

**T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN YÜZEY  
ÖZELLİKLERİNİN VE BAKTERİYEL  
ADEZYONUNUN İNCELENMESİ**

**Dt. Dilber BİLGİLİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN  
Dr. Öğr. Üyesi Ayşe DÜNDAR**

**2019-ANTALYA**

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN YÜZEY**  
**ÖZELLİKLERİNİN VE BAKTERİYEL**  
**ADEZYONUNUN İNCELENMESİ**

**Dilber BİLGİLİ**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**  
**Dr. Öğr. Üyesi Ayşe DÜNDAR**

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından TDH-2017-3004 proje numarası ile desteklenmiştir.

**2019-ANTALYA**

## ONAY SAYFASI

Dilber BİLGİLİ tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 30/04/2019

**İmza**

Üye : Doç. Dr. Batu Can YAMAN Eskişehir Osmangazi Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL Akdeniz Üniversitesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Ayşe DÜNDAR Akdeniz Üniversitesi

Bu tez, 19/04/2019 tarih ve 16/61 sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

**Diş Hekimliği Fakültesi**

**Kurum Yöneticisi**



## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

**Dilber BİLGİLİ**

İmza

Tez Danışmanı

**Dr. Öğr. Üyesi Ayşe DÜNDAR**

İmza

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, tez çalışmamda ve eğitimimde emeği bulunan, anlayış ve hoşgörüsünü daima hissettiren ve öğrencisi olmaktan her zaman gurur duyduğum çok değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Ayşe DÜNDAR'a,

Değerli bilgilerini her zaman benimle paylaşan, tez çalışmamın planlanmasında ilgi ve desteğini esirgemeyen, yanında çalışmaktan onur duyduğum ve akademisyenliği ile kendime örnek edindiğim değerli hocam Doç. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve mesleki tecrübelerinden ve insani değerlerinden yararlanma fırsatı bulduğum değerli hocam Doç. Dr. Osman Tolga HARORLI'ya,

Yürütölen çalışmanın mikrobiyolojik değerlendirme kısmının gerçekleştirilmesindeki yardımlarından dolayı Sayın Prof. Dr. Meral Dilara ÖĞÜNÇ ve Öğr. Gör. Dr. Özlem KOYUNCU ÖZYURT'a,

Tez çalışmama maddi destek sağlayan Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi' ne,

Uzakta olsalar bile sevgileri ve destekleri ile her zaman yanımda hissettiğim, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan ve teşekkür etmeye kelimelerin yetersiz kalacağı canım annem, babam, ablam ve kardeşlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN VEBAKTERİYEL ADEZYONUNUN İNCELENMESİ

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı farklı bul-fill kompozitlerin yüzey özelliklerinin, elementel analizlerinin ve bakteriyel adezyonunun in vitro olarak incelenmesidir.

**Yöntem:** Bu çalışmada Sonic Fill-2, Filtek Bulk Fill, Admira Fusion X-tra, Beautifil Bulk Restorative kullanılmıştır. Kompozit örnekleri 10x10x1 mm boyutlarında hazırlanmıştır. Sof-Lex cila sistemleri ile bitim ve cila işlemleri yapılmıştır. Cam kontrol materyali olarak seçilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü (SR) bir profilometre ile ölçülmüştür. Tüm materyallerin yüzeylerinin hidrofobikliği ve SFE (Serbest yüzey enerjisi) değerleri bilgisayarlı temas açısı ölçüm sistemi ile ölçülmüştür. Elemental analizi gerçekleştirilmiştir. Pelikül elde etmek için test numuneleri yapay tükürük ve müsin ile kaplanmıştır. Pelikül ile kaplanmış numunelere *S. mutans* ve *S. mitis* süspansiyonları ilave edilmiştir. Bakteriyel süspansiyonlar, 37°C'de %5 CO<sub>2</sub> atmosferinde 24 saat süreyle inkübe edilmiştir. Bakteri sayıları x10<sup>8</sup> ml Cfu/ml olarak belirlenmiştir. Konfokal lazer taramalı mikroskop kullanılarak bakteri adezyonları görüntülenmiştir. İstatistiksel analiz, Tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD çoklu karşılaştırmaları kullanılarak yapılmıştır (p = 0.05).

**Bulgular:** Cam en düşük SR değerlerini göstermiştir. Bununla birlikte bulk-fill kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülükleri arasında anlamlı bir fark bulunamıştır (p<0,05). En düşük temas açısı değerleri cam ve Sonic Fill-2'de bulunmuşken en yüksek SFE değerlerini yine bu materyaller göstermiştir. Materyallerin elementel içerikleri farklılıklar göstermiştir. *S. mutans*'ın adezyonunda tüm gruplar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. *S. mitis*'in adezyonunda ise en yüksek değer Sonic Fill-2'de görülürken diğer gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

**Sonuç:** Yüzey pürüzlülüğünü bulk-fill kompozit rezinlerin bakteri adezyonunda herhangi bir etkisinin olmadığı, bununla birlikte SFE'nin artmasıyla bakteri adezyonunun arttığı gözlenmiştir. Bu çalışma, bulk-fill kompozitlerin, streptokoklara adezyonu konusunda kontrol grubuna benzer bir duyarlılığa sahip olduğunu gösterdi.

**Anahtar Kelimeler:** bulk-fill kompozit, bakteriyel adezyon, yüzey pürüzlülüğü, hidrofobiklik.

## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF SURFACE PROPERTIES AND BACTERIAL ADHESION OF BULK-FILL COMPOSITE RESINS

**Objective:** This study aimed to investigate the effects of surface properties and elemental analysis of different bulk fill composites on bacterial adhesion.

**Method:** In this study, Sonic Fill-2, Filtek Bulk Fill, Admira Fusion, Beautifil Bulk Restorative were used. Composite specimens were prepared (10x10x1 mm) and finishing and polishing procedures were applied with Sof-Lex discs. Glass was used as control material. Surface roughness (SR) was measured with profilometer. The hydrophobicity and SFE (Surface free energy) values of all test material surfaces was evaluated by measuring contact angles with computerized contact angle system. Elemental analysis of materials were performed. To produce pellicle, test specimens were covered with artificial saliva and mucin. Bacterial suspension was added to the pellicle-coated specimens. Bacterial suspensions were incubated at 37°C in 5% CO<sub>2</sub> atmosphere for 24 hours. Adhered bacteria counts were determined as  $\times 10^8$  ml Cfu/ml. Bacterial adhesion was investigated using confocal laser scanning microscopy. Statistical analysis was performed using the One-way ANOVA and Tukey HSD multiple comparisons ( $p=0.05$ ).

**Results:** The control group showed the lowest SR values. Statistically, there was no significant difference between the other groups except from the control materials. The lowest contact angle values were found in control group and Sonic Fill-2 while the highest SFE values were observed in these materials. The elemental contents of materials differed. There was no statistically significant difference between all values for S. Mutans. For S. Mitis adhesion, the highest value was found in Sonic Fill-2 and no significant differences was observed between the other groups.

**Conclusion:** SR of bulk-fill composite resins had no effect on bacterial adhesion. However, it was observed that bacterial adhesion increased with the higher SFE values. The present study showed that bulk fill composite restoratives have similar susceptibility to adhere streptococci than to the control group.

**Key words:** bulk-fill composite, bacterial adhesion, surface roughness, hydrophobicity.

## İÇİNDEKİLER

ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
İÇİNDEKİLER .....	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	V
ŞEKİLLER .....	ix
TABLolar.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	2
2.1. Kompozit Rezinler .....	2
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi .....	2
2.1.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı ve Bileşenleri.....	3
2.2. Rezin Kompozit Materyallerinin YüzeY Özelliklerinin Değerlendirilmesi ..	20
2.2.1. YüzeY pürüzlülüğü .....	20
2.2.2. Serbest YüzeY Enerjisi ve Temas Açısı .....	23
2.2.3. Elementel Analiz.....	24
2.3. Bakteri Adezyonu.....	25
2.3.1. Mikrobiyal Dental Plak .....	25
2.4. Tükürük .....	35
2.4.1. Tükürüğü Oluşturan Bileşenler .....	35
2.4.2. Yapay (Sentetik) Tükürük.....	36
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	39
3.1. Dolgu Örneklerinin Hazırlanması .....	39
3.2. Örnekler e YüzeY Bitirme ve Polisaj İşlemlerinin Uygulanması .....	43



3.3. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi .....	44
3.4. Örneklerin Temas Açısı ve Serbest Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi.....	45
3.5. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskop ve Enerji Dağılım X-Ray Spektroskopisi (EDS) Analizi.....	46
3.6. Örneklerle S. mutans ve S. mitis Bakterilerinin Adezyonunun Sağlanması	47
3.6.1. Yapay Tükürük Elde Edilmesi.....	48
3.6.2. Bakteri Süspansiyonu için Kullanılacak Karışımların Hazırlanması .....	49
3.6.3. Bakteri Süspansiyonun Hazırlanması .....	51
3.6.4. Örneklerle bakteri adezyonunun sağlanması .....	52
3.6.5. Örnekler Üzerindeki Bakteri Sayımının Yapılması.....	53
3.7. Örneklerin Üzerine Tutunan Bakterilerin Konfokal Lazer Taramalı Mikroskobu ile Görüntülenmesi .....	55
3.7.1. Floresan Boyanın Hazırlanması ve Örneklerin Boyanmasının Sağlanması	55
3.7.2. Görüntü Analizinin Yapılması.....	56
3.8. Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi İçin İstatistiksel Analizlerin Yapılması.....	57
4. BULGULAR .....	58
4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	58
4.2 Hidrofobiklik ve Serbest Yüzey Enerjisi Bulguları.....	58
4.3 EDS ve SEM Analizi Bulguları .....	60
4.4 Bakteriyel Adezyon Bulguları .....	63
5. TARTIŞMA .....	67
6. SONUÇ.....	83
KAYNAKLAR.....	84

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

### Simgeler

### Açıklama

cm<sup>2</sup>

Santimetre kare

°C

Santigrat derece

mg

Miligram

ml

Mililitre

mm

Milimetre

mmol

Milimol

MPa

Megapaskal

nm

Nanometre

s

Saniye

μ

Mikron

μl

Mikrolitre

θ

Temas açısı

%

Yüzde

$\gamma_{tot}$

Total serbest yüzey enerjisi

$\gamma_d$

Dispersive bileşen

$\gamma_p$

Polar bileşen

### Kısaltmalar

### Açıklama

AFM

Atomik kuvvet mikroskobu

Al

Alüminyum

ark.

Arkadaşları

ATP	Adenosin trifosfat
Au-Pd	Altın paladyum
Ba	Baryum
BHI	Brain heart infüsiyon
Bis-GMA	Bisfenol A diglisidil dimetakrilat
Ca	Kalsiyum
CaCl <sub>2</sub>	Kalsiyum klorür
C	Karbon
CFU	Koloni oluşturma birimi
CLSM	Konfokal lazer taramalı mikroskop
CO <sub>2</sub>	Karbondioksit
ECM	Ekstrasellüler matriks
EDMA	Etilen glikol dimetakrilat
EDS	Enerji dağılımlı x-ışını spektroskopisi
ELISA	Enzyme-Linked ImmunoSorbent Assay
EPS	Ekstrasellüler polisakkarit
F	Flor
FTIR	Fourier Transform Infra-Red
FRC	Fiberle güçlendirilmiş kompozitler
HCO <sub>3</sub>	Bikarbonat
H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub>	Fosforik asit
H <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	Di hidrojen fosfat
I	İyot

Ig A	İmmunoglobulin A
K	Potasyum
KCl	Potasyum klorür
MDPB	12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide
Mg	Magnezyum
MgCl <sub>2</sub> (6H <sub>2</sub> O)	Magnezyum klorit heksahidrat
MMA	Metil metakrilat
MS	Mutans streptokok
Na	Sodyum
NaCl	Sodyum klorür
NaF	Sodyum florür
NaOH	Sodyum hidroksit
NMR	Nükleer manyetik rezonans
O	Oksijen
P	Forfor
PBS	Fosfat tamponlu tuz
PCR	Polimeraz zincir reaksiyonu
PMMA	Polimetilmetakrilat
PRG	PreReacted Glass ionomer
PRP	Prolinden zengin proteinler
PO <sub>4</sub>	Fosfat
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SFE	Serbest yüzey enerjisi
SFRC	Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler

Si	Silisyum
Sr	Stronsiyum
SR	Yüzey pürüzlülüğü
S. anginosus	Streptococcus anginosus
S. bovis	Streptococcus bovis
S. downei	Streptococcus downei
S. mitis	Streptococcus mitis
S. mutans	Streptococcus mutans
S. oralis	Streptococcus oralis
S. salivarius	Streptococcus salivarius
S. sanguis	Streptococcus sanguis
TEGDMA	Trietilen glikol dimetrilat
Ti	Titanyum
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
Yb	Yterbiyum
YbF <sub>3</sub>	Yterbiyum florür
XPS	X-ışını fotoelektron spektroskopisi
Zr	Zirkonyum
y-MPTS	y-m etakriloksi propiltrioksosilan

## ŞEKİLLER

Şekil 3.1.1 A) Çalışmada Kullanılan Admira Fusion X-Tra Kompozit Dolgu Materyali .....	39
Şekil 3.1.1 B) Çalışmada Kullanılan Beautifil-Bulk Restorative Kompozit Dolgu Materyali .....	40
Şekil 3.1.1 C) Çalışmada Kullanılan Filtek Bulk Fill Kompozit Dolgu Materyali ....	40
Şekil 3.1.1. D) Çalışmada Kullanılan Materyali Sonic Fill-2 Kompozit Dolgu Materyali .....	40
Şekil 3.1.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı.....	42
Şekil 3.1.3. Çalışmada Kullanılan Örnekler .....	43
Şekil 3.1.4. Çalışmada Kullanılan Dijital Kumpas.....	43
Şekil 3.2.1. Çalışmada Kullanılan Sof-Lex Cila Sistemi .....	44
Şekil 3.1.3.1. Çalışmada Kullanılan Profilometre Cihazı İle Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi .....	44
Şekil 3.4.1. Çalışmada Kullanılan Yüzey Gerilimi – Temas Açısı Ölçüm Cihazı (Optik Gonyometre) .....	45
Şekil 3.5.1. Örneklerin Yüzeyini Kaplamak İçin Kullanılan Polaron Range Püskürtme Kaplayıcı (Sputter Coater) .....	46
Şekil 3.5.2. Altın-Palladyum Kaplaması Yapılan Örnekler .....	47
Şekil 3.5.3. Sem Görüntülerinin Ve Eds Analizinin Yapıldığı Quanta 400f Alan Emisyon Sem Cihazı .....	47
Şekil 3.6.1. Örneklerin Sterilize Edilmesinde Kullanılan Otoklav .....	48
Şekil 3.6.2. Hazırlanan Pbs Süspansiyonu .....	49
Şekil 3.6.3. Hazırlanan Bh1 Süspansiyonu .....	50
Şekil 3.6.4. Hazırlanan Koyun Kanlı Agar Ve Bakteri Süspansiyonları.....	52

Şekil 3.6.5. Bhi Besiyeri İlave Edilen Örnekler.....	52
Şekil 3.6.6. Etüvde Bekletilen Örnekler.....	53
Şekil 3.6.7. Örneklerin Vortekslenmesi.....	53
Şekil 3.6.8. Mikropleytlere Bakteri Eklenmesi.....	54
Şekil 3.6.9. Mikropleytlerin Okuyucuya Yerleştirilmeleri.....	54
Şekil 3.7.1. Lamlara Yerleştirilen Örnekler.....	55
Şekil 3.7.2. Live/Dead BacLight Boya Kiti.....	56
Şekil 3.7.3. Görüntülemeye Kullanılan Konfokal Lazer Taramalı Mikroskopu.....	56
Şekil 4.1.1. Yüzey Pürüzlülüğü Değerlerinin Grafikselleştirilmesi (Farklı Harfler Grupları Arasındaki İstatistiksel Farklılıkları Göstermektedir (P<0,05)).....	58
Şekil 4.2.1. Temas Açısı Değerlerinin Grafikselleştirilmesi (Farklı Harfler Grupları Arasındaki İstatistiksel Farklılıkları Göstermektedir (P<0,05)).....	59
Şekil 4.2.2. Temas Açısı Ölçümlerinde Kullandığımız Test Örneklerine Ait Fotoğraflar.....	59
Şekil 4.2.3. Serbest Yüzey Enerjisi Değerlerinin Grafikselleştirilmesi.....	60
Şekil 4.3.1. Bulk-Fill Materyallerin Organik Ve İnorganik İçeriklerinin Grafikselleştirilmesi (Değerler % Olarak İfade Edilmiştir.).....	61
Şekil 4.3.2. Eds Analizinde Tanımlanan Elementler. Sırasıyla A,B,C,D Harfleri Afx, Sbb, Fbf, Ksf'yi Temsil Etmektedir.....	62
Şekil 4.3.3. Bulk-Fill Kompozitlerden Alınan SEM Mikroradyografaları. Sırasıyla A,B,C,D Harfleri Afx,Sbb,Fbf,Ksf Olarak, 1,2,3 Rakamları İse Sırasıyla X1000, X5000, X10000 'Lik Büyütmeleri Temsil Etmektedir. ....	63
Şekil 4.4.1. S. Mutans Ve S. Mitis Bakteri Sayıları (X10 <sup>8</sup> Cfu/ML) (Farklı Harfler Grupları Arasındaki İstatistiksel Farklılıkları Göstermektedir (P<0,05)).....	64
Şekil 4.4.2. Materyallerin Üzerindeki S. Mutans'ın CLSM Görüntüleri A1,B1,C1,D1,E1 Sırasıyla Afx, Sbb, Ksf Fbf Ve Cami Temsil Etmektedir. ....	65

Şekil 4.4.3. Mateyallerin Üzerindeki S. Mitis'in Clsm Görüntüleri A2,B2,C2,D2,E2  
Sirasiyla Afx, Sbb, Ksf, Fbf Ve Cami Temsil Etmektedir. .... 66





## TABLÖLAR

Tablo 2.1.1 Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikülleri, Büyüklükleri Ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması .....	6
Tablo 2.2.1. Yüzey Ölçümünde Kullanılan Parametreler .....	21
Tablo 3.1.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller .....	41
Tablo 4.2.1. Serbest Yüzey Enerjisi Değerleri, Dispersive Ve Polar Bileşenleri.....	60
Tablo 4.3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinlerin Elemental Analizi .....	60
Tablo 4.4.1. Tüm Materyal Gruplarının Değerlerinin Karşılaştırılması (Aynı Satırda Yer Alan Farklı Harfler Gruplar Arasındaki İstatistiksel Farkları İfade Etmektedir (P<0,05)) .....	64

# 1. GİRİŞ

Diş ve restoratif materyaller üzerinde oluşan bakteri adezyonu diş çürüklerinin ve periodontal hastalıkların ana nedenlerini oluşturmaktadır. Oral bakterilerin katı yüzeylere adezyon mekanizmaları, hem yapışan bakterilerin adezyon özelliklerinden ve hem de adezyona uğrayan materyallerin yüzey özelliklerinden etkilenirler.<sup>(1)</sup>

Sekonder çürük gelişimi ve diş ve dolgu ara yüzündeki bağlantısının bozulması karyojenik biyofilm varlığı ile yakından ilgilidir. Bu noktada restorasyonun yüzey pürüzlülüğü, serbest yüzey enerjisi, hidrofobikliği ve materyalin bileşimi bakteri adezyonunda önemli rol oynamaktadır.<sup>(1)</sup> Yapılan çalışmalarda kompozit rezinlere bakteri adezyonunun amalgam ve cam iyonomer simanlardan daha fazla olduğu bildirilmiştir.<sup>(2-4)</sup>

Polimer esaslı dental kompozit rezinler hidrofilik doldurucular ve hidrofobik bir rezin matriksinden meydana gelir ve heterojen bir yüzey oluştururlar. Polimer bileşimi ve doldurucuların boyutu ve şekli, polimer esaslı kompozitlerin yüzey özelliklerini güçlü bir şekilde etkilemektedir.<sup>(5)</sup>

Son yıllarda, kompozit rezinlerin mekanik, fiziksel ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için, çok sayıda modifiye edilmiş polimer esaslı restoratif materyal geliştirilmiştir. Geleneksel kompozit rezin restorasyonlar tabakalı olarak yerleştirildiği için uygulama süresi uzayabilmektedir. Bu sorunun üstesinden gelmek için kompozitlerin, fiziksel ve mekanik özelliklerinde modifikasyonlar yapılmış ve bulk-fill kompozit rezinleri piyasaya sürülmüştür. Bulk-fill kompozit rezinler, 4 - 5 mm'lik tabaka ile tek aşamada uygulanabildikleri için, 2 mm'lik geleneksel kompozit tabakalama tekniğine kıyasla klinik işlem sırasında önemli ölçüde zaman tasarrufu sağlamaktadır. Polimerizasyon büzülmesinin artmasıyla restorasyonların kenarlarında boşluk oluşumu meydana gelebilmektedir. Bu boşlukların gelişimi, restorasyonun uzun süreli dayanıklılığını tehlikeye atabilir ve işlem sonrasında duyarlılık oluşmasına sebep olabilir. Bunun yanında boşluk oluşması, sekonder çürük insidansının artmasına sebep olabilmektedir. Bu nedenlerden dolayı, bu yeni kompozit rezinlerin, uygularken hekime zaman kazandırması, teknik hassasiyeti azaltması ve daha iyi marjinal adaptasyon sağlamasından dolayı posterior dişlerin restorasyonunda kullanımları zamanla artmaktadır.<sup>(6)</sup>

## 2. GENEL BİLGİLER

Kompozit rezinler, hem anterior hem de posterior dişlere uygulanan uygulama yelpazesi geniş olan, estetik özellikleri ve kullanım kolaylıkları sayesinde günümüzde en fazla kullanılan direkt restoratif materyallerdendir.<sup>(7)</sup> Restoratif materyallere mikroorganizmaların tutunma duyarlılığı, restorasyonların uzun ömürlülüğü için son derece önemlidir. Restoratif materyaller arasında resin esaslı kompozitler, karyojenik biyofilmlerin gelişimine özellikle duyarlıdır.<sup>(8)</sup>

### 2.1. Kompozit Reziner

#### 2.1.1. Kompozit Rezinerin Tarihi

Günümüze kadar çürük dişlerin restorasyonlarında pek çok farklı materyal kullanılmıştır. 1878 yılında silikat simanın geliştirilmesiyle diş rengindeki restoratif materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Ancak silikat simanların çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıksızlığı yüzey pürüzlülüğünün fazla olması ve ağız sıvılarında çözünabilirliğinden dolayı günümüzde kullanımları terk edilmiştir.<sup>(9-11)</sup> 1950'lerin ortalarında akrilik rezinler dental uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır.<sup>(10)</sup> Bu malzemelerin de, termal genleşme katsayılarının diş dokularından fazla olması ve polimerizasyon büzülmesinin fazla olması sonucu, restorasyon kenarlarında ve pulpada meydana getirdiği olumsuzluklar nedeniyle restoratif diş hekimliğinde kullanımları uzun süreli olmamıştır.<sup>(9, 10)</sup>

Rezinlerin daha fazla kullanılmasına yönelik uygulamalar, 1960'ların başlarında, Bowen tarafından bisfenol A ve glisidil metakrilat veya Bis-GMA sisteminin dahil edilmesi ile ortaya çıkmıştır.<sup>(10)</sup> Daha yüksek bir moleküler ağırlığa, dolayısıyla daha iyi mekanik özelliklere ve azaltılmış polimerizasyon büzülmesine sahip olduğundan, bu yeni polimer hem anterior hem de posterior uygulamalar için bir potansiyel sunmaktaydı.<sup>(10)</sup> Resin esaslı kompozitler, dolgu materyallerinden yapıştırıcı ajanlara, indirekt restorasyonlardan ve metal kaplamalardan endodontik post ve korlara kadar çok çeşitli klinik uygulamalarda kullanıldığından diş hekimliğinde kullanımı mevcut olan en yaygın materyallerdir.<sup>(12)</sup>

## 2.1.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı ve Bileşenleri

Kompozit rezinler, iki veya daha fazla materyalden oluşan bir karışımdır. Bu materyallerin her biri kendi ayrı formlarında bulunurlar ve kompozitin genel özelliklerine katkıda bulunurlar.<sup>(12)</sup> Amalgamların kullanımındaki azalmalara bağlı olarak, kompozit rezinlerin yapısındaki gelişmeler ve adeziv sistemlerindeki ilerlemeler, hastaların estetik beklentilerinin artması gibi nedenlerle kullanımları giderek artmıştır.<sup>(13)</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan kompozitlerin üç ana bileşeni vardır:<sup>(12)</sup>

- 1- Organik rezin matriks (taşıyıcı faz)
- 2- İnorganik doldurucu partiküller (dağılan faz)
- 3- Ara faz (bağlayıcı faz)

Bu bileşenlere ilave olarak; polimerizasyon başlatıcıları, inhibitörler, ultraviyole (UV) stabilizatörleri, aktivatörler ve pigmentler de kompozit rezinlerin yapısında yer almaktadır.<sup>(14)</sup>

### **Organik Matriks**

Rezin, kompozitin kimyasal olarak aktif bileşenidir. Hem anterior hem de posterior kompozit rezinlerde en yaygın kullanılan monomer bisfenol-A ve glisidilmetakrilat reaksiyonundan türetilen Bis-GMA'dır. Daha visköz, hızlı sertleşen, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip, yüzey sertliği daha yüksek olan kompozitler, Bis-GMA monomerinden meydana gelmiştir.<sup>(12)</sup> Polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yardımcı olan metil metakrilattan (MMA) daha yüksek bir moleküler ağırlığa sahiptir. MMA rezinlerde polimerizasyon büzülme değeri hacimce%22 iken, Bis-GMA da ise bu değer hacimce %7,5 olmuştur. Birçok kompozit Bis-GMA'dan ziyade üretan dimetakrilat rezin (UDMA) içermektedir.<sup>(12)</sup> Bis-GMA ve UDMA, yüksek moleküler ağırlıklarından dolayı oldukça viskoz monomerlerdir. Bu monomerlere az miktarda doldurucunun ilave edilmesiyle bile klinik kullanım için fazla katı olan bir kompozit meydana getirilebilir. Bu problemin üstesinden gelmek için MMA, etilen glolikol dimetakrilat (EGDMA) ve trietilen glolikol dimetrikolat (TEGDMA) gibi düşük viskoziteli monomerler kompozit rezinlere ilave edilir.<sup>(12)</sup>

Kompozit rezinlerde yeterince uzun bir raf ömrü sağlamak için erken polimerizasyonun önlenmesi gerekmektedir. Bu amaçla hidrokinon gibi bir inhibitör, genellikle %0,1 veya daha az miktarlarda ilave edilir. Rezin matrisi polimerizasyonun sağlanması için ayrıca aktivatör / başlatıcı sistemler içermektedir. Bu bileşenler, kimyasal veya görünür ışıkla polimerize olabilen kompozit rezinlerin reaksiyon tipine göre değişebilmektedir.<sup>(12)</sup>

### **Ara Faz**

Doldurucuların ve rezinin birbirine güçlü bir şekilde bağlanması, kompozitin kabul edilebilir mekanik özelliklere sahip olması açısından oldukça önemlidir. Bağlanma, rezine ilave edilen bağlayıcı ajanların kullanılmasıyla elde edilir. Bu bağlayıcı ajanlar silanlardır ve cam-doldurucu kompozit rezinlerde  $\gamma$ -metakriloksi propiltrietoksisilan yani  $\gamma$ -MPTS en yaygın olarak kullanılan ajandır.<sup>(12)</sup>

Silan, bağlantıda meydana gelen streslerin, inorganik doldurucular ve rezin matrisi arasında paylaşılmasını sağlar ve doldurucu partiküllerin restorasyon yüzeyinden kopmasına engel olur.<sup>(14)</sup> Rezinlerin hidrofobik olması, silika esaslı camların ise silikaya bağlanmış hidroksil gruplarının hidrofilik olması nedeniyle bağlanmada sorunlar meydana gelmektedir. Rezinin cam yüzeyine bağlanması için doğal bir afinitesi olmadığından, uygun bir bağlayıcı ajanın kullanımı gerekmektedir. Silan bağlayıcı ajanı, bir ucu hidroksil grubu diğer ucu ise, rezine karbon çift bağı üzerinden bağlanabilen bir metakrilat grubundan oluşur. Cam ve silan bağlayıcı ajan arasındaki kovalent bağ, silanın cam yüzeyine bağlanmasını sağlar. Bu şekilde hem anterior hem de posterior dişler için kullanılacak, aşınmaya dirençli kompozit rezin materyallerin geliştirilmesine önemli katkılar sağlamıştır.<sup>(12)</sup>

### **İnorganik Doldurucu Partiküller**

Kompozit rezinler içerisinde değişik şekil, boyut ve kimyasal içeriklerden meydana gelen doldurucular kullanılmaktadır. Doldurucular kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin belirlendiği en önemli kısımdır.<sup>(15)</sup> Kuartz (kristalin silika), kolloidal silika, lityum alüminyum silikat, borosilikat cam, baryum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium cam gibi materyalden materyale değişkenlik gösteren inorganik dolduruculardan meydana gelir.<sup>(16-18)</sup> Her bir inorganik doldurucunun farklı özelliği vardır. Örneğin, kompozitin mekanik özelliklerini

güçlendirmek için silika partikülleri kullanılır. Bu doldurucular kompozit rezinlerde ışığı geçirme ve yayma özelliğine sahip olduğundan, kompozite mineye benzeyen yarı şeffaf bir özellik katmaktadır.<sup>(14)</sup> Kompozitin kondensasyon ve cilalanma özelliğini arttıran kolloidal silikanın çapı 0,1 µ çapından daha küçük olup ısıl genişleme katsayısı da düşüktür.<sup>(16)</sup> Baryum, stronsiyum, çinko, ytriyum, cam kompozite radyopak özelliğini kazandırır. Kuartzın karşıt dişlerde aşındırma yapması, radyopak olmaması ve cilalanması zordur. Ancak kimyasal olarak inert olması ve yüksek ışık kırma indeksine sahip olmasından dolayı en fazla kullanılan dolduruculardan biri olmuştur.<sup>(19)</sup>

Kompozit rezinlerin matrisine katılan doldurucu partiküllerin büyüklüğü, gelenekselden nano-kompozit materyallere kadar yıllar içinde sürekli olarak azalmıştır.<sup>(16)</sup> Doldurucular, sadece kompozit materyallerin mekanik özelliklerini doğrudan belirlemekle kalmaz, aynı zamanda monomer içeriğinde ve sonuç olarak polimerizasyon büzülmesinde azalmaya yol açar. Aynı zamanda aşınmayı, saydamlığı, opalesansı, radyoopasiteyi, yüzey pürüzlülüğünü, cilalanabilirliği ve dolayısıyla estetiği artırır ve kullanım özelliklerini geliştirir. Doldurucu partikülleri ne kadar küçülürse, kompozit daha iyi parlatılır ve cilalanır.<sup>(16)</sup>

Kompozit rezinlere ilave edilen doldurucu partiküllerin miktarı, kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri ile ilişkilidir. Kompozit rezilerin daha yüksek yüzde de doldurucu partikül içeriğine sahip olması onların daha iyi fiziksel özelliklere sahip olduğunu gösterir.<sup>(20)</sup> Bu durum, daha düşük miktarlarda resin matrisi barındırdığından dolayı, anterior ve posteriordaki dişlerin restorasyonlarında kullanılacak kompozit rezinlerin yeterli mekanik özelliklere sahip olmasını sağlar.<sup>(21)</sup> Yüksek miktarda doldurucu partikül içeren kompozitlerde elastik modülü, çekme dayanımı ve kırılma dayanımı artarken, su emilim miktarı, ısıl genişleme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesi azalır.<sup>(20)</sup>

### **Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinlerin belirli bir klinik endikasyona sahip olabilmesi için, çeşitli sınıflandırma kriterleri geliştirilmiştir. Günümüze kadar kompozit rezinler, polimerizasyon şekillerine, doldurucu partiküllerinin türüne ve vizkozitelerine göre de

sınıflandırılmışlardır. Ancak esas sınıflandırma kriterleri, inorganik doldurucuların hacimce yüzdesine veya ortalama partikül büyüklüğüne dayanmaktadır.<sup>(22)</sup>

Kompozitlerin içerisine konulan doldurucu partiküller büyüklüklerine ve ağırlık olarak yüzdelere göre sınıflandırılması aşağıdaki tablodaki gibidir,<sup>(14)</sup>

**Tablo 2.1.1** Kompozit rezinlerin doldurucu partikülleri, büyüklükleri ve yüzdelere göre sınıflandırılması

<b>Kompozit rezin</b>	<b>İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (µm)</b>	<b>İnorganik doldurucu partikül yüzdesi (ağırlıkça)</b>
<b>Megafil</b>	50-100 µm	
<b>Makrofil</b>	10-100 µm	% 70-80
<b>Midifil</b>	1-10 µm	% 70-80
<b>Minifil</b>	0.1-1 µm	% 75-85
<b>Mikrofil</b>	0.01-0.1 µm	% 35-60
<b>Hibrit</b>	0.04-1 µm	% 75-80
<b>Nanofil</b>	0.005-0.1 µm	

Polimerizasyon mekanizmalarına göre sınıflandırılması:

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Resinler,  
Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler (Light cured),  
Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler.

Viskozitelerine göre sınıflandırılması:

Kondanse Olabilen Kompozitler,  
Akışkan Kompozitler.

