composites: Effect of laser and different surface treatments, *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 59 1-6.
- [277] Lizarelli, R. F. Z., Moriyama, L. T., Pelino, J. E. P. & Bagnato, V. S., (2005). Ablation rate and morphological aspects of composite resins exposed to Er:YAG laser, *J. Oral Laser Appl*, 5 (3):151-160.
- [278] Burnett, L. H., Jr., Shinkai, R. S., Eduardo Cde, P., (2004). Tensile bond strength of a one-bottle adhesive system to indirect composites treated with Er:YAG laser, air abrasion, or fluoridric acid, *Photomedicine and laser surgery*, 22 (4):351-356.
- [279] Loomans, B. A., Cardoso, M. V., Roeters, F. J., Opdam, N. J., De Munck, J., Huysmans, M. C., Van Meerbeek, B., (2011). Is there one optimal repair technique for all composites?, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 27 (7):701-709.
- [280] Hannig, C., Hahn, P., Thiele, P. P., Attin, T., (2003). Influence of different repair procedures on bond strength of adhesive filling materials to etched enamel in vitro, *Operative dentistry*, 28 (6):800-807.
- [281] Celik, E. U., Ergucu, Z., Turkun, L. S., Ercan, U. K., (2011). Tensile bond strength of an aged resin composite repaired with different protocols, *The journal of adhesive dentistry*, 13 (4):359-366.
- [282] Bonstein, T., Garlapo, D., Donarummo, J., Jr., Bush, P. J., (2005). Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin, *The journal of adhesive dentistry*, 7 (1):41-49.
- [283] Joulaei, M., Bahari, M., Ahmadi, A., Savadi Oskoe, S., (2012). Effect of Different Surface Treatments on Repair Micro-shear Bond Strength of Silica- and Zirconia-filled

- Composite Resins, *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 6 (4):131-137.
- [284] Della Bona, A., Donassollo, T. A., Demarco, F. F., Barrett, A. A., Mecholsky, J. J., Jr., (2007). Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23 (6):769-775.
- [285] Burnett, L. H., Jr., Conceicao, E. N., Pelinos, J. E., Eduardo, C. D., (2001). Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities, *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 19 (4):199-202.
- [286] Turssi, C. P., Ferracane, J. L., Vogel, K., (2005). Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites, *Biomaterials*, 26 (24):4932-4937.
- [287] Suzuki, S., Leinfelder, K. F., Kawai, K., Tsuchitani, Y., (1995). Effect of particle variation on wear rates of posterior composites, *American journal of dentistry*, 8 (4):173-178.
- [288] Hasani Tabatabaei, M., Alizade, Y., Taalim, S., (2004). Effect of various surface treatment on repair strength of composite resin, *J Dent TUMS* (1):5-11.
- [289] Ozcan, M., Barbosa, S. H., Melo, R. M., Galhano, G. A., Bottino, M. A., (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23 (10):1276-1282.
- [290] Mitsaki-Matsou, H., Karanika-Kouma, A., Papadoyiannis, Y., Theodoridou-Pahine, S., (1991). An in vitro study of the tensile strength of composite resins repaired with the same or another composite resin, *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*, 22 (6):475-481.
- [291] Kaneko, M., Caldas, R. A., Feitosa, V. P., Xediek Consani, R. L., Schneider, L. F., Bacchi, A., (2015). Influence of surface treatments to repair recent fillings of silorane- and methacrylate-based composites, *Journal of conservative dentistry : JCD*, 18 (3):242-246.
- [292] Cho, S. D., Rajitrangson, P., Matis, B. A., Platt, J. A., (2013). Effect of Er,Cr:YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites, *Operative dentistry*, 38 (3):E1-9.
- [293] El-Askary, F. S., El-Banna, A. H., van Noort, R., (2012). Immediate vs delayed repair bond strength of a nanohybrid resin composite, *The journal of adhesive dentistry*, 14 (3):265-274.
- [294] Derand, P., Derand, T., (2000). Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics, *The International journal of prosthodontics*, 13 (2):131-135.
- [295] Fawzy, A. S., El-Askary, F. S., Amer, M. A., (2008). Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite, *Journal of dentistry*, 36 (12):969-976.
- [296] Papacchini, F., Monticelli, F., Radovic, I., Chieffi, N., Goracci, C., Tay, F. R., Polimeni, A., Ferrari, M., (2007). The application of hydrogen peroxide in composite repair, *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials*, 82 (2):298-304.
- [297] Furuse, A. Y., da Cunha, L. F., Benetti, A. R., Mondelli, J., (2007). Bond strength of resin-resin interfaces contaminated with saliva and submitted to different surface treatments, *Journal of applied oral science : revista FOB*, 15 (6):501-505.
- [298] Khosravanifard, B., Nemati-Anaraki S., Faraghat, S., Sajjadi, S.H., Rakhshan, H., Rakhshan V., (2011). Efficacy of 4 surface treatments in increasing the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to saliva-contaminated direct composites, *Orthodontic Waves*, 70 (2):65-70.

