



T.C.
SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI İÇERİKLERE SAHİP RESTORATİF
MATERYALLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜKLERİNİN,
ANTİBAKTERİYEL ETKİLERİNİN, STREPTOCOCCUS
MUTANS TUTULUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Ayşegül KARAARSLAN
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

SIVAS
2019



T.C.
SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



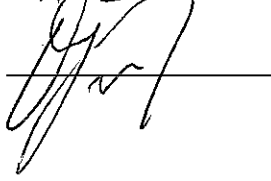
FARKLI İÇERİKLERE SAHİP RESTORATİF
MATERYALLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜKLERİNİN,
ANTİBAKTERİYEL ETKİLERİNİN, STREPTOCOCCUS
MUTANS TUTULUMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Ayşegül KARAARSLAN
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SIVAS
2019

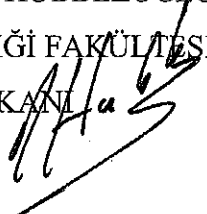
“Farklı İçeriklere Sahip Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüklerinin, Antibakteriyel Etkilerinin ve Streptococcus mutans Tutulumlarının Değerlendirilmesi” adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

	AD SOYAD	İMZA
Başkan	Prof. Dr. Şeyda HERGÜNER SİSO	
Üye	Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU	
Üye	Doç. Dr. Özden ÖZEL BEKTAŞ	

ONAY

Bu tez çalışması, 30.05.2019 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANI





CANIM AİLEME...

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, tezimin her aşamasında büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan, deneyimleri ile yolumu aydınlatan, her konuda iyi niyetini ve desteğini hissettiğim, çok saygı duyduğum değerli danışman hocam Doç. Dr. Özden Özel BEKTAŞ'a;

Uzmanlık eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli hocalarım, Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU, Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ, Doç. Dr. Diğdem EREN, Doç. Dr. Emine Gülşah GÖKTOLGA AKIN ve Dr. Öğr. Üyesi Alper KAPTAN'a;

Mikrobiyoloji çalışmaları sırasında büyük bir özveri ile yardımcı olan, tez çalışmama büyük katkı sağlayan Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Cem ÇELİK'e ve tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Ziyne ÇINAR'a;

Öğrencilik yıllarımda ve uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki değerli hocam Doç. Dr. Burak BULDUR'a;

Çalışmamı destekleyen Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP);

Uzmanlık süresi boyunca beraber çalıştığım arkadaşlarım Dt. Serra KUTLU, Dt. Seda ÖZKAN OĞLU, Dt. Şükrü MEHRİCAN, Dt. Kübra KORKMAZ, Dt. Pelin SÖNMEZ, Dt. Esra AKTÜRK ile Dt. Elif İpek KILIÇ'a ve bölüm personeline; uzmanlık eğitimim boyunca her anımı paylaştığım ve tez çalışmalarım sırasında fikir alışverişinde bulunduğum canım arkadaşım Dt. Fatma KAYA'ya,

Beni her durum ve şartta en iyi koşullarda büyütüp yetiştiren, karşılaştığım her zorlukta yanımda olan, varlıklarıyla kendimi daha güçlü hissettiğim canım annem Esmâ KANTARCIGİL'e, canım babam Yıldırım KANTARCIGİL'e ve canım kardeşim Ayça Nur KANTARCIGİL'e;

Tüm zorluklara birlikte göğüs gerdiğim, hayatımı daha anlamlı kılan, sevgisini ve desteğini her zaman kalbimde hissettiğim, varlığından güç aldığım sevgili eşim Dr. Melih Uğur KARAARSLAN'a en içten duygularıyla teşekkür ederim.

ÖZET
FARKLI İÇERİKLERE SAHİP RESTORATİF MATERYALLERİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜKLERİNİN, ANTİBAKTERİYEL ETKİLERİNİN,
STREPTOCOCCUS MUTANS TUTULUMLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

Ayşegül KARAARSLAN

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Sivas, 2019

Bu çalışmanın amacı, farklı içeriğe sahip 6 restoratif materyalin yüzey pürüzlülüklerini, *Streptococcus mutans* tutulumunun ve antibakteriyel etkilerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda; bir gümüş içerikli cam iyonomer siman (Argion, VOCO), bir giomer (Beautifil II, Shofu Inc.), bir yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (Fuji IX GP CAPSULE, GC Corp.), bir alkasit (Cention N, Ivoclar Vivadent), bir nanohibrit kompozit (Z550, 3M ESPE) ve bir biyoaktif içerikli rezin modifiye cam iyonomer siman (Activa BioActive Restorative, Pulpdent) olmak üzere 6 farklı içerikli restoratif materyal kullanıldı. Teflon kalıplarda her bir restoratif materyalden 5mm çapında ve 2mm kalınlığında 10'ar adet örnek hazırlandı. Yüzey pürüzlülüğü konvansiyonel profilometre cihazı (Mitutoyo SurfTest/ SJ-301, Tokyo, Japonya) ile ölçüldü. Ayrıca her materyalden 2 örneğin yüzeyi Taramalı Elektron Mikroskopuyla incelendi.

Çalışmanın mikrobiyal deneylerinde kullanmak için örnekler otoklavda 121°C'de 15 dakika steril edildi. Antibakteriyel etkiyi değerlendirmek için agar disk difüzyon yöntemi kullanıldı. Örnekler 37°C'de %5-7 CO₂'li ortamda 24 saat boyunca inkübe edildi. Bu sürenin sonunda örneklerin etrafında oluşan inhibisyon zonu ölçüldü. *Streptococcus mutans* tutulumunu değerlendirmek amacıyla 48 kuyucuklu mikropklara her materyalden 10'ar örnek yerleştirildi. Her bir kuyucuğa *S. mutans* bakteri süspansiyonu ve Brain Heart Infusion (BHI) besiyeri eklendi. Bakteri adezyonu için plakalar 37°C'de %5-7 CO₂'li ortamda 48 saat inkübe edildi. *S. mutans* bakterisinin deney örneklerine yapışma miktarı koloni sayım yöntemi kullanılarak değerlendirildi ve gruplar arası karşılaştırmalar yapıldı.

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Ver:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U Testi, Varyans

Analizi, Tukey Testi, Korelasyon Analizi kullanıldı ve yanılma düzeyi $p<0,05$ olarak alındı.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri sonucunda, en yüksek pürüzlülük değeri Argion'da elde edilirken; en düşük pürüzlülük değeri Z550'de elde edildi. Argion, diğer tüm restoratif materyallerle karşılaştırıldığında fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$). SEM analizinin sonucunda Argion ve Fuji IX materyallerinin yüzeyinde mikro çatlaklara rastlandı. Ayrıca Fuji IX yüzeyinde çukurcuk şeklinde yapılar izlendi.

Agar disk difüzyon testi ile değerlendirilen örneklerde *S. mutans*'a karşı antibakteriyel etkinlik tespit edilmedi. Restoratif materyaller bakteri tutulumu yönünden karşılaştırıldığında restoratif materyaller arasındaki farklılık önemli bulundu ($p<0,05$). En yüksek bakteri tutulumu Activa BioActive Restorative'de görülürken, en düşük bakteri adezyonu Argion'da saptandı.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre materyalin yüzey pürüzlülüğü ile bakteri tutulumu arasında zayıf bir ilişkisi katsayısı bulunmasına rağmen bu ilişki katsayıları istatistiksel olarak önemsiz bulundu ($p>0,05$).

Anahtar kelimeler: Alkasit, antibakteriyel etki, bakteri tutulumu, biyoaktif cam, yüzey pürüzlülüğü

ABSTRACT
EVALUATION OF SURFACE ROUGHNESSES, ANTIBACTERIAL
EFFECTS, AND STREPTOCOCCUS MUTANS ADHESION OF DIFFERENT
RESTORATIVE MATERIALS

Ayşegül KARAARSLAN

Department of Restorative Dentistry

Sivas, 2019

The aim of this study was to evaluate and compare 6 type of restorative materials' surface roughness, antibacterial effects and *Streptococcus mutans* adhesion.

Six restorative materials such as a silver-reinforced glass ionomer cement (Argion, VOCO), a giomer (Beautiful II, Shofu Inc.), a high viscosity glass ionomer (Fuji IX GP CAPSULE, GC Corp.), an alkasite (Cention N, Ivoclar Vivadent), a nanohybrid composite (Z550, 3M ESPE) and a bioactive glass resin modified glass ionomer (Activa BioActive Restorative, Pulpdent) were used in this study. 10 samples in 5 mm diameter and 2 mm thickness were prepared from each restorative material with teflon molds. Surface roughness was measured with conventional profilometer device (Mitutoyo Surftest / SJ-301, Tokyo, Japan). In addition, 2 samples from restorative materials were examined by a Scanning Electron Microscope.

Specimens for use in the microbial experiments of the study were sterilized in an autoclave at 121°C for 15 minutes. Agar diffusion method was used to evaluate antibacterial effect. Samples were incubated for at 37°C for 24 h in a 5-7% CO₂. At the end of this period, the inhibition zone around the samples were measured. In order to evaluate the *Streptococcus mutans* adhesion, 10 samples were placed in each well in 48 well microplates. *S. mutans* suspension and Brain Heart Infusion (BHI) medium were added to each well. Microplates were incubated for at 37°C for 48 h in a 5-7% CO₂. Amount of *S. mutans* adhesion on specimens were evaluated by colony-counting method and then inter-groups comparisons were made.

The data obtained from our study were loaded on SPSS (Ver: 22.0) program and were analyzed by using Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U Test Variance Analysis, Tukey's Test, Correlation Analysis and the error level was taken as $p < 0.05$.

The highest surface roughness value was observed in the Argion group; the lowest surface roughness value was observed in the Z550 group. In SEM analyzes

micro-cracks were determined on the surface of Argion and Fuji IX materials. Argion was found statistically significant when compared to the other restorative materials ($p < 0.05$).

In all samples any antibacterial activity could not be determined against *S. mutans* in agar diffusion test. Activa BioActive Restorative showed highest bacterial adhesion value whereas Argion showed lowest bacterial adhesion. When the restorative materials were compared in terms of bacterial adhesion, the difference was found to be significant ($p < 0.05$).

According to our results, although the correlation between the surface roughness of the material and the presence of a weak correlation coefficient, this relationship coefficients were statistically insignificant ($p > 0,05$).