Homojen kompozitler doldurucu partiküllere bir işlem uygulanmadan monomer matriksine eklenmesiyle meydana getirilmektedir. Küçük doldurucu partiküllerin monomer matriksine ilave edilmesiyle artmış vizkoziteli kompozit elde edilmektedir. Bu problemi ortadan kaldırmak için ise önceden polimerize edilmiş 1-20 µm büyüklüğünde partiküller öğütülerek monomer matriksine ilave edilmiştir. Böylece

doldurucu partiküllerde değişiklik yapılarak heterojen kompozit rezinler oluşturulmuştur.<sup>(14)</sup>

### **Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine ve Yüzdelerine Göre Sınıflandırılması**

Makrofil kompozitler genellikle geleneksel kompozitler olarak bilinirler. Doldurucu partikülleri büyük ve sert olduğundan, organik matris inorganik partiküllerden daha fazla aşınmaktadır. Bu nedenle bu kompozitlerin pürüzlülük ve renklenme gibi dezavantajları bulunmaktadır. Renk değişikliğine uğramaları, cilalanmalarının yetersiz olması ve aşınmaya dirençlerinin düşük olması nedeniyle günümüzde çok kullanılmamaktadır.<sup>(14, 23)</sup>

Makrofil kompozitlere kıyasla midifil kompozitler, daha fazla ve daha küçük inorganik doldurucu partiküller içermektedir. Bu nedenle daha düzgün yüzeyli bir restorasyon oluştururlar. Midifil kompozitlerde kullanılan inorganik doldurucular baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren cam ile yoğunlaştırılmış partiküller olduğundan aşınmaya karşı direnci daha fazladır; daha düzgün yüzeyli bir restorasyon oluşturulabilir ve daha radyoopaktırlar.<sup>(14)</sup>

Minifil kompozitlerde inorganik doldurucu partiküller 0.1-1 µm boyutlarındadır. Organik matriks içerisindeki doldurucu partiküllerinin serbestçe dağılabilmesi nedeniyle partikül miktarları artmıştır. Bu nedenle de ağırlıkça %75- 85 doldurucu partikülleri içermektedir. Doldurucu partiküllerinin çok sayıda ve küçük olması ise makrofill kompozitlere kıyasla daha düzgün, pürüzsüz bir yüzey sergilemesini sağlar.<sup>(14)</sup>

Mikrofill kompozitler, ortalama boyutu 50 nm olan koloidal silika partikülleri içerir. Bu materyaller mükemmel bir cilalanabilirlik ve yüksek estetik özellikler sergiler.<sup>(24)</sup> Diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında, doldurucu içerikleri daha düşük olduğundan, ısıl genleşme katsayıları, basma dayanımları yüksek, elastisite modülü, çekme ve kırılma dayanımları düşük olmuştur. Prepolimerize doldurucu partikülleri ile rezin matriks arayüzeyinde meydana gelen bağlantı genellikle zayıftır. Yüksek stres altındaki bölgelerde kullanılmamalıdır. Çünkü bu bölgelerde marjinal kenar kırıkları veya kütleli kırılmalar meydana gelebilir.<sup>(25, 26)</sup> Bu nedenle esas endikasyonları yüksek estetik alanlar ve nispeten küçük sınıf III ve sınıf V restorasyonları içindir.<sup>(27)</sup>



Hibrit kompozitler, ortalama büyüklüğü 15-20 µm olan büyük doldurucu partikülleri ve ayrıca 0.01-0.05 µm'lik partikül boyutlarına sahip az miktarda koloidal silika içerir.<sup>(12)</sup> Ortalama partikül büyüklüğü 1 µm'dan az olan doldurucu partiküllerine sahipse mikrohibrit kompozitler denir. Bu kompozitlerle yüksek düzeyde cilalı bir yüzey elde edebilir.<sup>(12)</sup> Hibrit ve mikrohibrit kompozit rezinler, mekanik özelliklerinin ve estetik özelliklerinin iyi olması nedeniyle hem ön hem de arka bölge dişlerde başarılı bir şekilde kullanılabilirler.<sup>(16)</sup>

Nanodolduruculu kompozitler, nanodoldurucuların ticari kompozit rezinlere ilave edilmesiyle meydana gelen iyileştirmeler nedeniyle nanodolduruculu materyallere büyük önem verilmiştir. Doldurucu partikülleri genellikle eş eksenlidir ve bu nedenle nanokompozitler 100 nm veya daha küçük çaplı doldurucu partikülleri içerirler.<sup>(12)</sup> Nanodolduruculu kompozitlerin nanohibrit ve nanofil olarak adlandırılan iki farklı türü vardır.<sup>(18)</sup> Nanofil kompozitlerde, görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılma gibi etkileşimler meydana gelmez çünkü bu kompozitlerin partikül büyüklüğü ışığın dalga boyundan çok daha küçüktür.<sup>(14, 18)</sup> Ayrıca nanodolduruculu kompozitler, nanohibritler de dahil olmak üzere düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek cilalanabilirlik gösterirler.<sup>(23)</sup> Bunun yanı sıra nanofil kompozitlerin matrisindeki doldurucu oranı arttırıldığı için yapılan restorasyon aşınmaya daha dirençlidir, yüzeyi daha pürüzsüzdür ve daha iyi bir yüzey parlaklığı sergilerler.<sup>(18, 23)</sup>

### **Kompozit Resinlerdeki Güncel Gelişmeler**

Modern diş hekimliğinde bir restorasyon için uygun kompozit rezini seçmek, çok sayıda gereksinimin de dengelenmesini gerektirir. Bu gereksinimler, yüksek dayanıklılık, kırılma dayanımı, yüzey sertliği, uygun elastikiyet modülü, düşük aşınma, düşük su emilimi ve çözünürlük, düşük polimerizasyon büzülmesi, düşük yorulma ve bozulma, radyopasite gibi mekanik özellikler ile restorasyonların uzun ömürlü olması gibi fonksiyonel özellikleri gerektirir. Aynı zamanda, biyolojik uyumluluğunun iyi olması, post operatif ağrı veya aşırı duyarlılık olmaması, kırılmaya ya da çatlamaya karşı diş bütünlüğünün korunması ve aynı zamanda çürük önleyici yeteneklerinin olmasını gerektirir. Ayrıca, iyi renk uyumu ve renk stabilitesi, optimum parlatılabilme, yüzey parlaklığını uzun süre koruyabilmesi, marjinal veya yüzeysel renklenme olmaması ve anatomik formu uzun süre olarak devam ettirebilmesi gibi estetik özellikler de karşılanmalıdır.<sup>(22)</sup>

Yukarıda bahsedilen özelliklerin birçoğunu geliştirmek için, ticari dental kompozitlerin rezin matrisine katılan doldurucu partiküllerinin boyutu, gelenekselden nano-kompozit materyallere kadar yıllar içinde sürekli olarak azalmıştır.<sup>(16)</sup>

Doldurucuların miktarı, şekli veya yüzey işlemindeki değişiklikler yeni kompozit rezinlerin gelişimine katkıda bulunmuştur. Bunların yanında, rezinlerin monomer yapısındaki veya kimyasındaki değişiklikler ve polimerizasyon reaksiyonunun dinamiklerinin modifikasyonu da etkili olmuştur.<sup>(22)</sup>

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte kompozit rezinlerin gelişimi ve ilerlemesi devam etmektedir. Yeni geliştirilen güncel kompozitler aşağıda açıklanmaktadır.

### **Siloranlar**

Kompozitlerde meydana gelen büzülme azaltmak için 'low-shrinkage' yani düşük büzülme gösteren kompozitler geliştirilmiştir. Siloranlar düşük büzülme gösteren kompozitlerden bir tanesidir. Düşük büzülme gösteren kompozitlerde TEGDMA gibi monomerlerin yerini, artan moleküler ağırlıklara sahip monomerler almıştır.<sup>(28)</sup>

Böylece, kompozit rezinler, birim ağırlık başına daha az çift bağ içermiş ve bu da polimerizasyon sırasında daha az büzülme olmasını sağlamıştır.<sup>(28, 29)</sup>

2000'li yılların başlarında Weinmann ve ark. oksiran ve siloksan moleküllerinin reaksiyonundan elde edilen ve ümit vaat eden yeni bir monomer sistemini, yani siloranın oluşumunu tarif etmiştir. Bu yeni sistemdeki stres azalma mekanizması, polimerizasyon sırasında oksiran halkasının açılmasıyla sağlanır.<sup>(30)</sup> Geleneksel

metakrilat esaslı kompozitlerde polimerizasyon başlatıcılarından ayrı olarak siloran kompozitlerde, oksijene karşı duyarsız olan katyonik bir halka-açma işlemi ile polimerize olur. Bu, metakrilat esaslı kompozitlerde, oksidasyona uğramış polimerizasyon başlatma radikalleri nedeniyle bulunan oksijen inhibisyon tabakasının dezavantajının üstesinden gelmelidir. Bununla birlikte, metakrilat esaslı kompozitler gibi siloran esaslı kompozitler de kamferokinon içerir; böylece polimerizasyonun başlatılması için şu anda mevcut olan polimerizasyon cihazları kullanılabilir. Ayrıca siloksan bileşeni, hidrofobikliği artırır ve siloran esaslı kompozitler, klinik olarak başarılı olan metakrilat kompozit materyallerinkiyle karşılaştırılabilir iyi mekanik özellikler gösterir.<sup>(30)</sup>

Bununla birlikte siloran monomerlerin hidrofobik yapısı kompozit rezinlerdeki su emilimini engeller ve restorasyonun bozulmadan ve uzun süre ağızda kalmasını sağlar. Ayrıca renklenmeye karşı da daha dirençli olmasını sağlar.<sup>(30-32)</sup>

### **İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler**

1998 yılında, farklı dimetakrilat türlerine dayanan ve inorganik doldurucuların bir karışımını içeren yeni bir iyon salan kompozit rezin materyali (Ariston pHc, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) tanıtıldı.<sup>(33)</sup> Çürük gelişiminde önemli olan

faktörlerden biri de şeker ile temas ettikten sonra oral plak pH'sının 4.5 veya 4'e düşebilmesidir. Plak pH'sı 6'dan daha yüksekse güvenli alan olarak kabul edilir. Bu değer 5,5-6,0 gibi bir değer ise potansiyel olarak karyojenik bir alandır. Plak pH'sı 4,0-5,5 gibi değerlere kadar düşerse kavite için kariojenik veya tehlikeli bir alan oluşturduğundan söz edilebilir. Bu nedenle, Ca ve PO<sub>4</sub> iyonlarına en çok ihtiyaç duyulduğunda, düşük pH'ta çürük önleyici iyonların salınımını arttırdığı için bu kompozitlere "akıllı (smart) kompozitler" denir. Lokal pH düşüşü ile tetiklenen bu tür iyon salınımı, smart kompozitin restorasyona bitişik diş yapılarında da demineralizasyonun önlenmesine yardımcı olmaktadır.<sup>(34)</sup>

Bu materyalin özelliği, restorasyonların marjinlerinde sekonder çürük oluşumunu önleyen, florür, kalsiyum ve hidroksil iyonlarını salmasıdır. Florür iyonları demineralizasyonu önlemeye, remineralizasyonu teşvik etmeye ve bakteriyel büyümeyi engellemeye yardımcı olurken, hidroksil iyonları karyojenik bakteriler tarafından üretilen asidi nötralize eder ve bakteriyel büyümeyi engeller.<sup>(33)</sup> Ancak bu materyal piyasadaki diğer kompozit rezinlere göre daha düşük fiziksel özelliklere sahiptir. Diğer kompozit rezinlere kıyasla restorasyonlarda daha fazla kırılmalar ve aşınmalar meydana gelmektedir.<sup>(34)</sup>

### **Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler**

Diş hekimliği uygulamalarında fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin (FRC) kullanımı 1960'ların başından beri literatürde tartışılmıştır.<sup>(35)</sup> Bugün, fiberle güçlendirme restoratif diş hekimliğinde etkili bir seçim haline gelmiştir. 2013 yılında dentinin stresi absorbe etmesi özelliğini taklit etmesi amacıyla kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler (SFRC) (everX Posterior; GC, Tokyo, Japonya) piyasaya sürüldü. Kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler vital ve vital olmayan dişlerin restore edilmesinde

yüksek stres taşıyan alanlarda kütleli olarak yerleştirilmesi amacıyla tasarlanmıştır.<sup>(36)</sup> Bu kısa fiberle güçlendirilmiş kompozitler bir rezin matrisi, E (elektrikli) cam fiber ve inorganik doldurucu partiküllerin bir kombinasyonundan oluşur. Resin matrisi, lineer polimetilmetakrilat (PMMA) ile birlikte çapraz bağlı monomerler, bisfenol-A-glisidil dimetakrilat (Bis-GMA) ve trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) içerir.<sup>(37)</sup>

Fiber takviyesinin kullanımının ardındaki mantık kısmen yapısal olarak tehlikeye giren dişi içten güçlendirmek ve kısmen kırık oluşumunu önlemek içindir. Fiber takviyesinin etkinliği, kullanılan rezinlere, fiberlerin uzunluğu, fiberlerin dağılımı, fiberlerin pozisyonu, fiberlerin polimer matrikse adezyonu ve fiberlerin resin içinde doyurulması gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Fiber doldurucuların güçlendirici etkisi, polimer matriksten fiberlere olan stres transferine dayanır. Bununla birlikte, tek tek fiberler aynı zamanda çatlak durdurucular olarak da işlev görür.<sup>(38)</sup>

Bu kompozit resinlerin derin kaviteelerde, aşırı kuru harabiyeti olan dişlerde tek kütle halinde uygulanabilmektedir. Bulk-fill kompozitler gibi kavite tabanına kalın bir şekilde yani 4mm'lik tabakalarla uygulanmakta ve üzerinin mutlaka geleneksel restoratif bir kompozit resin ile kapatılması gerekmektedir.<sup>(39)</sup>

### **Antibakteriyel Kompozitler**

Restorasyonlarda rekürrent çürük oluşumunu önlemek ve restorasyonların uzun ömürlü olmasını sağlamak için, kompozit materyallere antibakteriyel ajanlar ilave edilmiştir.<sup>(40, 41)</sup> Kompozit resinlerin antibakteriyel etkiler temel olarak materyallerin ve restorasyonların etrafındaki dişlerin yüzeyindeki plak birikiminin engellenmesi ile ilgilidir.<sup>(41)</sup> Özellikle kompozit resinlere antibakteriyel ajanların ilave edilmesiyle, restorasyon sınırlarında çürüklerin başlaması ve ilerlemesi teorik olarak engellenebilir. Restoratif materyallere ilave edilen antibakteriyel ajanlar; klorheksidin, glutaraldehit, triklosan, gümüş ve diğer nanopartiküller, antibakteriyel aktivite sağlamak için yeni bir monomer olan 12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide (MDPB) ve florürdür.<sup>(40, 42)</sup> Bu ajanlar demineralizasyonu önler ve sekonder çürükleri ve ayrıca biyofilm oluşumunu azaltır.<sup>(43)</sup>

## **Self Adeziv Kompozitler ve Simanlar**

Self adeziv simanlar ve kompozitler, sadece klinik prosedürleri kolaylaştırmak için değil, aynı zamanda restoratif prosedürde de en fazla teknik hassasiyet gerektiren adeziv uygulanması adımını ortadan kaldırmak için geliştirilmiştir. Akışkan kıvamda olan bu materyallerin içerdikleri hidrofilik fosfat grubu su emiliminden de sorumlu olduğundan, bu ürünler diğer akışkan kompozitlere göre daha fazla oranda su emmektedir.<sup>(44)</sup>

Dentinde meydana gelen su sızıntısı nedeniyle ve kolajenin matriks metalloproteinazlar tarafından yıkılmasının etkisiyle adeziv tabakanın bozulması bağlanan ara yüzeyin uzun süreli stabilitesini azaltmaya katkıda bulunur. Bununla birlikte, bazı klinik aşamalarda potansiyel hatalar, substratın nem seviyesi, çözücünün buharlaştırılması, uygulama süresi, bağlanan tabakaların sayısı ve kalınlığı gibi faktörlerin ara yüzeyin kalitesini önemli ölçüde etkilediği gösterilmiştir<sup>(45)</sup>. Self adeziv simanlar ve kompozitler, self-etch adezivlerde olduğu gibi,<sup>(46)</sup> mineral içeriği sayesinde diş ile etkileşime girebilen ara yüzeyde gerçek kimyasal bağlar oluştururlar. Üreticilere göre, self adeziv akıcı kompozitlerin küçük pit ve fissür lezyonları, küçük sınıf I ve II restorasyonlarda kullanılmaları tavsiye edilir. Ancak sınırlı durumlarda, sınıf V restorasyonlarda self-etch adeziv materyalleri ile kullanılması gerekmektedir.<sup>(46)</sup>

## **Giomerler**

Yakın zamanlarda, florür salıcı materyal olarak bilinen giomerler piyasaya sürülmüştür. Giomerler, cam iyonomer ve rezin kompozitlerin bir birleşimi olarak kabul edilir. Resin kompozitlerin mükemmel estetik, kolay cilalanabilirlik ve dayanıklılığı ile birlikte cam iyonomer simanların florür salınımı ve florür reşarjı özelliklerine sahiptirler. Giomerlerin bileşimi PRG (Pre Reacted Glass iyonomer) teknolojisine dayanır. Bu teknoloji, reaksiyona girmemiş floro-aluminosilikat cam doldurucular ve poliakrilik asitin hidrojelini olarak tarif edilen kararlı bir cam iyonomer fazının oluşturulması ile meydana gelir. Elde edilen cam iyonomer daha sonra PRG doldurucular oluşturmak üzere öğütülmüştür. Bu doldurucular daha sonra bir resin matriksine ilave edilir. Son ürün, resin matriksinde bulunan stabil bir cam iyonomer fazından oluşur. Önceden reaksiyona girmiş (pre-reacted) bir hidrojelini

mevcudiyetinin, giomerlerin yüksek seviyelerde florür salınımından ve reşarjından sorumlu olduğu düşünülmektedir.<sup>(47)</sup>

PRG teknolojisi iki kategoriye ayrılır: Bütün doldurucu partikülün poliakrilik asit tarafından saldırıya uğradığı FPRG (tam reaksiyon tipi) ve sadece cam doldurucuların yüzeyinin poliakrilik asit tarafından reaksiyona girdiği S-PRG (yüzey reaksiyonu tipi).<sup>(47)</sup>

PRG teknolojisini kullanan materyallerin multi fonksiyonel cam doldurucuların varlığına bağlı olarak aşınma direncinin artması ve yüksek bir radyoopasite seviyesi, renk uyumu gibi özellikleri bulunmaktadır. Ayrıca rezin matrisine ilave edilmesinden önce oluşan cam iyonomerlerin kararlı fazına bağlı olarak, materyalin geliştirilmiş ışık difüzyonu ve flouresansı arttırılmıştır. Aynı zamanda sürekli ve yüksek bir flüorür salınımı ve reşarjı olmaktadır. Florür içeren dental adezivlerin aksine, florür iyonlarının giomerlerden salınımı, florür salınım mekanizması geleneksel cam iyonomerlere benzer olduğundan, materyalin bozulmasına neden olmaz.<sup>(48)</sup>

Bu yeni malzemenin iddia edilen özellikleri üzerinde birkaç in vitro çalışma yapılmıştır. Giomerlerin bakteriyel mikrosızıntıya karşı neredeyse tamamen bir sızdırmazlık sağladıkları, az miktarda mekanik ve kimyasal pulpa irritasyonuna neden oldukları ve demineralizasyonu önledikleri bulunmuştur.<sup>(48, 49)</sup> Ayrıca, giomerlerde florürün geri alımı çürük inhibisyon zonunun kalınlığını artırabildiği gösterilmiştir.<sup>(47,</sup>

<sup>48)</sup> Giomerlerin, kompomerlerden daha fazla su emilimi ve genleşme gösterdiği iddia edilmiştir.<sup>(48)</sup>

## **Ormocer**

Geleneksel kompozitlerle ilgili bazı sınırlamaların ve endişelerin üstesinden gelmek için, organik olarak modifiye edilmiş seramik teknolojisi için bir kısaltma olan Ormocer<sup>(50)</sup>

olarak adlandırılan restoratif materyaller piyasaya sürülmüştür. Doğal diş yapısına çok benzer bir termal genleşme katsayısına sahip olan bu materyaller, sol-jel prekürsörleri olarak çok işlevli üretan ve tiyoeter (met)akrilat alkoksisilanlardan sentezlenen yeni üç boyutlu çapraz bağlı inorganik organik polimer olarak formüle edilmiştir. Silanın alkoksisilil grupları, hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları yoluyla inorganik bir Si-O-Si ağının oluşumuna izin verir. Metakrilat grupları fotokimyasal polimerizasyon için kullanılabilir.<sup>(51)</sup> Bu polikondensasyon ile oluşan

inorganik bir ağ omurgası silikon dioksit'e dayanır ve üç boyutlu bileşik polimerler olarak adlandırılan birimleri üretmek için polimerize olabilen organik birimlerle fonksiyonel hale getirilir. Cam benzeri (inorganik) bileşenleri polimer (organik) bileşenleri ile birleştirirler.<sup>(51)</sup>

Doldurucu partikülleri 1–1,5 µm boyuttur.<sup>(52)</sup> Bu materyale ağırlıkça % 77-78 oranında doldurucu yüklemesi, % 61 doldurucu hacmi ve 10.700 MPA elastisite modülü sunar (üretici bilgileri). Ormocerlerin fazla artık monomer bırakmadan polimerize olması ve böylece dokularla daha büyük biyouyumluluk göstermesi bu materyallerin özellikleridir. Ormocerlerin, monomer dönüşümünü ikiye katlama kapasitesine sahip olması materyalin fiziksel özelliklerini geliştirir. Ormocerler, geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin yarattığı problemlerin üstesinden gelmek için ve aynı zamanda, düşük büzülme, yüksek aşınma direnci, biyouyumluluk ve dişlerin çürüklere karşı koyması nedenleriyle geliştirilmiştir.<sup>(51)</sup>

Bu materyallerin avantajları arasında, yüksek basınç dayanımı (410 MPa) göstermesi, transversal olarak sağlam mukavemet derecesine sahip olması (143 MPa) bulunur. Ayrıca biyolojik uyumluluğunun yüksek olması, kolay uygulanabilirliği, estetik özelliklerinin iyi olması ve diş dokularına etkili bir şekilde bağlanması diğer önemli özellikleri arasındadır.<sup>(53)</sup>

Bununla birlikte, bu materyaller, daha az doldurucu içeriğine sahip olmasına rağmen, kompozitlerle kıyaslandığında düşük aşınma oranlarına <sup>(54)</sup> ve hibrit kompozitlerle eşit bir büzülmeye sahip oldukları kanıtlanmıştır.<sup>(55)</sup>

### **Bulk-Fill Kompozitler**

Estetik, diş rengine ve civa içermeyen restorasyonlara olan artan talep, rezin esaslı dental materyallerin kullanımında bir artışa neden olmuştur. Kompozit rezinler, dental amalgama göre bir dizi avantaj sunar. Bunlar, konservatif bir kavite preparasyonuna izin verir ayrıca uyumlu bir bonding sistemi ile dişe adezyonu sağlar. Posterior bölgede kompozit rezin restorasyonlarının uygulanmasında avantajları olduğu kadar dezavantajları da bulunmaktadır. 2 mm'den daha büyük derinliklerde kompozitlerin yeterince polimerize olmaması,<sup>(56, 57)</sup> preparasyon tasarımında bağlanmış-bağlanmamış restorasyon yüzeylerinin oranını belirleyen C faktör ile ilgili polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak ortaya çıkan potansiyel zorluklar,<sup>(58, 59)</sup>

komplasyonların yanı sıra hem iç hem de cavo-surface marjinlerde artan boşluk (gap) oluşumu sayılabilir.<sup>(58, 60)</sup> Ayrıca kompozitin yüzeyi yeterli şekilde polimerize olabilirken, materyalin derin yerleri iyi polimerize olmayabilir.<sup>(59, 61)</sup> Yeterince polimerize edilmemiş kompozitin sitotoksik olduğu ve restorasyonun uzun ömürlülüğü için negatif bir risk oluşturabileceği gösterilmiştir.<sup>(59, 62)</sup> Bu nedenle, bu dezavantajları mümkün olduğunca azaltmak için kompozit rezin restorasyonlarını uygularken inkremental tabakalama tekniği tavsiye edilmektedir.<sup>(63)</sup> Tabakalama tekniğinde, materyalin tamamen polimerizasyonuna izin veren ışık penetrasyonu artar ve polimerizasyon büzülme stresi azalır. Bununla birlikte, bu teknik zaman alıcıdır ve restorasyon içinde boşlukların oluşmasına yol açabilir. Bu durum, dayanıklılığın azalmasına, restorasyonun yeterli şekilde kapatılmasının önlenmesine, post operatif hassasiyete ve restorasyonda erken başarısızlığa neden olabilir.<sup>(6, 63)</sup>

Geniş posterior restorasyonlarda, kompozit rezinin yerleştirilmesini basitleştirmek ve hızlandırmak için, üreticiler tek tabaka halinde uygulamaya imkan sağlayan ve bulk-fill kompozit rezinler olarak bilinen bir dizi kompozit rezin materyali piyasaya sürmüşlerdir. Kompozit rezinlerin daha büyük tabakalar halinde yerleştirilmesi, posterior kompozit rezin restorasyonları yerleştirirken gerekli zamanı ve böylece teknik duyarlılığı azaltabilir.<sup>(6)</sup>

İdeal bir bulk-fill kompozitten, yüksek bir C-faktörlü tasarıma sahip bir kavite içine yerleştirilmesiyle çok az bir polimerizasyon büzülme stresi göstermesi beklenmektedir. Sonuç olarak, azaltılmış polimerizasyon stresi, geleneksel tabakalı yerleştirilen kompozitlerle karşılaştırıldığında, iç ve dış marjinal boşluk oluşumunu en aza indirmelidir.<sup>(59)</sup> Yeni geliştirilen "bulk-fill" rezinlerin, yaygın olarak kullanılan geleneksel 2 mm'lik kalınlık yerine, 4-6 mm arasında değişen tek tabaka ile uygulanması önerilmektedir.<sup>(59)</sup>

### **Akışkan Bulk-Fill Kompozitler**

"Akışkan kompozitler", geleneksel kompozitlerden %20-25 daha düşük bir doldurucu oranı olan düşük viskoziteli kompozitlerdir.<sup>(64)</sup> İyi bir ıslatma kabiliyetine sahip olduklarından, kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Bu durum da akışkan kompozitlerin hava sıkışması ve boşluk oluşumu riskini azaltır.<sup>(65, 66)</sup> Bununla birlikte, birinci nesil akışkan kompozitlerin, temel mekanik özellikleri ve geleneksel



kompozitlere kıyasla daha yüksek hacimsel büzülme göstermeleri ve özellikle daha az doldurucu içerikleri nedeniyle derin posterior dolgulara uygulanması tavsiye edilmemiştir.<sup>(64-66)</sup> Temel olarak, bu kompozitlerin bir liner veya sealer olarak veya çok küçük kaviteyi restore etmede kullanılmaları tavsiye edilir.<sup>(67)</sup> Son zamanlarda akıcı kompozitlerin en son nesillerinin daha yüksek doldurucu içeriğine ve artan mekanik özelliklere sahip olduğu iddia edilmektedir. Böylece artık daha büyük posterior restorasyonlar için de akışkan kompozitler önerilmektedir.<sup>(68)</sup> Uygulama prosedürünü daha da basitleştirmek yani hasta başında geçen süreyi azaltmak için kompozit teknolojisindeki son ilerlemeler ile 4 mm kalınlığa kadar kütleli olarak yerleştirilebilen akıcı restoratif kompozitler geliştirilmiştir.<sup>(67)</sup> Geliştirilmiş bir metakrilat rezine fotoaktif bir grubun dahil edilmesi ve translusent özelliğinin artırılması ile polimerizasyon kinetiğinin daha iyi kontrol edildiği ve kompozit kaidenin 4 mm'lik bir derinliğe kadar kütleli olarak enjekte edilebileceği iddia edilmektedir. Bu akıcı kompozit bazın araştırıldığı az sayıda çalışmada, polimerizasyon stresinin, piyasada bulunan düşük büzülme gösteren kompozit rezinlerle karşılaştırılabilir olduğu ve geleneksel akıcı kompozit materyallerden önemli ölçüde daha düşük olduğu bildirilmiştir.<sup>(67, 69)</sup> Ayrıca marjinal bütünlüğün tabakalı olarak yerleştirilen bir kompozitle elde edilen kadar iyi olduğu ortaya çıkmıştır.<sup>(69)</sup>

### **Bulk-Fill Kompozitlerin Sınıflandırılması**

Bulk -fill kompozit materyalleri, yüksek viskoziteli veya düşük viskoziteli, ışıkla veya dual kür olarak sınıflandırılabilirler.

Bulk-fill kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerden en fazla 2 mm daha derin tabakalarla (3 mm +) yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Kaide olarak kullanılan bulk-fill kompozit rezinler, düşük viskoziteli, ışıkla sertleştirilebilir akışkan materyallerdir. Daha az aşınma direnci ve sertlik özelliklerine bağlı olarak restorasyonu kapatmak için geleneksel bir kompozit rezin tabakasına ihtiyaç duyarlar.<sup>(70)</sup>

Sonik akitasyonlu bulk-fill kompozit rezinler sonik vibrasyon cihazıyla materyalin kaviteye akmasına izin vererek kullanılırlar. Kerr firması tarafından düşük viskoziteye dönüşen yüksek viskoziteli bir bulk-fill rezin kompoziti olan Sonic Fill 2 üretilmiştir. Üretici, materyalin, yerleştirme sırasında malzemenin viskozitesini azaltmak için özel

olarak tasarlanmış bir el aleti tarafından üretilen sonik enerji ile harekete geçirilen yüksek dolduruculu bir kompozit rezin içeriğine sahip olduğunu iddia etmektedir.<sup>(71)</sup> Bu nedenle, daha viskoz bir kıvam almadan önce akıcı bir kompozit rezin olarak kaviteye uygulanabilir.

Dual kür bulk-fill kompozit rezinler, hem kimyasal ve hem de ışıkla sertleşen teknolojiyi birleştirmeyi amaçlamaktadır. Restorasyonun tam derinliği yaklaşık 3 dakika içerisinde kimyasal olarak kürlenir. Ayrıca restorasyon tek bir tabaka ile herhangi bir derinlikteki (10 mm +) kavite için uygulanabilir.<sup>(72)</sup>

## **Bulk-fill Kompozitlerin Mekanik Özellikleri**

### **Kür (polimerizasyon derinliği)**

Belirli bir materyal için elde edilen gerçek polimerizasyon derinliği, renge ve translüsentliğe göre değişebilir. Daha fazla opaklığa sahip koyu renkler aslında daha translüsent rezinlere kıyasla daha sığ bir kür derinliğine sahiptir.

Piyasadaki bulk-fill materyallerin çoğunluğu tamamen ışıkla polimerize olabilir, ancak bazıları dual kür olarak polimerize olur. Kür derinliğini arttırmak için doldurucu içeriğinin azaltılması,<sup>(73)</sup> doldurucu partiküllerinin boyutunun artırılması<sup>(73)</sup> ve ilave foto-inisiyatorlerin kullanılması gibi yöntemler geliştirilmiştir.<sup>(6)</sup>

Doldurucu içeriğinin azaltılması ve kompozit rezinlerin içerisindeki doldurucu boyutunun artırılması, rezin-doldurucu ara yüzeyindeki saçılma miktarını azaltır ve foto-inisiyatorü aktive edebilen absorbe olan ışığın miktarını artırır. Üreticiler, kamforokinon veya lucirin TPO gibi standart foto-inisiyatorlere kıyasla kompozit rezinlerin daha büyük tabakalarda polimerize edilmesine izin veren, İvocerin olarak adlandırılan yüksek derecede reaktif bir foto-inisiyator ilavesi olduğunu belirtmiştir.<sup>(6)</sup> Bu değişikliklerden dolayı, ışıkla sertleşen bulk-fill materyallerinin çoğunluğu 4 ila 5 mm'lik tabakalarda kullanılmaktadır.