- [299] Brendeke, J., Ozcan, M., (2007). Effect of physicochemical aging conditions on the composite-composite repair bond strength, *The journal of adhesive dentistry*, 9 (4):399-406.
- [300] Papacchini, F., Toledano, M., Monticelli, F., Osorio, R., Radovic, I., Polimeni, A., Garcia-Godoy, F., Ferrari, M., (2007). Hydrolytic stability of composite repair bond, *European journal of oral sciences*, 115 (5):417-424.
- [301] Azarbal, P., Boyer, D. B., Chan, K. C., (1986). The effect of bonding agents on the interfacial bond strength of repaired composites, *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 2 (4):153-155.
- [302] Swift, E. J., Jr., Cloe, B. C., Boyer, D. B., (1994). Effect of a silane coupling agent on composite repair strengths, *American journal of dentistry*, 7 (4):200-202.
- [303] Causton, B. E., (1975). Repair of abraded composite fillings. An in vitro study, *British dental journal*, 139 (7):286-288.
- [304] Puckett, A. D., Holder, R., O'Hara, J. W., (1991). Strength of posterior composite repairs using different composite/bonding agent combinations, *Operative dentistry*, 16 (4):136-140.
- [305] Yesilyurt, C., Kusgoz, A., Bayram, M., Ulker, M., (2009). Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: effect of surface treatments and bonding agents, *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et al.]*, 21 (4):251-260.
- [306] Mine, A., De Munck, J., Cardoso, M. V., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Kuboki, T., Yoshida, Y., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., (2009). Bonding effectiveness of two contemporary self-etch adhesives to enamel and dentin, *Journal of dentistry*, 37 (11):872-883.
- [307] Araujo, M. S., Souza, L. C., Apolonio, F. M., Barros, L. O., Reis, A., Loguercio, A. D., Saboia, V. P., (2015). Two-year clinical evaluation of chlorhexidine incorporation in two-step self-etch adhesive, *Journal of dentistry*, 43 (1):140-148.
- [308] Shirban, F., Khoroushi, M., Shirban, M., (2013). A new solvent-free one-step self-etch adhesive: bond strength to tooth structures, *The journal of contemporary dental practice*, 14 (2):269-274.

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı	Canan ARSLAN AYDOĞAN
Doğum Yeri ve Tarihi	Sivas-1984
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Sincan Ağız Diş Sağlığı Merkezi, Ankara
E-posta Adresi	cananarslan@msn.com

### Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Sivas Cumhuriyet Anadolu Lisesi, 2002
Yüksek Lisans	Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, 2008
Doktora	Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2016

### İş Tecrübesi

Cumhuriyet Üniversitesi Araştırma Görevlisi, 2009-2012

Sağlık Bakanlığı Diş Hekimi, 2012-