Key Words: Alkaside, antibacterial effect, bacterial adhesion, bioactive glass, surface roughness

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLolar DİZİNİ.....	xiv
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Cam İyonomer Simanlar.....	3
2.1.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar.....	5
2.1.2. Metal İçerikli Cam İyonomer Simanlar.....	5
2.1.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman.....	6
2.1.4. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler).....	6
2.1.5. Giomerler.....	7
2.1.6. Cam İyonomer Simanlara Biyoaktif Cam İlavesi.....	8
2.2. Kompozit Rezinler.....	9
2.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	10
2.2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	13
2.2.2.1. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması.....	13
2.2.2.2. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması.....	15
2.2.2.3. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması.....	16
2.2.2.4. Farklı Özellikteki Kompozit Rezinler.....	18
2.3. Mikrobiyal Dental Plak.....	20
2.3.1. Mikrobiyal Dental Plak Oluşumu.....	20
2.3.2. Oral Streptokoklar.....	22
2.3.2.1. Streptococcus Mutans.....	22
2.4. Bakteri Adezyonu.....	24
2.4.1. Bakteri Adezyonunda Restoratif Materyalin Rolü.....	25

2.4.2. Bakteri Adezyonunun İncelenmesi	25
2.5. Materyallerin Antibakteriyel Özellikleri	26
2.5.1. Antibakteriyel Etkinin Disk Difüzyon Testi ile Değerlendirilmesi	26
2.6. Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü Özellikleri	27
2.6.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçme Yöntemleri	27
2.6.1.1. Profilometre Analizi.....	28
2.6.1.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	30
2.6.1.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması	31
3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	31
3.3. Örneklerin Hazırlanması	34
3.4. Örneklerin Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri	35
3.5. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi	36
3.6. Örneklerin Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu ile Analizi	37
3.7. Bakteri Süspansiyonunun Elde Edilmesi	38
3.8. Örneklerin Antibakteriyel Etkilerinin Agar Disk Difüzyon Yöntemi ile Değerlendirilmesi	39
3.9. Örneklere Bakteri Tutulumunun Sağlanması	40
3.10. İstatistiksel Analiz	42
4. BULGULAR	43
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	43
4.2. Yüzeylerin SEM Analizi Bulguları	44
4.3. Agar Disk Difüzyon Testi Bulguları	47
4.4. Bakteri Tutulum Bulguları	47
5. TARTIŞMA	49
5.1. Materyallerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi	51
5.2. Materyallerin Antibakteriyel Etkilerinin Değerlendirilmesi	54
5.3. Materyallere Bakteri Tutulumunun Değerlendirilmesi	57
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	61
7. KAYNAKLAR	62
8. ÖZGEÇMİŞ	78
9. EKLER.....	

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°C	: Santigrat derece
Å	: Angström
ADT	: Agar difüzyon testi
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
Ag⁺	: Gümüş iyonu
Al⁺	: Alüminyum iyonu
ASPA	: Alümino-Silikat-Poliakrilik-Asit
ATCC	: American Type Culture Collection
BHI	: Brain Heart Infusion
Bis-GMA	: Bisfenol-A-glisidil metakrilat
Ca⁺²	: Kalsiyum İyonu
CFU	: “Colony Forming Unit” Koloni sayma birimi
CIS	: Cam iyonomer siman
CO₂	: Karbondioksit
EPS	: Ekstrasellüler polisakkarit
F-PRG	: Fully reacted glass ionomer
GCİS	: Geleneksel cam iyonomer siman
H⁺	: Hidrojen iyonu
HCA	: Hidroksikarbonaapatit
HEMA	: 2-hidroksietil metakrilat
mL	: Mililitre
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekare
mm³	: Milimetreküp
MS	: Mutans streptokokları
mW/cm²	: Miliwatt/santimetrekare

N	: Toplam örnek sayısı
Na⁺	: Sodyum iyonu
Nm	: Nanometre
p	: İstatistiksel anlamlılık değeri
PBS	: Fosfat tamponlu tuz
pH	: "Power of Hydrogen" Hidrojenin gücü
PRG	: Pre-reacted glass ionomer
Ra	: Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü
RMCİS	: Rezin modifiye cam iyonomer siman
rpm	: Dakikadaki devir sayısı
Rpm	: Yüzeydeki en derin noktaların ortalaması
Rz	: Yüzeydeki en yüksek sivri uçların ortalaması
S	: Streptococcus
S. mutans	: Streptococcus mutans
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	: Saniye
S-PRG	: Surface reacted glass ionomer
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
SD	: Standart sapma değeri
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
TSB	: Tryptic Soy Broth
UDMA	: Üretandimetakrilat
UV	: Ultraviyole
YVCİS	: Yüksek viskoziteli cam iyonomer siman
µl	: Mikrolitre
µm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu – Lohbauer'den (15).....	4
Şekil 2.2. Kompozit rezinlerin organik matriksinde kullanılan monomerlerin yapısı.	11
Şekil 2.3. Mikrobiyal dental plak oluşumu- Kishen ve Haapsalo'dan (148).....	22
Şekil 2.4. Çalışmamızda elde ettiğimiz Streptococcus mutans kolonisinin elektron mikroskop görüntüsü.....	23
Şekil 2.5. Ra parametresi diyagramı.....	28
Şekil 2.6. Rz parametresi diyagramı.....	29
Şekil 2.7. Rpm parametresi diyagramı.....	29
Şekil 3.1. Argion gümüş içerikli cam iyonomer siman.....	32
Şekil 3.2. Beautifil II giomer.....	32
Şekil 3.3. Fuji IX GP Capsule yüksek viskoziteli cam iyonomer siman.....	32
Şekil 3.4. Cention N alkasit.....	33
Şekil 3.5. Filtek Z550 nanohibrit kompozit.....	33
Şekil 3.6. Activa BioActive Restorative.....	33
Şekil 3.7. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp ve elde edilen örnekler.	35
Şekil 3.8. Elipar S10 ışık cihazı.....	35
Şekil 3.9. Astropol polisaj sistemi ve lastik diskler.....	36
Şekil 3.10. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı ve örneklerin pürüzlülük değerlerinin saptanması.....	37
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan SEM cihazı.....	37
Şekil 3.12. Altın kaplama cihazı ve SEM cihazında incelenmek için altın-palladyum kaplanan örnekler.....	38
Şekil 3.13. Liyofilize Streptococcus mutans ATCC 25175 suşu ve kanlı agar besiyerinin yüzeyinde üreyen Streptococcus mutans.....	38
Şekil 3.14. Nefelometre cihazı ve 0,5 McFarland eşeline göre ayarlanmış <i>S. mutans</i> süspansiyonu.....	39
Şekil 3.15. <i>S. mutans</i> bakterilerinin Mueller Hinton agar besiyerine ekimi.....	39
Şekil 3.16. <i>S. mutans</i> ekimi yapılmış Mueller Hinton agar besiyeri üzerine örneklerin ve vankomisin emdirilmiş kâğıt diskin yerleştirilmesi.....	40
Şekil 3.17. Bakteri tutulumu için 48 kuyucuklu plaklara yerleştirilen örnekler.....	41

Şekil 3.18. Desikatör içerisine yerleştirilen örnekler.....	41
Şekil 3.19. Koloni sayımı yapılan besiyerlerinde S. mutans kolonilerinin görünümü.	42
Şekil 4.1. Çalışmada kullanılan materyallere ait ortalama yüzey pürüzlülük değerleri.	44
Şekil 4.2. Argion yüzeyinin SEM görüntüsü.....	45
Şekil 4.3. Fuji IX yüzeyinin SEM görüntüsü.....	45
Şekil 4.4. Beautifil II yüzeyinin SEM görüntüsü.....	45
Şekil 4.5. Cention N yüzeyinin SEM görüntüsü.....	46
Şekil 4.6. Z550 nanohibrit kompozit yüzeyinin SEM görüntüsü.....	46
Şekil 4.7. Activa BioActive Restorative yüzeyinin SEM görüntüsü.....	46
Şekil 4.8. Hazırlanan örneklerin disk difüzyon testi sonrası görüntüsü.....	47
Şekil 4.9. Çalışmada kullanılan materyallere ait S. mutans tutulum değerleri.....	48

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin türü, içeriği ve üretici firma bilgileri.....	34
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin uygulama şekilleri ve sertleşme süreleri.....	35
Tablo 4.1. Kullanılan restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, yüzey pürüzlülüğü ve standart sapma değerleri.....	43
Tablo 4.2. Kullanılan restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, bakteri tutulumu ve standart sapma değerleri.	48



1.GİRİŞ VE AMAÇ

Diş çürüklerinin ve periodontal hastalıkların en önemli etkeni kabul edilen bakteriler, diş yüzeyine ve restorasyona tutunarak mikrobiyal dental plak oluşumuna neden olmaktadır (1). Mekanik temizlik ile uzaklaştırılamayan mikroorganizmalar restorasyon üzerindeki pürüzlü yüzeylere ve girintili çıkıntılı bölgelere yerleşmektedir. Ayrıca restorasyon kenarından bakterilerin invazyonu sonucu tedavinin başarısızlık sebeplerinin başında gelen sekonder çürükler oluşur (2). Ağız temizliğinin yapılmasından çok kısa bir süre sonra diş yüzeyinde oluşan pelikül tabakasına ilk tutunan bakteriler streptokoklardır. *Streptococcus mutans*, dental plak oluşumuna katılan ve büyümesine katkı sağlayan, bilinen en karyojenik bakteridir (3).

Çürük ve diğer etkenler sonucu kaybedilen diş dokusunun tamamlanmasında kullanılacak en ideal restorasyon materyali arayışıyla günümüze kadar çok çeşitli restoratif materyaller geliştirilmiştir. Kullanılan restoratif materyal sekonder çürük oluşumunu engelleyebilmek için kavite duvarlarına iyi bir adaptasyon sağlamalı, bakterilerin adezyonunu önleyebilmek için iyi cilalanabilir özellikte olmalı ve çürük önleyici ajanların (antimikrobiyaller, flor iyonları, metal iyonları) salınımını gerçekleştirebilmelidir (4). Hedeflenen bu özelliklere ulaşabilmek için, restoratif materyallerin kimyasal kompozisyonları değiştirilerek yeni ürünler kullanıma sunulmaktadır.

Cam iyonomer simanlar; diş dokularına kimyasal olarak bağlanmaları, flor iyonu salınımı yapmaları, antibakteriyel etki sağlayarak çürük oluşumunu durdurabilmeleri gibi olumlu özellikleri göz önünde bulundurularak süt ve daimi diş restorasyonlarında kullanılmaktadır. Fakat cam iyonomer simanların sahip olduğu bazı fiziksel yetersizlikler kullanımını sınırlandırmaktadır. Son yıllarda cam iyonomer simanların toz/likit oranında ve içeriklerinde yapılan değişiklikler ile fiziksel özellikleri ve antibakteriyel etkileri geliştirilmeye çalışılmaktadır (5).

Diş hekimliği alanında gümüşün popülaritesi oral kavitedeki streptokoklara ve periodontal patojenlere karşı etkisi belirlendiğinden beri artmıştır. Gümüş kullanımının bakterilerin üremesini azaltarak antibakteriyel etki sağladığı bildirilmiştir. Bakteri hücrelerine bağlanan gümüş bakteriye hasar vererek güçlü bir antibakteriyel etki göstermektedir. Araştırmacılar gümüş iyonlarının antibakteriyel etkisinden yararlanarak elde ettikleri dolgu maddelerinin sekonder çürükleri engellemede etkili olabileceğini belirtmişlerdir (6, 7).