### **Polimerizasyon Büzülmesi**

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin tabakalı yerleştirilmesi, polimerizasyon sırasında oluşan polimerizasyon büzülmesinin etkisini azaltmak için tavsiye edilir.<sup>(6)</sup> Polimerize olmamış kompozit rezin, kavite preparasyonunun birden fazla duvarına temas

ettiğinde C faktörünü arttırmaktadır. Bu büzülme stresi, diş ile restoratif materyal arasındaki en zayıf arayüzde restorasyonun başarısız olmasına yol açabilir.<sup>(59)</sup> Bu da sekonder çürükler, marjinal renklenme, dişte kırılmalar ve post operatif hassasiyet gibi bir takım potansiyel sorunlara yol açabilir. Bulk-fill materyallerin üreticileri, bulk-fillerin daha büyük tabakalarda yerleştirildiklerinde geleneksel kompozit rezinlerden daha düşük polimerizasyon stresleri gösterdiklerini iddia etmektedirler.<sup>(6)</sup>

### **Marjinal Boşluk Oluşumu**

Marjinal boşluk oluşumu ve adaptasyonuna bakıldığında kesinliği kanıtlanmış çalışmalar bulunmamaktadır. Bir çalışma geleneksel kompozit rezinlere kıyasla bir dizi bulk-fill materyali arasında istatistiksel bir farklılık göstermezken,<sup>(59)</sup> başka bir çalışma da marjinal kapatmanın, geleneksel tabakalama ile karşılaştırıldığında bulk-fill materyalleri ile bir iyileşme gösterdiğini öne sürmüştür.<sup>(74)</sup> Ayrıca, daha yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin daha büyük marjinal boşluk oluşumu ile sonuçlandığını bulunmuştur.<sup>(75)</sup>

Aynı preperasyon derinliklerinde, geleneksel kompozit rezinlerle bulk-fill materyalleri karşılaştırılırken hiçbir farklılık bulunmamıştır.<sup>(59, 76)</sup> Bu durum, marjinal boşluk oluşumu açısından kompozit rezin materyalin türünden çok kavitenin derinliğinin önemli olduğunu göstermektedir. Genel olarak, bu yeni materyallerin marjinal adaptasyonu için bulgular güven vermektedir.<sup>(6)</sup>

### **Fiziksel ve Estetik Özellikler**

Geleneksel kompozit rezinlerin geliştirilmesinde, üreticiler materyallerin mekanik özelliklerini geliştirmek için sürekli olarak ürünlerinin doldurucu içeriğini arttırmaya çalışmışlardır. Ancak, polimerizasyon derinliğini arttırmak için bulk-fill kompozitler daha düşük doldurucu içeriğine sahiptir. Bu nedenle bulk-fill kompozitler, tüm bir restorasyon için kullanılabilen bir materyalden ziyade bir bulk-fill kaidesi olarak kullanılabilir.<sup>(77)</sup> Bulk-fill kompozit rezinlerin, geleneksel akışkan kompozit rezinlere kıyasla nispeten düşük kırılma dayanıklılığı ve aşınma direncine sahip olduğu bulunmuştur.<sup>(78)</sup> Bu nedenle, üreticiler bulk-fill kaideli kompozit rezinlerin geleneksel bir kompozit rezin ile kaplanması gerektiğini tavsiye etmektedir. Bu durum kapatılmasına ihtiyaç duyulmayan materyallerle kıyaslandığında yerleştirme hızı açısından bir dezavantaj oluşturmaktadır.<sup>(73)</sup>

## **Kompozit Rezinde Bitim ve Polisaj İşlemi**

Kompozit rezinlerin organik matriksinin farklı sertliklere sahip olmasına ve doldurucu partiküllerine bağlı olarak kompozit restorasyonlarda yüksek düzeyde parlaklık elde etmek için bu materyallerde bitim ve cila işlemleri yapmak oldukça zordur.<sup>(79)</sup> Her rezin kompoziti farklı bir mikro yapı içerir. Bu nedenle, arzu edilen bir parlaklık elde etmek için bitim ve cila işlemleri, farklı kompozitlerde ve farklı zaman gereksinimlerinde ve çeşitli yöntemlerle yapılmaktadır. Ayrıca, bir kompozit restorasyonun final bitimi, dolduruculara ve rezin matriksine bağlı olduğu kadar, preperasyon tasarımı, kütleme etkinliği ve gerekli olan sertleşme süresine de bağlıdır.<sup>(79)</sup>

Bitim işlemi genellikle restoratif materyalin dişe uygun olmasını sağlama (örneğin çıkıntıların kaldırılması ve oklüzal yüzeylerin şekillendirilmesi) olarak değerlendirilirken, parlatma (cila) işlemi, mümkün olan en düzgün(pürüzsüz) yüzeyi elde etmek için yüzey düzensizliklerinin giderilmesi anlamına gelir. Kompozit rezinlerde en iyi şekilde bitim ve cila işlemlerinin yapılması, bir restorasyonun tamamlanmasında çok önemli bir adımdır. Artmış yüzey pürüzlülüğü, bakteriyel büyümeyi teşvik edebilir; bu da sekonder çürükler, gingival irritasyon ve restorasyonun yüzeyinde renklenme gibi sayısız problemlere yol açabilir.<sup>(79)</sup>

Yüzey pürüzlülüğü, genellikle materyalin spesifik bileşimi ile üretim sürecinden kaynaklanan yüzey dokusunun daha ince düzensizliklerini ifade eder. Bollen ve arkadaşları, kompozit rezinler de dahil olmak üzere ağız içerisine yerleştirilecek sert materyallerin, bakteri plağı retansiyonu açısından yüzey pürüzlülüğünün eşik değerinin 0.2 µm olduğunu bildirdiler. Eşiğin üzerindeki değerlerin hem çürüklerin hem de periodontal inflamasyonun gelişmesini destekleyeceğini belirttiler.

İyi bir bitim ve cila işlemi yapılmış restorasyonlar, daha iyi diş eti sağlığı, çiğneme verimliliği, hasta konforu ve estetik için önemlidir. Bitim yapılmış restorasyonlarda, yüzeyin hasta tarafından tespit edilmemesi için pürüzlülüğün en fazla 0,3 µm olması gerektiği belirtilmiştir.<sup>(81)</sup> İyi konturlu ve cilalı restorasyonlar, yiyecek debrisleri (birikintileri) ve patojenik bakterilerin birikmesini engelleyerek dişeti sağlığını destekler. Bu durum restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğünde ve dolayısıyla toplam

yüzey alanında bir azalmayla gerçekleştirilir. Daha düzgün yüzeyler daha az tutulma alanlarına sahiptir.<sup>(79)</sup>

Kompozit rezinlerin bitim ve cila işlemleri için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bir kompozit rezin restorasyonda en pürüzsüz yüzey, bir şeffaf bant ile elde edilmektedir.<sup>(82)</sup> Kompozit rezin restorasyon materyalinin son katmanı üzerinde şeffaf bant kullanılması, rezin yüzeyinde oluşan oksijen inhibisyon tabakasını önler.<sup>(83)</sup> Ancak, elde edilen yüzey organik matriks açısından zengindir ve yapılan çalışmalarda, yüzeyde oluşan rezinden zengin tabakanın zayıf fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olabileceği bildirilmiştir.<sup>(84, 85)</sup> Bu nedenle kompozit restorasyon yüzeyinde oluşan rezinden zengin tabakadaki klinik aşınmayı önlemek için cilalama yapılması önerilir.<sup>(86)</sup>

Özetle, bitim ve cilalama prosedürlerinin amacı, istenen anatomi, uygun okluzyon, pürüzlülüğün azaltılması ve şekillendirme ve bitim aletleri tarafından üretilen uygun diş formunun elde edilmesidir. Bitim ve cila için, yivli karbit frezler, elmas frezler, taşlar, parlatma macunları ve yumuşak ve sert polimerik lastikler, silisyum karbid, alüminyum oksit, elmas ve silikon dioksit gibi çok çeşitli aşındırıcı maddeler kullanılmaktadır. Bunlar, bir, iki veya daha çoklu uygulama aşamalarını kullanan lastik, alüminyum oksit veya elmas silika ile kaplanmış zımpara disklerini içermektedir.<sup>(79)</sup>

## **2.2. Rezin Kompozit Materyallerinin Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi**

### **2.2.1. Yüzey pürüzlülüğü**

Yüzey pürüzlülüğü (SR) ölçümü, biyofilm oluşumunu etkileyen yüzey özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir özelliktir. Bu parametreyi değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılabilir.<sup>(87)</sup> Orijinal uluslararası standartlar 1984'te yayınlandığından bu yana, pürüzlülüğü ölçmek için 100'den fazla varyasyon geliştirilmiştir,<sup>(88)</sup> bunlardan bazıları Tablo 2.2.1'de listelenmiştir.

**Tablo 2.2.1.** Yüzey ölçümünde kullanılan parametreler

<b>Parametre</b>	<b>Tanımlaması</b>
<b>R<sub>a</sub></b>	Profilin merkezi hattından tüm saptmalarının aritmetik ortalaması
<b>R<sub>q</sub></b>	Profilin merkezi hattından tüm saptmalarının geometrik ortalaması
<b>R<sub>z</sub></b>	Profilin beş ardışık numunenin uzunluğunun 5 pürüzlülük derinliği ortalaması
<b>R<sub>max</sub></b>	5 pürüzlülük derinliğinin en büyüğü
<b>R<sub>p</sub></b>	Profilin uzunluğu içinde merkez çizgisinin üzerindeki en yüksek noktanın yüksekliği
<b>R<sub>v</sub></b>	Profilin uzunluğu içinde merkez çizgisinin altındaki en alçak nokta derinliği
<b>R<sub>pm</sub></b>	R <sub>p</sub> 'nin ardışık beş örnek uzunluktaki ortalama değeri
<b>R<sub>t</sub></b>	Değerlendirme uzunluğu içindeki profilin en yüksek ve en düşük noktaları arasındaki dikey yükseklik
<b>R<sub>tm</sub></b>	Beş ardışık numunenin uzunluğunda ortalama değer veya R <sub>max</sub>
<b>R<sub>3z</sub></b>	Bireysel pürüzlülük derinliği hariç, R <sub>z</sub> 'ye benzer şekilde, örnek uzunluğu içindeki en yüksek pikten üçüncü en düşük vadiye kadar olan derinliktir.

### **Konvansiyonel Profilometreler**

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirmesi için çeşitli yöntemler mevcut olmasına rağmen, kabul edilen ve en yaygın olarak kullanılan yöntem profilometre ile yapılandır. Genel olarak R<sub>a</sub>, evrensel olarak tanınan ve en çok kullanılan uluslararası pürüzlülük parametresidir.<sup>(89)</sup> Konvansiyonel mekanik profilometre, yüzeyde elmas bir uçla iki yöne hareket ederek ilerler. Uç genellikle 1.5–2.5 µm'luk sabit bir yarıçaptadır. 0.05 ila 100 mg arasında yük uygulayabilir.<sup>(90)</sup> Uç, dikey hareketle yüzey boyunca sürüklenirken analog/dijital sinyale dönüşür. Uç ölçülmekte olan yüzey ile neredeyse sürekli temas halindedir ve elmas ucun numuneye zarar verme riski vardır. Kayıt hızı yaklaşık 1 mm/s veya daha düşük bir seviyede tutulur. Pürüzsüz yüzeyler için dikey çözünürlük 0,1 nm kadar düşebilir, pürüzlü yüzeyler veya büyük adımlar için 1 nm'ye kadar artabilir. Kontak profilometrenin doğru olduğundan emin olmak için periyodik olarak kontrol edilmesi gerekir. Bu, bir referans standardı kullanılarak yapılır.<sup>(91)</sup>

## **Lazer Profilometresi**

Lazer veya beyaz ışık profilometresi, yüzeye temas etmeden örneklerin üç boyutlu bir alanda çalışmasına izin verir. Yani yüzey topografisini 3 boyutlu olarak ölçerek, daha gerçekçi bir yüzey analizi sağlar ve yüzey topografyasının tam bir tanımını verir.<sup>(92)</sup>

Lazer profilometreleri temas yüzeyine doğrudan temas etmedikleri için kontak profilometrisinin dezavantajlarının birçoğunun üstesinden gelebilir. Yüzeye genellikle 100 µm'nun altında bir ışık spotu yönlendirilir.<sup>(93)</sup> Lazer profilometresi, ya lazer ışınının sapmasını ölçerek ya da (beyaz ışıkla) konfokal prensibi kullanarak yüzey topografisini profilleyebilir.<sup>(94)</sup> Lazer profilometrenin dezavantajı, sonuçların renk ve saydamlıktan etkilenebilmesidir.<sup>(93, 94)</sup>

## **Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)**

Yüzey topoğrafyasının görsel ve yüksek çözünürlüklü kalitatif analizi için Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılır.<sup>(87)</sup> AFM bir atomun  $10^{-10}$  m kadar olan yükseklik değişimlerini ölçer yani, nanometre çözünürlüğünde üç boyutlu bir yüzey analizi sağlayan daha ayrıntılı yüzey topoğrafisi sunabilir. Çok yüksek çözünürlüklü bir mikroskopi türüdür. AFM, numune yüzeyini taramak için kullanılan bir kantilever (destek,dirsek) içerir. Sabit kuvvet modu yüzey topoğrafyasının kaydedilmesi için faydalıdır ve ayrıca burulma bükülmesine (torsional flexion) bağlı olarak bir yüzeyin sürtünme özellikleri hakkında bilgi verir.<sup>(95)</sup> Topoğrafik görüntülerin ortalama karekökü SR olarak değerlendirilebilir.<sup>(87)</sup>

## **Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)**

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), dental sert dokuların in vitro rezorpsiyonunu ölçmede kullanılan ilk tekniklerden biridir ve günümüzde halen yaygın olarak kullanılmaktadır.<sup>(95)</sup> SEM genellikle materyal yüzeyindeki çizikleri ve kusurları kalitatif olarak değerlendirmek için kullanılır. SEM yüzey topografisinin tanımlanmasında bir sınırlama getirmektedir, çünkü örnek yüzeyinin sadece morfolojik bir değerlendirmesine izin vermektedir.<sup>(96)</sup>

SEM, numune yüzeyindeki elektronları saçır ve alınan sinyal, yüzey topografisi ve kompozisyonu hakkında bilgi sağlar. SEM görüntüleri geniş bir alan derinliğine sahiptir (farklı derinliklere rağmen görüntünün tüm parçalarına odaklanır) ve

dolayısıyla yüksek çözünürlüklü 3 boyutlu görüntüler elde edebilir. Geleneksel SEM için, yüzey elektrostatik yük birikimini önlemek için elektriksel olarak iletken bir materyal ile kaplanmalıdır ve bu materyal genellikle altındır. Örnekler, kurutma ve püskürtme işlemi sırasında geri dönüşü olmayan bir şekilde değiştirilir.<sup>(96)</sup>

### 2.2.2. Serbest Yüzey Enerjisi ve Temas Açısı

Yüzey serbest enerjisi (SFE), bir sıvının yüzey gerilimine eşdeğer bir katı yüzeyin enerjisini tanımlar. ‘Maddenin alanını 1 cm<sup>2</sup> arttırmak için gereken iş’ olarak tanımlanır ve bir yüzeyin reaktivitesini belirleyen önemli bir faktördür. Belirli bir yüzeyde hidrofobiklik ile farklılık gösteren bir dizi sıvının oluşturduğu temas açısını ( $\theta$ ) ölçülmesiyle belirlenir. Katı bir yüzeyin veya sıvının toplam SFE'si polar, asit/baz ve dispersif (Van der Waals) etkileşimleri gibi farklı moleküler etkileşimlere bağlıdır.<sup>(87)</sup>

Bir katının SFE'sini tanımlamak için temel olarak şöyle basit bir formülle hesap yapılabilir:

$$\gamma_s^{TOT} = \gamma_s^D + \gamma_s^P$$

$\gamma_s^{TOT}$ : Toplam serbest yüzey enerjisi

$\gamma_s^D$ : Serbest yüzey enerjisinin dispersif bileşeni

$\gamma_s^P$ : Serbest yüzey enerjisinin polar bileşeni

Formülde üst simge olan ‘D’, dispersif bileşeni ve ‘P’ polar bileşenini temsil eder.<sup>(87)</sup>

Bununla birlikte, SFE'yi değerlendirmek için farklı yöntemler araştırılmıştır. SFE'yi değerlendirmek için ilk yaklaşım 1964 yılında tanıtılmıştır.<sup>(87)</sup> Bu yöntem, tek bir bileşeni değerlendirmiş ve test edilen yüzeyin SFE'sinin, test edilen yüzeyi tamamen ıslatabilecek en yüksek SFE'ye sahip sıvı ile eşdeğer olduğu sonucuna varılarak, farklı sıvılarla bir yüzeyin temas açısının ölçülmesi için sağlanmıştır. Bu kolay bir yöntemdir, ancak bu yöntemde SFE'nin farklı bileşenlerinin değerlendirilmesine izin verilmez. İki bileşenli teoriler arasında en çok kullanılanlardan biri, SFE'yi dispersif ve polar olarak ayıran Owens & Wendt yaklaşımıdır.<sup>(97)</sup>



Son olarak, van Oss tarafından sunulan yaklaşım, katı ve sıvı SFE'yi üç bileşenden ayırır: dağınık bileşen, asidik etkileşimlerden ( $\sigma +$ ) ve bazik ( $\sigma -$ ) etkileşimlerden kaynaklanan yüzey enerjisi. ( $\sigma +$ ) ve ( $\sigma -$ ) birlikte SFE'nin polar bileşenini belirler.<sup>(98)</sup>

Pratik olarak, SFE genellikle temas açısının değerlendirilmesi ile uygulanır. Temas açısı ölçümleri, farklı materyallerin ıslanabilirliğini değerlendirmek amacıyla yapılmaktadır. Bu açı, sıvının yüzey gerilimi ve katının yüzey enerjisi nedeniyle materyallerin yüzey özelliğini belirtir.<sup>(99)</sup>

Temas açısı ölçümünde; her sıvı için 10 damla, test edilen yüzeye konur ve sol ve sağ temas açıları ortalaması alınır. Bu analizde farklı sıvılar kullanılabilir. Örneğin, Carlén ve arkadaşları çalışmalarında<sup>(100)</sup> su, formamid ve diiodometan, Sipahi ve arkadaşları<sup>(99)</sup> da etilen glikol, formamid ve diiodometan kullanmıştır.

Katı yüzey ile sıvı yüzey arasında meydana gelen temas açısı ne kadar küçük olursa katı materyalin ıslanabilirliği de o kadar fazla olur. Yani katı bir materyalin bir sıvı tarafından ıslanabilirliğinde temas açısı  $90^\circ$ 'nin üzerinde ise kötü,  $0^\circ$  ye yakınsa iyi olarak tanımlanmaktadır. İdeal olanı ise  $0^\circ$  olmasıdır ki bu durum katı materyalin tam olarak ıslandığını gösterir.<sup>(11, 101, 102)</sup>

### **2.2.3. Elementel Analiz**

Enerji dağılımlı x-ışını spektroskopisi (EDS veya EDX) ve X-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS), rezin esaslı bir materyalin yüzeyinin elemental analizi için kullanılan iki yöntemdir.

#### **Enerji dağılımlı x-ışını spektroskopisi (EDS)**

Elektron dağılım spektroskopisi (Electron Dispersive X Ray Spectroscopy-EDS) materyallerin elemental analizlerini belirlemek için kullanılan kimyasal mikroanaliz tekniğidir. Materyalin kimyasal karakterizasyonunu belirlemek için SEM ile birlikte kullanılır. EDS tekniğinde, analiz edilen numunenin elemental kompozisyonunu karakterize etmek için bir elektron ışını ile bombardımanı sırasında numuneden yayılan x-ışınları tespit edilir. SEM de ise elektron ışını numuneyi bombaladığında, elektronlar numune yüzeyini oluşturan atomlardan dışarı atılır.<sup>(87)</sup>

EDS' de hızlandırılmış elektronlar moleküllere veya atomlara çarparlar ve atomun çekirdeğine yakın olan tabaklardan elektronu koparırlar. Üst tabakalarda bulunan elektronlar da kopan elektronun yerine geçerler. Böylece o elemente yani atoma özgü X ışınları yayılmış olur. Yarı iletken bir dedektörle x ışınlarının varlığı tespit edilir.<sup>(87)</sup>

EDS 1-2 mikron boyutuna kadar materyallerin kimyasal bileşimini bulmak ve çok daha geniş bir tarama alanı üzerinde elemental kompozisyon haritaları oluşturmak için kullanılabilir.<sup>(87)</sup>

### **X-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS)**

X-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS) tekniği incelenen yüzeyin kimyasal durumunun tanımlamasını ve elementel dağılımının belirlenmesini sağlar.<sup>(103, 104)</sup>

XPS, bir materyalden yayılan karakteristik fotoelektronları ölçer.<sup>(1)</sup> İncelenen materyalin yüzeyindeki atom ya da moleküllerin ışın bombardımanına tutulur ve bu yüzeyden saçılan elektronların kinetik enerjisi ölçülür.<sup>(105)</sup> XPS tipik olarak, düşük enerjili, monokromatik bir ışın kaynağına sahip olan ve numunenin yüzeyinden fotoelektronların yayılmasına neden olan bir yüzeyle gerçekleştirilir. Yayılan fotoelektronların enerjisini ölçmek ve yüzey kompozisyonunu temsil eden bir spektrum elde etmek için bir elektron enerji analizörü kullanılır<sup>(87)</sup>. XPS'in yüzey hassasiyeti materyalin yüzeyine gelen ışınların açısının değiştirilmesiyle artırılabilir.<sup>(105)</sup>

XPS, yüzeye duyarlı bir tekniktir, çünkü sadece yüzeye yakın olarak üretilen elektronları tespit edebilir. Bir XPS ölçümü için ortalama analiz derinliği yaklaşık 10 nm'dir. Bu nedenle, önyargıdan kaçınmak için sürekli geniş saha değerlendirmelerinin yapılması yararlıdır.<sup>(87)</sup>

## **2.3. Bakteri Adezyonu**

### **2.3.1. Mikrobiyal Dental Plak**

Dental plak dişlerin yüzeyinde biriken yumuşak, inatçı film tabakasıdır.<sup>(106)</sup> Dental plak daha yakın zamanda bir plak biyofilmi veya basitçe biyofilm olarak adlandırılmıştır. Biyofilm çoğunlukla bakteriler, yan ürünleri, hücre dışı matriks ve sudan oluşur.<sup>(106)</sup> Biyofilmin dişler üzerinde birikmesi, oldukça organize ve düzenli bir

dizi olaydır. Ağızda bulunan organizmaların çoğu doğada başka yerde bulunmaz. Oral ortamda mikroorganizmaların hayatta kalması, bir yüzeye yapışma kabiliyetlerine bağlıdır. Serbest olan organizmalar, tükürük akışı ve sık yutkunma yoluyla ağızdan hızla temizlenir. Sadece birkaç özelleşmiş organizma, özellikle streptokoklar, mukoza ve diş yapısı gibi ağız yüzeylerine yapışabilirler.<sup>(106)</sup>

Mikrobiyal dental plak veya biyofilmler yaygın diş hastalıklarının başlıca nedenleridir ve diş sert ve yumuşak dokulara ve aynı zamanda restoratif biyomateryallere mikrobiyal adezyonu sağlarlar.<sup>(1)</sup>

### **Mikrobiyal Dental Plak Oluşumu**

Profesyonel diş temizliği biyofilmi (plak) kontrol etmek için tasarlanmıştır. Tüm organik materyalin ve bakterilerin diş yüzeyinden profesyonel olarak kaldırılmasından sonra, yeni bir organik materyal birikimi hemen oluşmaya başlar.<sup>(106)</sup> 2 saat içinde, hücresiz, yapısal olmayan organik bir film tabakası, önceden temizlenmiş alanı tamamen kaplayabilir. Bu tabakaya pelikül adı verilir. Pelikül, esas olarak çeşitli tükürük bileşenlerinin (albümin, prolinden zengin proteinler, glikoproteinler, müninler ve sialik asit) seçici olarak çökelmesinden meydana gelir. Pelikülün işlevleri aşağıdaki gibidir:<sup>(106)</sup>

- 1) Mineyi korumak (çoğunlukla prolinden zengin protein içeren tükürük bileşenlerinden oluşan organik bir mine örtüsüdür. İçerdikleri proteinler nedeniyle ortamdaki fosfat ve kalsiyum iyonlarını absorbe ederler.)
- 2) Dişler arasındaki sürtünmeyi azaltmak ve
- 3) Remineralizasyon için bir matriks sağlamak.

Mikroorganizmalar, herhangi bir diş bileşenden yoksun olan temizlenmiş diş yüzeylerine kolonize olamadıkları için, elde edilen pelikülün varlığı, bakteri adezyonu için gereklidir.<sup>(107)</sup> Diş yüzeyine bakteriyel adezyonun ilk aşaması, mikroorganizmanın yüzeysel maddeleri ile pelikülün içindeki tükürük bileşenlerinin etkileşimini içerir.<sup>(107)</sup> Bu etkileşimde primer kolonize olan bakteriler rol oynar. Kolonize olan bakteriler ekstrasellüler bir tabaka üreterek diş yüzeyine sıkıca bağlanırlar. Ağızdaki önemli primer kolonize olan bakteriler olan oral streptokoklar, diş yüzeylerine ilk bağlanmaya aracılık eden çok sayıda yüksek afiniteli adezine

sahiptir ve böylece edinilmiş tükürük pelikülünde substratlarla etkileşime girebilirler.<sup>(108)</sup> Bağlanan (yapışan) bakteri hücreleri büyüdükçe ve bölündükçe, polipeptidler, karbonhidratlar ve nükleik asitler ile ekstrasellüler polisakaritleri (EPS) içeren bir biyofilm tabakası oluşmaya başlar.<sup>(107)</sup>

Biyofilm oluşumunun başlangıç aşamasında, onu oluşturan bakteriler, elektrostatik, hidrofobik ve van der Waals kuvvetleri ile mikroorganizmaların geri dönüşümsüz adezyonunu sağlar. Bu başlangıçtaki adezyon fazı, pelikülün yüzeyi üzerindeki bakteriler ve prolinden zengin glikoproteinler (PRP) arasındaki spesifik reaksiyona bağlı olarak daha sonra geri döndürülemez bir hale gelir.<sup>(107)</sup>

Biyofilm tabakası içinde bulunan bu makro moleküller ayrıca bakteriyel kolonizasyonu ve çok hücreli kümelerin birikmesini kolaylaştırır yani sekonder kolonizasyon meydana gelir. Sekonder kolonize olan türler *Fusobacterium nucleatum*, *Actinobacillus* spp., *Prevotella* spp., *Eubacterium* spp., *Treponema* spp. ve *Porphyromonas* spp. gibi bakterilerdir.<sup>(107, 109)</sup>

Hem Gram-pozitif hem de Gram-negatif türdeki geç kolonize olan bakteriler, belirli bir bireyde olgun bir plak elde edilinceye kadar, koagregasyon ve koadezyon olayları yoluyla ilk streptokokal oluşum üzerine inşa edilirler. Kolonizasyon, sert ve yumuşak doku yüzeylerinde oral streptokok birikiminin yanı sıra, bir dizi adezin-reseptör etkileşimi tarafından yönlendirilir ve diğer mikrobiyal türlerin varlığı da kolonizasyonun oluşmasına yardımcı olur.<sup>(108)</sup>

Mikroorganizma tabakasının oluşumu dinamik bir süreçtir. Adezyon, büyüme, uzaklaştırma ve yeniden tutunma olayları sürekli bir süreç oluşturur ve bu nedenle dental plak mikrobiyomu sürekli bir yeniden yapılanmaya uğrar. Doğal olarak üretilen bu bakteri biyofilm konsorsiyumu dişlerin yüzeyinde 300–500 hücre kalınlığına ulaşabilir. Olgun biyofilmin yüzeyi bireysel hücreleri serbest bırakabilir, bu da başka yerlerde, dişlerde, diş yüzeylerinde, dişeti sulkusunda bir biyofilm oluşturabilir veya planktonik forma dönüşebilir. Bu şekilde biyofilm, sürekli olarak oral ortamda bakteriler için bir kaynak oluşturur<sup>(107)</sup>.

Mikrobiyal dental plak oluşumunu özetlersek;

1- Pelikül oluşumu: Ağız ortamına maruz kalan tüm yüzeyler, organik ve inorganik moleküllerin diş, kompozit rezinlere veya protetik yüzeylere absorpsiyonundan elde edilen bir pelikül ile sürekli olarak kaplanır. Bu moleküller esas olarak tükürükten türetilir ve bakteriler için reseptörler gibi davranır.<sup>(87)</sup>

2- Bakterilerin adezyonu (reversible adezyon): Bu faz, mikrobiyal yüzey yapıları ve tükürük pelikül tabakası arasında zayıf, uzun vadeli, reversible fiziko-kimyasal etkileşimlerin oluşumunu içerir (0-4 saat).<sup>(87)</sup>

3- İrreversible adezyon: Bu faz, bakteri ve yüzey arasında, kovalent, iyonik veya hidrojen bağı gibi spesifik etkileşimler ile sağlam ve güçlü bir destek (dayanak) oluşumunu içerir.<sup>(87)</sup> Adezyona uğrayan bakteriler gelişir ve mikrokolonilerin oluşumuna öncülük eder (4-24 saat).

4- Koadezyon ve biyofilm oluşumu: Mikrobiyal koadezyon ve koagregasyonla farklı mikrokoloni türlerinin gelişimine öncülük eder (1-14 gün). Bu aşamada, sekonder kolonize olan bakteriler, biyofilm gelişmesinde bir artışa neden olan sıkı bir şekilde bağlanmış mikroorganizmaların reseptörlerine yapışır.<sup>(87)</sup>

5- Olgun plağın meydana gelmesi (2 hafta ve sonrası) evrelerinden oluşmaktadır.<sup>(110)</sup>

### **Mikrobiyal Dental Plak Mikroorganizmaları**

Oral mikrobiyom, dental plak olarak da bilinen bir biyofilm olarak büyüyen doğal ve yapay yüzeyleri kolonize eden yüzlerce mikro organizmadan oluşur. Oral kaviteden 700'ün üzerinde bakteri türü izole edilmiş ve bunların çoğu biyofilmle ilişkilendirilmiştir.<sup>(110)</sup>

Ağız boşluğu içindeki mikro organizmaların hayatta kalması, koloni oluşturmalarına ve biyofilm geliştirme yeteneklerine bağlıdır. Bu işlem, bağlandıkları yüzeyin fiziko-kimyasal özelliklerinden etkilenir. Oral biyofilm oluşumu sıralı bir olaylar dizisini takip eder ve farklı türlerden zengin yapısal ve işlevsel olarak organize edilmiş bir mikrobiyal topluluk ortaya çıkar.<sup>(111)</sup>

Oral kavitede biyofilm üç evreden oluşur, Birinci evre planktonik gram pozitif kokların-streptokok türlerinin pelikula yapışma evresidir.<sup>(110)</sup> Oral mikroflorada çoğunlukla ilk kolonize olan mikroorganizmalar *S. Sanguis*, *S. Oralis* ve *S. Mitis*'tir.<sup>(110)</sup> Bu üç tür, dental plakta bulunan tüm streptokok türlerinin % 95'ini ve diş

yüzeyinin ilk kolonize olanların % 56'sını oluşturur.<sup>(110)</sup> İkinci evre, ekstrasellüler polisakarit yapımı ve mikrokoloni oluşum evresidir.<sup>(106)</sup> Bu evrede erken kolonize olan bakterilerin sayısı artar. Bakteriler birbirleriyle ve diğer planktonik hücrelerle koagregasyon yaparak, mikrokoloniler oluştururlar. Ardından *Fusobakterium* türleri ile çapraz bağlanmalar yaparlar. Santral filamantöz bakteri ve buna uzunluğu boyunca yapışmış farklı bakteri türlerinin de etkileşimiyle mısır koçanı (corncob) oluşumları meydana gelir. Bu evrede *Actinomyces* türlerine de ihtiyaç duyulur.<sup>(112)</sup> Üçüncü evre, daha çok spiroketlerin, gram negatif ve hareketli bakterilerin katıldığı evredir. Bu evrede koagregasyonların artmasıyla stabil bir topluluk zirve topluluğu oluşturur ve biyofilm olgunlaşır.<sup>(112)</sup>

Oral kavitedeki mikroorganizmalar dişin yüzeyinde iki tür biyofilm oluşturur: Bakteriyel floralarının önemli ölçüde farklı olduğu supragingival plak ve subgingival plak. Supragingival plakta baskın olan bakteriler, *Streptococcus mutans*, *Streptococcus salivarius*, *Streptococcus mitis* ve *Lactobacillus* dahil olmak üzere Gram pozitif bakteriler iken, subgingival plakta *Actinobacillus*, *Campylobacter* spp., *Fusobacterium nucleatum*, *Porphyromonas gingivalis* gibi Gram-negatif anaerobik bakteriler daha baskındır.<sup>(107, 109)</sup> Diş çürüğünün nedeni genellikle supragingival mikrobiyom iken subgingival mikrobiyom ise gingivitis ve periodontal hastalık ile ilişkilidir.<sup>(113)</sup> Bununla birlikte, streptokoklar ağız boşluğunun tüm bölgelerinde baskın olarak bulunurlar.<sup>(108)</sup>

### **Oral Streptokoklar**

Streptokoklar hareketsiz, Gram pozitif, fakültatif koklardır.<sup>(114)</sup> İnsan hastalıklarından sorumlu patojenler olarak bilinirler. 70'in üzerinde alt grubu bulunan streptokokların, oral hastalıkları ve dental çürükler ile alakalı olduğu bulunmuştur.<sup>(115)</sup> Ağız mikroflorasının büyük bir kısmını oral streptokoklar oluşturmaktadır. DNA diziliminin ortaya çıkışı, tür seviyesindeki bakterilerin tanımlanmasında yeni ve daha doğru bir yaklaşım getirmiştir. 16S rRNA dizilimi filogenetik ilişkileri belirlemek için kullanılabilir.<sup>(108)</sup> Başlangıçta oral streptokoklar *S. anginosus*, *S. mitis*, *S. mutans* ve *S. salivarius* olarak dört gruba ayrılmıştır. Oral kavite dışında izole edilen streptokoklar *S. bovis* ve piyojenik streptokoklar olarak ayrılmışlardır.<sup>(116)</sup> Son zamanlarda, daha güncel bir filogenetik yaklaşımı kullanan, Richards ve ark. streptokokları; *S. mitis*, *S. sanguinis*, *S. anginosus*, *S. salivarius*, *S. downei*, *S. mutans*

S. pyogenic ve S. bovis olarak sekiz ayrı gruba ayırmışlardır. Bunlarda oral streptokok, piyojenik streptokokları ve S. bovis'i oral streptokok dışında tutmuşlardır.<sup>(117)</sup>

### **Streptococcus Mutans (S. mutans)**

Mutans streptokokların (MS) 7 türü bulunmaktadır. Bunlar Streptococcus mutans, Streptococcus sobrinus, Streptococcus cricetus, Streptococcus ferus, Streptococcus macacae, Streptococcus rattus ve Streptococcus downei türleridir. Mikrobiyal dental plaktan en çok izole edilen ve çürükle ilişkili olan bakteriler arasında S. mutans ve Streptococcus sobrinus bulunmaktadır.<sup>(118)</sup>

S. mutans, sukroz gibi diyet karbonhidatlarının, ekstraselüler polisakaritlerin (EPS) sentezlenmesi ve asidojenik ve asidürik özellikleri nedeniyle, biyofilmdeki en karyojenik mikroorganizma olarak kabul edilir. EPS, S. mutansların önemli virülans faktörleridir, çünkü diş yüzeyine bakteriyel adezyonu destekler, dental biyofilmlerin yapısal bütünlüğüne katkıda bulunurlar ve sonuç olarak minerin demineralizasyonunu artırırlar.<sup>(119)</sup>

S. mutanların diş çürüğü oluşumundaki virülans veya patojenite özellikleri aşağıda ayrıntılı bir şekilde açıklanmıştır:<sup>(120, 121)</sup>

1- Asidojenite, S. mutanslar diyet şekerlerini fermente edebilmekte ve temel olarak metabolizmanın son ürünü olarak laktik asit üretebilmektedir. Bu nedende de, pH'da bir düşüşe ve minerde demineralizasyona neden olabilmektedir.

2- Asidürik, düşük pH'da hayatta kalmak ve gelişmek için çok gerekli olan bir özellik olan ortamın asitliğine direnç kazanmasıdır.

3-S. mutanslar, asit üretimine katkıda bulunan ve daha az oksijen olan zamanlarda bir substrat oluşturan hücre dışı polisakaritleri metabolize edebilen dekstranaz ve fruktanaz enzimleri üretir.

4- S. mutanların düşük pH'a maruz kaldıktan sonra alışlagelmiş büyüme aktivitesini geri kazanması için kısa bir süre gerekmektedir.

5- Yüzey adesinlerinin varlığından ve biyofilm içeriğine katkıda bulunan glukanların üretiminden dolayı adezyon kapasitesine sahiptirler.<sup>(121)</sup>

## **Streptococcus Mitis (S. mitis)**

Mitis grubu, şu anda 20 tür ile ağız boşluğında bulunan bakteri gruplarının en büyüğüdür. Mitis grubundaki türler, yalnızca 16S rRNA sekansına, özellikle Streptococcus oralis ve S. mitis'e dayanarak farklılaşmak zorunda kalmıştır.<sup>(108)</sup> Streptokokların mitis grubunun bir üyesi olan Streptococcus mitis, dişler, dil ve mukozal yüzeylerin yanı sıra bademcikler ve nazofarinks de dahil olmak üzere ağız boşluğunun hemen hemen tüm yüzeylerinde koloni oluşturular.<sup>(122, 123)</sup> Ayrıca yenidoğanların ağız boşluğunda koloni oluşturan ilk bakterilerden biridir.<sup>(123)</sup>

Temizlenmiş diş yüzeylerinin kolonizasyonu, mutant olmayan streptokoklar olan Streptococcus sanguinis, Streptococcus oralis ve Streptococcus mitis'i barındırır<sup>(107)</sup>. Bu bakterilerle birlikte S. mitis'in de dişlerde dental plak oluşumunun erken evrelerinde koloni oluşturma özelliği bulunur.<sup>(123, 124)</sup> S. mitis gibi erken kolonize olan bakterilerin, gelişmekte olan oral biyofilmlerde ikincil kolonize olan bakterilerin adezyonu için temel oluşturduğu düşünölmektedir.<sup>(124)</sup> Streptococcus mitis, endokardit ile ilişkili en yaygın oral streptokoklardan biridir.<sup>(125)</sup>

### **2.3.2. Biyofilm Analizleri**

Biyofilm analizlerinde,

Mikroorganizmanın sayısı ve türü,

Mikrobiyal popülasyonun canlılığı (ölü / yaşayan hücreler),

Yaşı,

Kalınlığı (tek tabakalı veya çok tabakalı),

Biyofilmlerin yapısı (homojen, düzensiz, yoğun, gözenekli) ve

Yüzey topografisi değerlendirilir.<sup>(126)</sup>

Biyofilm analizlerinde uygulanması için mikrobiyolojik kültür teknikleri, kolorimetrik teknikler, mikroskopik teknikler, fiziksel yöntemler, biyokimyasal yöntemler ve moleküler yöntemler gibi farklı teknikler kullanılır.

### **Mikrobiyolojik Kültür Teknikleri**

Canlı mikroorganizma sayısının belirlenmesinde kullanılan altın standart olarak kabul edilen bir yöntemdir. Bu yöntemde bir substrat üzerinde oluşturulan biyofilmin



yüzeyine yapışan bakterileri ölçümü koloni oluşturma birimi (CFU) olarak yapılır. CFU ölçümü, substrata yapışan veya biyofilm yapısı içinde büyüyen canlı bakterilerin miktarı hakkında bilgi sağlar. Ancak, bu yöntemde, kullanılan kültür ortamı tarafından desteklenen büyüme koşullarında koloni oluşturmak için yeterli bir oranda hücre bölünmesini başlatabilen bakteriler tespit edilebilir. Substrattan biyofilm bakterilerinin bir sonikasyon veya santrifüj işlemi ile uzaklaştırılması önerilir. Bu gibi durumlarda, CFU genellikle sonikasyon / santrifüj işleminden sonra elde edilen süpernatanttan belirlenir.<sup>(126)</sup>

### **Kolorimetrik Teknikler**

Kolorimetrik analiz, biyofilmdeki bakteriyel hücreler tarafından boya alımına dayanan yarı kantitatif bir tekniktir. Biyofilm, bu analizde, bir boya ile boyandıktan sonra, belirli bir miktarda alkol veya bir sürfaktan kullanılarak ayrıştırılır ve ayrıştırılan boya yoğunluğu bir spektrofotometre kullanılarak ölçülür. Bu yöntemde biyofilm bakterileri hızlı ve kolay bir şekilde ölçülür. Ancak, bu analiz genellikle güçlü biyofilm üretilen suşlarda etkilidir.<sup>(126, 127)</sup>

### **Mikroskobik Teknikler**

Bakterilerin substratlara adezyonunu, biyofilmlerin yapısını ve biyofilm yapısındaki bakterilerin dağılım/ tip / yaşayabilirliğini değerlendirmek için farklı mikroskopik yöntemler kullanılır.<sup>(126)</sup>

#### Işık mikroskobu

Büyütme kapasiteleri  $\times 1000-3000$  arası olan ve laboratuvarlarda genellikle her amaç için kullanılan mikroskoplardır.<sup>(128)</sup> Işık mikroskobu direkt olarak in vitro örneklerde biyofilm analizlerinde kullanılan temel tekniktir. Nispeten ucuz, hızlı ve kolay kullanılabilir bir yöntemdir. Yeterince güçlü değildir ancak hücrelerin içerisindeki birçok yapının görüntülenmesinde kullanılır ve hücre morfoloji hakkında bilgi verir.<sup>(129)</sup>

#### Taramalı elektron mikroskobu

Uzun yıllardan beri biyofilm analizlerinde etkili bir şekilde kullanılmaktadır. Elektron mikroskopları mikrobiyal biyofilmlerin morfolojik ve yapısal karakterizasyonu

hakkında bilgi sağlar. Ancak bu tekniklerin dezavantajı, numune hazırlama aşamalarına ihtiyaç duyulmasıdır. Bu aşamalar orijinal biyofilm morfolojisini bozar ve görüntüleme artefaktları oluşmasına neden olur.<sup>(126, 129)</sup>

### Epifloresan mikroskopu

Epifloresan mikroskopu, bakteriyel biyofilmin mikro yapısını incelemek için kullanılır. Biyomateryallerin yüzeylerinde yetiştirilen biyofilmler genellikle bir floresan boya ile boyanır ve bir epifluoresan mikroskopu altında izlenir. Bu mikroskop, canlı hücrelerin, biyofilm hücre düzenlemesinin, mikro koloni oluşumunun, biyofilm pH'sının ve biyofilm yapısındaki kimyasalların dağılımının belirlenmesinde etkilidir.<sup>(126)</sup>

### Konfokal lazer taramalı mikroskop

Konfokal lazer taramalı mikroskopu (CSLM), yüksek çözünürlüklü, üç boyutlu görüntüler üretebilen bir yöntemdir.<sup>(95)</sup> CLSM, multi-foton mikroskopuyla donatılmış olarak ışık absorpsiyon kuralının uygulanmasıyla odak dışı ışığın bloke edildiği ince ( $\sim 0.3 \mu\text{m}$ ) bir odak düzlemi oluşturur.<sup>(126)</sup> Örnekler genellikle floresan belirteçlerle (marker) işaretlenir. Geniş alan mikroskopu tekniklerinin aksine, mikroskop 'odak dışı' floresan bilgilerini filtreler. Sadece odak düzlemine çok yakın olan floresan bilgileri kaydedilir ve bu şekilde çözünürlük geniş alanlı tekniklerden çok daha iyi olabilir.<sup>(95)</sup>

CLSM, 50-200  $\mu\text{m}$  kalınlığında biyofilm yapıları ile sınırlı olan, özellikle önemli bir biyofilm analiz tekniğidir. CLSM, epifloresan, SEM ve TEM gibi mikroskopik tekniklerin çoğunda sergilenen bazı sınırlamaların üstesinden gelmiştir. Bakteriler için moleküler tekniklerdeki gelişmelerle birlikte, CLSM biyofilmleri incelemek için önemli bir araç haline gelmiştir. Bu yöntem, biyofilm yapılarını ölçmek için floresan görüntüleme tabanlı bir analiz kullanır.<sup>(126, 130)</sup>

CLSM görüntüleri, biyofilm yapısındaki hücrelerin kalınlığını ve dağılımını belirlemek için kullanılabilir.<sup>(126)</sup> Ayrıca biyofilmlerdeki pH gradyanlarını belirlemek için de kullanılabilir. Biyofilmlerin iç pH'ı, bir pH göstergesi olarak fluoresein kullanılarak bir floresan görüntüleme tekniği ile ölçülür. CLSM ile bir floresan boya kombinasyonu kullanımı in vitro biyofilm analizi için rutin bir uygulama haline

gelmiştir. Ölü hücreler kırmızı ışık yayar ve canlı hücreler CLSM incelemesi altında yeşil ışık yayarlar.<sup>(126)</sup>

### **Fiziksel Yöntemler**

Biyofilm büyümesini ölçmede, biyofilmin kalınlığı, alanı, ağırlığı (ıslak ve kuru) ve yoğunluğu gibi temel fiziksel parametreler kullanılır. Cryosection veya düzgün hazırlanmış bir SEM örneği ile biyofilm kalınlığı tahmini olarak belirlenebilir ve gömülü bakteriyel hücreler görüntülenebilir.<sup>(131)</sup> Işık mikroskobu ile kalınlık ölçümü genellikle ince biyofilmlerde etkilidir. Ancak fiziksel yöntemler daha kalın biyofilmlerin ölçümünde etkilidir. Bu yöntemde aynı biyofilm numunesi üzerinde hem ıslak hem de kuru ağırlık ölçümleri gerçekleştirilir. Biyofilm örneğinin hacminden, kuru ağırlık çıkarılır ve yaklaşık yoğunluğun hesaplanan su hacmi ile aynı olduğu varsayılır.<sup>(126)</sup>

### **Biyokimyasal Yöntemler**

Ekstrasellüler matriks (ECM) ve mikrobiyal biyokütlenin ölçüldüğü yöntemlerdir. Mikrobiyal biyokütlenin ölçümü, hızlı bir yöntem olarak kabul edilir. Bu yöntem, tüm biyofilmin ıslak veya kuru ağırlığının, hücre içeriğinin, hücresel aktivitelerinin veya canlı hücrelerin ölçümlerini içerir. Canlı bakterilerin erken tespiti için kullanılan bu yöntem, metabolik aktiviteye dayanmaktadır. Adenosin trifosfat (ATP) biyoluminesansı, bir bakteri popülasyonunun metabolik aktivitesini belirlemek için yaygın olarak kullanılmaktadır.<sup>(126)</sup>

### **Moleküler Yöntemler**

Moleküler biyolojik yöntemler, biyofilm bakterileri hakkında genetik bilgi sağlamak amacıyla kullanılır. Mikroarray analizi ve tanımlanmış düzenleyici mutantların kullanımı biyofilm gelişimini incelemek için kullanılan önemli tekniklerdir. Bakteriyel adezyonun ve biyofilm oluşumunun moleküler temelli analizleri yapıldığında, bakterilerin uygun laboratuvar koşullarında yetiştirildiğini anlamak önemlidir. Bu yöntemlerin asıl amacı, bakteriyel bağlılığı ve biyofilm oluşumunu etkileyen faktörleri incelemek için standart analizler kullanmaktır. Bu amaçla ELISA, diferansiyel gen

ekspresyonunun saptanması, polimeraz zincir reaksiyonu (PCR) yöntemleri kullanılır.<sup>(126)</sup>

## **Çeşitli İleri Teknikler**

Son yıllarda, bakteriler ile bakteriler ve substratlar arasındaki etkileşimin kuvvetini incelemek için atomik kuvvet mikroskobu (AFM) uygulanmıştır<sup>(132)</sup>. Olgun biyofilm yapılarının kimyasal bileşimini karakterize etmek için Fourier Transform Infra-Red (FTIR) spektroskopisi uygulanmıştır. FTIR spektroskopisi, biyofilm yapısı üzerindeki kimyasal bileşenlerin kalitatif ve kantitatif analizi için kullanılır. Benzer şekilde, katı-hal nükleer manyetik rezonans (NMR) gibi biyofiziksel teknikler, güçlü analitik tekniklerdir ve bakteriyel biyofilmin bileşenlerini incelemek için uygulanırlar.<sup>(126)</sup>

## **2.4. Tükürük**

Tükürük oral kavitede sert ve yumuşak dokuların bütünlüğünü düzenleyen ve koruyan önemli bir rol oynar. Tükürüğün çeşitli fonksiyonları vardır. Lubrikasyon ve koruma, tamponlama hareketi ve klirensi, antibakteriyel aktivite ve sindirim bunlardan bazılarıdır.<sup>(133, 134)</sup>

Tükürüğün yaklaşık %90'ı majör tükürük bezlerinden salgılanır. Major tükürük bezleri parotis, submandibular ve sublingualdir. Tükürük, renksizdir, kokusuzdur. Tükürük ilk salgılandığında pH'ı hafif asidiktir. Ancak tükürük akış hızı ile birlikte pH yükselir. Normalde tükürüğün pH'ı 6.5-7.5 arasındadır.

Günde yaklaşık 1 litre tükürük salgılanmaktadır. Yemek yeme ve çiğneme sonrasında tükürük uyarılırken, uyku sırasında tükürük akışı sifıra yakın olmaktadır. Uyarılmış koşullarda tükürük akış hızı dakikada 1ml'den büyük olurken, uyarılmamış koşullarda 0.3–0.5 ml olur.<sup>(135)</sup>

### **2.4.1. Tükürüğü Oluşturan Bileşenler**

Tükürük %99 su ve %1 inorganik ve organik bileşenlerden oluşur. Tükürük, üre, amonyak, ürik asit, glikoz, kolesterol, yağ asidi, trigliserid, nötral lipid, glikolipid, amino asit, steroid hormonları, müsin, amilaz, lektin, glikoprotein, lizozim, peroksidaz ve laktoferrin içeren karmaşık bir bileşime sahiptir. Aynı zamanda serumdan yüksek

konsantrasyonlarda  $\text{Na}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{Ca}^{+2}$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{HCO}_3^-$ ,  $\text{H}_2\text{PO}_4^-$ ,  $\text{F}^-$ ,  $\text{I}^-$  ve  $\text{Mg}^{+2}$  içerir. Buna ek olarak oral ve sistemik hastalıklarla ilişkili 700'den fazla mikroorganizma içerir.<sup>(136)</sup>

Tükürükte bulunan inorganik bileşenler, tamponlama için bikarbonat ve dişin mineral bütünlüğünün korunması için kalsiyum ve fosfat içerir. Kalsiyum, fosfat ve florür, diş yüzeylerinin mikrobiyal asitlere karşı direncindeki kilit iyonlardır. Demineralizasyonu önler ve remineralizasyonu destekler. Arginin bakımından zengin proteinlerin bakteriyel enzimler tarafından üre ve amonyağa ayrışması, nötr pH'nın korunmasına katkıda bulunur.<sup>(133)</sup>

Tükürük içerisinde salgısal immunoglobulin olan Ig A' da bulunur. Salgısal İmmunoglobulin A mukozal immün sistemin baskın immunoglobulinidir. Bu immunoglobulin virüslerin nötralizasyonunu destekler, adezinler, toksinler ve enzimler gibi bakteriyel antijenlerin bağlanmasını sağlayarak koruyucu rol üstlenir.<sup>(133)</sup> Tükürükte bulunan prolinden zengin proteinler tükürüğün farklı fonksiyonlarına katılırlar. Antimikrobiyal aktiviteye sahiptirler, agregasyona ve mikroorganizmanın temizlenmesini sağlarlar. Histatinler, sistatinler, statherin ve amilaz veya lizozim gibi diğer bazı tükürük proteinleri, antimikrobiyal özelliklere sahiptir.<sup>(133)</sup>

Musinler, tükürüğe tipik visko-elastik karakterini veren ve dehidrasyona karşı koruyan yüksek molekül ağırlıklı proteinlerdir. Müsinin görevi ağızdaki mikroorganizmalar için besin kaynağı olması ve bakterileri kaplayıp onları fagositoza karşı korumasıdır. Müsin bir glikoproteindir ve düşük çözünürlük, yüksek viskozite, yüksek elastisite ve kuvvetli yapışkanlık özellikleri sergiler. Tükürük içerisindeki musinler ağız içi yumuşak ve sert dokuların üzerini kaplar ve visköz tabakanın büyük kısmını meydana getirir. Bu tabaka çiğneme, konuşma ve yutkunmaya yardımcı olarak ağız içi ıslatma görevini üstlenir. Böylece ağız içinde, yumuşak doku-yumuşak doku, yumuşak doku-diş veya yumuşak doku-protez arasındaki temaslar, müsin sayesinde oluşan tükürüğün ıslatma kapasitesi ile rahatlar.<sup>(133, 135)</sup>

#### **2.4.2. Yapay (Sentetik) Tükürük**

İnsan tükürüğünün özelliklerinin tam olarak kopyalanmasının mümkün olmadığı yapılan çalışmalarda açıkça ortaya konmuştur.<sup>(137)</sup> Doğal tükürük parotis, submandibular, sunlingual ve minör tükürük bezlerinin farklı bileşim ve hacimlerde

karışımından oluşur. Doğal tükürük, kişiye ve zamana göre çok sayıda bileşen ve değişkene sahip son derece karmaşık bir sistem olduğundan aynı şekilde kopyalamak imkansızdır.<sup>(137)</sup>

Tükürüğün organik bileşenleri, esas olarak viskozitesinin çoğundan sorumludur ve diğer çözünenlerin difüzyon hızlarını ve dolayısıyla reaksiyon oranlarını etkilemesi gereken, esas bileşeni glikoproteinlerdir.<sup>(137)</sup> Biyolojik çalışmalar için, organik bileşenler gereklidir. Shellis'e göre,<sup>(138)</sup> dental plağın kültürel çalışmalarında yapay bir tükürüğün hazırlanmasında ilk adım, sığır submandibular bezlerinden elde edilen tükürük glikoproteinlerinin yani musinin kullanılması gerekmektedir.

Şimdiye kadar çok farklı içeriklerde birçok yapay tükürük karışımı önerilmiştir. Günümüzde en yaygın kullanılan yapay tükürük formülü Fusayama'ya aittir.<sup>(137)</sup>

Sonuç olarak;

Oral kavitede, diş sert dokuları üzerinde büyüyen mikrobiyal biyofilmlerin çürük gelişiminin ana nedeni olduğu bilinmektedir.<sup>(139)</sup> Diş çürükleri sıklıkla oral mikrofloradaki dengesizlik ile ilişkilidir. Her şeyden önce, S. mutans çürük gelişiminde ana etiyolojik ajan olarak kabul edilir ve bu nedenle oral mikrobiyolojide en çok çalışılan mikroorganizmadır.<sup>(140)</sup> Bu mikroorganizmanın virülansı, hem dişlerde hem de oral restoratif materyallerde yüksek adezyon yetenekleri ile ilgilidir. Diş yüzeylerindeki ilk bakteri adezyonu, çatlaklar, oluklar ve abrazyon defektleri gibi yüzey düzensizliklerinin mevcut olduğu yerlerde başlar.<sup>(87)</sup> Bununla birlikte, biyofilm oluşumu sadece dental sert dokularda değil, aynı zamanda restoratif materyallerin yüzeylerinde de meydana gelir. Restoratif materyallerin mikroorganizma adezyonuna karşı duyarlı olması, oral kavitedeki uzun ömürlülük açısından büyük önem taşımaktadır.<sup>(87, 139)</sup> Özellikle, dental restoratif materyaller arasında kompozit rezinler karyojenik biyofilmlerin gelişimine duyarlıdır. Bu çalışma ile aşağıdaki sıfır hipotezlerinin test edilmesi amaçlanmaktadır:

1- Kullanılan bulk-fill kompozitlerin yüzey pürüzlülük değerleri kontrol grubuyla benzerdir.

2- Kullanılan bulk-fill kompozitlerin temas açısı değerleri kontrol grubuyla benzerdir.

3- Kullanılan bulk-fill kompozitlerin yüzeyinde biriken S. mutans değerleri kontrol grubuyla benzerdir.

4- Kullanılan bulk-fill kompozitlerin yüzeyinde biriken S. mitis değerleri kontrol grubuyla benzerdir.

Ayrıca bu çalışma ile bulk-fill kompozitlerin serbest yüzey enerjisi değerlendirilmiştir. Bununla birlikte bu kompozitlerin yüzeyi SEM ile incelendikten sonra EDS ile elemental analizleri yapılmıştır. Konfokal lazer taramalı mikroskop ile de S. mutans ve S. mitis bakterilerinin adezyonu incelenmiştir.



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma; Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkezi Laboratuvarı'nda olmak üzere şu aşamalarda gerçekleştirildi:

Dolgu örneklerinin hazırlanması,

Dolgu örneklerine yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin uygulanması,

Örneklerin yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi,

Örneklere *S. mutans* ve *S. mitis* bakterilerinin adezyonunun sağlanması

Örneklerin üzerine tutunan bakterilerin konfokal lazer taramalı mikroskobu ile görüntülenmesi

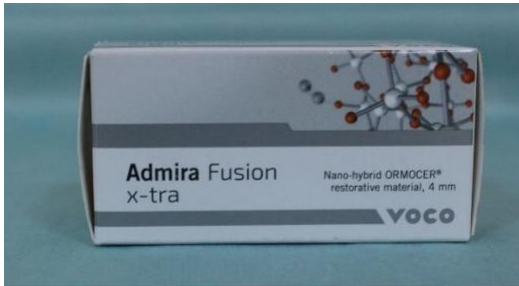
Örneklerin temas açısı ve serbest yüzey enerjisinin ölçülmesi

Örneklerin taramalı elektron mikroskobu ve Enerji dağılım x-ray spektroskopisi ile incelenmesi (EDS)

Elde edilen verilerin değerlendirilmesi için istatistiksel analizlerin yapılmasıdır.

#### 3.1. Dolgu Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan rezin kompozitler Sonic Fill (Kerr, Orange, CA, USA), Filtek Bulk Fill (3M ESPE Dental Product, St. Paul, MN), Admira Fusion X-tra (Voco GmbH, Cuxhaven, Germany), Beautifil Bulk Restorative (Shofu, Kyoto, Japan) 'dir (Şekil 3.1.1 A,B,C,D)

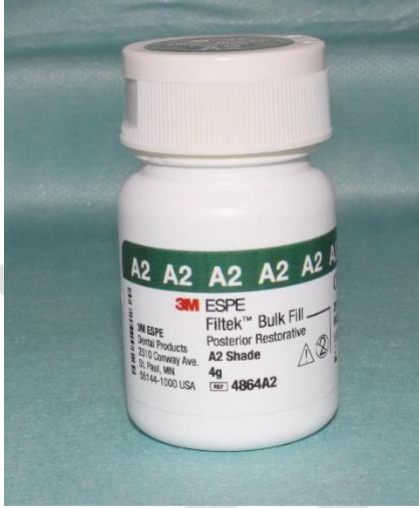


Şekil 3.1.1 A) Çalışmada kullanılan Admira Fusion X-tra kompozit dolgu materyali





Şekil 3.1.1 B) Çalışmada kullanılan Beautiful-Bulk Restorative kompozit dolgu materyali



Şekil 3.1.1 C) Çalışmada kullanılan Filtek Bulk Fill kompozit dolgu materyali



Şekil 3.1.1. D) Çalışmada kullanılan materyali Sonic Fill-2 kompozit dolgu materyali

Çalışmada kullanılan materyaller aşağıdaki tabloda kapsamlı bir şekilde açıklanmıştır (Tablo-3.1.1).

**Tablo 3.1.1.** Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Üretici firma	Renk	Doldurucu Oran	İçerik	Kısaltmalar	Üretim Numarası (LOT)
<b>Sonic Fill 2</b>	Kerr(Orange, CA, ABD)	A2	83.5 wt% -	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA SiO <sub>2</sub> , cam, oxide	KSF	6599433
<b>Filtek Bulk Fill</b>	3M-Espe (St.Paul,MN, ABD)	A2	76.5 wt% 58.4 vol%	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA YbF <sub>3</sub> , zirkonya, silika	FBF	N899704
<b>Admira Fusion X-tra</b>	Voco GmbH, (Cuxhaven, Almanya)	Univ ersal	84.0 wt%	Ormocer Ba-Al-Si-cam/Silika nanopartiküller	AFX	1807658
<b>Beautifil Bulk Restorative</b>	Shofu Dental Corp.(Kyoto, Japonya)	Univ ersal	87 wt% 74.5 vol%	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA S-PRG esaslı F-Br-Al-Si cam	SBB	051722
<b>Cam (kontrol materyali)</b>					Cam	

Yüzey pürüzlülüğü, bakteri adezyonu ve konfokal lazer taramalı mikroskobu görüntülemesi için 10×10×1 mm ölçülerinde teflon kalıplar kullanılmıştır. Test örnekleri Streptokok Mutans (*S. mutans*) ve Streptokok Mitis (*S. mitis*) bakterileri için ayrı ayrı hazırlanmıştır. Her bir test grubu ve kontrol materyali için 6'ar örnek olmak üzere toplamda 60 örnek hazırlanmıştır.

Temas açısı ve serbest yüzey enerjisinin ölçümü için 10 ×10×2 mm ölçülerinde teflon kalıp kullanılmıştır. Ve her bir test grubu ve kontrol materyali olan cam için 9’ar örnek olmak üzere toplam 45 örnek hazırlanmıştır.

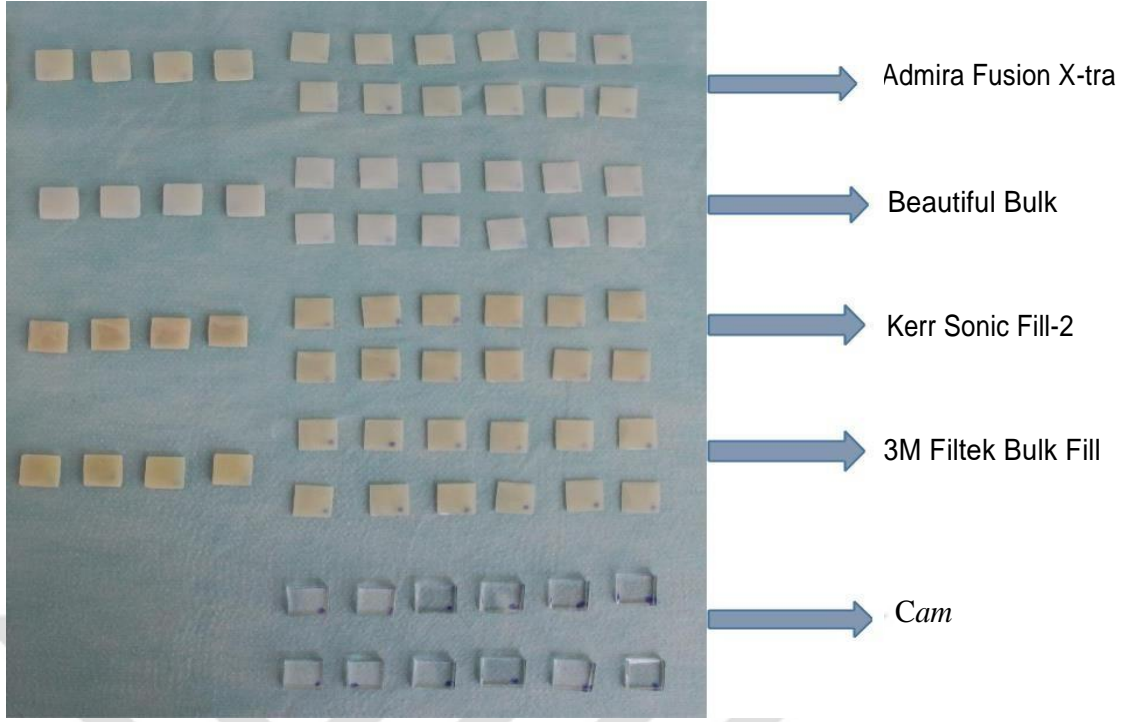
Örneklerin EDS (Enerji dağılım x-ray spektroskopisi) değerlerinin ölçülmesi ve Taramalı elektron mikroskopisi (SEM) görüntülemelerinin yapılması için 10×10×2 mm ölçülerinde teflon kalıplar kullanılmıştır. Her bir test grubu için 4’er adet olmak üzere toplamda 16 örnek hazırlanmıştır.

Kompozit örneklerini hazırlamak için bir siman camı üzerine şeffaf bant yerleştirilmiştir. Bunun üzerine konulan teflon kalıbın içerisine kompozit rezin bir spatül ile uygulanmıştır. Üst yüzeyi, tekrar şeffaf bant ve siman camı ile kapatılarak sabit basınç uygulanmıştır. Kalıptan taşan fazlalıklar ağız spatülü aracılığı ile uzaklaştırılıp arada hava kalmayacak şekilde adapte edilmiştir. Şeffaf bant oksijen inhibisyon tabakasının oluşmasını önlemek için kullanılmıştır<sup>(141)</sup>. Hazırlanan teflon kalıp içerisindeki tüm örnekler alt ve üst kısımlarından bir LED ışık cihazıyla (Valo, Ultradent, South Jordan, UT, USA) (Ultradent) 20’şer saniye olmak üzere toplamda 40 sn polimerize edildi. Işık cihazı örneklerle dik bir şekilde ve en kısa mesafeden tutulmuştur.



Şekil 3.1.2. Çalışmada kullanılan ışık cihazı

Deforme olmayacak şekilde örnekler teflon kalıplardan çıkarılmıştır. Kalıplardan çıkarıldıktan sonra polimerize edilen örneklerin kenarlarında kalan çapaklar temizlenmiştir. Daha sonra örneklerin kullanılacak yüzeylerinin ayırt edilmesi için kullanılmayacak yüzeylerine yani alt yüzeylerine kopya kalemi ile işaretleme yapılmıştır (Şekil 3.1.3).



Şekil 3.1.3. Çalışmada kullanılan örnekler

Örneklerin kalınlıklarının standart olup olmadığının belirlenmesi için örnekler daha sonra dijital kumpas (Mitutoyo Digimatic) (Şekil 3.1.4) kullanılarak ölçülmüştür.

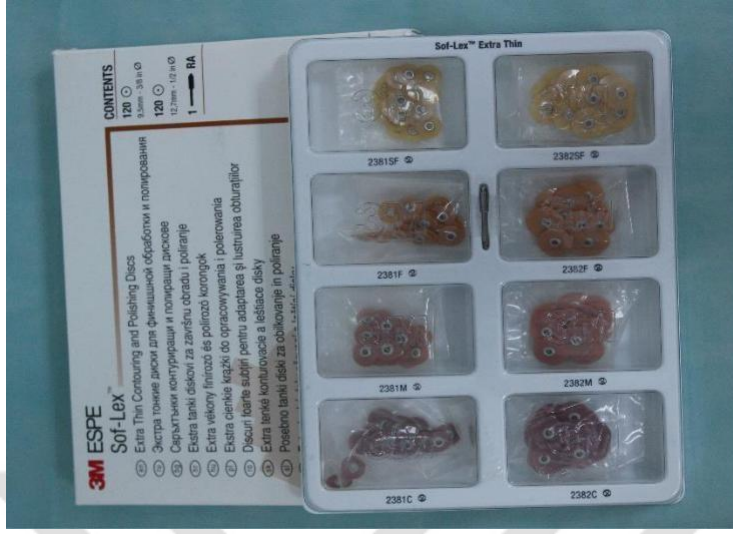


Şekil 3.1.4. Çalışmada kullanılan dijital kumpas

### 3.2. Örneklerin Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemlerinin Uygulanması

Kontrol grubu hariç bütün kompozit örnekler Sof-Lex (3M ESPE Dental Products, St Paul, MN, USA) cila diskleri kullanılarak kalından inceye doğru sırası ile her bir örnek kuru ve tek yönlü olarak mikromotor ile 15000 rpm düşük devirde cilalanmıştır. Bütün örnekler 20 sn boyunca cilalanmıştır. Her bir cila diskini takiben materyallerin

yüzeyleri yıkanmış ve 5 sn hava ile kurutulmuştur. Her örnekte yeni bir disk kullanılmıştır.<sup>(142)</sup>



Şekil 3.2.1. Çalışmada kullanılan Sof-Lex cila sistemi

### 3.3. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi

Cilalama işleminden sonra bakteri adezyonu için kullanılan her bir örneğin yüzey pürüzlülüğü yüzey yapısını 2 boyutlu olarak ölçebilen bir profilometre cihazı (Surftest SJ-201, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) kullanılarak belirlenmiştir. Her örneğin pürüzlülük değerleri (Ra)  $\mu\text{m}$  olarak kaydedilmiştir. Cihaz ucunun iğne çapı  $5\mu\text{m}$  'dur. Ölçüm numune üzerindeki 4mm'lik bir aralıkta ve 0,5 mm/s hızda yapılmıştır. Her örneğin iki yan ve bir orta bölgesi olmak üzere üç farklı bölgesinden pürüzlülük ölçülmüştür (Şekil 3.3.1). Elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınmıştır. Profilometre cihazının kalibrasyonu ölçümlere başlamadan önce ve her gruptaki ölçümlerden sonra tekrar ayarlanmıştır.