Kompozit rezinler cam iyonmer simanlara göre üstün mekanik ve optik özelliklere sahip oldukları için diş hekimliği pratiğinde büyük bir yere sahiptir. Kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini iyileştirmek amacıyla çalışmalar yapılırken bir yandan da biyouyumluluğunu arttırmaya ve çürük önleyici özelliklerini geliştirmeye yönelik çalışmalar da devam etmektedir. Bu amaçla kompozit rezinlerin içeriğindeki monomerlerde değişiklikler yapılarak ideal bir dolgu materyali elde etmek hedeflenmektedir (8).

Diş hekimliği pratiğinde kullanılan malzemelere güncel ihtiyaçlar göz önüne alınarak yapılan değişikler sonucunda farklı özelliklere sahip birçok restoratif materyal kullanıma sunulmuştur. Bu materyallerin etkinliklerini değerlendirilebilmesi ve geliştirilebilmesi için klinik ve laboratuvar çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Çalışmamızın amacı, farklı içeriklere sahip 6 restoratif materyalin yüzey pürüzlülüklerini, antibakteriyel etkilerini ve *Streptococcus mutans* tutulumlarını in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Cam İyonomer Simanlar

Diş sert dokularına mekanik ve optik özellikler bakımından benzer bir restoratif materyal elde etme çalışmaları sonucunda 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından cam iyonomer simanlar (CİS) geliştirilerek Alümino-Silikat-Poliakrilik-Asit olan içeriğin ilk harfleri alınarak ASPA adı ile tanıtılmıştır (9).

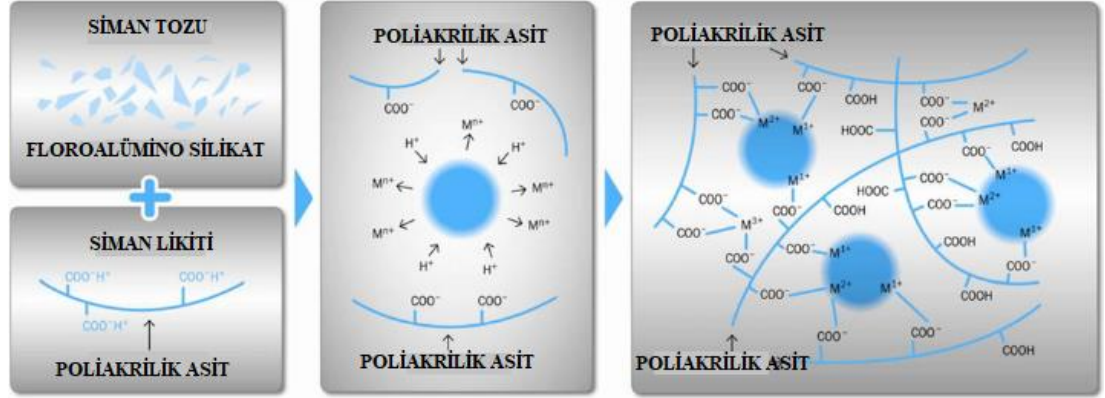
Cam iyonomer simanın tozu bazik floro-alümino silikat taneciklerinden, likiti ise poliakrilik asit, akrilik-itakonik asit ve akrilik-maleik asit kopolimerlerinin karışımından oluşmaktadır (10). Toz kısmı yüksek florid içerikli olup, silisyum oksit, alüminyum oksit, karyolit, kalsiyum florid, alüminyum florid ve alüminyum fosfat bulundurmaktadır. İçeriğindeki ince cam tozları asitle parçalanabilir özelliktedir ve likitte bulunan asitlerle karıştırıldıklarında kalsiyum Ca^{+2} ve Al^{+3} gibi iyonları salmaktadırlar. Likit kısmında bulunan asitler polielektrolitler ve genel olarak polialkenoik asitler adı altında gruplandırılırlar. Bu polialkenoik asitlerin etkisi fosforik asitten daha azdır. Asidin etkisi ile diş yüzeyi temizlenir, smear tabakası uzaklaştırılır. Bazı cam iyonomer simanların likitini sadece distile su oluşturabilir. Likitlerinde poliakrilik asit bulunmadığı için tozlarında polimaleik asit bulunmaktadır (11, 12).

Cam iyonomer simanlar floroalüminosilikat cam ve polikarboksilik asit arasında meydana gelen asit-baz reaksiyonu ile sertleşmektedir. (13).

Toz ve likitin karıştırılmasıyla, likitin yapısında bulunan ve pH değeri 1 olan polialkenoik asitten salınan hidrojen iyonları, tozun yapısında bulunan alüminosilikat cam partiküllerinin yüzeyi ile temas eder. Ardından, bu partiküllerin içeriğindeki Al^{+3} , Ca^{+2} , F^{-} iyonları salınır. Bu katyonlar, poliasit zincirler arasında tuz köprüleri oluşturarak cam partiküllerin yüzeyinde silikat jel tabakası oluştururlar ve bu olay şelasyon olarak adlandırılır. Kalsiyum poliakrilat oluşumu, alüminyum poliakrilat oluşumundan daha hızlı bir reaksiyon gösterir. Reaksiyon devam ederken, matris içindeki iyon yoğunluğu artar. Poliakrilik asidin poliakrilatlara dönüşmesi ile beraber ortamın asiditesi ve simanın akışkanlığı azalır.

Bu fazdan önce, materyalin yapısı çok zayıf olup, çözünebilir durumdadır (14). Kalsiyum ve alüminyum iyonlarının meydana getirdiği bu çapraz bağların 24-72 saat içerisinde oluşturulmasıyla materyal daha rijit bir hal alır (15). Katyonik iyonlar asidik

ortama salındıkça, materyalin molekülleri arasındaki bağların dayanıklılığının ve simanın elastik modülünün birkaç ay daha artmaya devam ettiği bildirilmiştir (16).



Şekil 2.1. Cam iyonomer simanların sertleşme reaksiyonu – Lohbauer'den (15).

Diğer restoratif materyallerle kıyaslandığında cam iyonomer simanların en büyük avantajı diş dokusuna kimyasal bağlantıyı herhangi bir ajan gerektirmeden sağlayabilmesidir. Böylece mekanik retansiyonu artırabilmek amacıyla ek kavite preparasyonuna gerek kalmamaktadır (17).

Cam iyonomer simanlar; flor salınımı yapması ve flor rezervuarı olarak işlev görmesi, biyouyumlu olması, diş yapısına kimyasal bağlanması, uygulama kolaylığı, düşük ısıl genleşme katsayısı gibi avantajlara sahiptir. Flor salınım özelliği restorasyonda sekonder çürük oluşumunu engellerken aynı zamanda bakteriyostatik etki de göstermektedir. Kaviteye yerleştirildikten sonraki ilk 24 saat içerisinde materyal immatür yapıda olduğu için, yüzeyden yıkanma mekanizmasıyla yüksek konsantrasyonda flor salınımı olmaktadır. Sertleşme reaksiyonu sırasında cam partiküllerinin polialkenoik asit ile tepkimeye girmesi sonucunda meydana gelen patlama etkisi (burst effect) sonucunda bu durumun meydana geldiği belirtilmiştir (18). Cam iyonomer simanların uygulamasından 1 ay sonra flor salınımları düşmeye başlamakta ve 1 yılın sonunda minimum seviyeye inmektedir. Sürekli flor salınımı yapabilmesi için ağız içerisine yerel flor uygulamasının yapılması gerekmektedir (19).

Diş çürüğünün oluşumunda asidojenik bakteriler asıl rolü oynamaktadır. Yapılan tedaviler sonucunda çürüğün bulunduğu bölge mikroorganizmalardan tamamen elimine edilememektedir. Bakteriler dişin yapısındaki mikro çatlaklara invaze olmakta ve ilerleyen zamanda sekonder çürük oluşumuna neden olmaktadır. (20). Çürük riski yüksek hastalarda çürük oluşumunu önleyici restoratif materyallerin

kullanımı uygundur. Restoratif materyallerin içeriğindeki flor ve diğer faydalı iyonların salınımı bu amaca hizmet etmektedir (21). Cam iyonomer simanlar, flor salınımı yaparak, dolgu ile diş arasındaki yüzeyde bulunan bakterilerin metabolik faaliyetlerini engelledikleri için antibakteriyel özellik gösterdikleri ileri sürülmüştür (22).

Uygulama esnasında neme karşı hassasiyet göstermeleri, zayıf fiziksel özelliklere sahip olması, opak olması nedeniyle dişin doğal görüntüsünü taklit edememesi, düşük kırılma dayanımları ve aşınma direncinin zayıf olması gibi dezavantajları dolayısıyla estetiğin önemli olduğu bölgelerde ve yoğun strese maruz kalan alanlarda restoratif materyal olarak kullanımları sınırlıdır (23, 24). Bu olumsuz özelliklerini ortadan kaldırmak ve cam iyonomer simanların güçlendirilmesine yönelik yapılan çalışmaların sonucunda, yapısına ilave edilen farklı bileşenler ile yeni cam iyonomer içerikli restoratif materyaller piyasaya sürülmüştür. Bu yeni restoratif materyaller ve bu güne kadar kullanımda olan cam iyonomer siman içerikli materyaller aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir.

2.1.1. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini artırabilmek amacıyla simanın tozuna poliakrilik asit eklenmesiyle, toz/likit oranının artırılmasıyla yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS) oluşturulmuştur. Kondanse edilebilen cam iyonomer simanlar olarak da adlandırılmaktadırlar (25). Geliştirilen özellikleri arasında sertleşme süresinin kısalması, basma ve gerilme dayanımının artması ile yüzey sertliğinin artması sayılmaktadır (26). Flor salınımının geleneksel cam iyonomer simanlar ile benzer olduğu bildirilmiştir. Bütün bu avantajları sayesinde özellikle yüksek çürük risk grubundaki bireylerde stres almayan bölgelerde kalıcı restorasyon olarak kullanılmaktadır (27).

2.1.2. Metal İçerikli Cam İyonomer Simanlar

Tarihte enfeksiyon hastalıklarının tedavisinde kullanılan ve antibakteriyel özelliklere sahip olduğu bilinen ajanlardan birisi gümüştür. 1980'lerin başında geleneksel cam iyonomer simanların mekanik özelliklerini iyileştirmek ve radyoopasitesini arttırmak için siman tozuna Ag^+ partikülleri ilave edilmiştir. Gümüş sermet simanları ortalama 3,5 μm boyutlarındaki gümüş tozlarının basınç ve ısı altında camla birleştirilmesiyle

elde edilmiştir. Renk uyumlarını artırabilmek amacıyla içeriğine titanyum dioksit eklenmiştir (28-30). Geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha üstün yorulma direnci değeri rapor edilmiş olmasına rağmen diğer fiziksel özelliklerinin amalgam ve posterior kompozitlere göre yetersiz oldukları bildirilmiştir (28).