Şekil 3.1.3.1. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi

### 3.4. Örneklerin Temas Açısı ve Serbest Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi

Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarında bulunan otomatik bir temas açısı ve yüzey gerilimi ölçüm cihazı (KVS, Attention Theta, Biolin Scientific UK) kullanılarak örneklerin yüzeylerinin ıslanabilirliğinin değerlendirilmesi ve temas açısı ölçümü yapıldı (Şekil 3.4.1).



Şekil 3.4.1. Çalışmada kullanılan Yüzey Gerilimi – Temas Açısı Ölçüm Cihazı (Optik Gonyometre)

Ölçüleri 10x10x2 mm olan her bir örnek temas açısı ölçüm cihazının üzerindeki platforma yerleştirildi. Daha sonra örnek üzerinde bir damlacık oluşturuldu. Damlacığın hacmi bir yazılım vasıtası ile analiz edildi. Yazılımda kullanılan ölçüm parametreleri önceden belirlendi. Damlacığın yerleştirildiği esnada yazılım temas açısını sağ ve sol olarak her iki taraftan da otomatik olarak hesapladı. Aynı zamanda işlem esnasında alınan görüntüler sisteme kaydedildi.

Serbest yüzey enerjisi için ise farklı polaritelere sahip üç sıvının (formamid, dimetil sülfoksit ve distile su) temas açısı ölçümleri alındı. Her örnek için toplam SFE ( $\gamma^{tot}$ ), dağıtıcı (dispersive) ( $\gamma^d$ ), ve kutupsal (polar) ( $\gamma^p$ ) komponentler 'OWENS ve WENDT' tarafından tanıtılan yaklaşıma göre hesaplanmıştır. Dağıtıcı (dispersive) ve polar (kutupsal) SFE'nin toplamı toplam SFE olarak ifade edilmiştir. Owens ve Wendt'in kullandığı formül aşağıdaki gibidir.<sup>(97)</sup>

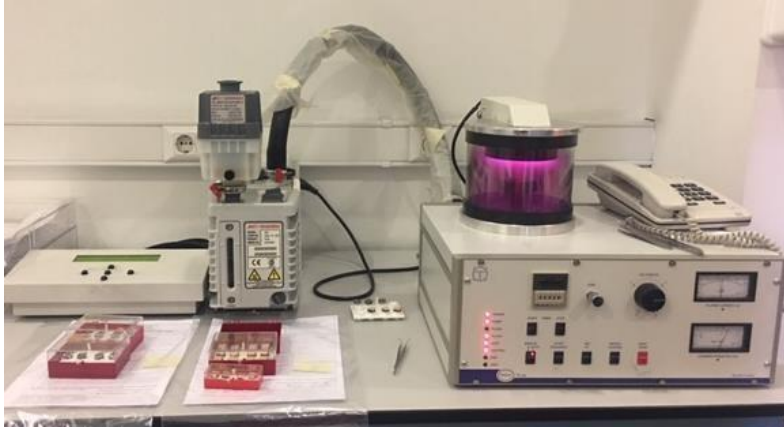
$$\gamma^d = \frac{\gamma \cos \theta}{1 + \cos \theta}$$

- : Serbest yüzey enerjisinin likit, polar komponenti,
- : Serbest yüzey enerjisinin solid, polar komponenti,
- : Serbest yüzey enerjisinin likit, dispersif komponenti,
- : Serbest yüzey enerjisinin solid, dispersif komponenti
- : Temas açısı

### 3.5. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskop ve Enerji Dağılım X-Ray Spektroskopisi (EDS) Analizi

Numunelerin taramalı elektron mikroskopisi (SEM) görüntüleri, numunelerin morfolojisini gözlemlemek ve elemental analizlerinin yapılması için ODTÜ Merkez Laboratuvarında QUANTA 400F Alan Emisyon SEM(FEI QUANTA 400F Field Emission, FEI Company, USA) cihazı kullanıldı.

Hazırlanan  $10 \times 10 \times 2 \text{ mm}^2$  boyutundaki örneklerin iletkenliğini sağlamak için görüntülemeye önce Polaron Range püskürtme kaplayıcı (sputter coater) (Polaron Ltd., USA) ile altın paladyum (Au-Pd) tabakası ile kaplandı (Şekil 3.5.1, 3.5.2).



Şekil 3.5.1. Örneklerin yüzeyini kaplamak için kullanılan Polaron Range püskürtme kaplayıcı (sputter coater)



Şekil 3.5.2. Altın-palladyum kaplaması yapılan örnekler

Yüzey kaplaması yapılan örnekler cihaza yerleştirildi. x1000, x5000 ve x10000 büyütmeyle görüntüler elde edildi. Ardından aynı cihazla EDS analizi gerçekleştirildi (Şekil 3.5.3).



Şekil 3.5.3. SEM görüntülerinin ve EDS analizinin yapıldığı QUANTA 400F Alan Emisyon SEM cihazı

### 3.6. Örnekler S. mutans ve S. mitis Bakterilerinin Adezyonunun Sağlanması

Çalışmamızda bakteri olarak Streptococcus mutans ve Streptococcus mitis bakterileri kullanılmıştır. Bakteriler TC. Sağlık Bakanlığı Refik Saydam Hıfzısıhha Merkezi Başkanlığı Ulusal Tıp Kültür Koleksiyonundan ve Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Bölümünden temin edilmiştir.



Bakteri adezyonu için çalışmamızda, 6 adet *S. mutans* için ve 6 adet *S. mitis* için olmak üzere her bir kompozitten ve kontrol materyali olan camdan 12 adet olmak üzere toplamda 60 adet örnek hazırlanmıştır.

Bakteri adezyonundan önce kompozit örnekleri ve kontrol materyali olarak kullanılacak cam örnekleri otoklavda ultrasonik temizleyicide 15 dakika boyunca temizlenmiştir. Ardından da otoklavda (Tomy Model SX-700E Autoclave, Japan) 15 dakika 121<sup>0</sup>C’ de steril edilmiştir (Şekil 3.6.1).



Şekil 3.6.1. Örneklerin sterilize edilmesinde kullanılan otoklav

### 3.6.1. Yapay Tükürük Elde Edilmesi

Öncelikle kompozit örneklerde pelikül tabakasını oluşturmak ve bakteri adezyonunu sağlamak için yapay tükürük hazırlanmıştır. Yapay tükürük için aşağıdaki formül kullanılmıştır:<sup>(143)</sup>

2 lt tükürük için;

- 8.4 mg NaF,
- 2560 mg NaCl,
- 332.97 mg CaCl<sub>2</sub>,
- 250.00 mg MgCl<sub>2</sub> (6H<sub>2</sub>O),
- 189.48 mg KCl,
- 0.1 ml H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> (85%)

0.1 mmol NaOH

Tüm malzemeler berraklık sağlanana kadar manyetik karıştırıcı ile karıştırılmıştır. Ardından pH metre kullanılarak tükürüğün pH'sı ölçülmüştür. pH'sının 6,5-7 olarak ayarlanması için karışıma 30 ml 0,1M NaOH ilave edilmiştir.<sup>(144)</sup> Hazırlanan yapay tükürük otoklavda (Tomy Model SX-700E Autoclave, Japan) steril edilmiştir. Steril edildikten sonra her 100 ml yapay tükürüğe 140 mg Tip II müsün (Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Deisenhofen, Germany) ilave edilmiştir.

### 3.6.2. Bakteri Süspansiyonu için Kullanılacak Karışımların Hazırlanması

#### Fosfat Tamponlu Tuz (Phosphate Buffered Saline) (PBS) Hazırlanması

Kullanıma hazır, pH'sı 7.4 olan bir paket PBS (Sigma, ABD), 1litre distile suya eklenmiş ve iyice karıştırılarak 0.01 M PBS karışımı elde edilmiştir (Şekil 3.6.2). 121°C'de 15 dakika otoklavda (Tomy Model SX-700E Autoclave, Japan) steril edilmiştir.

Hazır PBS karışımının içeriği:

0.138 M NaCl

0.0027 M KCl



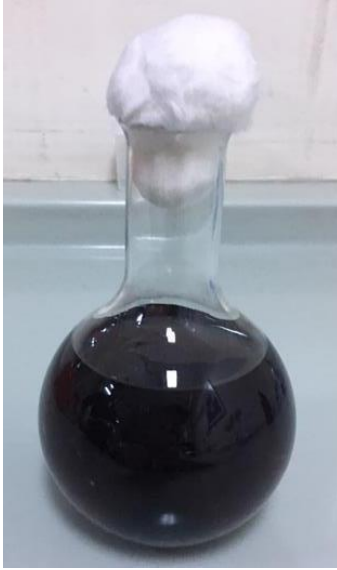
Şekil 3.6.2. Hazırlanan PBS Süspansiyonu

### **Brain Heart Infüsiyon (BHI) Sıvı Besiyerinin Hazırlanması**

BHI (Brain Heart Infüsiyon Broth (BBL, BD, USA) dehidre besiyerinin her 1 litre için içeriği:

Beyin Kalp İnfüzyonu (Katılardan) .....	6.0 g
Hayvan Dokularının Peptik Dijesti.....	6.0 g
Jelatinin Peptik Dijesti.....	14.5 g
Dekstroz.....	3.0 g
Sodyum Klorür .....	5.0 g
Disodyum Fosfat .....	2.5 g

olarak verilmiştir. 1 litre distile suya 37 gr BHI besiyeri ilave edilmiş ve pH 7.4 olarak ayarlanmıştır. Ardından %5 oranında glukoz eklenerek 121°C’de 15 dakika otoklavda (Tomy Model SX-700E Autoclave, Japan) steril edilmiştir (Şekil 3.6.3).



Şekil 3.6.3. Hazırlanan BHI Süspansiyonu

### **%5 Koyun Kanlı Agar Besiyerinin Hazırlanması**

Bakterileri üretmede kullanılan %5 Koyun Kanlı Agar (BBL, BD Diagnostic, USA) için kullanıma hazır besiyeri kullanılmıştır. Besiyerinin pH’sı  $7,3\pm 0,2$  olarak ayarlanmıştır. Hazır besiyerinin içeriği:

Kazeinin Pankreatik Dijesti .....	12,0 gr
Hayvan Dokularının Peptik Dijesti.....	5,0 gr

Maya Ekstraktı .....	3,0 gr
Sığır Eti Ekstraktı .....	3,0 gr
Mısır Nişastası .....	1,0 gr
Sodyum Klorür .....	5,0 gr
Agar .....	13,5 gr
Defibrinleştirilmiş Koyun Kanı .....	%5

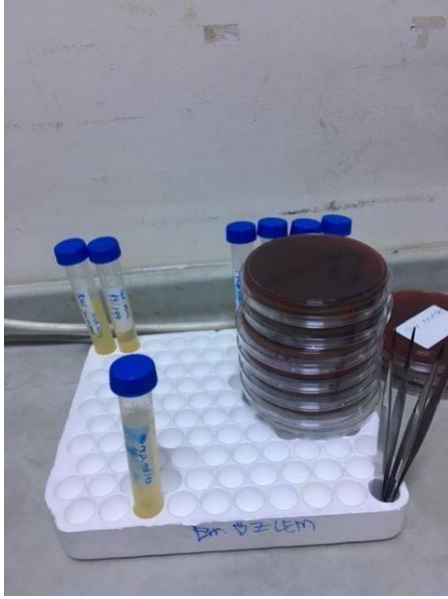
### 3.6.3. Bakteri Süspansiyonun Hazırlanması

TC. Sağlık Bakanlığı Refik Saydam Hıfzısıhha Merkezi Başkanlığı Ulusal Tıp Kültür Koleksiyonu'ndan temin edilen *Streptococcus mutans* liyofilize suşu (ATCC 25175) açılarak BHI sıvı besiyerine ekildi. Daha sonra 3-5 gün %5 CO<sub>2</sub>'li 35 °C etüvde (Thermo/FormaThermo Fisher Scientific CO<sub>2</sub> Water Jacketed Incubator, USA) bekletilerek üremesi sağlandı. Ardından %5'lik koyun kanlı agara (BBL, BD Diagnostic, USA) ekildi.

Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Bölümünden, elde edilen *Streptococcus mitis* suşları ise -80°C stoktan açılarak çözdürüldü. Bu bakteri suşları da % 5 koyun kanlı agara ekildi. Bakterilerin 24 saat aerobik %5 CO<sub>2</sub>'li 35°C etüvde (Thermo/FormaThermo Fisher Scientific CO<sub>2</sub> Water Jacketed Incubator, ABD) bekletilerek üremeleri sağlandı.

Üreyen koloniler, 5 ml Brain Heart Infüzyon (BHI) sıvı besiyeri içeren tüplere transfer edildi. Ardından, bakteriler %5 CO<sub>2</sub>'li 35°C etüvde 24 saat inkübe edildi. İnkübasyondan sonra bakteri üreyen tüpler 5 dakika santrifüj (Zentrifuge Rotofix 32 Hettich, Germany) edildi. Her bir tüpe 5 ml PBS eklendi ve ardından tekrar 15 saniye satrifüj edildi. Tüpün dibindeki çökeltiden 10<sup>9</sup> cfu/ml bakteri süspansiyonu hazırlandı

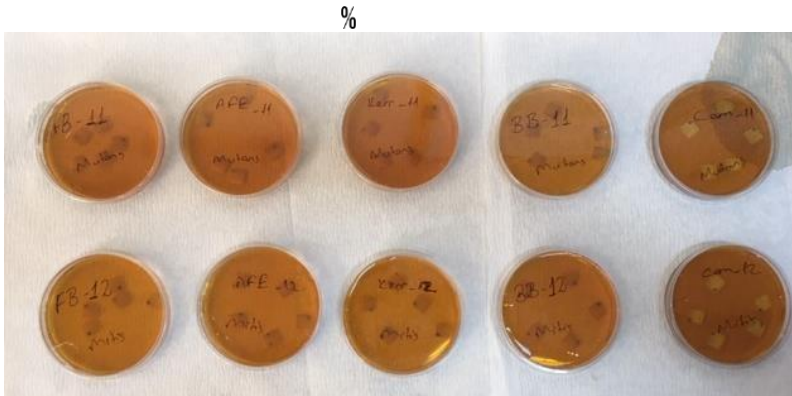
(Şekil 3.6.4)



**Şekil 3.6.4.** Hazırlanan koyun kanlı agar ve bakteri süspansiyonları

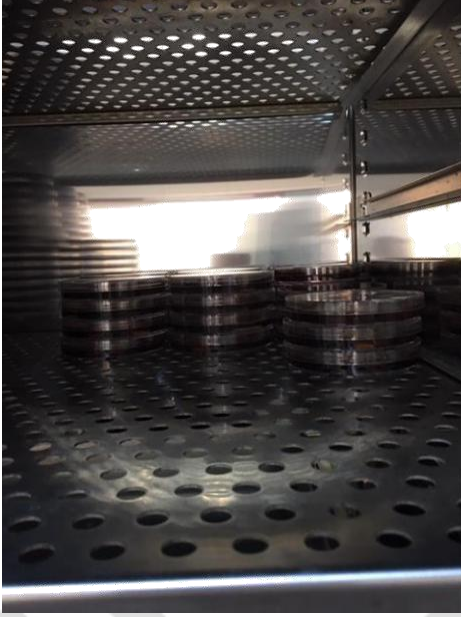
### 3.6.4. Örneklere bakteri adezyonunun sağlanması

Daha önceden otoklavda steril edilen örnekler steril petrilere yerleştirildi. Petri kaplarındaki örneklere müsin içeren yapay tükürükten 5'er ml ilave edildi ve tüm örneklerin bu karışımla kaplanması sağlandı. Pelikül oluşumunun sağlanması için örnekler, 1 saat 37°C etüvde inkübe edildi. Ardından örnekler 5 ml serum fizyolojik ile yıkanarak başka steril petrilere alındı. Her bir örneğin yüzeyine 200 µL hazırlanmış bakteri süspansiyonu eklendi. 15 dakika bekletildikten sonra petrideki her bir örneğin üzerini kaplayacak şekilde 5 glukozlu BHI sıvı besiyeri eklendi (Şekil 3.6.5).



**Şekil 3.6.5.** BHI besiyeri ilave edilen örnekler

Daha sonra, bakteri adezyonunun oluşması için petriler 24 saat %5 CO<sub>2</sub>'li 35°C etüvde (Thermo/FormaThermo Fisher Scientific CO<sub>2</sub> Water Jacketed Incubator, USA) inkübe edildi (Şekil 3.6.6).



Şekil 3.6.6. Etüvde bekletilen örnekler

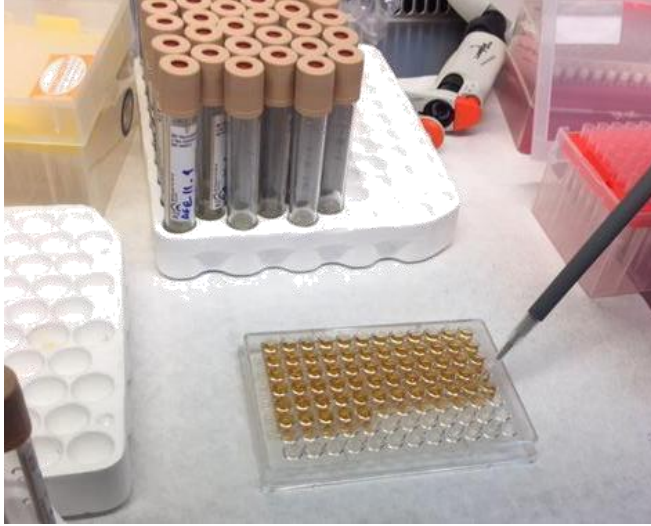
### 3.6.5. Örnekler Üzerindeki Bakteri Sayımının Yapılması

Bakteri adezyonu tamamlanan örnekler, 24 saat sonunda, herbirinde 2ml PBS bulunan tüplere alındı ve 60 saniye vortek cihazıyla (Scilogex MX-S Vortex Mixer, SCIOLOGEX, LLC, USA) vortekslendi (Şekil 3.6.7).



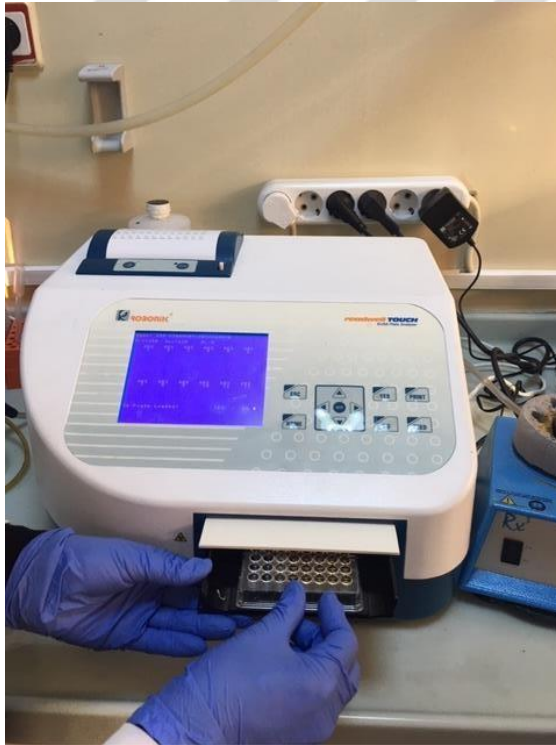
Şekil 3.6.7. Örneklerin vortekslenmesi

Doksan altı kuyucuklu mikroplatelerin herbir kuyucuğuna 200  $\mu$ L BHI sıvı besiyeri konuldu. Üzerine 20  $\mu$ L vortekslenen örneklerin yıkama suyundan eklendi (Şekil 3.6.8).



Şekil 3.6.8. Mikropleytlere bakteri eklenmesi

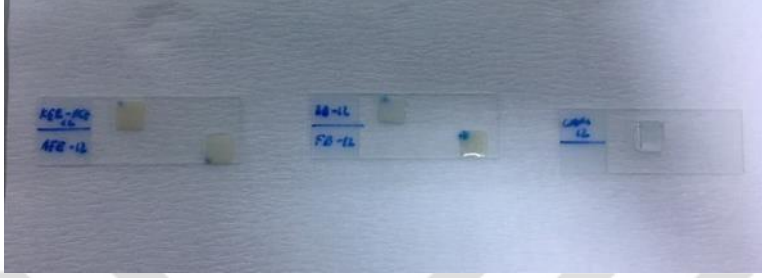
Mikroplateler 24 saat %5 CO<sub>2</sub>'li 35°C etüvde inkübasyona bırakıldı. İnkübasyon sonunda mikroplateler otomatik mikroplate okuyucuda (Robonik - Readwell Touch Automatic ELISA Plate Analyzer, Maharashtra, India) 630 nm'de optik dansiteleri okutuldu (Şekil 3.6.9). Bakteri sayıları  $\times 10^8$  Cfu/ml olarak belirlendi. Tüm işlemler her iki bakteri için de ayrı ayrı uygulandı.



Şekil 3.6.9. Mikropleytlerin okuyucuya yerleştirilmeleri

### 3.7. Örneklerin Üzerine Tutunan Bakterilerin Konfokal Lazer Taramalı Mikroskobu ile Görüntülenmesi

Bakteri adezyonu tamamlandıktan sonra görüntüleme yapılacak örnekler kurutma kâğıtlarının üzerine alındı. Daha sonra, bitim ve polisaj uygulanmış yüzeyleri yukarı gelecek şekilde örnekler lamlara tırnak cilası ile yapıştırıldı (Şekil 3.7.1).



Şekil 3.7.1. Lamlara yerleştirilen örnekler

#### 3.7.1. Floresan Boyanın Hazırlanması ve Örneklerin Boyanmasının Sağlanması

Lazer konfokal taramalı mikroskop değerlendirilmesi için LIVE/DEAD BacLight Viability Kit ((L13152) Invitrogen Molecular Probes, Eugene, OR) boya kombinasyonu kullanıldı. LIVE/DEAD BacLight Bakteriyel Canlılık Kitleri, SYTO 9 olan yeşil flouresan nükleik asit boyası ve propidium iyodür olan kırmızı flouresan nükleik asit boyalarından meydana gelmektedir. Tek başına kullanıldığında, SYTO 9 boyası genel olarak popülasyondaki sağlam membranlı ve hasarlı membranlı olaraktüm bakterilere nüfuz etmektedir. Bunun tersine, propidium iyodür boyası ise sadece hasarlı membranlara sahip bakterilere nüfuz etmektedir. Bu nedenle, uygun bir SYTO 9 ve propidium iyodür boya karışımı ile sağlam hücre zarlarına sahip bakteriler flüoresan yeşile, hasar görmüş zarlara sahip bakteriler flüoresan kırmızıya boyanmaktadır. LIVE/DEAD BacLight Kit (L13152), kutusunda iki transfer pipet (A ve B pipeti) vardır ve içinde önceden hazırlanmış ayrı ayrı SYTO 9 ve propidium iyodür boya karışımı mevcuttur (Şekil 3.7.2).





Şekil 3.7.2. LIVE/DEAD BacLight Boya Kiti

Hem A pipetindeki (sarı-turuncu boya içeren) hem de B pipetindeki (morboya içeren) içerik 5 mL distile su ile karıştırılarak LIVE/DEAD BacLight boya çözeltisi hazırlandı. Daha sonra lamlara yapıştırılan her örneğin üzerini kaplayacak şekilde (ortalama 2  $\mu$ l) boya karışımından örneğin tüm yüzeyi boyandı. Karanlık ortamda oda sıcaklığında 15 dk bekletildi. Ardından boya artıklarının uzaklaştırılması için örneklerin yüzeyi 5 ml steril serum fizyolojik ile yıkandı.<sup>(145)</sup>

### 3.7.2. Görüntü Analizinin Yapılması

Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarında bulunan lazer taramalı konfokal mikroskop (Zeiss Lsm 510 Meta, Zeiss GmbH, Jena, Germany) kullanılarak örneklerin görüntülenmesi yapılmıştır (Şekil 3.7.3).



Şekil 3.7.3. Görüntüleme için kullanılan konfokal lazer taramalı mikroskopu

Görüntüleme 488 nm dalga boyunda argon/2 lazer ve 543 nm dalga boyunda HeNe1 lazer kaynakları kullanıldı. Cihaz 30.0 mW gücünde ayarlandı ve 40X objektif ile görüntüleme yapıldı. Her bir gruptaki örneğin farklı bölgelerinden ayrı ayrı 7 görüntü alındı.

### **3.8. Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi İçin İstatistiksel Analizlerin Yapılması**

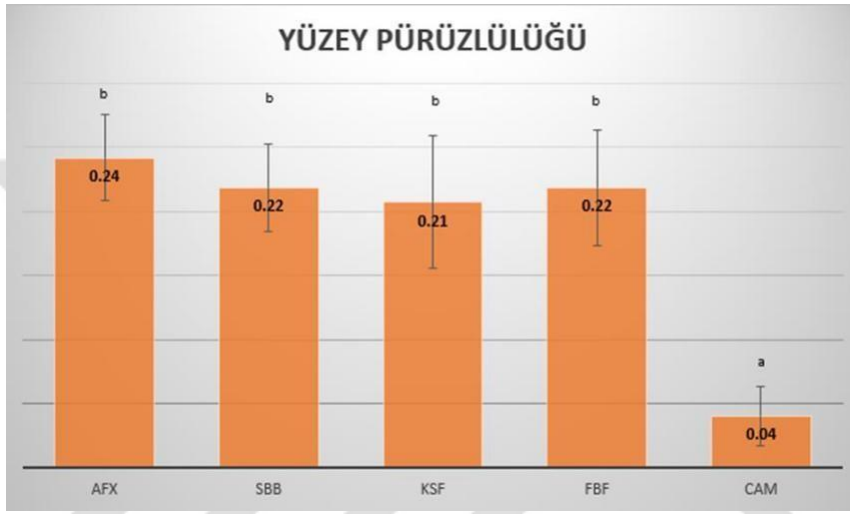
Çalışmamızda SPSS 22 paket programı kullanılarak istatistiksel analizler yapıldı. Yüzey pürüzlülüğü, temas açısı ve S. mutans ve S. mitis bakteri ölçüm verilerinde normallik analizi için Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleri kullanılmıştır. Gruplar arasındaki farklılıkların değerlendirilmesi için ise One-way ANOVA ve Tukey HSD çoklu karşılaştırma test analizleri kullanılmıştır.

Tüm sonuçlar için anlamlılık düzeyi  $p=0.05$  olarak belirlenmiştir.

## 4. BULGULAR

### 4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

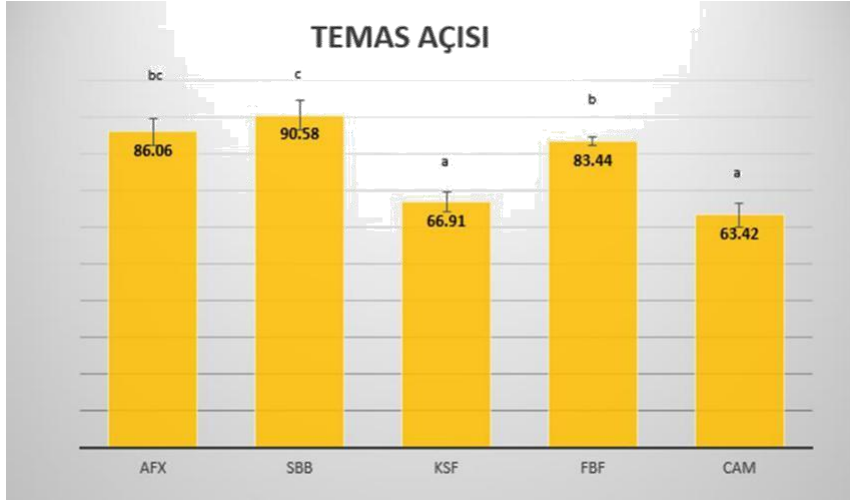
Ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Şekil 4.1.1'deki grafikte gösterilmiştir. Kontrol grubu olan cam bulk-fill kompozitlere kıyasla en düşük Ra değerlerini göstermiştir ( $P<0,05$ ). Diğer dört bulk fill kompozit grubu arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).



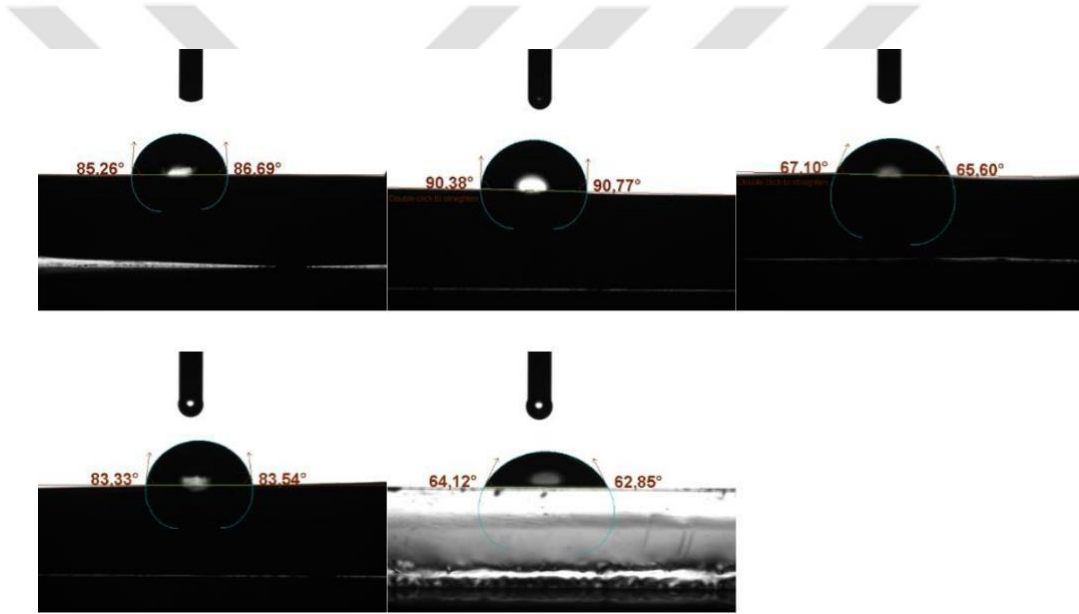
Şekil 4.1.1. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin grafiksel gösterimi(Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ( $p<0,05$ ))

### 4.2 Hidrofobiklik ve Serbest Yüzey Enerjisi Bulguları

Tüm materyallerin hidrofobiklik (temas açısı) değerleri Şekil 4.2.1'de grafiksel olarak sunulmuştur. Ayrıca tüm test örneklerine ait temas açısı değerlerini gösteren fotoğraflar Şekil 4.2.2'de görülmektedir. İstatistiksel olarak en düşük temas açısı değerlerini cam (63,42) ve Kerr Sonic fill-2 (KSF) (66,91) örnekleri gösterirken bu iki materyal arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). En yüksek su temas açısı değerinin ise Shofu Beautiful Bulk (SBB) (90,58)' ta bulunmasına rağmen Admira Fusion X-tra (86,06) ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ( $p>0,05$ ). Bununla birlikte, Filtek Bulk Fill'in (83,44) Admira Fusion X-tra ile arasında istatistiksel fark bulunmaz iken, temas açısı değerinin Shofu Beautiful Bulk'tan anlamlı derecede daha düşük olduğu görülmüştür ( $p<0,05$ ).

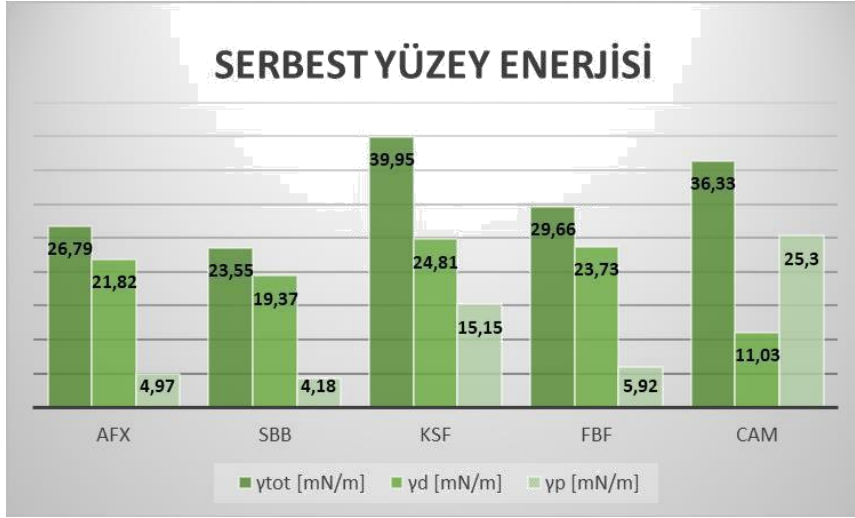


**Şekil 4.2.1.** Temas açısı değerlerinin grafiksel gösterimi (Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ( $p < 0,05$ ))



**Şekil 4.2.2.** Temas açısı ölçümlerinde kullandığımız test örneklerine ait fotoğraflar

Serbest yüzey enerjisi (SFE) bulguları Şekil 4.2.3'te ve Tablo 4.2.1 'de gösterilmiştir. Değerlendirilen materyaller arasında, en yüksek total serbest yüzey enerjisi değeri KSF'de (39,95), en düşük ise SBB (23,55)'de bulunmuştur. Genellikle total serbest yüzey enerjisi ( $\gamma^{tot}$ )'ne, dispersive ( $\gamma^d$ ) (dağılan) bileşenlerin yaptığı katkı daha fazla iken polar ( $\gamma^p$ ) (kutupsal) bileşenlerin katkısı daha az bulunmuştur. Bu duruma istisna olarak cam materyalinde polar bileşenlerin  $\gamma^{tot}$  üzerine etkisi daha fazladır. Serbest yüzey enerjilerinin dispersive (dağılan) bileşenlerine ayrı olarak bakıldığında ise  $\gamma^d$  değeri en yüksek olan KSF (24,81), en düşük olan ise cam (11,03)'dür. Serbest yüzey enerjisinin  $\gamma^p$  bileşenlerinde ise en yüksek değeri cam verirken en düşük değeri SBB vermiştir.