2.1.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, geleneksel cam iyonomer simanların olumsuz özelliklerini gidermek amacıyla içeriğine rezin ilave edilerek 1991 yılında tanıtılmıştır. Bu simanların yapısının %80'i cam iyonomer siman tarafından ve %20'si ise rezin yapıdan oluşturulmaktadır. Temel olarak klasik cam iyonomerlere benzer şekilde cam partikülleri, su ve poliasit içermekle birlikte bir monomer bileşeni ve reaksiyonu başlatan bir madde de bulunmaktadır. Monomer olarak genellikle 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) ve reaksiyon başlatıcı madde olarak ise kamforokinon kullanılmaktadır (31).

RMCİS'in sertleşme reaksiyonu ilk olarak asit- baz reaksiyonu, ikincil olarak fotokimyasal polimerizasyon ile gerçekleşir (18). Materyalin ışıkla sertleşen matriks yapısı; simanın yapısına suyun difüze olmasını ve su ile erken kontaminasyon sonucu meydana gelebilecek olumsuz etkileri önleyerek materyalin neme karşı duyarlılığını azaltmaktadır (32).

Diş dokularına bağlanması hem fiziksel hem kimyasal yolla olmaktadır (33). Rezin modifiye cam iyonomer simanların GCİS'lara göre avantajları arasında daha uzun çalışma süresine izin vermesi, ışıkla sertleşmesi ve bu durumun diş hekimi tarafından kontrol edilebilir olması, daha estetik ve ağız sıvılarında daha az çözünen bir materyal olması, simanın yüzeyinde hızlı bir sertleşme olması sayılabilir (34, 35). Rezin modifiye cam iyonomer simanların flor salınım mekanizması, geleneksel cam iyonomer simanlarla temel olarak aynı olup, bazı çalışmalara göre flor salınımı ve geri alınımının RMCİS'larda geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha fazla veya aynı olduğu belirtilmiştir (36-38).

2.1.4. Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler (Kompomerler)

Kompomer olarak da adlandırılan bu hibrit materyaller ilk olarak 1993 yılında CİS'ların mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla üretilmiştir. Yapısında %20-30 oranında cam iyonomer siman ve %70-80 oranında kompozit rezin

bulunur (39, 40). RMCİS'a oranla daha yüksek miktarda rezin bulunmaktadır. İçeriğinde reaktif olmayan inorganik tozlar (silikat cam, quartz vb.), asit monomer, Bis fenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi kompozit rezinlerin yapısına benzer makro monomerler bulunur(39). İçerdiği cam partiküllerinin oranı polimerizasyon için gereken asit-baz reaksiyonunu başlatacak düzeyde olmadığından, materyali tanımlamak için cam iyonomer terimini kullanmak yerine poliasit modifiye kompozit rezin ya da kompomer terimleri tercih edilmektedir (41).

İçeriğindeki cam iyonomer yüzdesinin düşük olması, geleneksel ve rezin modifiye cam iyonomer simanlara göre oldukça düşük flor salınımı sonucunu da beraberinde getirmiştir (40). Kompomerler, kullanımının kolay olması, ışıkla polimerizasyonun sağlanması ve kompozit rezinlere benzer estetik fiziksel özelliklere sahip olduklarından ötürü özellikle çocuk diş hekimliğinde popüler materyallerdir (42).

2.1.5. Giomerler

Giomer; aktif cam iyonomer partikülleri PRG (Pre-Reacted Glass-ionomer) içeren, cam iyonomer simanlar gibi flor salınımı yapabilen ve reşarj olabilen aynı zamanda kompozit rezinler gibi estetik, biyoyumluluk ve cilalanabilme özelliklerine sahip olan ışıkla sertleşen restoratif bir materyaldir. Flor salınımı yapabilen rezin esaslı restoratif materyallerden farkı rezin ile birleşmeden önce asit-baz reaksiyonunun gerçekleşmesidir (40, 43, 44).

Sulu ortamda florealüminasilikat cam partikülleri ile polialkenoik asit arasında meydana gelen asit-baz reaksiyonu sonunda ıslak silikalı bir hidrojel yapı oluşur. Şoklanıp dondurulduktan sonra kurutulup nemden uzaklaştırılmış kserojel öğütülüp silanize edilir ve 0,01-100 µm arasında değişen ebatlarda PRG partikülleri elde edilir (44-46). PRG partikülleri ile beraber Bis-GMA, TEGDMA, alüminyum oksit, inorganik cam doldurucu, silika ve kamforokinon da içeriğinde bulunmaktadır (43, 47).

PRG; F-PRG ve S-PRG olmak üzere 2 çeşittir. Tamamı önceden reaksiyona girmiş cam partikülleri F-PRG (Fully Reacted Glass Ionomer) olarak adlandırılırken, cam partiküllerinin sadece yüzeyinin reaksiyona girmesiyle S-PRG (Surface Reacted Glass Ionomer) olarak adlandırılır (47, 48).

Bu partiküller polimer matriksle birleşmeden işleme tabi tutulmaktadır. Yüzey işleminde silan ajanı uygulaması yüzey hidrojelini güçlendirmek ve rezin matriks partiküllerinin yapışmasını kolaylaştırabilmek için yapılır. Partiküllerin yüzey tabakasında gözenekli bir yapı oluşur. Bu gözenekli yapı doldurucu partikülden rezin matriksin içine iyon geçişini kolaylaştırır (46). S-PRG doldurucuların salınımını yaptığı stronsiyum ve flor iyonları, hidroksiapatiti stronsiapatit ve fluoroapatite dönüştürür ve böylece dışın asitler karşısında dirençli olmasını sağlar. Su veya asidik solüsyonlarla S-PRG doldurucular temas ettiğinde bulunduğu ortamın pH'ını değiştirebilmektedirler (49, 50).

Flor salınımları karşılaştırıldığında giomerlerin geleneksel cam iyonomer simanlara benzer bir mekanizmaları vardır. Cam iyonomerlerin flor salınım fazı giomerlerde de bulunmaktadır. Cam iyonomer simanların flor salınımında ve alımında kilit rolü üstlenen hidrojel matriksi giomerlerin de yapısında bulunduğu için flor salma değerleri diğer rezin içerikli materyallere göre daha yüksektir. Resin bazlı restoratif materyallerde yalnızca suyun var olduğu ortamlarda flor iyonları salabilmektedir. Flor salınımı, suyun ne derece emildiğine ve polimer zincirlerinin resin matriks içerisinde oluşturduğu hareketliliğe bağlıdır (44, 51, 52). Giomer; flor salınımı yapan ve reşarj olabilen, aşınmaya karşı dirençli, bakteriyel mikrosızıntıyı önleyebilen, biyouyumlu, plak oluşumunu önleyebilen, iyi cilalanabilirlik özelliği gösteren, radyopak, uzun dönem klinik stabiliteye sahip olan ve asidi nötralize edebilen bir materyaldir (47, 53, 54).

2.1.6. Cam İyonomer Simanlara Biyoaktif Cam İlavesi

Canlı dokular ile temas halinde herhangi bir toksik, alerjik, mutajenik ve karsinojenik reaksiyona neden olmayan sentetik materyallere biyomateryal denilmektedir. Biyomateryaller canlı dokularla yapısal ve yüzeysel uyumluk yakalayarak hasar görmüş ya da hastalıklı bölümlerin tamirinde ve yeniden yapılandırılmasında kullanılmaktadır (55).

İlk kez 1969'da Hench ve arkadaşları tarafından geliştirilen biyoaktif camlar; enzimatik faaliyetleri desteklerler, vasküler doku oluşumuna zemin oluştururlar, kemik dokusunda bulunan mezenkimal hücrelerin farklılaşmasını sağlarlar ve sert dokular ile organik bağ oluştururlar (56).

Biyoaktif camlar vücut sıvılarıyla temas ettikleri anda çok kısa bir zaman diliminde buldukları ortamın pH'sının artmasına neden olan bir dizi kimyasal reaksiyon gerçekleştirirler. Reaksiyon camda bulunan serbest sodyum iyonları (Na^+) ile vücut sıvılarındaki hidrojen iyonları (H^+) arasındaki katyon değişimi ile başlar. Materyalin yüzeyinde silikadan zengin bir jel tabaka oluşur. Silika tabakası hem materyalden hem de vücut sıvılarından elde edilen kalsiyum ve fosforun birikerek biyoaktif camların kemiğe bağlanmasında önemli rol oynamaktadır. Bu jel tabaka üzerinde birkaç saat içerisinde ince ve amorf yapıda bir kalsiyum fosfat tabakası oluşmaktadır. Giderek kalınlaşan bu tabaka kemiğin mineral içeriğine kimyasal ve yapısal yönden oldukça benzeyen, kemik ve materyalin bağlanmasından asıl sorumlu olan hidroksikarbonapatit (HCA) tabakasını oluşturur. Reaksiyon, camda bulunan tüm iyonlar HCA tabakası kemik ile birleşene kadar devam eder. Daha sonra konak dokularda bulunan kollajen fibriller ve osteojenik hücreler cam partikülleriyle birleşip silika jel tabakası içinde yerini alırlar ve bu olayların sonucunda yeni kemik oluşumu başlar (57). Biyoaktif camların vücut sıvıları ile reaksiyonu sonucunda ortamın pH'ını arttırmaları yapılan araştırmaları antimikrobiyal etkinlikleri üzerine yoğunlaştırmıştır (58, 59). Cam iyonomer simanlara %30 oranında eklenen biyoaktif camların agar difüzyon testinde *S. mutans*'a karşı antibakteriyel etki gösterdiği bildirilmiştir (60).

2.2. Kompozit Reziner

Kompozit kelimesinin terminolojik tanımı; farklı yapı ve özellikteki en az iki farklı materyalin, belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile meydana gelen ürünlerdir (10). Burada amaç, kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri sağlamaktır (61).

Diş hekimliğinde 1940'lı yıllarda kullanılmaya başlanan silikat simanlar ve akrilik rezinler beraberinde polimerizasyon büzülmesi, dişe adezyondaki başarısızlıklar ve renk stabilitesinin sağlanamaması gibi olumsuz etkileri de getirmiştir. Ardından, 1956 yılında Buonocore rezinlerin adezyonunu güçlendirmek amacıyla asitle pürüzlendirme tekniğini geliştirmiştir (62-64). 1962 yılında Raphael Bowen'in Bis-GMA olarak adlandırılan bir monomer sentezlemesi ile rezin kompozitler tanımlanmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir (65, 66).