Şekil 4.2.3. Serbest yüzey enerjisi değerlerinin grafiksel gösterimi

Tablo 4.2.1. Serbest yüzey enerjisi değerleri, dispersive ve polar bileşenleri

	AFX	SBB	KSF	FBF	CAM
$\gamma_{tot}$ [mN/m]	26,79	23,55	39,95	29,66	36,33
$\gamma_d$ [mN/m]	21,82	19,37	24,81	23,73	11,03
$\gamma_p$ [mN/m]	4,97	4,18	15,15	5,92	25,30

### 4.3 EDS ve SEM Analizi Bulguları

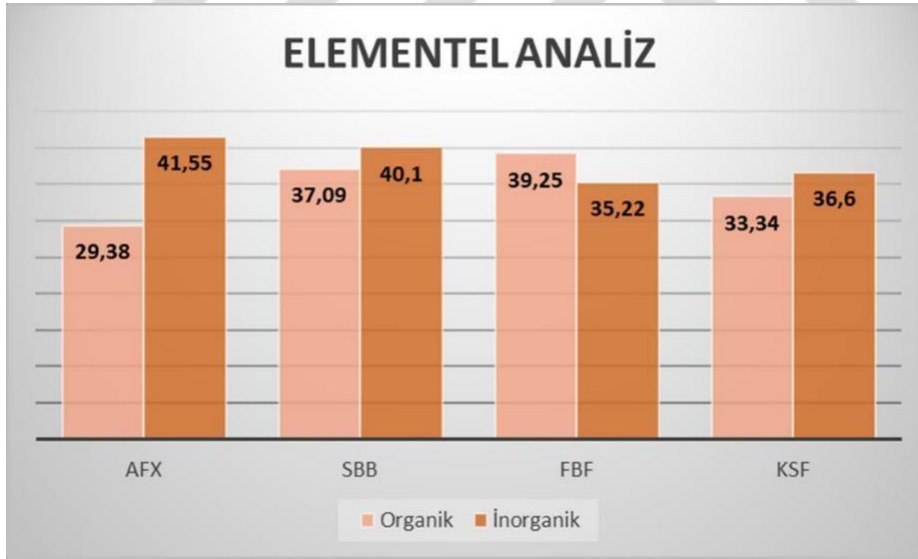
Yapılan EDS analizinde bulk-fill kompozitlerin elementel kompozisyonunda belirgin farklılıklar gözlenmiştir. Tablo 4.3.1’de EDS analizi yapılan bulk fill kompozitlerin kimyasal bileşimleri gösterilmiştir.

Tablo 4.3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin elemental analizi

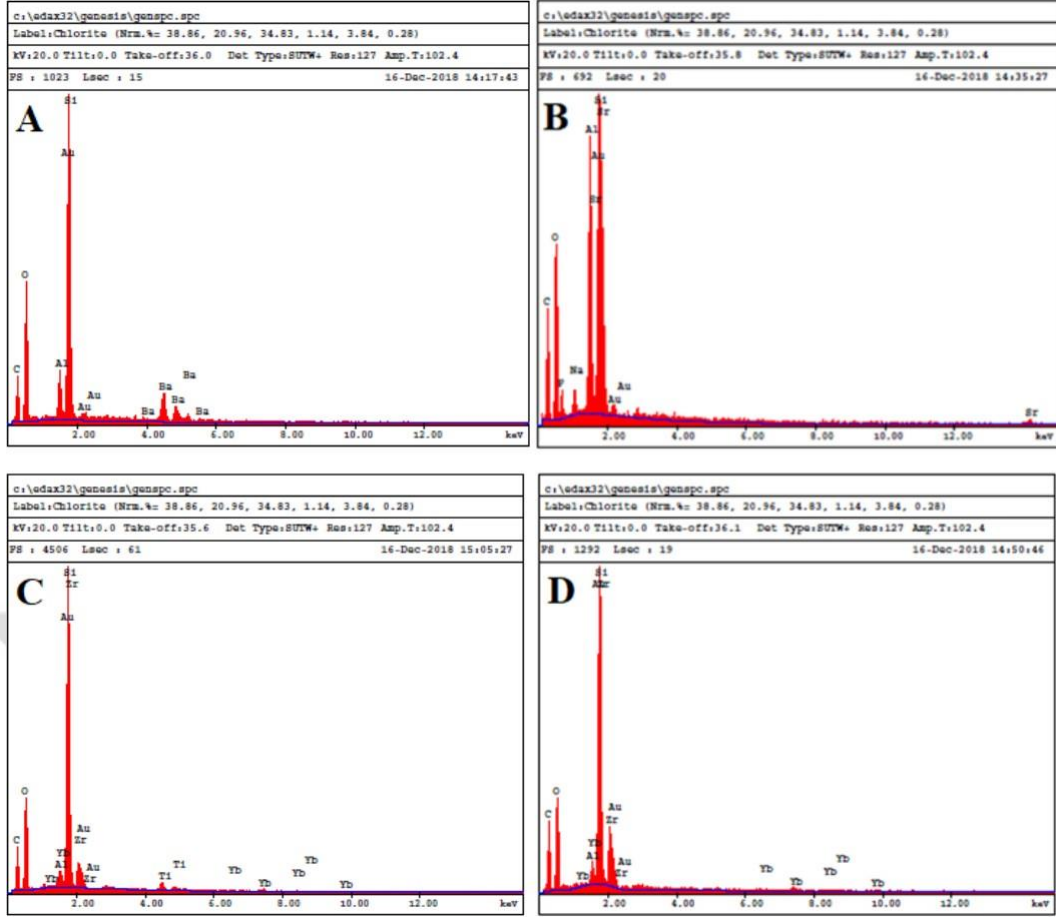
	C (Organik)	Si	Al	Sr	Ba	F	Zr	Yb	Ti	Na
<b>AFX</b>	29,38	24,40	3,3	-	13,85	-	-	-	-	-
<b>SBB</b>	37,09	9,79	8,07	18,3	-	2,79	-	-	-	1,15
<b>KSF</b>	33,34	25,11	0,88	-	-	-	6,11	2,98	0,98	-
<b>FBF</b>	39,25	21,1	0,20	-	-	-	9,7	4,22	-	-

Elemental analizi yapılan kompozit rezinlerin hepsi Si (silisyum) ve Al (alüminyum) içermektedir. En yüksek Si miktarını KSF (25,11) gösterirken en düşük Si değeri de SBB'de(9,79) bulunmuştur. Değerlendirdiğimiz kompozit rezinlerin Al miktarına bakacak olursak en yüksek miktarda Al SBB'de (8,07) iken, en düşük miktarı FBF (0,20) göstermiştir. Bunların dışında AFX 'nin Ba (13,85) içeriğinin yüksek olması göze çarpmaktadır. Değerlendirilen kompozitlerden sadece SBB'de yüksek miktarda Sr (18,3) ve düşük miktarlarda F (2,79) ve Na (1,15) bulunmaktadır. FBF Zr (9,7) ve Yb (4,22), KSF ise Zr (6,11), Yb (2,98) ve Ti (0,98) içermektedir.

Kompozitlerin yüzey bileşimi üzerindeki etkisini karşılaştırmak için, inorganik kısma ait tüm elementler toplanmış, organik kısım ise karbon ile temsil edilmiştir.<sup>(146)</sup>. Organik ve inorganik kısımların miktarları Şekil 4.3.1'de grafiksel olarak sunulmaktadır. Değerlendirilen tüm bulk-fill kompozitleri arasında en yüksek organik içeriği FBF (39,25) ve SBB (37,09) göstermiştir. KSF (33,34) ve AFX (29,38) ise daha düşük C içerikleri göstermiştir. Şekil 4.3.2'de ise EDS analizinde tanımlanan elementlerin grafiksel şekilleri yer almaktadır.

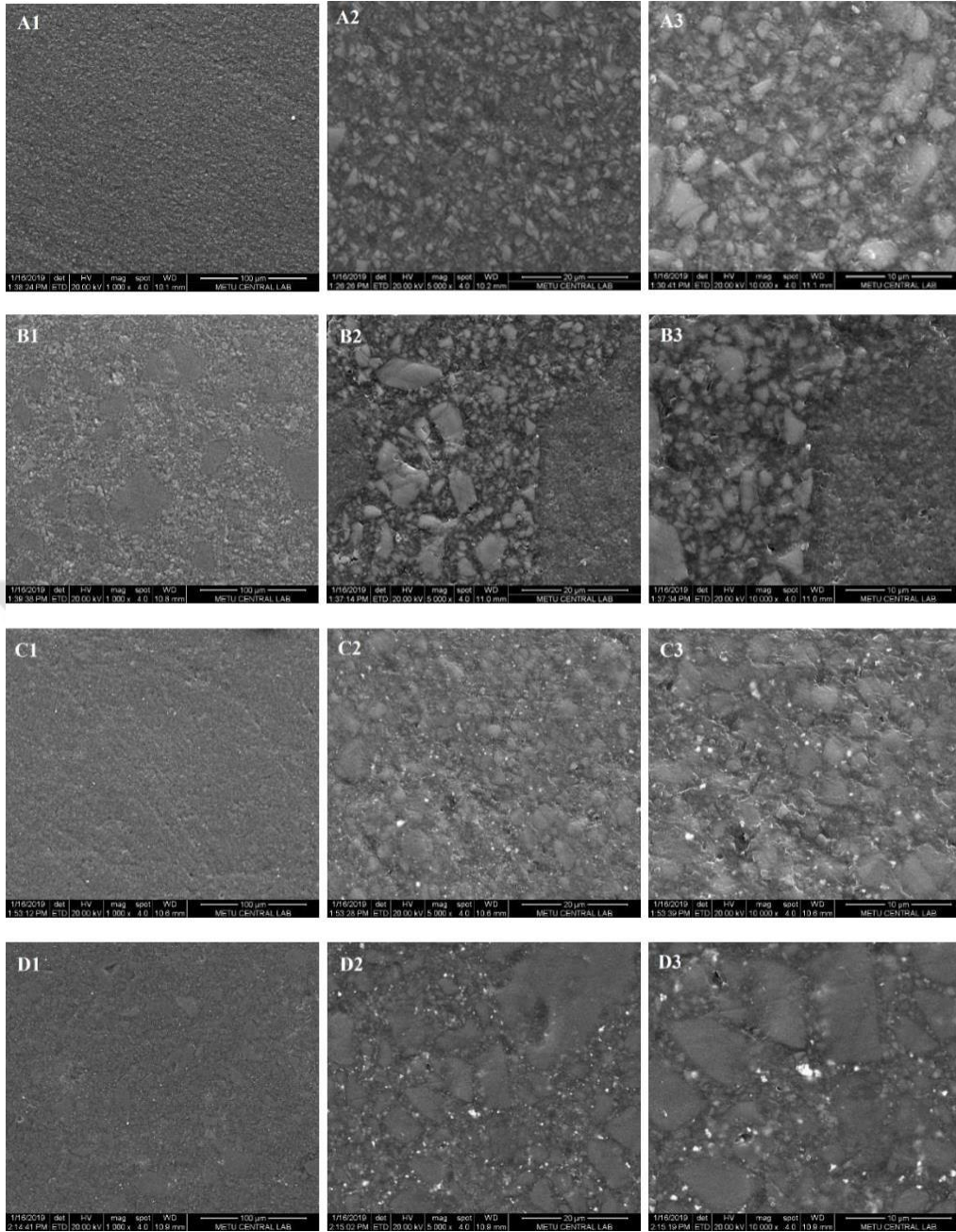


**Şekil 4.3.1.** Bulk-fill materyallerin organik ve inorganik içeriklerinin grafiksel gösterimi (Değerler % olarak ifade edilmiştir.)



**Şekil 4.3.2.** EDS analizinde tanımlanan elementler. Sırasıyla A,B,C,D harfleri AFX, SBB, FBF, KSF'yi temsil etmektedir.

Herbir gruptan alınan SEM görüntüleri incelendiğinde bitim ve cila işlemi uygulanan örnek yüzeylerinin birbirinden farklı yüzey görüntülerine sahip oldukları saptandı. Çalışmada kullanılan örneklerin yüzey morfolojisi Şekil 4.3.3'te gösterilmiştir. SEM görüntüleri kalitatif ve morfolojik bir gözlem sağlamıştır. İncelenen bulk-fill kompozitlerin tümü inorganik doldurucular ve organik rezin matrisinden oluşan heterojen bir yüzeye sahiptir. Özellikle SBB örneklerinde büyük doldurucu partiküller göze çarpmaktadır (Şekil 4.3.3 B1 ve B2). AFX ve FBF'in yüzeyinde cilalamadan kaynaklanan çizikler gözlenmektedir (Şekil 4.3.3 A1 ve C1).

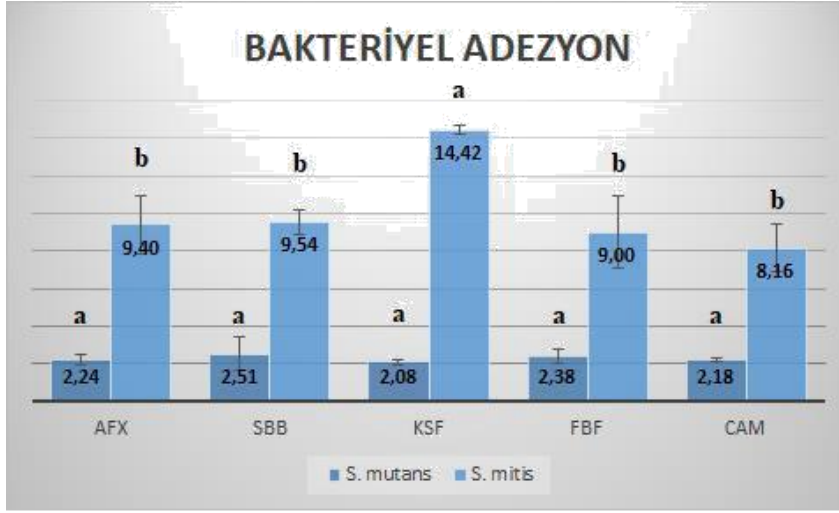


**Şekil 4.3.3.** Bulk-fill kompozitlerden alınan SEM mikroradyografları. Sırasıyla A,B,C,D harfleri AFX, SBB, FBF, KSF olarak, 1,2,3 rakamları ise sırasıyla x1000, x5000, x10000 ' lik büyütmeleri temsil etmektedir.

#### 4.4 Bakteriyeel Adezyon Bulguları

Materyallerin *S. mutans* ve *S. mitis* bakteri adezyon yoğunluğunun ortalama ve standart sapma değerlerinin grafiksel dağılımı Şekil 4.4.1'de gösterilmektedir.





Şekil 4.4.1. S. mutans ve S. mitis bakteri sayıları (x10<sup>8</sup> CfU/ml) (Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir (p<0,05))

Tüm materyal gruplarında S. mutans bakteri sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p>0,05). Bütün gruplar birbirine yakın değerler vermiştir.

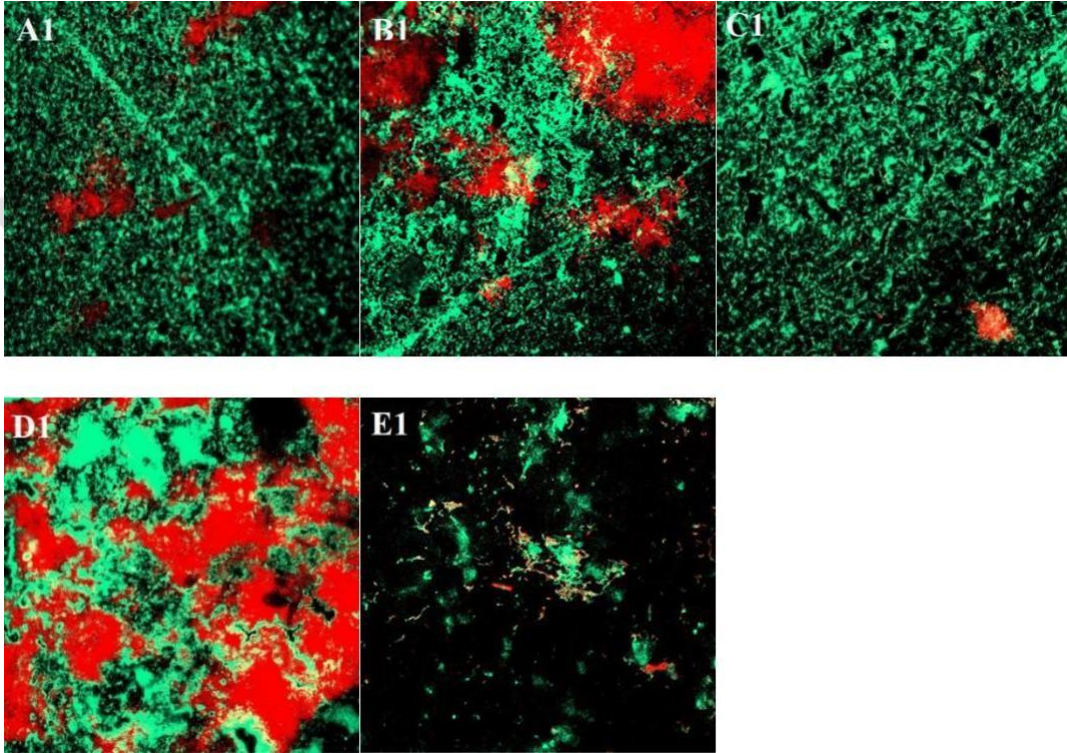
KSF örneklerinin yüzeyinde S. mitis bakteri adezyonunun diğer gruplara göre daha yüksek olduğu görülmektedir (p<0,05). Bununla birlikte, AFX, SBB, FBF ve cam grupları arasında S. mitis bakteri sayıları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir (p>0,05).

Materyal gruplarının yüzey pürüzlülüğü, temas açısı, serbest yüzey enerjisi, S. mutans ve S. mitis değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.4.1’de gösterilmektedir.

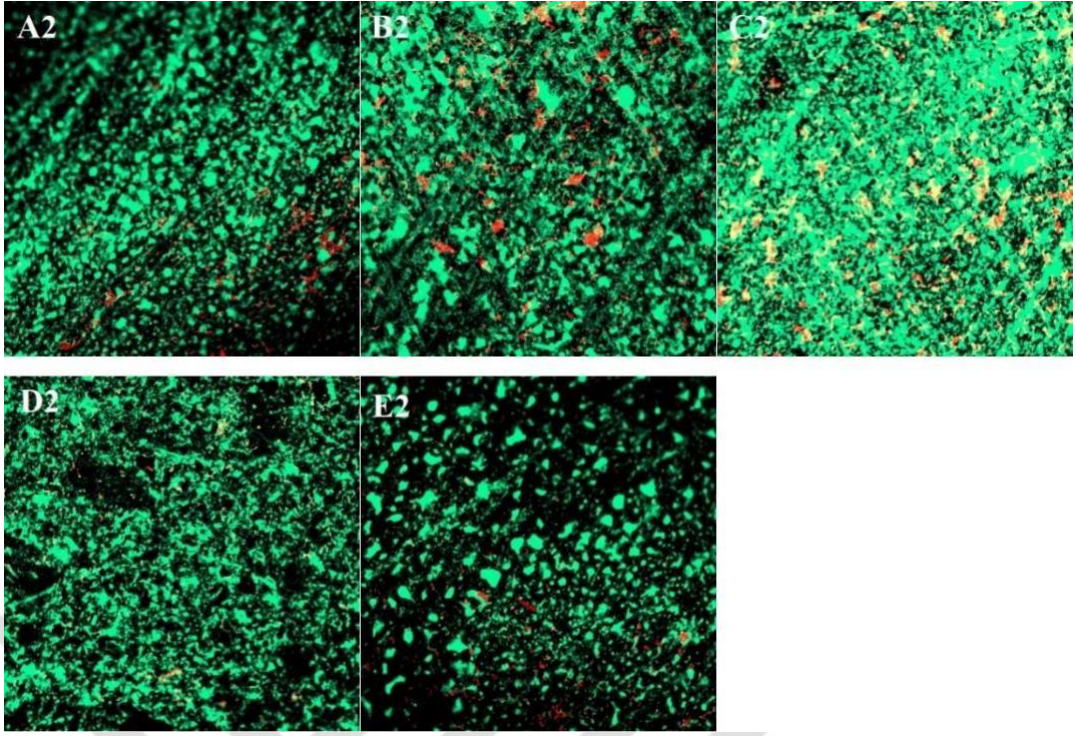
Tablo 4.4.1. Tüm materyal gruplarının değerlerinin karşılaştırılması (Aynı satırda yer alan farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel farkları ifade etmektedir (p<0,05))

	AFX	SBB	KSF	FBF	Cam
<b>Ra</b>	0,24 (0,03) <sup>b</sup>	0,22 (0,03) <sup>b</sup>	0,21 (0,05) <sup>b</sup>	0,22 (0,05) <sup>b</sup>	0,04 (0,02) <sup>a</sup>
<b>Temas açısı</b>	86,06 (3,77) <sup>bc</sup>	90,58 (3,99) <sup>c</sup>	66,91 (2,60) <sup>a</sup>	83,44 (1,13) <sup>b</sup>	63,42 (3,18) <sup>a</sup>
<b>S.Mutans (x10<sup>8</sup> Cfu/ml)</b>	2,24 (0,28)	2,51 (0,91)	2,08 (0,11)	2,38 (0,37)	2,18 (0,11)
<b>S.Mitis (x10<sup>8</sup> Cfu/ml)</b>	9,40 (1,56) <sup>b</sup>	9,54 (0,65) <sup>b</sup>	14,42 (0,24) <sup>a</sup>	9,00 (1,90) <sup>b</sup>	8,16 (1,24) <sup>b</sup>

Konfokal lazer taramalı mikroskop (CLSM) incelemesinde (Şekil 4.4.1 ve 4.4.2), tüm materyal gruplarının üzerinde olgun, çok tabakalı, biyofilm yapılarının varlığı gözlenmiştir. Canlı hücreler yeşil, ölü hücreler ise kırmızı renkli olarak görünmektedir. Genel olarak örnek yüzeylerinde canlı hücrelerin daha yüksek prevalansı olduğu gözlenmiştir. Ancak incelenen CLSM görüntülerinde SBB ve FBF materyalinin yüzeyinde *S. mutans*'in ölü hücrelerinin varlığı göze çarpmaktadır (Şekil 4.4.1 B1 ve D1).



Şekil 4.4.2. Materyallerin üzerindeki *S. mutans*'in CLSM görüntüleri A1,B1,C1,D1,E1 sırasıyla AFX, SBB, KSF FBF ve Camı temsil etmektedir.



**Şekil 4.4.3.** Mateyallerin üzerindeki *S. mitis*'in CLSM görüntüleri A2,B2,C2,D2,E2 sırasıyla AFX, SBB, KSF, FBF ve Camı temsil etmektedir.

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada bulk-fill kompozit rezin materyallerin yüzey pürüzlülüğünü, serbest yüzey enerjisini, temas açısı ölçümlerini ve *S. mutans* ve *S. mitis* bakterilerinin adezyonunu kontrol materyali olan camla karşılaştırmayı amaçladık. Elde edilen verilere göre bulk-fill kompozitler kontrol materyalinden daha yüksek yüzey pürüzlülüğü sergilemiştir. Bu nedenle ilk sıfır hipotezimiz reddedilmiştir. Değerlendirilen bulk-fill kompozitlerden KSF ve kontrol grubunun temas açısı değerleri arasında fark bulunmazken, bu değerlerin diğer gruplardan anlamlı şekilde daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu yüzden ikinci sıfır hipotezi kısmen kabul edilmiştir. *S. mutans* bakteri adezyonunda tüm gruplar arasında farklılık bulunmamıştır. Üçüncü sıfır hipotezi kabul edilmiştir. *S. mitis* adezyonu ise sadece KSF grubunda kontrol grubundan farklı bulunmuştur. Bu nedenle dördüncü sıfır hipotezi de kısmen kabul edilmiştir. Kontrol grubu ve KSF'nin SFE değerleri diğer gruplara göre daha yüksek değerler göstermiştir.

Günümüzde farklı kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip birçok restoratif materyal mevcuttur. Klinik diş hekimliğinde kullanılan materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri restorasyonların başarısında önemli bir etkiye sahiptir. Özellikle restoratif materyallerin bakterilerin adezyonuna duyarlılığı, restorasyonların uzun ömürlülüğü için son derece önemlidir.<sup>(8, 139)</sup>

Kompozit rezinler, hem anterior hem de posterior dişlere uygulanan, estetik özellikleri ve kullanım kolaylıkları sayesinde en çok kullanılan restoratif materyallerdir.<sup>(7)</sup> Bu materyaller polimerik bir matriks, doldurucu partikülleri, doldurucu partiküllerini matrikse bağlayan silan ara bağlayıcı ve polimerizasyon işlemini destekleyen kimyasallardan oluşur. Kompozit rezinlerin formülasyonlarında ve polimerizasyon özelliklerinde yapılan değişiklikler ile bulk-fill kompozit rezinler yakın zamanda tanıtılmıştır. Bu materyaller ile polimerizasyon büzülmesini en aza indirmek ve polimerizasyon derinliğini arttırmak amaçlanmıştır. Kütleli olarak 4-6 mm'lik tabakaya kadar yerleştirilebilen bulk-fill kompozit rezinlerin, özellikle translusent yapısının artırılmasından ve polimerizasyon modülatörlerinin varlığından dolayı, bu derinliklerde düşük büzülme stresi ve yüksek polimerizasyon derecesi gösterdiği iddia edilmektedir.<sup>(147, 148)</sup>

Bulk-fill kompozit rezinler kendi aralarında doldurucu yüzdeleri ve rezin matriks bileşimi bakımından farklılıklar göstermektedir. Bazı ürünler akışkan bir kıvamda bulunurken, bazıları ise yüksek doldurucu içeriğine sahiptir ve bu nedenle daha viskozdur. Sonuç olarak, bu malzemelerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin markalar arasında farklılıklar göstermesi beklenmektedir.<sup>(148, 149)</sup> Bununla birlikte, bildiğimiz kadarıyla, bulk-fill kompozitler, genel olarak bir dental materyalin klinik ömrü üzerinde önemli bir etkiye sahip olan bakteriyel adezyon duyarlılıkları açısından henüz değerlendirilmemiştir.

Çalışmamızda, cam son derece pürüzsüz olduğu ve bakteriyel adezyon çalışmalarında yaygın olarak kullanıldığı için kontrol materyali olarak tercih edildi.<sup>(150, 151)</sup>

Mikrobiyal dental plak veya biyofilmler çürük ve periodontal hastalıkların ana nedeni olarak kabul edilmektedir.<sup>(1, 150)</sup> Oral mikrobiyaya, diş sert ve yumuşak dokularının yanı sıra restoratif materyallere de kolonize olan yüzlerce mikroorganizmadan oluşur.<sup>(152)</sup> Mikroorganizmalar yapıştığı yüzeyin fiziko-kimyasal özelliklerinden etkilenmektedir.<sup>(153)</sup> Bu nedenle yaptığımız çalışmada kullanılan materyallerin yüzey özellikleri ve kimyasal içerikleri değerlendirildi.

Çürük ve aktif plakla ilişkili olarak Streptococcus mutans, Lactobacillus ve Actinomyces türleri de dâhil olmak üzere, oral kavitede çok sayıda farklı bakteri bulunmaktadır. Ağız boşluğu içindeki çeşitli ekolojik ortamlarda bulunan mikroorganizmalar yer aldıkları biyofilm topluluklarına göre önemli farklılıklar göstermektedir. Dişler normal olarak Streptococcus sanguis ve Streptococcus mitis'in egemen olduğu biyofilm topluluğuna sahiptir.<sup>(106)</sup> Bununla birlikte, karbonhidratların (sakaroz, fruktoz, glukoz) sık tüketimi, asidojenik ve asidurik mikroflorayı desteklemekte ve mineralizasyon döngüsünde dengenin dişlerin demineralizasyonuna doğru kaymasına neden olmaktadır.<sup>(151)</sup> Özellikle mutans streptokoklar tarafından laktik asit üretilmesi çürük oluşumunu başlatan mine matriksinin çözülmesine neden olmaktadır.<sup>(151, 154)</sup> Bu nedenlerden dolayı, yaptığımız bu tez çalışmasında erken kolonize olan S.mitis ve çürükle ilişkili olan S. mutans bakterilerinin materyallere adezyonunu test etmeyi amaçladık. S. mutans ve S. mitis bakterilerini ayrı ayrı değerlendirerek her iki bakterinin adezyon potansiyelini karşılaştırdık.

Tükürükten elde edilen pelikül tabakasının oluşumu bakteriyel kolonizasyonun ilk adımını oluşturmaktadır.<sup>(151)</sup> Pelikül oluşumundan sonra, bakteriyel adezyon bakterinin yüzeye taşınması, geri dönüşümlü ve geri dönüşümsüz olarak başlangıç adezyonu, belirli etkileşimlerle bağlanması ve bir biyofilm oluşturmak için kolonizasyonu gibi çeşitli aşamalardan meydana gelmektedir.<sup>(87)</sup> Bakterilerin substrat yüzeyi ile birincil etkileşimi, spesifik olmayan kuvvetler aracılığıyla olmaktadır. Van der Waals kuvvetleri, Coulomb kuvvetleri, hidrofobik, elektrostatik ve Lewis asit-baz gibi yüzey ve bakteri arasındaki spesifik olmayan kimyasal ve kovalent etkileşimler de bakteri adezyon sürecini etkilemektedir.<sup>(150)</sup> Bununla birlikte, özel etkileşimlerle bakteri ve yüzey arasında daha sağlam bir adezyon sağlanabilmektedir.<sup>(151)</sup> Buna, bakteri yüzeyindeki spesifik bileşenler ve substrat yüzeyindeki pelikülün reseptör molekülleri aracılık etmektedir.<sup>(155)</sup> Böylece hem bakteriyel hücrelerin hidrofobik bölgeleri hem de tükürük pelikülündeki reseptörler bakterilerin bir yüzeye adezyonunda etkili olmaktadır.

Bu çalışmada test edilen örnekler oral ortamı taklit etmek için müsin içeren yapay tükürük ile kaplanmıştır. Tükürüğün, adezyon sürecini etkilediği bilinmektedir, ancak pelikül oluşumunun mikroorganizmaların adezyonunu azalttığı veya arttırdığı konusunda çelişkili kanıtlar vardır.<sup>(156, 157)</sup>

Bununla birlikte, in vivo ve in vitro durum arasındaki farkı tükürük varlığına indirgemek yeterli değildir, çünkü farklı bakteri türlerinin bulunması veya günlük beslenme gibi birçok faktör de oral kavitedeki bakteri adezyonunu etkilemektedir.<sup>(156, 158)</sup>

Pereira ve ark. 2011 yılında, örneklerin tükürük ile kaplanmasının, uygulanan bitim ve cila prosedürlerinden bağımsız olarak, kullanılan üç farklı kompozit rezinin yüzeyinde biyofilm oluşumunda önemli bir artış sağladığını göstermiştir<sup>(142)</sup>.

Ionescu ve ark. yakın zamanda yaptıkları bir çalışmada, iki tane rezin kompoziti farklı yüzey işlemlerine tabi tutmuşlar ve örneklerin yüzeylerine bakteri adezyonunu tükürükle kaplayarak ve tükürük olmadan gerçekleştirmişlerdir. Biyofilm oluşumunun, materyallere bağlı olduğunu ve örneklerin tükürük ile kaplanmasının, uygulanan yüzey işlemlerini ve kompozit rezinler arasındaki farklılıkları ortadan kaldırdığını bildirmişlerdir.<sup>(159)</sup>

Yapılan başka bir çalışmada da, örneklerin tükürükle kaplamasının, kaplanmamış yüzeylere kıyasla bakterilerin restoratif materyallere adezyonunu azaltabileceği belirtilmiştir.<sup>(160)</sup> Ayrıca analizler, sükröz yokluğunda gerçekleştirildiğinden, bakteri ve substrat arasındaki hidrofobik ve elektrostatik etkileşimlerin bu adezyon tipindeki rolü değerlendirilememiştir.