2.2.1. Kompozit Resinlerin Yapısı

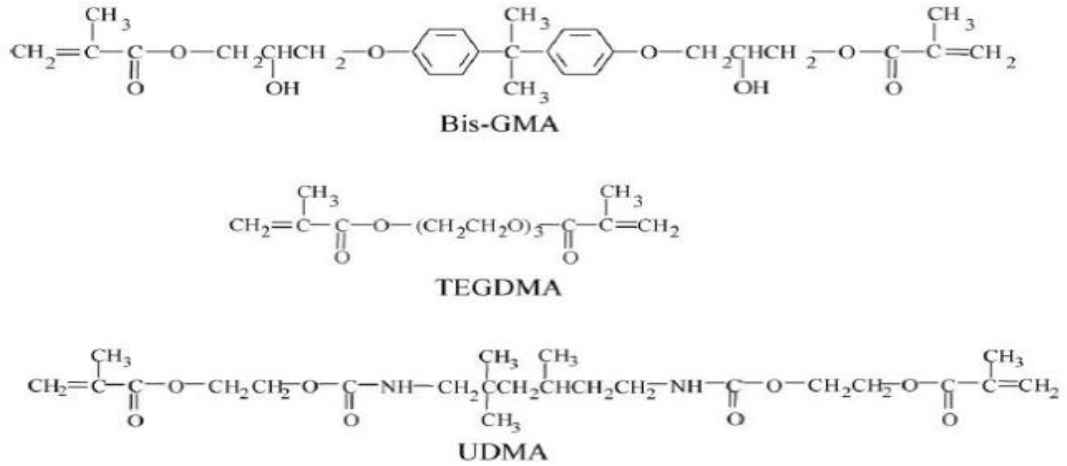
Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler; üç ayrı fazdan meydana gelmektedir (67-69).

- Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz)
- İnorganik Faz (Dağılan Faz)
- Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

Organik Polimer Matriks Fazı

Kompozit resinlerin polimerizasyon derecesini ve klinik performansını etkileyen bu fazda; monomerler ve ko-monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, polimerizasyon inhibitörleri, hızlandırıcı sistem ve ultraviyole (UV) ışınlarını absorbe eden bileşenler bulunur (10, 67, 70).

Dental kompozitlerde en yaygın kullanılan monomer, bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan yüksek moleküler ağırlığına sahip Bisfenol A glisidil metakrilattır (Bis-GMA) (71, 72). Bis-GMA yüksek viskoziteye sahip olmasının yanı sıra, düşük polimerizasyon büzülmesine, hızlı polimerizasyona ve sert yüzey özelliklerine de sahiptir. Viskozitesinin yüksek olmasından dolayı Bis-GMA çoğunlukla diğer monomerler ile birlikte kullanılır (73, 74). Bazı kompozit resinlerde adezyonun daha iyi sağlanması ve renk değişimine karşı daha dirençli hale getirilmesi için Bis-GMA yerine üretan dimetakrilat (UDMA) kullanılmıştır. Bis-GMA'dan daha az viskoz olmakla birlikte molekül ağırlıkları arasında fark bulunmamaktadır. Çok az sayıda ürün hem Bis-GMA'yı hem de UDMA'yı birlikte kullanır (66). Hem Bis-GMA'nın hem de UDMA'nın yüksek viskoziteye sahip olması sebebiyle viskoziteyi azaltmak için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) monomeri kullanılmıştır (11, 67, 75).



Şekil 2.2. Kompozit rezinlerin organik matriksinde kullanılan monomerlerin yapısı.

Işık ve kimyasal maddeler kompozit rezinlerin polimerizasyonunu başlatabilmek amacıyla kullanılır. Polimerizasyon başlatıcı olarak otopolimerizan kompozitlerde benzoil peroksit ve tersiyer amin kullanılırken görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde ise polimerizasyon başlatıcı olarak kamforokinon kullanılır. Kamforokinon (α -diketone photoinitiator) en sık kullanılan polimerizasyon başlatıcıdır. 460 nanometre dalga boylu mavi ışık etkisi ile serbest kökler vermek üzere ayrıştırdıktan sonra fotonları absorbe eder ve polimerizasyon enerjisine dönüştürür. Otopolimerizan kompozitlerin polimerize olmasından sonra polimerizasyona girmeyen artık ürünler kalabilir. Bunlar UV ışığın etkisiyle parçalanıp amin renklenmesi adı verilen kahverengi renklenmeye neden olabilir. Bunu önlemek amacıyla UV ışığını absorbe edebilen 350 nm'nin altında dalga boyuna sahip 2hidroksi-4-metoksibenzofenon gibi ultraviyole stabilizatörler kompozitlerin organik matriks fazına ilave edilir (10, 67, 76).

Kompozit rezinlerin organik matriksinin içerisine ışık, ısı veya diğer kimyasal yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek amacıyla inhibitör eklenir. En yaygın olarak kullanılan inhibitör bileşikler fenol türevi olan hidrokinon monometil eter veya 4-metoksifenol ve 2,4,6-terseyerbütilfenoldür (67).

İnorganik Matriks Fazı

İnorganik faz kompozitlerin; sağlamlığını ve sertliğini artırmada, ısıl değişimlerde boyutsal stabiliteyi sağlamada, kontraksiyon streslerini azaltmada, radyoopasiteyi artırmada, estetik özellikleri yansıtmada etkilidir. Bu sebeple kompozit rezin materyallere gerekli mekanik direnci sağlamak adına mümkün olduğu kadar fazla

miktarda farklı şekil, boyut ve kimyasal yapıda doldurucu ilavesi yapılmaktadır (67, 70, 77-81).

İnorganik doldurucu partiküller materyale göre değişiklik göstermekle beraber çoğunlukla quartz, koloidal silika, baryum silikat, stronsiyum/ borosilikat/ yitrium cam, çinko silikat veya lityum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu moleküller kullanılmaktadır(10). Yüksek optik özellikleri nedeniyle cam partikülleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Daha önceleri, iyi mekanik özellikleri ve stabilitesi nedeniyle quartz tercih edilse de zamanla sertliği nedeniyle, minede atrizyona neden olduğundan kullanımını azalarak yerini cam partiküllere bırakmıştır (82-84). Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar. Böylece kompozit rezin mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazanır. Bununla beraber kompozit rezinlerin aşınmaya karşı direncini arttırırken ısısal genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesini azaltır. Saf silika, kristalin (kristobalit, tridimit, quartz) ve non kristalin (silikat cam) formlarında bulunur. Kristalin formların sert olması rezin kompozitin bitirme ve polisaj işlemlerini güçleştirdiğinden, günümüzde silikanın non kristalin formu (silikat cam) tercih edilmektedir. Baryum, stronsiyum, çinko, zirkonyum gibi partiküller ise kompozit rezine radyoopasite özelliği kazandırır (84-87).

Kompozit rezin materyalleri geliştikçe inorganik yapısını oluşturan doldurucu partiküllerin boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri de ilk üretilen kompozitlere göre zamanla farklılık göstermiştir. İlk üretilen kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ortalama 25-30 µm arasında iken, günümüzde 0,005-0,075 µm'ye (nanodoldurucu partiküller) kadar küçültülmüş ve inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranlarının artması amaçlanmıştır (88). Kompozit rezin materyale ilave edilen inorganik doldurucu partiküllerin oranının yüksek olması daha iyi fiziksel özellikler sağlarken, inorganik doldurucu partikülün boyutunun küçük olması kompozitin polisajlanabilirliğini ve restorasyonun estetik sonuçlarını önemli ölçüde etkiler (73, 89).

Ara Faz

Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin iyi olması ve kimyasal yapısındaki devamlılığının sağlanması için organik polimer matriks ile inorganik matriks fazları arasındaki sıkı bağlanmayı ara faz sağlamaktadır (10). Ara bağlayıcılar, organik

silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Silan bağlanma ajanları, inorganik fazın özellikle silika partiküllerinde olumlu sonuçlar verdiği için kompozit rezinlerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır (85, 90). Kompozit rezinlerde silika partiküllerinin yüzeyi silan bağlayıcı ajanlar ile önceden kaplanmıştır. Böylece silika partiküllerinin yüzeyinde çift fonksiyonlu ince bir tabaka oluşturulmuştur. Bu tabakadaki moleküllerin bir ucu silika partiküllerinin yüzeyinde bulunan hidroksil grupları ile bağ kurarken, diğer ucu organik matriksteki polimerlerde bulunan metakrilat grupları ile bağ yapmaktadır (10, 62). Silan bağlayıcı ajanlar rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin partikül ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar. Kompozit rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Silanın kalitesi doğrudan kompozitin mekanik özelliğini, polimerizasyon streslerini ve dayanıklılığını etkiler (91). Rezin kompozitlerde en çok kullanılan ajan bir organofonksiyonel silan olan γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan'dır (92).

2.2.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler; içerdikleri inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne göre, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine göre, polimerizasyon yöntemlerine göre ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir (73). Fakat hızlı gelişmekte olan kompozit rezinler için yerleşmiş tek bir sınıflamadan söz etmek zordur.

2.2.2.1. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

Polimerizasyon işlemi; monomer adı verilen küçük moleküllerin, bir molekül ağı veya geniş bir zincir oluşturabilmek için kimyasal olarak bağlanmasıdır. Polimerizasyon; aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma adı verilen dört aşamalı reaksiyonlarla gerçekleşir. Aktivasyon, polimerizasyonu başlatacak serbest radikallerin meydana geldiği aşamadır. Başlangıç, serbest radikallerin monomerler ile reaksiyona girerek polimer zincirini oluşturduğu bölümdür. Çoğalma sırasında, oluşan zincire yeni monomerler eklenir. Sonlandırma reaksiyonunda ise ortamdaki monomer miktarı azaldığı için reaksiyon tamamlanır (66).

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler
- Işık ile polimerize olan kompozit rezinler
- Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan (dual cure) kompozit rezinler

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Resinler

Polimerizasyon işleminin kimyasal olarak başladığı bu kompozitler pat-pat veya patlikit halinde bulunurlar. Kullanılan bu patlardan biri polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit içerirken, diğer pat ise polimerizasyonu aktive eden organik amin içerir. Komponentlerin karıştırılmasıyla amin ile benzoil peroksit reaksiyona girer ve serbest radikallerin oluşması ile polimerizasyon başlar (10). Karıştırılmasından kaviteye yerleştirilmesi için geçen süre “uygulama süresi”, kaviteye yerleştirilmesinden sertleşinceye kadar geçen süre “bağlanma zamanı” olarak adlandırılır (78). Karıştırma sırasında hava kabarcığı kalması sonucu amin renklesmesine ve uzun polimerizasyon süresi nedeniyle klinik uygulamalarda başarısızlıklar meydana gelebilmektedir (81).

Işık ile Polimerize Olan Kompozit Resinler

Tek pat şeklinde üretilen bu kompozit resinler 1972 yılında kullanıma sunulmuştur. Bu kompozit resinlerin polimerizasyonunda ilk başlarda UV kullanılmıştır. UV ışık kullanımı kompozit resinlerde yeterli polimerizasyon derinliğini sağlayamaması ile beraber retina ve yumuşak doku üzerinde zararlı etkilerinin olması gibi iki önemli dezavantaja sahiptir. Zamanla hastaya ve hekime verebileceği zararlı etkiler göz önünde bulundurularak UV ışıktan vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır (93). Kamforokinon eklenerek ışık ile polimerize olan bu kompozitlerde polimerizasyon reaksiyonu 420-470 nm dalga boyunda ve yaklaşık 400 mW/cm² ışık gücünde olan görünür mavi ışık ile başlar (10, 94). Polimerizasyon işleminde kullanılan ışık kaynakları yumuşak dokulara zarar vermese de retinaya zarar verebileceği için koruyucu önlemler almak ve gözlük kullanmak gereklidir. Işık ile polimerize olan kompozit resinler; çalışma zamanı hekim tarafından kontrol edilebilir, karıştırma işlemi yapılmadığı için daha az poröz yapıdadır, geniş renk seçeneğine sahiptir, renk stabilitesi daha iyidir ve küçük parçalar halinde polimerize edilebildiği için daha az polimerizasyon büzülmesi gösterir (10, 95, 96).

Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan (Dual Cure) Kompozit Rezinler

Bu kompozitler iki pat halinde sunulmuştur ve içeriğinde kimyasal başlatıcılar ve ışık aktivatörleri bulunur. Karıştırma işleminin ardından ilk olarak ışık ile polimerizasyon başlatılır. Polimerize olmayan diğer yüzeylerde ise polimerizasyon 8-24 saat içinde kimyasal olarak tamamlanır . Kimyasal polimerizasyonun hızı ışıkla meydana gelen polimerizasyonun hızından daha yavaştır. Işığın ulaşamadığı alanlarda ve polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinin güç olduğu durumlarda kullanılabilir (10, 66).

2.2.2.2. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Kondanse Edilebilen Kompozit Rezinler

Aşırı basınca maruz kalan posterior bölgede bulunan sınıf I ve II restorasyonlarda kullanılan ve amalgama alternatif olması amacıyla geliştirilmiş kompozitlerdir. Hacimce %66-70 oranında doldurucu içerirler ve doldurucu partikül büyüklüğü hibrit kompozitlerin partikül büyüklüğünden daha büyüktür (97). Bu nedenle II. sınıf kaviteelerde kullanıldığında ideal kontak noktalarını oluşturulabilmesi, oklüzal anatominin işlenmesi ve kaviteye daha kolay yerleştirilebilmeleri büyük avantajlar sağlarken, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğünün gözlenmesi ise dezavantaj oluşturur (98, 99).

Akışkan Kompozit Rezinler

Akışkan kompozitler, fissürlerin örtülmesi, direkt olarak kuvvet almayan sınıf V kavite, restoratif materyallerin altında stres kırıcı olarak, sınıf II posterior restorasyonlarda mikro-sızıntının engellenmesi, tünel kavite, restorasyonları, insizal kenarın ve restorasyonun tamiri gibi birçok alanda kullanılırlar. Doldurucu oranının yaklaşık olarak hacimce %45' in altına düşürülmesi sonucu viskozite azaltılmış kompozit rezinlerdir (100-103). İnorganik doldurucu partikül miktarı oranı nedeniyle düşük viskozite göstererek akışkan bir yapıdadırlar. Bu özelliği kaviteye uygulanma anındaki zorluğu sebebiyle bir dezavantaj olabilirken diş yüzeyini iyi ıslatarak kavite yüzeyindeki düzensizliklere iyi penetre olabilmesiyle bir avantaj sağlar (104, 105). Ayrıca aşınmaya karşı dirençleri zayıftır. Polimerizasyon büzülmeleri oldukça yüksektir (67, 106).

2.2.2.3. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

Megafil Kompozit Rezinler

İnorganik doldurucu partikülleri 50-100 µm büyüklüğünde olan kompozitlerdir. Oklüzal temasın olduğu yerlerde veya aşırı kuvvet alan ve aşınan bölgelerde kullanılması önerilir ve insert diye adlandırılan cam partiküller (0,5-2 µm) içerir (10, 11).

Makrofil Kompozit Rezinler

İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 10–100 µm olan quartz veya cam partiküllerinden oluşmaktadır. Doldurucu partiküllerin büyük ve çok sert olması organik yapının inorganik partiküllere göre daha fazla aşınmasına neden olur. Bu durum da yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmelere neden olur. Makrofil kompozit rezinlerde boyanma ve plak birikimi farklı kompozit tiplerine göre daha yüksek oranda görülür. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı klinik kullanımı diğer doldurucu kompozit rezin gruplarına göre daha azdır (10, 11, 73).

Midifil Kompozit Rezinler

Makrofil doldurucu kompozitlerin sahip olduğu olumsuz özellikleri yenebilmek amacıyla daha küçük doldurucu büyüklüğünde (1-10 µm) üretilmiş kompozitlerdir. Midifil kompozitlerin makrofil doldurucu kompozitlere göre avantaj sağladığı noktalar olsa bile dezavantajları benzerdir. Bu nedenle günümüzde tercih edilmemektedir (10, 11).

Minifil Kompozit Rezinler

Makrofil kompozitlerden daha fazla doldurucu partikül içeren ve inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozitlerdir. Doldurucu partiküllerin daha küçük olması daha düzgün bir yüzey elde edilmesine yardımcı olmuştur. İnorganik doldurucu olarak baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküller bulunur. Bu partiküller sayesinde aşınmaya karşı direnç artırılmış ve materyal daha radyopak hale gelmiştir (10, 11, 73).

Mikrofil Kompozit Rezinler

İnorganik doldurucuları 0,01-0,1 µm büyüklüğünde koloidal silika partikülleri olan kompozitlerdir. Mikrofil kompozitlerde partikül miktarları makrofil kompozitlerden daha az olup partikül yüzdesi kompozitin ağırlıkça yaklaşık %35-60'dır (72). Bu azalmaya bağlı olarak monomerin fazlaşmasıyla su absorpsiyonu artmış, ısıl genişleme katsayısı yükselmiş, polimerizasyon büzülmesi artmış ve elastisite modülü düşmüştür. Organik matriks ile doldurucu partiküllerin aşınma hızları hemen hemen aynıdır. Bu sayede bitirme ve cila işlemleri istenilen düzeyde tamamlanabilir. Çiğneme kuvvetlerine karşı düşük direnç göstermelerinden sadece ön bölgedeki dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler (10, 11, 107, 108).

Nanofil Kompozit Rezinler

Bu kompozitlerin inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü nano boyuttur (0,01-0,001 nm). Kompozit materyalin organik yapısı diğer kompozit rezinlere benzer polimerik yapılardan meydana gelirken, inorganik yapıyı silika nano doldurucular (nanomer) ve nanomer grupları (nanocluster) oluşturmaktadır (109). Nanomerler kümeleşmemiş partikülleri ifade eder ve kompozit rezinin organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nanomer grupları ise, 50 nm' den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile bir araya gelerek oluşturdukları yapılardır. Doldurucu partiküller görülemeyecek kadar küçük olduklarından çeşitli polimer zincirleri arasına uyumlu bir şekilde yerleşebilirler (110, 111). Nanodoldurucu partiküllerin diğer inorganik doldurucu partiküllerden küçük olmaları, organik yapı ile temas eden yüzey alanını artırır. Böylece inorganik faz ile organik faz arasındaki bağlantı daha kuvvetli sağlamaktadır (112). Bu gruplar tek bir yapı gibi mekanik, termal ve optik özellikler gösterir. Böylesine küçük kompozit rezin doldurucuların kullanılması ile daha az artık monomer oluşumunu sağlaması, daha az polimerizasyon büzülmesi, daha iyi bitirme ve cila, daha az su emilimi ve daha az renklenme hedeflenmektedir (11, 72, 73, 109, 112-114).

Hibrit Kompozit Rezinler

Hibrit kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri 0,04 ve 1-1,5 µm arasında değişmektedir. Kompozit rezinlerin içeriğindeki büyük doldurucu partiküller hibrit türünü belirlerken, küçük doldurucu partiküller ise karışımın ikinci bileşenidir (66). Bazı araştırmacılar bu partikül büyüklüklerine göre hibrit ve mikrohibrit olarak ayırım

yaparlar (115). Ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 1 µm ve üzeri olanlar hibrit olarak adlandırılırken, bu büyüklüğün altında olanlar ise mikrohibrit olarak tanımlanır. Mikrohibrit kompozitlerin nanoteknoloji ile geliştirilen son örnekleri nanohibrit kompozit rezinlerdir (11).

Nanohibrit kompozit rezinler nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0,005-0,01 µm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin kombinasyonundan oluşur. Nanohibritler mikrofil kompozitlerin uygulama ve polisajlanabilirlik özelliklerine sahip olmakla birlikte geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçlerini ve aşınma dirençlerini de gösterirler. Nanohibrit kompozitler geleneksel hibrit ve mikro hibrit kompozitlere kıyasla daha üstün estetik özelliklere sahiptir. Bu sayede hem ön hem arka dişlerde kullanılabilme özelliğine sahiptir (116, 117).

2.2.2.4. Farklı Özellikteki Kompozit Resinler

- **İyon Salabilen Kompozit Resinler**

1998 yılında üretilen bu kompozit resinler, restorasyon yüzeyinin pH değerindeki değişikliklere bağlı F^- , Ca^{+2} ve H^+ iyonları salmaktadırlar. Mikrobiyal dental plakta bulunan mikroorganizmaların ürettikleri asit, pH değerini düşürür ve restoratif materyalin içeriğinde bulunan iyonlar salınmaya başlar. Böylece karyojenik bakterilerin ürettiği asitlerin tamponlanıp, meydana gelen demineralizasyonun azaltılması ve restorasyon kenarlarında oluşacak sekonder çürüklerin önlenmesi amaçlanmıştır (10, 118, 119) .

- **Bulk Fill Kompozit Resinler**

Geleneksel kompozit resinler tabakalı yerleştirme tekniği kullanılarak kaviteye yerleştirilir. Böylece polimerizasyon büzülme stresi azaltılıp kompozit resinlerin olumsuz özelliklerini iyileştirmek amaçlanır (120). Tabakalı yerleştirme tekniğinde kompozit tabakalarının arasında hava kabarcığı kalabilir veya iki tabakanın birbirine bağlanmaması gibi dezavantajlar bulunur (121) . Bulk fill kompozitlerin en önemli avantajı tek tabaka halinde ve 4-6 mm kalınlıkta yerleştirilebilmeleridir (122).

Bulk fill kompozit resinler düşük büzülme stresi göstermektedirler. Bu sayede iyi kenar uyumu göstermektedirler. Ayrıca posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç göstermesi, kaviteye yerleştirilmesinin ve uygulanmasının kolay

olması ve iyi cilalanabilmesi hekimler tarafından tercih edilmelerini sağlamaktadır (123).

Kompozit rezinlerde inorganik doldurucuların oranı artırılırken, daha iyi bir estetik elde edebilmek için doldurucuların boyutu da küçültülmektedir. Bulk fill kompozitlerde ise inorganik doldurucu oranları daha az olmasına rağmen, doldurucuların boyutları daha büyüktür. Böylece polimerizasyon derinliğini arttırmak amaçlanmıştır (123). İçeriğinde bulunan iterbium triflorid, baryum cam, karmaoksit, proakrilat, zirkonyum/silika partikülleri sayesinde sahip oldukları radyoopasite artar ve ışık materyalin daha derin bölgelerine ulaşır (124).