Yapılan bazı in vitro çalışmalarda doğal tükürük bazılarında ise yapay tükürük kullanılmıştır.<sup>(143, 144, 146, 161)</sup> Yapay tükürüğün, doğal tükürükte bulunan kişiye özel farklılıkları ortadan kaldırarak örneklerin yüzeylerinde standardizasyonu sağladığı belirtilmiştir. Ayrıca, yapay tükürüğün içeriğinde bulunan müsin sayesinde, örneklerin üzerine bakterilerin spesifik olarak tutunmasının sağlandığı düşünülmektedir.<sup>(162, 163)</sup> Bununla birlikte yapılan bir çalışmada, yapay tükürüğün, doğal tükürüğün tüm özelliklerini sergilemesinin mümkün olmadığı belirtilmiştir.<sup>(164)</sup> Biz de çalışmamızda, kullandığımız materyallerin yüzeylerinde standardizasyonu sağlamak ve müsinden zengin pelikül tabakası oluşturabilmek için biyofilm oluşumundan önce Fusuyama' nın formülünü referans olarak hazırlanmış olan yapay tükürüğü kullandık.<sup>(164, 165)</sup>

Literatürde yer alan birçok çalışma, aslında yüzey yapısının etkisini dikkate alarak adezyon ve biyofilm oluşumunun kompozit rezinler üzerindeki ilk aşamalarını değerlendirmiştir.<sup>(5, 87, 100, 111, 166-168)</sup> Literatür taramalarını incelediğimizde, biyofilm tabakasının oluşumu ve test edilmiş parametrelerin yapılandırılmış biyofilm üzerindeki etkisini değerlendirmek için farklı inkübasyon süreleri kullanılmıştır. Yapılan bir in vitro çalışmada da restoratif materyaller yüzeyindeki statik bakteriyel besi kültürlerinin maksimum 24 saat kullanım için uygun olduğu belirtilmiştir.<sup>(162)</sup> Eick ve ark, çalışmalarında bakteri enzim ve artıklarının bakteri canlılığının devamını 24 saat sonunda engellendiğini belirtmişlerdir.<sup>(162)</sup> Aykent ve ark. da yaptıkları in vitro çalışmada S. mutans'ın çeşitli restoratif materyallere adezyonunu incelemiş ve 24 saatlik bakteri inkübasyonu gerçekleştirmişlerdir.<sup>(143)</sup> Rüttermann ve ark. da 2012 yılında yaptıkları bir çalışmada,<sup>(169)</sup> 8 ve 24 saat inkübasyon yaparak erken kolonize olan bakterilerin canlılıklarını konfokal lazer taramalı mikroskopla değerlendirmişlerdir. Bütün test materyallerinde, tüm bakteriler göz önüne alındığında, toplam bakteri sayısı 8 saat ile karşılaştırıldığında 24 saat sonunda artmıştır. Yine yapılan bir çalışmada üç farklı kompozit, farklı bitim ve cila

prosedürleri uygulanarak, 1 saat boyunca tükürük ve 24 saat boyunca da *S. mutans* süspansiyonunda inkübe edilmiştir.<sup>(142)</sup> Bu çalışmaları referans olarak biz de çalışmamızda 24 saatlik bakteri inkübasyon süresini ve 1 saatlik tükürük kaplamasını yaparak bakteri adezyonunu değerlendirdik.

Yüzeyleyler üzerinde biriken mikroorganizmaların ve biyofilmlerin değerlendirilmesi için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden CFU ile koloni sayısının ölçümü substrata yapışan veya biyofilm yapısı içinde büyüyen canlı bakterilerin miktarı hakkında bilgi vermektedir. CLSM analizi ise biyofilm yapılarını ölçmek için bir floresan görüntüleme tabanlı analizi kullanan ve biyofilm yapısının üç boyutlu görüntünün elde edilmesini sağlayan mikroskobik bir tekniktir.

Yapılan çalışmalarla, konvansiyonel bakteriyoloji ve floresan görüntüleme yöntemlerinin sonuçlarında farklılıklar elde edilmiş ve floresan görüntüleme yönteminin doğruluğunun daha güvenilir olduğu belirtilmiştir.<sup>(144, 146)</sup> Bu bilgilere dayanarak yapılan tez çalışmamızda kompozitlerin yüzeyinde oluşan bakteriyel kolonilerin hem konvansiyonel yöntem olan CFU ile sayımı hemde bu kolonilerin CLSM ile görüntülenmesini gerçekleştirdik.<sup>(126)</sup>

CLSM ile yapılan görüntülemelerde bir floresan boya kombinasyonu kullanımı in vitro biyofilm analizi için rutin bir uygulama haline gelmiştir. Çalışmamızda floresan boya kombinasyonu olarak (LIVE / DEAD Baclight) boya kombinasyonu kullanılmıştır. Boya kiti içerisinde bulunan SYTO 9, canlı hücreleri yeşile, propidium iyodür ise hasarlı membrana sahip olan hücreleri yani ölü hücreleri kırmızıya boyamıştır. Yapılan bu çalışmada hemen hemen bütün materyallerde canlı ve ölü bakterilerin adezyonuna rastladık (Şekil 4.4.1, 4.4.2). Özellikle FBF ve SBB'nin *S. mutans* adezyonunda ölü hücrelerin fazlalığı dikkat çekiciydi (şekil 4.4.1 B1, D1).

Oral kavitede, bir rezin kompozitin klinik başarısı, restorasyonların yüzey kalitesi de dâhil olmak üzere birçok önemli faktöre bağlıdır.<sup>(170)</sup> Bu faktörlerden bitim ve cila işlemleri, restorasyona iyi bir estetik görünüm ve yüzey parlaklığı kazandırır ve retansiyon oluşturan alanlar ortadan kaldırır.<sup>(171-173)</sup>

Bir kompozit rezinde oluşturulabilecek en pürüzsüz yüzey şeffaf bant ile elde edilmektedir.<sup>(173)</sup> Bununla birlikte, literatürde şeffaf bant ile oluşturulan yüzeyde meydana gelen rezinden zengin tabakanın zayıf fiziksel, mekanik ve biyolojik



özelliklere sahip olabileceği bildirilmiştir.<sup>(84, 173)</sup> Bitim ve cila prosedürleri, bu tabakanın uzaklaşmasını sağlayarak,<sup>(174)</sup> polisaj sistemi ve kullanılan materyaller nedeniyle yüzeyde bir dereceye kadar pürüzlülüğe neden olmaktadır.<sup>(175)</sup> Bitim ve cila işlemlerinden sonra, kompozit rezinlerin yüzey mikromorfolojisi kompozit rezinlerdeki doldurucu partiküllerin tipi, miktarı, büyüklüğü ve sertliğinden etkilenmektedir. Ayrıca kullanılan materyallerin esnekliği, aşındırıcının sertliği, grit büyüklüğü ve uygulama yöntemi de pürüzlülüğün belirlenmesinde etkili olmaktadır.<sup>(173, 176)</sup>

Bitim ve cila prosedürlerinde, oldukça pürüzsüz bir yüzey elde etmek için sıralı bir sistem kullanımı gerekmektedir.<sup>(177)</sup> Weinstein'a göre, aşındırıcının partikül boyutunu sistematik olarak azaltarak, daha düz bir yüzey elde edilebilir.<sup>(178)</sup> Birçok çalışmada Sof-Lex cila isteminin en az pürüzlü yüzey oluşmasını sağladığı rapor edilmiştir.<sup>(143, 173, 179, 180)</sup> Yapılan çoğu çalışmada alüminyum oksit disklerin kompozit rezinlerdeki doldurucuları yerinden oynatmadan, düzenli ve tüm yüzeyde eşit bir kesim yaparak daha pürüzsüz yüzeyler ürettiği gösterilmiştir.<sup>(173, 177, 181)</sup> Yapılan bu çalışmalara dayanarak bu çalışmada, optimum yüzey cilası elde etmek için grit büyüklüğü aşamalı olarak azalan, alüminyum oksit diskleri olan Sof-Lex cila sistemi seçilmiştir.

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için mekanik ve lazer profilometresi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi çok çeşitli yöntemler kullanılmaktadır.<sup>(87)</sup> Bunlar arasında en yaygın olarak kullanılan ve bizim de bu çalışmada kullanmayı tercih ettiğimiz yöntem mekanik profilometre ile yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesidir. Bu yöntemde uluslararası pürüzlülük parametresi olan ve  $\mu\text{m}$  cinsinden değer veren 'Ra' parametresi kullanılmaktadır.<sup>(89)</sup> İki boyutlu profil veren mekanik profilometre cihazı ortalama pürüzlülüğü aritmetik olarak hesaplamada en basit ve en yaygın yöntem olarak kullanılmaktadır.<sup>(176, 177)</sup>

Değerlendirilen restoratif materyalin tipi ve fiziksel özelliklerinin, kullanılan bitim ve cila sisteminin, aşındırıcı olarak kullanılan disklerin partikül boyutu, miktarı ve şeklinin, restoratif materyal ve aşındırıcı sistem arasındaki sertlik farkının materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi bulunmaktadır. Ayrıca bu faktörlerle birlikte kullanılan bitim ve cila sisteminin uygulanma hızının ve işlem sırasında kompozit rezinlere uygulanan basıncın da yüzey pürüzlülüğünde etkili olduğu bilinmektedir.<sup>(182)</sup>

Yüzey pürüzlülüğü, bakteri adezyonu ve biyofilm oluşumu üzerinde önemli bir rol oynamaktadır. Hem in vivo hem de in vitro olarak, bakterilerin pürüzlü yüzeylere pürüzsüz bir yüzeyden daha fazla biriktiği görülmüştür.<sup>(151)</sup> Bollen ve arkadaşları, 0,2 µm Ra değerini bir eşik değeri olarak belirlemişler ve bu değerin altındaki yüzey pürüzlülüğünde, bakteri adezyonunda fazla bir azalma beklenmeyeceğini, bununla birlikte daha yüksek değerlerde de daha yüksek sayıda bakteri adezyonu olabileceğini bildirmişlerdir.<sup>(80)</sup>

Birer tane nanohibrit, nanoseramik, mikrohibrit ve bulk-fill kompozitin, bitim ve cila işlemleri yapıldıktan sonra yüzey pürüzlülüklerini profilometre ile değerlendiren bir çalışmada nanohibrit kompozit ve bulk-fill kompozitin diğer kompozitlere kıyasla daha pürüzsüz yüzeyler sergilediği görülmüştür.<sup>(183)</sup>

Cazzaniga ve ark.<sup>(146)</sup> yakın zamanda yaptıkları bir çalışmada, mikrohibrit (Enamel Plus HFO), nanohibrit (Estelite Asteria), nanofill (Filtek Supreme XTE) ve bulk-fill (Sonicfill 2) kompozitlerini farklı cila sistemleri ile cilalayarak yüzey pürüzlülüğünü, SEM ve EDS analizlerini değerlendirmişler ve bu kompozitlerin S. mutans adezyonuna etkilerini incelemişlerdir. Sonuçlarına göre nanohibrit, nanofill ve bulk-fill kompozitlerde yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı bir farklılık bulmamışlardır. Nanofill kompozitin bulk-fill kompozite göre daha düşük bakteri adezyonu gösterdiğini ve S. mutans biyofilm oluşumunun materyalden önemli ölçüde etkilendiğini ancak bitim ve cila prosedürlerinden etkilenmediğini belirtmişlerdir.

Eick ve ark. 2004'te, çeşitli restoratif materyallerin (amalgam, kompozit, seramik, cam iyonomer siman) yüzeyinde S. mutans biyofilm oluşumunu incelemiştir.<sup>(162)</sup> Elde edilen sonuçlara göre yüzey pürüzlülüğü ile S. mutans CFU sayıları arasında bir ilişki olmadığını göstermiştir.

Çalışmamızda kullanılan dört bulk-fill kompozit resinin yüzey pürüzlülüğü değerleri kontrol grubu olan camın pürüzlülük değerinden (0,04 µm) istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. AFX, KSF, SBB ve FBF materyalleri eşik değerin biraz üzerinde (0,24-0,21 µm) pürüzlülük değeri sergilese de aralarındaki fark anlamlı bulunmamıştır. Kullanılan bulk-fill kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin kontrol grubundan oldukça yüksek bulunmasına rağmen çalışmamızda yukarıdaki

çalışmalarla benzer şekilde *S. mutans* CFU sayısı üzerinde bir etkisinin olmadığı görülmüştür ( $p<0,05$ ).

Öte yandan, yüzey pürüzlülüğünün mikrobiyal adezyon üzerinde etkisi olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır. Aykent ve ark.<sup>(143)</sup> indirekt kompozit rezin, direkt kompozit rezin ve seramik blok materyallerine 4 farklı bitim ve cila prosedürü uygulayarak yüzey pürüzlüklerini ve bakteri adezyonunu değerlendirmişlerdir. Canlı *S. mutans* miktarının yüzey pürüzlülüğü ile arttığını göstermişlerdir. Ikeda ve ark. 2007'de, iki indirekt restoratif materyali test etmiş, bitim ve cila prosedürleri ve yüzey pürüzlülüğünün biyofilm oluşumu üzerinde önemli bir etkisi olduğunu belirtmişlerdir.<sup>(166)</sup> Yakın zamanda yapılan başka bir çalışmada da *S. mutans*'ın 4 polimer esaslı restoratif materyal yüzeyinde erken bakteri adezyonu incelenmiş ve bakteri adezyonunun yüzey pürüzlülüğünden önemli ölçüde etkilendiği gösterilmiştir.<sup>(1)</sup> Bizim çalışmamızda farklı sonuçların bulunması çalışmada kullanılan materyallerin yapısal özelliklerinin farklı olması ve cilalama prosedürlerindeki çeşitlilik ile açıklanabilir.

Çalışmamızda AFX, SBB ve FBF grupları arasında yüzey pürüzlülüğü ve *S. mitis* CFU sayıları açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir ( $p<0,05$ ). Kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü düşük çıkmasına rağmen KSF hariç diğer kompozit gruplarıyla *S. mitis* CFU sayıları benzer bulunmuştur. Bununla birlikte KSF grubunun *S. mitis* adezyonu bütün gruplardan yüksek çıkmıştır (Tablo 4.4.1). *S. mutans* ve *S. mitis* bakterilerinin farklı adezyon özelliği göstermesi bakterilerin farklı yapışma duyarlılığına sahip olmasına bağlanabilir.

Yüzey pürüzlülüğüyle beraber biyofilm oluşumu için önemli olan diğer iki yüzey parametresi, serbest yüzey enerjisi (SFE) ve hidrofobiklikdir.<sup>(87, 184)</sup> İn vivo ve in vitro çalışmalarda, yüksek serbest yüzey enerjisine sahip yüzeylerde daha fazla plak birikimi olduğu belirtilmiştir.<sup>(185)</sup> Bakterilerin kendi yüzey özelliklerinin de bu termodinamik adezyon yaklaşımında belirleyici bir rol oynadığı bulunmuştur. *S. mitis* suşlarının hidrofilik özellik göstermesinin serbest yüzey enerjisinin yüksek olması ile *S. mutans* suşlarının ise hidrofobik karakterde olmasının serbest yüzey enerjisinin düşük olması ile ilgili olduğu rapor edilmiştir.<sup>(184, 186)</sup> Serbest yüzey enerjisi yüksek olan bakteri suşlarının tercihen SFE'si yüksek olan yüzeye, serbest yüzey enerjisi düşük olan suşların ise SFE'si düşük olan yüzeye daha iyi yapıştığı

belirtilmektedir.<sup>(157, 185)</sup> Çalışmamızda da KSF, serbest yüzey enerjisi en yüksek olan materyal grubudur. *S. mitis*'in serbest yüzey enerjisinin yüksek olması KSF'ye daha fazla tutunması ile açıklanabilir.

Düşük yüzey pürüzlülüğüne rağmen yüzeylere ilk bakteri adezyonunu sağlayan en önemli faktörün serbest yüzey enerjisi olduğu iddia edilmektedir.<sup>(80, 187, 188)</sup> Quirynen ve ark.<sup>(188)</sup> ve Bollen ve ark.<sup>(80)</sup> yaptıkları çalışmalarda; serbest yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğünün supragingival plak oluşumu üzerinde, başlangıç adezyonu ve mikroorganizmaların retansiyonu aşamasında etkili olduğunu ve serbest yüzey enerjisi ile plak oluşumu arasında pozitif bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, serbest yüzey enerjisi yüksek olan yüzeylerde mikrobiyal birikimin de daha yüksek düzeyde meydana gelebileceğini savunmuşlardır.<sup>(80, 188)</sup> Teughels ve ark. da, yüksek SFE'ye sahip yüzeylerin, düşük SFE'ye sahip yüzeylerden daha fazla bakteri adezyonuna ve dolayısıyla daha fazla biyofilm oluşumuna neden olduğunu vurgulamıştır.<sup>(157)</sup>

Farklı yüzey özelliklerine sahip materyallerin yüzey pürüzlülüğü, serbest yüzey enerjisi ve *S. mutans* adezyonu üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği bir çalışmada, nispeten düşük yüzey pürüzlülüğüne rağmen, SFE ve bileşenlerinin, materyaller arasında önemli ölçüde farklılıklar gösterdiği belirtilmiştir. Ayrıca SFE ve *S. mutans* adezyonu arasında bir korelasyon olduğunu ve SFE ve bunun dispersif, polar ve asit bileşenlerinin tükürük ile kaplamasına bakılmaksızın MS adezyonunu önemli ölçüde etkilediğini göstermişlerdir. Yani bakteri adezyonu için, SFE'nin, yüzey pürüzlülüğünden daha fazla etkili olduğunu vurgulamışlardır.<sup>(184)</sup>

Yaptığımız çalışmada da, nispeten düşük yüzey pürüzlülüğüne rağmen SFE değerleri arasında farklılıklar bulunmuştur. Özellikle camın pürüzlülük değeri en düşük çıkmasına rağmen KSF'den sonra serbest yüzey enerjisi en yüksek olan gruptur. Ve *S. mutans* adezyonu açısından diğer materyallerle arasında farklılık bulunmamıştır. Bu sonuç camın yüzey pürüzlülüğünün düşük olmasına rağmen serbest yüzey enerjisinin yüksek olması ile açıklanabilir. En yüksek SFE değerini ve en yüksek *S. mitis* adezyonunu KSF göstermiştir. AFX, SBB ve FBF için birbirine yakın SFE değerleri bulunmuştur. AFX, SBB ve FBF'nin *S. mitis* değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Yani bu materyallere *S.mitis* adezyonu ile SFE verileri paralellik göstermiştir.

Yuan ve ark., SFE ve / veya hidrofobikliğin özellikle pürüzsüz yüzeylerde bakteri adezyonunu etkileyip etkilemediğini değerlendirdikleri çalışmalarında, farklı partikül (grit) içeriğine sahip zımparalarla aynı materyallerde farklı yüzey pürüzlülüğü elde etmişlerdir. Pürüzlü ve pürüzsüz yüzeylerin bakteri adezyonunu etkileyen faktörleri değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar bu çalışmada, süper pürüzsüz yüzeyler olarak değerlendirdikleri (Ra 0.02 µm- 0.06 µm arası) yüzeylerde, yüzey pürüzlülüğünün erken bakteriyel adezyonu etkilemediğini ve bakteri adezyonu ile SFE arasında pozitif bir ilişki elde edildiğini belirtmişlerdir.<sup>(1)</sup> Bizim çalışmamızda da bu çalışma ile benzer olarak ortalama Ra değeri 0,04 µm olan oldukça pürüzsüz bir yüzeye sahip cam materyalinin, S. mutans ve S. mitis adezyonu diğer materyallere yakın değerler göstermiştir. Bulk-fill kompozit rezinlerin camdan daha pürüzlü (0,24-0,21 µm) yüzeylere sahip olduğunu göz önüne alacak olursak camın yüksek SFE değerlerinden dolayı yüksek bakteri adezyonunu gösterdiği sonucunu çıkarabiliriz.

Hidrofilik yüzeylerin oral bakteriler için hidrofobik yüzeylerden daha yüksek bir afiniteye sahip olduğu bildirilmiştir.<sup>(32, 150)</sup> Çalışmamızda da benzer şekilde KSF materyali diğer bulk-fill kompozit rezinlere kıyasla daha hidrofilik bir yüzey sergilemiştir ve daha fazla sayıda S. mitis KSF yüzeyinde birikmiştir.

Bununla birlikte, yüzeylerin hidrofobikliğinin artmasının, bakteriler ve yüzeyler arasında suyun uzaklaştırılmasını desteklediği, daha yakın bir etkileşim ve daha güçlü adezyon kuvvetleri sağladığı da bildirilmiştir.<sup>(189)</sup> Bu nedenle, yüzey hidrofobikliğinin bakteriyel adezyon üzerindeki etkisi oldukça tartışmalıdır. Bu karşıt sonuçlara bakteri suşlarının ve kullanılan materyallerin farklılığı<sup>(190)</sup> ayrıca yukarıda da bahsedildiği gibi bakteri adezyonunda etkili diğer parametrelerin neden olabileceği düşünülebilir.

Mevcut kısa süreli koşullar altında, farklı hidrofobikliğe sahip yüzeylere bakterilerin adezyon dayanımı, elektrostatik kuvvetlere bağlıdır. Elektrostatik kuvvetlere göre, S. mutans hidrofobik yüzeylere bağlanma eğiliminde olmalıdır. Çünkü S. mutans hidrofobik özelliğe sahip bir bakteridir. S. mutanslar hidrofobik yüzeylere hızlı bir şekilde bağlanabilmesine rağmen, S. mutansların hidrofobik yüzeylere adezyon gücü yani bakterilerin hidrofobik yüzeylerden kolayca ayrılmasını sağlayan kuvvet hidrofilik yüzeylere göre daha zayıftır.<sup>(191)</sup> Mevcut bulgular, hidrofobikliğin erken bakteri adezyonunu, özellikle pürüzsüz yüzeylerde etkilediğine dair herhangi bir kanıt sunmamıştır.<sup>(192)</sup> Temas açısı değerinin 62<sup>0</sup>, den büyük olması materyalin hidrofobik

özelliğinde olduğunu göstermektedir.<sup>(193)</sup> Daha önceki çalışmalarda polimer esaslı kompozitlerin hidrofobikliği ile bakteri adezyonu arasında önemli bir ilişki bulunmadığı tespit edilmiştir.<sup>(194, 195)</sup> Bu çalışmaların sonuçlarıyla paralel olarak bizim çalışmamızda da 5 materyalin hepsinin 62<sup>0</sup>den daha yüksek temas açısı değerlerine ve hidrofobik yüzeylere sahip olması S. mutans adezyonu açısından farklılık gözlenmediğini açıklamaktadır.

Bütün bunların yanı sıra, bakteri adezyonunun değerlendirilmesinde, su ile ıslanabilirlikte, bakteri ve substrat arasındaki etkileşimi sadece yüzeyin hidrofobikliği etkilemezken, aynı zamanda kullanılan büyüme ortamı, bakterinin yaşı ile yüzey yapısının ve bundan etkilenen bakteri suşunun hidrofobik karakteri de önemli olmaktadır.<sup>(156, 196)</sup> Elde ettiğimiz verilerde de, sadece KSF materyalinin daha hidrofobik yüzeylerinin S. mitis adezyonunu artırması ancak S. mutans adezyonu için ise herhangi bir etkisinin olmaması göze çarpmaktadır. Bu durum bize hidrofobikliğin bakteriyel adezyon üzerindeki etkisinin farklı bakteri suşları ve farklı materyallerin etkisiyle değişebileceğini düşündürmektedir.

Ayrıca tükürük proteinlerinin substrat yüzeylerine adsorpsiyonunun, substratın yüzey özelliklerini de dolaylı olarak etkilediği, tükürük pelikülünün çeşitli substratların SFE'sindeki farklılıkları maskeleyişi ve böylece streptokok adezyonu için koşulları değiştirdiği bulunmuştur. Bu durum, farklı serbest yüzey enerjilerinin dengelenmesine neden olabilmektedir.<sup>(185)</sup>

Fonksiyonel rezin monomer gruplarının sayısı ve türündeki değişiklikler serbest yüzey enerjisinin yanında bunun polar ve dispersive bileşenleri gibi substrat yüzey özelliklerini de değiştirebilmektedir. Monomer kimyasının rezinin yüzey özellikleri ve oral bakterilerin ilk adezyonu üzerindeki etkilerinin göz ardı edilmemesi gerekmektedir.<sup>(185)</sup>

Son zamanlarda doldurucu partiküllerinin elementel bileşiminde birçok değişiklik yapılmıştır. Partiküllerin sertliğini azaltmak, onları daha küçük boyutlara parçalamak için alüminyum ve lityum gibi elementler eklenmiştir. Radyopasiteyi geliştirmek için baryum, yitrium, çinko ve stronsiyum gibi elementler kompozit rezinlere ilave edilmiştir. Bazı üreticiler, çürük oluşumunu azaltmada kullanılan florür iyonlarının salınımı için yitrium floridin ilave edilebileceğini iddia etmişlerdir.<sup>(197)</sup> Bu çalışmanın

EDS analizi, kullanılan materyallere bağılı olarak çeşitli elementler ortaya çıkarmıştır (Tablo 4.3.1 ).

Yapılan EDS analizinde bulk-fill kompozit rezinlerde, Si (silisyum) Al (alüminyum), Sr (stronsiyum), Ba (baryum), F (flor), Zr (zirkonyum), Yb (yterbiyum), Ti (titanyum) ve Na (sodyum) tespit edilmiştir. Dört kompozit rezinde de Si ve Al ortak olarak gözlenmiştir. SBB' de üretici bilgilerine doğrultusunda verilen F, Al, Si elementlerine yapılan EDS analizinde rastlanmıştır. Ancak SBB'nin bu elementlerin dışında Sr içerdiği yaptığımız analiz sonucunda bulunmuştur.

SFE'nin rezin kompozitlerin doldurucu içeriğine bağılı olduğu bildirilmiştir.<sup>(161)</sup> Değerlendirdiğimiz farklı materyallerde gözlemlenen SFE'nin farklı dalgalanmaları muhtemelen farklı doldurucu bileşimlerinin bir sonucudur. AFX, KSF ve FBF'de baskın olan element Si iken SBB'nin diğer kompozitlere oranla daha düşük miktarlarda Si ve yüksek oranda Sr içerdiği göze çarpmaktadır. Bu özelliği SBB'nin en düşük SFE ye sahip olmasından sorumlu olabileceğini düşündürmektedir. Bu durumun SFE 'nin bileşenlerine de etkisi olabilmektedir. En yüksek  $\gamma^d$  değerlerini KSF ve FBF gösterirken en düşük  $\gamma^d$  değerini ise cam göstermiştir. Buna karşılık olarak cam diğer materyallere göre çok yüksek  $\gamma^p$  değerini vermiştir. Bu durum camın organik içeriğe sahip olmamasından dolayı diğer materyallerle farklılık göstermesi ile açıklanabilir. Yapılan bir çalışmada materyalin inorganik içeriğinin artması ile polar özelliklerinin arttığı sonucu bulunmuştur.<sup>(198)</sup> Bu bulgu camdaki polar bileşenin daha yüksek çıkması sonucunu desteklemektedir.

Nascimento ve ark. 2018 yılında,<sup>(148)</sup> dokuz bulk-fill ve iki geleneksel kompozitin, çeşitli fiziko-mekaniksel özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, SEM ve AFM kullanarak bu kompozitlerin yüzey karakterizasyonlarını ve EDS analizini gerçekleştirmişlerdir. Buldukları sonuçlara göre, kullandıkları bazı bulk-fill kompozit rezinlerin (ABF, FBFF, Opus, TEF ve XTF), mine için klinik olarak kabul edilebilir değer olan 0.2 um'dan daha yüksek Ra değerlerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Yaptıkları EDS analizine göre ise AFX bulk-fill kompozit rezinin yüksek oranda Si içerdiğini ve bunu Ba ve Al'nin takip ettiğini belirtmişlerdir. Bu veriler bizim çalışmamızla benzer sonuçlar göstermektedir. FBF için ise Si, Al, Zr ve Yb her iki çalışmada da ortak olarak bulunan elementlerdir. Ancak çalışmalarında FBF'nin P, Ba ve Sr elementleribulmuş olmaları dikkat çekmektedir. Bununla birlikte bizim

yaptığımız EDS analizinde bulunan elementler ile FBF'nin üreticiler tarafından verilen bilgilerin aynı olduğu gözlenmektedir.

Bulk-fill kompozitlerin mekanik özelliklerinin yanı sıra inorganik doldurucu içeriklerinin de incelendiği başka bir çalışmada, Filtek Bulk-Fill kompozitin EDS analizi sonucunda, 0,1 ila 4,0 µm arasında değişen çaplara sahip küresel parçacıklardan oluşan alüminyum, silisyum ve zirkonyum içerdiğini göstermişlerdir.<sup>(199)</sup> Bu çalışmanın sonuçlarını doğrulayacak şekilde, bizde çalışmamızda, FBF'nin Si, Al, Zr, Yb içerdiğini tespit ettik.

Değerlendirdiğimiz bulk fill kompozitleri arasında KSF ise en yüksek oranda Si içerirken, bunu Zr ve Yb takip etmektedir. Çok düşük değerlerde de Al ve Ti içermektedir. Diğer bulk fill kompozitlerde Ti bulunmazken KSF 'de Ti bulunması dikkat çekmektedir. SBB de en düşük Si ve yüksek oranda Sr bulunmasının yanı sıra diğer kompozitlere kıyasla en yüksek Al değerlerine sahip olması, diğer gruplarda bulunmayan F ve Na elementleri bize SBB'nin farklı bir içeriğe sahip olduğunu göstermektedir.

Cazzaniga ve arkadaşlarının yakın zamanda yaptıkları bir çalışmada, dört farklı resin esaslı kompozitin diğer yüzey özellikleriyle birlikte EDS analizini ve biyofilm oluşumunu değerlendirmişlerdir ve farklı kompozit resinlerin farklı yüzey elementel bileşimi gösterdiğini bulmuşlardır. Örneğin, flüorür doldurucu partikülleri (YbF<sub>3</sub>) içeren Filtek Supreme XTE 'nin yüzeyinde azaltılmış bir biyofilm oluşumunu beklemişlerdir. Ancak biyofilm verileri bu bulguları desteklememiştir ve materyal bileşimindeki veya salımindaki florür miktarının çok düşük miktarda olduğunu ve biyofilm oluşumunda önemli bir düşüş göstermediğini belirtmişlerdir.<sup>(146)</sup>

Test edilen yüzeylerin temel bileşimi ile biyofilm oluşumu arasındaki ilişkileri açıklığa kavuşturmak için yapılan EDS analizine göre SBB materyalinin flor, FBF'nin ise üretici firma bilgilerine göre YbF<sub>3</sub> içerdiği bilinmektedir. Bizim çalışmamızda da Cazzaniga ve ark.'nın çalışmasında olduğu gibi SBB ve FBF flor içermesine rağmen bu materyallerin biyofilm oluşumunda bir azalma gözlenmemiştir.

Ancak örneklerden elde ettiğimiz CLSM görüntülerinde özellikle FBF ve SBB'nin yüzeyinde diğer materyallerden daha fazla ölü hücreler gözlenmiştir (Şekil 4.4.1 B1, D1). Bu durum bize bu materyallerin flor içeriklerinin bakteri sayılarında herhangi bir



değişiklik göstermemesine rağmen adezyona uğrayan bakterilerin yüzeydeki F ve YbF<sub>3</sub> 'un etkisi ile canlılığını yitirmiş olabileceğini düşündürmektedir.

Daha önce yapılmış bir çalışma, rezin esaslı kompozitlerin yüzeyindeki rezin matriks ve doldurucu partikül oranlarının, S. mutans biyofilm oluşumunu in vitro olarak etkilediğini göstermektedir. Bununla birlikte rezin matriksin azaltılmasının, rezin esaslı kompozitlerin yüzeyinde biyofilm oluşumunu azaltmak için faydalı olabileceği vurgulanmıştır.<sup>(161)</sup> Materyalin organik ve inorganik içeriği serbest yüzey enerjisinin polar ve dispersif özelliklerini değiştirdiği için bakteri adezyonunda etkili olabilmektedir.

Restoratif materyallerde biyofilm oluşumu, rezin matriksi veya doldurucu kimyasındaki değişikliklerin yanı sıra doldurucuların şekli veya boyutundan da etkilenmektedir.<sup>(200)</sup> Pereira ve ark. nanofill bir kompozitte, nanohibrit ve mikrohibrit kompozitlerden daha düşük bir biyofilm oluşumu gerçekleştiğini göstermiştir.<sup>(142)</sup> Bu deneysel bulgular, bakteri adezyonunun doldurucuların boyutuna, şekline, dağılımına ve matriks monomerine göre değiştiğini doğrulamaktadır.<sup>(68, 162, 201)</sup>

Yaptığımız çalışmada SEM görüntülerini incelediğimizde, AFX ve FBF'nin küçük doldurucu partiküllere sahip olduğu (Şekil 4.3.3 A1 ve C1), SBB ve KSF'in ise büyük boyutlarda doldurucu partiküller içerdiği (Şekil 4.3.3 B1, B2, B3 ve D1, D2, D3) görülmektedir. SBB ve KSF'nin organik ve inorganik içeriğinin birbirine yakın değerlerde olduğu ve morfolojik özelliklerinin çok benzer olduğu gözlenmektedir (Şekil 4.3.1). Materyaller arasında farklı SEM görüntüleri elde edilmesine rağmen bu farklılıkların yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde etkilemediği yüzey pürüzlülük değerlerinden anlaşılmaktadır. Çalışmada kullanılan Sof-Lex cila disklerinin grit büyüklüğünün aşamalı olarak azalmasının cilalama işlemi sonunda düzgün yüzeylerin oluşmasını sağladığı söylenebilir.

İn vitro bir çalışma,<sup>(161)</sup> cilalanmış kompozitlerin cilalanmamış yüzeylerden daha az S. mutans biyofilm geliştirdiğini, ayrıca; XPS analzi ile, yüzey kimyasının değerlendirilmesi sonucunda ciladan sonra test edilen numunelerin karbon içeriğinde bir azalma meydana geldiğini ve yüzeydeki rezin matriksinin ve doldurucu partiküllerinin oranlarının S. mutans biyofilm oluşumunu kuvvetle etkilediğini ortaya koymuştur.

Yapılan başka bir araştırmada,<sup>(168)</sup> yüzey cilası, kompozit rezinlerin içeriği ve biyofilm oluşunu arasındaki güçlü ilişkiyi doğrulamıştır. Öte yandan, Carlén ve ark. kompozit rezini cilalamanın yüksek pürüzlülük değerlerine ve inorganik bileşenlerin fraksiyonu ile klinik olarak elverişsiz bir yüzeye yol açabileceğini ve böylece biyofilm oluşunu için daha eğilimli bir yüzey geliştirilebileceğini belirtmişlerdir.<sup>(100)</sup>

Çalışmamızda kullanılan kompozit materyaller klinik prosedürleri taklit etmek amacıyla Sof-Lex disklerle bitim ve cila işlemlerine tabi tutulmuştur. Çalışmamızda cila işlemleri ile ilgili herhangi bir karşılaştırma yapılmamıştır. Bu nedenle bu çalışma yüzey işlemlerin materyallerin yüzey özelliklerine ve bakteri adezyonuna etkisi olup olmadığını değerlendirmemektedir. Bu durum çalışmamızın sınırlamaları dâhilindedir.

İn vitro çalışmaların in vivo çalışmalara göre tekrar edilebilirlik avantajına sahip olmasına rağmen, biyofilm oluşunun sadece bazı yönlerinin in vitro olarak taklit edilebileceğini belirtmek önemlidir.<sup>(185)</sup> İn vitro çalışmalarda, genellikle sadece bir ve ya birkaç bakteri türünün adezyonu değerlendirilir. Ancak in vivo biyofilm oluşunu farklı cins ve türlerin bakteriyel koadezyon ve koagregasyonundan kesin olarak etkilenir.<sup>(153)</sup> Ayrıca, ağız boşluğunun tüm yüzeylerini kaplayan tükürük pelikülünün oluşunun in vitro olarak taklit edilmesi edilmesi zordur ve bakterinin diş ve restorasyon yüzeylerine adezyonunda önemli bir etkiye sahiptir. Çünkü bu tabaka sadece biyofilmin dayanıklılığını değer aynı zamanda bileşimini ve enzimatik aktivitelerini de etkiler.<sup>(142)</sup> Yapay ağız sistemleri kullanılarak tükürük pelikülü oluşunun taklit eden daha fazla çalışma yapılması düşünülebilir.

Oral kavitede dişler verestoratif materyaller üzerindeki biyofilmlerin çok sayıda farklı bakteri suşu içermesi nedeniyle restoratif materyallerde biyofilm oluşunun analizinde klinik yaklaşımların altın standart olduğu ve bu çalışmanın sonuçlarının klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği açıktır. İn vitro yaklaşımımızın ana sınırlaması, tek tür bakteri içeren S. mutans ve S. mitis biyofilmlerinin ayrı ayrı kullanılmasıdır. Bununla birlikte, bu çalışmada tek tip bakteri içeren biyofilm modelinin kullanılması standart ve tekrarlanabilir deneysel koşullar sağlamıştır. Ayrıca, bu uygulama, tek tür biyofilm modellerini kullanan benzer konulardaki diğer çalışmalarla karşılaştırılabilirliği sağlamıştır.<sup>(143, 144, 161, 167)</sup>

Bu araştırmanın amacı, farklı streptokok türlerinin farklı bulk-fill kompozitlere sayı ve canlılık bakımından adezyonunu araştırmaktı. Kùltür ortamının türü, koşulları ve bakterilerin büyüme fazı gibi faktörler, erken bakteri adezyonunu in vitro olarak etkileyebilir.<sup>(151)</sup> Tüm suşların aynı şekilde hazırlanması bakteri adezyonunda sadece materyalin özelliklerinin ne derece etkili olduğunu değerlendirmede yararlı olmuştur.



## 6. SONUÇ

Çalışmamızdan elde edilen bulgular doğrultusunda aşağıdaki sonuçları ifade edebiliriz:

1. Bulk fill restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü kontrol grubundan anlamlı bir şekilde daha yüksek bulunmasına rağmen kendi aralarında anlamlı bir farklılık oluşturmamıştır.
2. S mutans ve S. mitis adezyonunda yüzey pürüzlülüğünün bir etkisi bulunmamıştır.
3. KSF ve cam gruplarının serbest yüzey enerjisinin yüksek olması S. mitis adezyonunun daha yüksek olmasında etkilidir.
4. Kontrol grubunun temas açısı değerinin düşük olması ve organik içeriğinin olmaması S mutans adezyonunun bulk-fill kompozitlerle benzer olmasında etkilidir.
5. Yapılan CLSM incelemesinde bütün test gruplarına bakterilerin tutunduğu görülmektedir, FBF ve SBB'nin yüzeylerinde ölü bakterilerin daha yoğun olması bu materyallerin içerisindeki flor elementinden kaynaklanabilir.

Bu in vitro çalışmanın verileri çoklu kültür ortamında bulk-fill kompozitlere bakteri adezyonunun değerlendirilmesiyle desteklenebilir. Daha ileri çalışmalar ile bulk-fill kompozit rezinlere bakteri adezyonu in vivo veya in situ olarak değerlendirilebilir. Ayrıca klinik ortamda kullanılan diğer cila sistemlerinin de bakteri adezyonuna etkisi değerlendirilebilir.

## KAYNAKLAR

1. Yuan C, Wang X, Gao X, Chen F, Liang X and Li D. Effects of surface properties of polymer-based restorative materials on early adhesion of *Streptococcus mutans* in vitro. *J Dent* 2016;54:33-40.
2. Zhang N, Melo MAS, Weir MD, Reynolds MA, Bai Y and Xu HHK. Do Dental Resin Composites Accumulate More Oral Biofilms and Plaque than Amalgam and Glass Ionomer Materials? *Materials (Basel)*. 2016;9.
3. Svanberg M, Mjör IA and Ørstavik D. Mutans Streptococci in Plaque from Margins of Amalgam, Composite, and Glass-ionomer Restorations. *J Dent Res*. 1990;69:861-4.
4. Beyth N, Domb AJ and Weiss EI. An in vitro quantitative antibacterial analysis of amalgam and composite resins. *J Dent*. 2007;35:201-6.
5. Yuan C, Wang X, Gao X, Chen F, Liang X and Li D. Effects of surface properties of polymer-based restorative materials on early adhesion of *Streptococcus mutans* in vitro. *J Dent*. 2016;54:33-40.
6. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A and Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J*. 2017;222:337.
7. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR and Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*. 2012;28:87-101.
8. Kramer N, Kunzelmann KH, Garcia-Godoy F, Haberlein I, Meier B and Frankenberger R. Determination of caries risk at resin composite margins. *Am J Dent*. 2007;20:59-64.
9. Willems G, Lambrechts P, Braem M and Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*. 1993;24.
10. Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *J Am Dent Assoc*. 1997;128:573-81.
11. Craig R. powers JM (2002): "Restorative dental materials". St. Louis: Mosby Company.
12. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2014.
13. Yap AU and Mok BY. Effects of professionally applied topical fluorides on surface hardness of composite-based restoratives. *Oper Dent*. 2002;27:576-81.
14. Dayangaç B. *Kompozit Restorasyonlar*. Quintessence Yayıncılık, 2011.

15. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B and Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999;15:128-37.
16. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995;6:302-18.
17. Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am.* 1981;25:219-39.
18. Sakaguchi RL and Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book.* Elsevier Health Sciences, 2012.
19. Ferracane J. In vitro evaluation of composite resins. Structure–property relationships. Development of assessment criteria. *Trans Acad Dent Mater.* 1989;2:6-35.
20. Ikejima I, Nomoto R and McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater.* 2003;19:206-11.
21. Meyer G, Ernst C and Willershausen B. Determination of polymerization stress of conventional and new “clustered” microfill-composites in comparison with hybrid composites. *J Dent Res.* 2003;81:921.
22. Ilie N and Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:59-66.
23. Hatrick CD and Eakle WS. *Dental Materials-E-Book: Clinical Applications for Dental Assistants and Dental Hygienists.* Elsevier Health Sciences, 2015.
24. Roeder LB, Tate WH and Powers JM. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. *Oper Dent.* 2000;25:534-43.
25. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:97-116.
26. Burgess J, Norling B, Rawls H and Ong J. Directly placed esthetic restorative materials--the continuum. *Compend Contin Educ Dent.* 1996;17:731-2, 4 passim; quiz 48.
27. Heintze SD, Rousson V and Hickel R. Clinical effectiveness of direct anterior restorations—a meta-analysis. *Dent Mater* 2015;31:481-95.
28. Arrais CA, Oliveira MT, Mettenburg D, Rueggeberg FA and Giannini M. Silorane- and high filled-based "low-shrinkage" resin composites: shrinkage, flexural strength and modulus. *Braz Oral Res.* 2013;27:97-102.
29. Yap AU and Soh MS. Post-gel polymerization contraction of "low shrinkage" composite restoratives. *Oper Dent.* 2004;29:182-7.
30. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T and Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J.* 2007;26:149-55.

31. Ilie N and Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater J.* 2006;25:445-54.
32. Weinmann W, Thalacker C and Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005;21:68-74.
33. Namen FM, Galan J, Jr., De Deus G, Cabreira RD and Filho FC. Effect of pH on the wettability and fluoride release of an ion-releasing resin composite. *Oper Dent.* 2008;33:571-8.
34. Xu HH and Moreau JL. Dental glass-reinforced composite for caries inhibition: Calcium phosphate ion release and mechanical properties. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010;92:332-40.
35. Vallittu PK. High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dent Mater* 2015;31:1-7.
36. Keulemans F, Garoushi S and Lassila L. Fillings and core build-ups. *A Clinical Guide to Fibre Reinforced Composites (FRCs) in Dentistry.* Elsevier, 2017, p. 131-63.
37. Bijelic-Donova J, Garoushi S, Vallittu PK and Lassila LV. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. *J Prosthet Dent.* 2016;115:95-102.
38. Vallittu PK. High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dent Mater* 2015;31:1-7.
39. Turkun LS. REZİNLER, KOMPOZİT DÜNDEN BUGÜNE.
40. Chen L, Shen H and Suh BI. Antibacterial dental restorative materials: a state-of-the-art review. *Am J Dent.* 2012;25:337-46.
41. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dent Mater* 2003;19:449-57.
42. Hannig M and Hannig C. Nanotechnology and its role in caries therapy. *Adv Dent Res.* 2012;24:53-7.
43. Wiegand A, Buchalla W and Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater* 2007;23:343-62.
44. Wei Y-j, Silikas N, Zhang Z-t and Watts DC. Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater.* 2011;27:259-66.
45. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;27:1-16.

46. Mine A, De Munck J, Van Ende A, et al. Limited interaction of a self-adhesive flowable composite with dentin/enamel characterized by TEM. *Dent Mater* 2017;33:209-17.
47. Gonulol N, Ozer S and Sen Tunc E. Water Sorption, Solubility, and Color Stability of Giomer Restoratives. *J Esthet Restor Dent*. 2015;27:300-6.
48. Sunico MC, Shinkai K and Kato Y. Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent*. 2005;30:282-9.
49. Itota T, Carrick TE, Rusby S, Al-Naimi OT, Yoshiyama M and McCabe JF. Determination of fluoride ions released from resin-based dental materials using ion-selective electrode and ion chromatograph. *J Dent*. 2004;32:117-22.
50. Cunha LG, Alonso RC, Santos PH and Sinhoreti MA. Comparative study of the surface roughness of Ormocer-based and conventional composites. *J Appl Oral Sci*. 2003;11:348-53.
51. Kalra S, Singh A, Gupta M and Chadha V. Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent. *Contemp Clin Dent*. 2012;3:48-53.
52. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY and Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*. 2000;16:33-40.
53. Garg N and Garg A. *Textbook of operative dentistry*. Boydell & Brewer Ltd, 2010.
54. Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B and Sur H. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dent Mater* 2004;20:487-97.
55. Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin C and Meyer J. Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. *Eur Cell Mater*. 2001;1:25-6.
56. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW and Rueggeberg FA. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent*. 2007;98:129-40.
57. Czasch P and Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*. 2013;17:227-35.
58. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*. 2005;21:36-42.
59. Furness A, Tadros MY, Looney SW and Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *J Dent*. 2014;42:439-49.
60. Van Ende A, Mine A, De Munck J, Poitevin A and Van Meerbeek B. Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities. *J Dent*. 2012;40:295-303.



61. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS and Versluis A. Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *J Am Dent Assoc.* 2011;142:1176-82.
62. Emmler J, Seiss M, Kreppel H, Reichl FX, Hickel R and Kehe K. Cytotoxicity of the dental composite component TEGDMA and selected metabolic by-products in human pulmonary cells. *Dent Mater.* 2008;24:1670-5.
63. Albers HF. *Tooth-colored restoratives: principles and techniques.* PMPH-USA, 2002.
64. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P and Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc.* 1998;129:567-77.
65. Lee I-B, Min S-H, Kim S-Y and Ferracane J. Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dent Mater* 2010;26:443-8.
66. Chuang S-F, Liu J-K, Chao C-C, Liao F-P and Chen Y-HM. Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Prosthet Dent.* 2001;85:177-83.
67. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M and Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater.* 2013;29:269-77.
68. Ikeda I, Otsuki M, Sadr A, Nomura T, Kishikawa R and Tagami J. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dent Mater J.* 2009;28:679-85.
69. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR and Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent.* 2012;40:500-5.
70. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J and Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent* 2014;42:993-1000.
71. Kerr. SonicFill 2. Directions for use. Available online at [www.kerrdental.com/resource-center/sonicfill2directions-use/](http://www.kerrdental.com/resource-center/sonicfill2directions-use/)./04.04.2019
72. [https://www.coltene.com/fileadmin/Data/NAM/Restoration/31275AFillUpBrochure\\_pages.pdf](https://www.coltene.com/fileadmin/Data/NAM/Restoration/31275AFillUpBrochure_pages.pdf) Aoa./04.04.2019
73. Ilie N, Bucuta S and Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013;38:618-25.
74. Orłowski M, Tarczydło B and Chałas R. Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *SCI WORLD J.* 2015;2015.

75. Agarwal RS, Hiremath H, Agarwal J and Garg A. Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer bulk fill composites: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2015;18:56.
76. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T and Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent* 2014;42:575-81.
77. Didem A, Gözde Y and Nurhan Ö. Comparative mechanical properties of bulk-fill resins. *Open J Compos Mater.* 2014;4:117.
78. Engelhardt F, Hahnel S, Preis V and Rosentritt M. Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clin Oral Investig.* 2016;20:2123-30.
79. Anusavice KJ, Shen C and Rawls HR. *Phillips' science of dental materials.* Elsevier Health Sciences, 2013.
80. Bollen CM, Lambrechts P and Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997;13:258-69.
81. Da Costa JB, Goncalves F and Ferracane JL. Comparison of two-step versus four-step composite finishing/polishing disc systems: evaluation of a new two-step composite polishing disc system. *Oper Dent.* 2011;36:205-12.
82. St-Georges A, Bolla M, Fortin D, Muller-Bolla M, Thompson J and Stamatiades P. Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Oper Dent.* 2005;30:593.
83. Abzal MS, Rathakrishnan M, Prakash V, Vivekanandhan P, Subbiya A and Sukumaran VG. Evaluation of surface roughness of three different composite resins with three different polishing systems. *J Conserv Dent.* 2016;19:171-4.
84. Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2004;16:211-7; quiz 8.
85. Ryba TM, Dunn WJ and Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. *Oper Dent.* 2002;27:243-7.
86. Barbosa SH, Zanata RL, Navarro MF and Nunes OB. Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Braz Dent J.* 2005;16:39-44.
87. Cazzaniga G, Ottobelli M, Ionescu A, Garcia-Godoy F and Brambilla E. Surface properties of resin-based composite materials and biofilm formation: A review of the current literature. *Am J Dent.* 2015;28:311-20.
88. surface ISOGo, roughness rtMos and parameters. In: standard I e.

89. Gadelmawla E, Koura M, Maksoud T, Elewal and Soliman H. Roughness parameters. *J Mater Process Tech.* 2002;123:133-45.
90. Stachowiak G and Batchelor AW. *Experimental methods in tribology.* Elsevier, 2004.
91. Bhushan B. *Modern tribology handbook. 2. Materials, coatings, and industrial applications.* CRC Press, 2001.
92. Park J, Song C, Jung J, Ahn S and Ferracane J. The effects of surface roughness of composite resin on biofilm formation of *Streptococcus mutans* in the presence of saliva. *Oper Dent.* 2012;37:532-9.
93. Rodriguez JM, Curtis RV and Bartlett DW. Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dent Mater* 2009;25:500-5.
94. McBride J and Maul C. The 3D measurement and analysis of high precision surfaces using con-focal optical methods. *IEICE T Electron.* 2004;87:1261-7.
95. Field J, Waterhouse P and German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent.* 2010;38:182-90.
96. Van BM, Vargas M, Inoue S, et al. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent.* 2000;13:3D-18D.
97. Owens DK and Wendt R. Estimation of the surface free energy of polymers. *J Appl Polym Sci.* 1969;13:1741-7.
98. van Oss CJ, Chaudhury MK and Good RJ. Monopolar surfaces. *Adv Colloid Interface Sci.* 1987;28:35-64.
99. Sipahi C, Anil N and Bayramli E. The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *J Dent* 2001;29:197-204.
100. Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K and Olsson J. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials.* 2001;22:481-7.
101. Monsenego P and Proust J. Complete denture retention. Part I: Physical analysis of the mechanism. Hysteresis of the solid-liquid contact angle. *J Prosthet Dent.* 1989;62:189-96.
102. Aydın AK, Terzioğlu H, Ulubayram K, et al. Wetting properties of saliva substitutes on acrylic resin. *Int J Prosthodont.* 1997;10.
103. Cavin ID, Glover PM, Bowtell RW and Gowland PA. Thresholds for perceiving metallic taste at high magnetic field. *J Magn Reson Imaging* 2007;26:1357-61.

104. Schaefer DJ, Bourland JD and Nyenhuis JA. Review of patient safety in time-varying gradient fields. *J Magn Reson Imaging*. 2000;12:20-9.
105. Sezen H. Investigation on Electrical Charging/Discharging Properties of Thin PS/PMMA Polymeric Films by Dynamic X-Ray Photoelectron Spectroscopy. Thesis (MS), Bilkent University, Ankara, Turkey, 2008.
106. Ritter AV. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2017.
107. Strużycka I. The oral microbiome in dental caries. *Pol J Microbiol*. 2014;63:127-35.
108. Abranches J, Zeng L, Kajfasz J, et al. Biology of Oral Streptococci. *Microbiol Spectr*. 2018;6.
109. Marsh P. Contemporary perspective on plaque control. *Br Dent J*. 2012;212:601.
110. Fejerskov O and Kidd E. *Dental caries: the disease and its clinical management*. John Wiley & Sons, 2009.
111. Cazzaniga G. Resin-based composites modulate oral biofilm formation. 2017.
112. Nishihara T and Koseki T. Microbial etiology of periodontitis. *Periodontology* 2000. 2004;36:14-26.
113. Abusleme L, Dupuy AK, Dutzan N, et al. The subgingival microbiome in health and periodontitis and its relationship with community biomass and inflammation. *The ISME journal*. 2013;7:1016.
114. Murat Aydın AM. *Ağız Mikrobiyolojisi*. MN MEDİKAL & NOBEL, 2012.
115. Wade WG. The oral microbiome in health and disease. *Pharmacol Res*. 2013;69:137-43.
116. Whaley RA and Beighton D. Current classification of the oral streptococci. *Oral Microbiol Immunol*. 1998;13:195-216.
117. Richards VP, Palmer SR, Pavinski Bitar PD, et al. Phylogenomics and the dynamic genome evolution of the genus *Streptococcus*. *Genome Biol Evol*. 2014;6:741-53.
118. Igarashi T, Yamamoto A and Goto N. PCR for detection and identification of *Streptococcus sobrinus*. *J Med Microbiol*. 2000;49:1069-74.
119. Ccahuana-Vásquez RA and Cury JA. *S. mutans* biofilm model to evaluate antimicrobial substances and enamel demineralization. *Braz Oral Res*. 2010;24:135-41.
120. Simón Soro Á. Dental Caries Etiopathogenesis: Microbial Composition, Functional
121. Hamada S and Slade HD. Biology, immunology, and cariogenicity of *Streptococcus mutans*. *Microbiol Rev*. 1980;44:331-84.

122. Aas JA, Paster BJ, Stokes LN, Olsen I and Dewhirst FE. Defining the normal bacterial flora of the oral cavity. *J Clin Microbiol.* 2005;43:5721-32.
123. Pearce C, Bowden GH, Evans M, et al. Identification of pioneer viridans streptococci in the oral cavity of human neonates. *J Med Microbiol.* 1995;42:67-72.
124. Li J, Helmerhorst EJ, Leone CW, et al. Identification of early microbial colonizers in human dental biofilm. *J Appl Microbiol.* 2004;97:1311-8.
125. Rukke HV, Hegna IK and Petersen FC. Identification of a functional capsule locus in *Streptococcus mitis*. *Mol Oral Microbiol.* 2012;27:95-108.
126. Kishen A and Haapasalo M. Biofilm models and methods of biofilm assessment. *Endodontic Topics.* 2010;22:58-78.
127. McBain AJ. In vitro biofilm models: an overview. *Adv Appl Microbiol.* 2009;69:99-132.
128. Arda M. *Temel Mikrobiyoloji. Genisletilmis İkinci Baskı. Medisan Yayın Serisi No 46.* 2000.
129. Mohammadi Z, Palazzi F, Giardino L and Shalavi S. Microbial biofilms in endodontic infections: an update review. *Biomed J.* 2013;36:59-70.
130. Harraghy N, Seiler S, Jacobs K, Hannig M, Menger MD and Herrmann M. Advances in in vitro and in vivo models for studying the staphylococcal factors involved in implant infections. *Int J Artif Organs.* 2006;29:368-78.
131. Mattila-Sandholm T and Wirtanen G. Biofilm formation in the industry: a review. *Food Rev Int.* 1992;8:573-603.
132. Vadillo-Rodríguez V, Busscher HJ, Norde W, et al. Comparison of atomic force microscopy interaction forces between bacteria and silicon nitride substrata for three commonly used immobilization methods. *Appl Environ Microbiol.* 2004;70:5441-6.
133. Schenkels LC, Veerman EC and Nieuw Amerongen AV. Biochemical composition of human saliva in relation to other mucosal fluids. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995;6:161-75.
134. Hicks J, Garcia-Godoy F and Flaitz C. Biological factors in dental caries: role of saliva and dental plaque in the dynamic process of demineralization and remineralization (part 1). *J Clin Pediatr Dent.* 2003;28:47-52.
135. Ataoğlu T GM, *Periodontoloji, Damla Ofset, Konya.*
136. Zhang C-Z, Cheng X-Q, Li J-Y, et al. Saliva in the diagnosis of diseases. *Int J Oral Sci.* 2016;8:133.
137. Gal J-Y, Fovet Y and Adib-Yadzi M. About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta.* 2001;53:1103-15.

138. Shellis R. A synthetic saliva for cultural studies of dental plaque. *Arch Oral Biol.* 1978;23:485-9.
139. Sbordone L and Bortolaia C. Oral microbial biofilms and plaque-related diseases: microbial communities and their role in the shift from oral health to disease. *Clin Oral Investig.* 2003;7:181-8.
140. Svanberg M, Mjör I and Ørstavik D. Mutans streptococci in plaque from margins of amalgam, composite, and glass-ionomer restorations. *J Dent Res.* 1990;69:861-4.
141. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY and Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res.* 2000;53:353-61.
142. Pereira CA, Eskelson E, Cavalli V, Liporoni PC, Jorge AO and do Rego MA. *Streptococcus mutans* biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Oper Dent.* 2011;36:311-7.
143. Aykent F, Yoldem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC and Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent.* 2010;103:221-7.
144. Hahnel S, Ionescu AC, Cazzaniga G, Ottobelli M and Brambilla E. Biofilm formation and release of fluoride from dental restorative materials in relation to their surface properties. *J Dent.* 2017;60:14-24.
145. <https://www.thermofisher.com/document-connect/document-connect.html?url=https://assets.thermofisher.com/TFSAssets/LSG/manuals/mp07007.pdf>. 18/04.2019
146. Cazzaniga G, Ottobelli M, Ionescu AC, et al. In vitro biofilm formation on resin-based composites after different finishing and polishing procedures. *J Dent.* 2017;67:43-52.
147. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen MK and Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent.* 2015;40:190-200.
148. Nascimento AS, Lima DB, Fook MVL, et al. Physicomechanical characterization and biological evaluation of bulk-fill composite resin. *Braz Oral Res.* 2018;32:e107.
149. Salehi S, Gwinner F, Mitchell JC, Pfeifer C and Ferracane JL. Cytotoxicity of resin composites containing bioactive glass fillers. *Dent Mater.* 2015;31:195-203.
150. Buegers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M and Handel G. Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater.* 2009;25:269-75.
151. Hauser-Gerspach I. Adhesion of oral streptococci to enamel and dental materials: studies using a flow chamber and microcalorimetry. University\_of\_Basel, 2007.

152. Filoche S, Wong L and Sissons CH. Oral biofilms: emerging concepts in microbial ecology. *J Dent Res.* 2010;89:8-18.
153. Marsh PD, Møter A and Devine DA. Dental plaque biofilms: communities, conflict and control. *Periodontol 2000.* 2011;55:16-35.
154. Van Ruyven F, Lingström P, Van Houte J and Kent R. Relationship among mutans streptococci, "low-pH" bacteria, and iodophilic polysaccharide-producing bacteria in dental plaque and early enamel caries in humans. *J Dent Res.* 2000;79:778-84.
155. Gong K, Mailloux L and Herzberg MC. Salivary film expresses a complex, macromolecular binding site for *Streptococcus sanguis*. *J Biol Chem.* 2000;275:8970-4.
156. An YH and Friedman RJ. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res.* 1998;43:338-48.
157. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I and Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:68-81.
158. Katsikogianni M and Missirlis YF. Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterials and of techniques used in estimating bacteria-material interactions. *Eur Cell Mater.* 2004;8:37-57.
159. Ionescu AC, Cazzaniga G, Ottobelli M, Ferracane JL, Paolone G and Brambilla E. In vitro biofilm formation on resin-based composites cured under different surface conditions. *J Dent.* 2018;77:78-86.
160. Steinberg D and Eyal S. Initial biofilm formation of *Streptococcus sobrinus* on various orthodontics appliances. *J Oral Rehabil.* 2004;31:1041-5.
161. Ionescu A, Wutscher E, Brambilla E, Schneider-Feyrer S, Giessibl FJ and Hahnel S. Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro *Streptococcus mutans* biofilm development. *Eur J Oral Sci.* 2012;120:458-65.
162. Eick S, Glockmann E, Brandl B and Pfister W. Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *J Oral Rehabil.* 2004;31:278-85.
163. Blixt-Johansen G, Ek AC, Ganowiak W, et al. Improvement of oral mucosa with mucin containing artificial saliva in geriatric patients. *Arch Gerontol Geriatr.* 1992;14:193-201.
164. Gal JY, Fovet Y and Adib-Yadzi M. About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta.* 2001;53:1103-15.
165. Kinani L, Najih R and Chtaini A. Corrosion inhibition of titanium in artificial saliva containing fluoride. *Leonardo Journal of Sciences.* 2008:243-50.

166. Ikeda M, Matin K, Nikaido T, Foxton RM and Tagami J. Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dent Mater J.* 2007;26:915-23.
167. Ionescu A, Brambilla E, Wastl DS, et al. Influence of matrix and filler fraction on biofilm formation on the surface of experimental resin-based composites. *J Mater Sci Mater Med.* 2015;26:5372.
168. Ono M, Nikaido T, Ikeda M, et al. Surface properties of resin composite materials relative to biofilm formation. *Dent Mater J.* 2007;26:613-22.
169. Ruttermann S, Bergmann N, Beikler T, Raab WH and Janda R. Bacterial viability on surface-modified resin-based dental restorative materials. *Arch Oral Biol.* 2012;57:1512-21.
170. Shimane T, Endo K, Zheng JH, Yanagi T and Ohno H. Wear of opposing teeth by posterior composite resins--evaluation of newly developed wear test methods. *Dent Mater J.* 2010;29:713-20.
171. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR and Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater.* 2003;19:12-8.
172. Turkun LS and Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent.* 2004;29:203-11.
173. Aytac F, Karaarslan ES, Agaccioglu M, Tastan E, Buldur M and Kuyucu E. Effects of Novel Finishing and Polishing Systems on Surface Roughness and Morphology of Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28:247-61.
174. Lutz F, Setcos JC and Phillips RW. New finishing instruments for composite resins. *J Am Dent Assoc.* 1983;107:575-80.
175. Kaplan BA, Goldstein GR, Vijayaraghavan TV and Nelson IK. The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent.* 1996;76:34-8.
176. Tjan AH and Chan CA. The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent.* 1989;61:138-46.
177. Erdemir U, Sancakli HS and Yildiz E. The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. *Eur J Dent.* 2012;6:198-205.
178. Weinstein AR. Anterior composite resins and veneers: treatment planning, preparation, and finishing. *J Am Dent Assoc.* 1988;117:38e-45e.



179. Avsar A, Yuzbasioglu E and Sarac D. The Effect of Finishing and Polishing Techniques on the Surface Roughness and the Color of Nanocomposite Resin Restorative Materials. *Adv Clin Exp Med*. 2015;24:881-90.
180. Tate WH and Powers JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Oper Dent*. 1996;21:53-8.
181. Bouvier D, Duprez JP and Lissac M. Comparative evaluation of polishing systems on the surface of three aesthetic materials. *J Oral Rehabil*. 1997;24:888-94.
182. Ölmez A and Kisbet S. Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*. 2012;30:115-22.
183. Magdy NM, Kola MZ, Alqahtani HH, Alqahtani MD and Alghmlas AS. Evaluation of Surface Roughness of Different Direct Resin-based Composites. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2017;7:104-9.
184. Ahn SJ, Lim BS and Lee SJ. Surface characteristics of orthodontic adhesives and effects on streptococcal adhesion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137:489-95; discussion 13A.
185. Hahnel S, Rosentritt M, Burgers R and Handel G. Surface properties and in vitro *Streptococcus mutans* adhesion to dental resin polymers. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;19:2619-27.
186. Grivet M, Morrier JJ, Benay G and Barsotti O. Effect of hydrophobicity on in vitro streptococcal adhesion to dental alloys. *J Mater Sci Mater Med*. 2000;11:637-42.
187. Al-Radha AS, Dymock D, Younes C and O'Sullivan D. Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion. *J Dent*. 2012;40:146-53.
188. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL and van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*. 1990;17:138-44.
189. Chandra J, Patel JD, Li J, et al. Modification of surface properties of biomaterials influences the ability of *Candida albicans* to form biofilms. *Appl Environ Microbiol*. 2005;71:8795-801.
190. Berthold P. Formation of salivary coating and dental plaque on two different supporting materials. An electron microscopic study. *J Periodontol*. 1979;50:397-405.
191. Boks NP, Norde W, van der Mei HC and Busscher HJ. Forces involved in bacterial adhesion to hydrophilic and hydrophobic surfaces. *Microbiology*. 2008;154:3122-33.

192. Hahnel S, Henrich A, Rosentritt M, Handel G and Burgers R. Influence of artificial ageing on surface properties and *Streptococcus mutans* adhesion to dental composite materials. *J Mater Sci Mater Med*. 2010;21:823-33.
193. Vogler EA. Structure and reactivity of water at biomaterial surfaces. *Adv Colloid Interface Sci*. 1998;74:69-117.
194. Tang H, Wang A, Liang X, et al. Effect of surface proteins on *Staphylococcus epidermidis* adhesion and colonization on silicone. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 2006;51:16-24.
195. Gyo M, Nikaido T, Okada K, Yamauchi J, Tagami J and Matin K. Surface response of fluorine polymer-incorporated resin composites to cariogenic biofilm adherence. *Appl Environ Microbiol*. 2008;74:1428-35.
196. van Loosdrecht MC, Lyklema J, Norde W, Schraa G and Zehnder AJ. The role of bacterial cell wall hydrophobicity in adhesion. *Appl Environ Microbiol*. 1987;53:1893-7.
197. Salazar DC, Dennison J and Yaman P. Inorganic and prepolymerized filler analysis of four resin composites. *Oper Dent*. 2013;38:E201-9.
198. Astasov-Frauenhoffer M, Glauser S, Fischer J, Schmidli F, Waltimo T and Rohr N. Biofilm formation on restorative materials and resin composite cements. *Dent Mater*. 2018;34:1702-9.
199. Fronza BM, Ayres A, Pacheco RR, Rueggeberg FA, Dias C and Giannini M. Characterization of Inorganic Filler Content, Mechanical Properties, and Light Transmission of Bulk-fill Resin Composites. *Oper Dent*. 2017;42:445-55.
200. Skjorland KK. Plaque accumulation on different dental filling materials. *Scand J Dent Res*. 1973;81:538-42.
201. Montanaro L, Campoccia D, Rizzi S, et al. Evaluation of bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* on dental restorative materials. *Biomaterials*. 2004;25:4457-63.