- **Self Adeziv Kompozit Rezinler**

Kompozit rezin uygulamasında en çok teknik hassasiyet gerektiren adeziv uygulamasını ortadan kaldırmak amacıyla self-adeziv kompozitler geliştirilmiştir. Bu kompozitlerin diş dokusuna kendi kendine bağlanabilmesi amacıyla içeriğine mineyi ve dentini asitleyebilen asidik monomerler (Kerr Vertise Flow, GDPM) eklenmiştir (125). Diş dokularına, asidik monomerin (GDPM) fosfat grubuyla kalsiyum iyonları arasında kimyasal bağlantı oluşturarak veya kollojen fibriller ile kompozit içerisindeki polimerize monomerler arasında mikromekanik bağlantı gerçekleştirerek bağlanabilirler. Böylece restoratif işlem basamakları azaltılmış ve basite indirgenmiş, hastanın koltukta geçirdiği süre azaltılmıştır. Ayrıca uygulama hatalarını da en aza indirerek operasyondan sonra gerçekleşen hassasiyet de minimize edilmiş olur (126).

- **Alkasitler**

Çapraz bağlı polimer yapısı sayesinde yüksek bükülme direnci gösteren, diş rengindeki yeni bir restoratif materyaldir. Alkasit örneği olarak, Ivoclar firması tarafından piyasaya sürülen Cention N, toz ve likitten oluşan kendiliğinden sertleşen veya ışıkla sertleşme seçeneği de olan UDMA bazlı bir restoratif materyaldir. İçeriğinde bulunan alkalın cam partikülleri asit atakları esnasında içeriğindeki flor, kalsiyum ve hidroksil iyonlarını serbest bırakarak ortamın pH değerini nötrleştirici etki göstermektedir. Bu sayede demineralisasyonu engelleyerek, remineralizasyon için temel oluşturmaktadır.

Adezivle veya adezivsiz kullanılabilir. Yaklaşık olarak 400 - 500 nm dalga boyu aralığında mavi ışıkla polimerize olabileceği gibi, içeriğindeki reaksiyon

başlatıcı sistem sayesinde kimyasal olarak da polimerizasyon sağlanabilmektedir (127).

2.3. Mikrobiyal Dental Plak

İlk olarak 1897-1898 yıllarında Williams ve Black tarafından tanımlanan mikrobiyal dental plak, diş yüzeyinde doğal olarak gelişen, klinik olarak sarı-grimsi renkte, ağız içi sert doku ve restorasyonların üzerinde tutulum gösteren yapıdır. Dental plak daha çok tükürük ile yıkanmayıp, dil, dudak ve yanak tarafından mekaniksel olarak temizlenemeyen bölgelerde görülmektedir (128).

Mikrobiyal dental plağın %70'lik kısmını bakteriler oluşturmaktadır. Oral kavitede 700'den fazla bakteri türü vardır ve büyük bir çoğunluğu plağın yapısını oluşturur. Geri kalan %30'luk kısmını ise müsin, su ve polisakkaritten oluşan kolloid yapıda kompleks bir matriks oluşturmaktadır (129, 130).

Yeni doğan bireyin oral kavitesi sterildir. Doğumdan sonraki saatlerde kolonizasyonun başladığı bilinmekle beraber beslenmenin başlaması ve dişlerin sürmesi ile mikroorganizmaların çeşitliliği artmaktadır. Dişler mikroorganizmaların rahatlıkla tutunabileceği bir yüzeydir (131, 132). Süt dişlerinin sürme döneminin sonuna gelindiğinde oral mikrobiyaya gerekli olgunluğa ulaşır ve dental plak oluşumu ile bakterilerin birikmesine neden olur (133, 134). Dişler üzerine tutunan bakterilerin metabolik faaliyetleri sonucunda diş çürüğü, gingivitis, periodontitis gibi rahatsızlıklar oluşabilmektedir (135).

2.3.1. Mikrobiyal Dental Plak Oluşumu

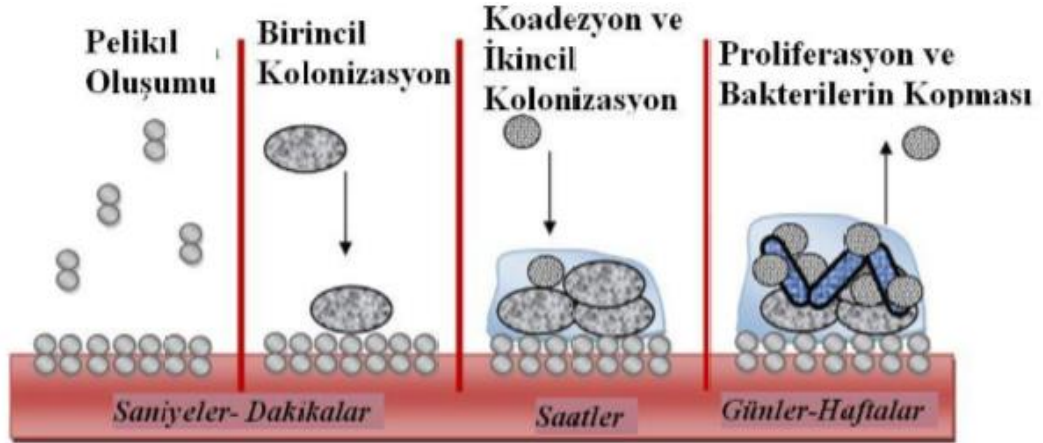
Mikrobiyal dental plak sırayla meydana gelen 3 aşamadan oluşur. Bu aşamalar pelikül oluşumu, erken plak oluşumu ve plağın olgunlaşmasıdır. Profesyonel diş temizliğini takiben 2 saat içerisinde ağız içi sert ve yumuşak tüm doku yüzeylerinde plak oluşumunun ilk fazı kabul edilen hücresiz ve yapısız bir organik film tabakası olan pelikül oluşmaktadır. Bu tabaka homojen ve granüler bir yapıda olup, diş yüzeyine sıkıca yapışarak mikroorganizmaların tutunmasını sağlamakta ve konakçı mikroorganizmalar için besin kaynağı oluşturmaktadır (136, 137). İçeriğinde glikoproteinler, prolin yönünden zengin proteinler, enzimler (amilaz), lipitler, ölü bakterilerin hücre duvarı kalıntıları ve bakteriyel adezyonu kolaylaştıracak diğer moleküller bulundurulur. Ayrıca immünoglobulin, lizozim, sistatin gibi antimikrobiyal

ürünler içerdiği için koruyucu özellikler de sergilemektedir (132, 138). Pelikılın diş minesini kaplayarak asitlere karşı koruma sağladığı ve dişler arasındaki sürtünmeyi azalttığı bilinmektedir (136).

Pelikıl oluşumu erken ve geç olarak ikiye ayrılır. Erken pelikıl oluşumu temiz diş yüzeyinin tükürük ile temasının hemen ardından oluşur. Yarım saat gibi kısa bir sürede dişler ince bir pelikıl ile kaplanır. İki saatin sonunda olgunlaşarak 20-50 nm kalınlığa ulaşarak bakteri hücrelerinin adezyonuna izin verecek hale gelir (139, 140).

Oral kavitede bulunan bakteriler 24 saat içinde olgunlaşan pelikılın en dış tabakasına çeşitli yollarla kolonize olur. Pelikıl yapısına ilk tutunan bakteriler başlangıç mikroflorasının %56'sını, streptokokların da %95'ini oluşturan *Streptococcus Mutans*, *S. oralis*, *S. sanguis* ve *S. mitis*'tir (141). Birincil konakçıl olarak adlandırılan bu bakteriler ortamda karbonhidrat varlığında ekstrasellüler polisakkaritler ve glukan sentezlerler. Bu sayede, plaktaki diğer bakterileri besleyerek üremelerini ve bakteriler için bağlanma yerleri oluşturarak sekonder kolonizerlerin adezyonunu sağlayarak plağın olgunlaşmasına yardımcı olurlar (142). Gram pozitif bakterilerin kolonizasyonunu takiben plakta Gram negatif ikincil konakçılar görülür. Bunlar başlıca *Actinobacillus*, *Porphyromonas*, *Prevotella* ve *Fusobacterium*'dur ve periodontal hastalıkların oluşmasından sorumlu olan bakterilerdir (143). Genellikle streptokoklar karyojenik plakta yüksek yoğunlukta bulunurken (130), gram negatif bakteriler ise periodontal hastalıkların gelişmesinden sorumludurlar (144).

İlk 24 saatte plak oluşumu ve plaktaki bakteri sayısı hızlı bir artış halindedir. Sonraki günlerde oluşum hızı yavaşlamış ve toplam sayılarında bir değişiklik olmamakla beraber bakterilerin türleri ve birbirlerine oranları değişiklik göstermektedir (144). 2-3 gün içerisinde olgunlaşan dental plak dişin yüzeylerine göre bakteriyel çeşitliliğe sahiptir (145). Supragingival ve subgingival plaklardaki bakterilerde farklılık gözlemlendiği gibi (146), çürüklerin bulunduğu bölgelere göre de bakteriler farklılık göstermektedirler. Fissürlerde gram pozitif bakterilerce oluşturulan mikroflorada streptokoklar baskın türken aproksimal bölgelerde hem gram pozitif hem gram negatif bakteri grupları karışık olarak bulunmaktadır (147). Olgun bakteri plağının 1 mm³'ü içinde 10⁸'den fazla bakteri bulunmaktadır (129). Bunların birçoğu çürük oluşumunda rol almadığı için çürük oluşumunu durdurabilmek amacıyla çürük oluşturan bakterilere karşı önlem alınmalıdır (130).



Şekil 2.3. Mikrobiyal dental plak oluşumu- Kishen ve Haapsalo'dan (148).

2.3.2. Oral Streptokoklar

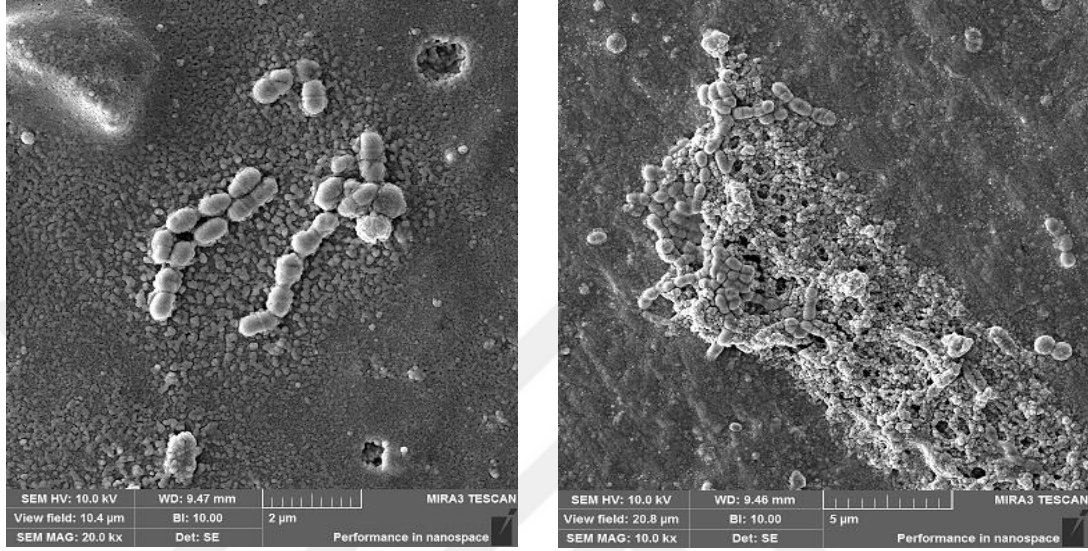
Ağız mikroflorasının büyük bir kısmını oluşturan Streptokoklar, tükürüğün %46'sında, dilin %45'inde dişeti oluşunun %29'unda ve supragingival dental plaktaki mikrofloranın %28'inde bulunmaktadır. Streptokoklar küresel veya oval şekle sahip, kısa veya uzun zincirler oluşturan bakterilerdir. Bu zincirler 2-12 veya daha fazla koktan meydana gelir. Anilin boya ile kolay boyanarak, gram pozitif olarak tanımlanırlar. Aerop ve fakültatif anaerop mikroorganizmalardır. Hareketsiz olan streptokoklar, sporsuzdur, gaz üretmezler, metabolizmaları fermantatifdir, katalaz içermezler ve ideal olarak 37°C'de çoğalırlar (149, 150).

Streptokoklar *S. mutans*, *S. salivarius*, *S. milleri* ve *S. oralis* olarak 4 ana gruba ayrılmıştır (151). Mutans streptokokların (MS) 7 türü vardır. Bunlar *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sobrinus*, *Streptococcus ferus*, *Streptococcus cricetus*, *Streptococcus rattus*, *Streptococcus macacae* ve *Streptococcus downei*'dir. Dental plaktan en çok izole edilen ve çürükle ilişkili olan bakteriler ise *S. mutans* ve *Streptococcus sobrinus* (*S. sobrinus*)'tur (152). *S. mutans* spesifik yüzey antijenlerini kullanıp direk pelikula bağlanırken, *S. sobrinus* glukani kullanarak bağlanmaktadır. *S. sobrinus* genellikle bukkal yüzeylere bağlanırken, *S. mutans* daha çok oklüzal yüzeylere bağlanmaktadır (153).

2.3.2.1. Streptococcus Mutans

İlk defa 1924 yılında Clarke tarafından insan dişleri üzerinde yapılan klinik çalışmalarda *S. mutans* çürük lezyonundan izole edilmiştir. Plağın yaşına ve diyetle bağlı olmaksızın dental mikrofloradaki en baskın mikroorganizma olan bu bakteri (3),

diş çürüğünün majör etiyolojik faktörü olarak çürüğün başlamasından ve ilerlemesinin de asıl sorumlusudur. Aktif çürüğü olan kişilerden alınan plak örneklerinden yüksek sayıda *S. mutans* izole edilir (154, 155). *S. mutans* bakterisi, çürük aktivitesinden bağımsız her bireyin ağızında görülür ve dişlerin en çok posterior aproksimal bölgelerinde, fissürlerinde ve anterior aproksimal bölgelerinde bulunur.



Şekil 2.4. Çalışmamızda elde ettiğimiz *Streptococcus mutans* kolonisinin elektron mikroskop görüntüsü.

S. mutans; sakkarozu kullanarak asit üretebilme, ekstrasellüler polisakkarit (EPS) sentezleyebilme ve asidik ortamda yaşayabilme özellikleri nedeniyle dental plak içinde bulunan en karyojenik mikroorganizmadır. EPS; *S. mutans* sakkarozlu besiyerine ekildiğinde oluşturduğu glukandır ve önemli bir virülans faktörüdür. Diş yüzeyine bakteri tutulumunu artırarak plağın bir arada tutulmasına katkıda bulunur (156-158). *S. mutans*, pH 5’de metabolik olarak aktive olan bir bakteridir. *S. mutans* karbonhidratları metabolize ederek enerji üretir. Elde ettiği bu enerjiyi ise büyüme ve üremede kullanarak hayatını devam ettirir. Karbonhidratların metabolizması sonucunda plağın pH değerini düşüren laktik asit üretilmektedir (159). Plak sıvısı normal pH koşullarında, kalsiyum fosfat içeriği açısından dengede olup pH değerinin 5,5’in altına düşmesi ile bu denge korunamaz ve mineden kalsiyum ve fosfat çözülmeye başlar. Böylece diş minesini çözünür ve asitler buralara penetre olarak dekalsifikasyonu devam ettirir. Plak normal pH değerine döndüğünde kalsiyum ve fosfat mineye geri dönüp remineralizasyon yapabilir. Eğer ortamda karyojenik bakteri

fazlaysa ve pH düşükse remineralizasyon, demineralizasyonu kompanze edemez ve çürük oluşumu başlar (160-163).

2.4. Bakteri Adezyonu

Bir bakterinin konakta hastalık oluşturabilmesi için öncelikle konak dokuya tutunması gerekmektedir. Oral kavitede bulunan bakteriler dişetine, dişlere, protez ve dolgu malzemelerinin yüzeylerine tutunabilmektedir. Bu mikroorganizmaların yaşamlarına devam edebilmeleri yüzeye yapışma kapasitelerine bağlıdır. Mukoza ve diş yüzeyi gibi ağız dokularına tutunamayan mikroorganizmalar, tükürük akışıyla ve yutma refleksiyle ağızdan uzaklaştırılır. Diş yüzeyine yapışabilen bakteriler birbirlerine bağlanmalarını sağlayan yapışkan bir matriks üreterek başarılı bir şekilde kolonizasyon sağlarlar. Ortaya çıkan bu karışık streptokok örgüsü, diş yüzeyine direk olarak yapışamayan spiral ve filamentöz bakteriler gibi diğer mikroorganizmaların yapışmasına da olanak sağlar. Bakteriler ekolojilerine uygun bölgelere yerleştikleri için herhangi bir florada tesadüfen bulunmamaktadırlar. Ekosistem bir biyolojik topluluk tarafından işgal edilen daire içine alınmış bölgedir. Oral kavite sınırları iyi tanımlanan bir ekosistemdir ve bölgelerin bakteriyel kompozisyonları bilinmektedir. Örneğin *Streptococcus Salivarius* ve *Micrococcus mucilaginosus* dil sırtında bulunurken diş sert dokusu üzerinde hemen hemen hiç bulunmamaktadır (164).

Pelikül ve bakteri arasındaki adezyonun sağlanmasında fiziko-kimyasal etkileşimler, bakterinin sahip olduğu virülans faktörler, tükürük ve dişeti oluşu sıvısındaki glikoproteinler rol oynamaktadır. Artık mikroorganizmalar tutunacak bir yüzeye sahiptir ve rastgele bir dağılımla başlangıç tutulumunu yaparlar. Bakteriler Van der Waals çekim kuvvetleri, elektrostatik ve hidrofobik etkileşimler ile pelikül yüzeyine 10-15 nm mesafe kalacak şekilde yaklaşır ve yüzeye temas haline geçerler. (165). Bakteri adezyonunda etkili olan diğer bir mekanizma ise kalsiyum köprüleridir. Negatif yüklü bakteri hücre yüzeyi ile negatif yüklü kazanılmış pelikül tabakası arasında tükürükten gelen pozitif yüklü kalsiyum iyonları köprüyü oluştururlar (166, 167). Bir başka adezyon mekanizması sukrozdan, glukoziltransferans bakteri enzimi ile elde edilen ve yapışkan formda olan glukanların hidrojen bağlarıyla bakteri hücrelerini yüzeye sıkıca yapıştırması olabilir. Birçok hidrofobik grubu olan glukan; serin, tirozin ve treonin gibi zincir gruplarının amino asit kısmına bağlanırlar. Son olarak bakterilerin dış duvarında yer alan adezinler diye bilinen yüzey proteinleri

sayesinde adezyon gerçekleşir. Bakteri hücrelerinin yüzeyinde bulunan ve fimbria denilen uzantı şeklindeki adezin, kazanılmış pelikıldaki tükürük glikoproteininin şeker komponentine bağlanır (168, 169).

2.4.1. Bakteri Adezyonunda Restoratif Materyalin Rolü

- **Yüzey Pürüzlülüğü**

Yapılan araştırmalarda bakterilerin ağız içerisinde ilk olarak mine üzerinde pit ve fissürler gibi retantif alanlara tutunduğu ve gelişimini devam ettirdiği görülmüştür. Bakterilerin tutunduğu yüzeyin yapısının önemli olduğu ve tutunmanın gerçekleşebilmesi için kritik yüzey pürüzlülüğünün 0,2 µm olduğu bildirilmiştir (170).

- **Serbest Yüzey Enerjisi**

Dışın yüzey enerjisinin bakteri adezyonunda etkili olduğu, pürüzlü yüzeylerde yüzey enerjisinin daha yüksek olması nedeni ile bakteri adezyonunun daha çok görüldüğü ve cilalanmış yüzeylerin daha düşük yüzey enerjisine sahip olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, yüzey pürüzlülüğünün bakteri adezyonunun başlangıç aşamasında etkili olurken biyofilm olgunlaştıktan sonra yüzey pürüzlülüğünün bir etkisinin olmadığı bildirilmektedir (170).

- **Malzemenin Cinsi**

Bakteriler farklı malzemeler üzerinde farklı miktarda adezyon gösterirler. Malzemenin kimyasal özellikleri oluşan plağın kompozisyonu ve miktarını etkilemektedir. Birçok çalışma, malzemenin yüzey kimyasının bakteriyel adezyonda etkili olduğunu belirtmiştir (171).

2.4.2. Bakteri Adezyonunun İncelenmesi

İn vitro bakteri adezyon deneylerinde, bakterilerin çoğalması, deney örneklerinin bakteriler ile temas edebilmesi ve bakterilerin sayılabilmesi için besiyerlerine ekim yapılması gerekir. Bakterilerin olduğu süspansiyon seyreltilerek veya yoğun olarak katı besiyeri üzerine ekilebilmektedir. Yoğun ekim yöntemi genellikle disk difüzyon testlerinde uygulanır. 0,5 McFarland bulanıklığına eş değer yoğunluktaki bakteri süspansiyonundan alınan sıvı, besiyeri yüzeyine konulur ve bakterilerin tüm alana eşit yoğunlukta ekilmesi amaçlanır. Çalışmada kullanılacak bakteriler kültür tüpleri, petri kutuları veya mikro plateler gibi ticari olarak mevcut bulunan yüzeylerde besiyerleri

içerisinde üretilir ve test örneği bu bakteriler ile temas ettirilir (172, 173). Örnek yüzeylerine bakterilerin adezyonu sağlandıktan sonra sayım işlemi için bakterilerin deney örneği yüzeyinden uzaklaştırılması gerekiyorsa vorteks ile homojenizasyon, ultrasonik enerji ile sonikasyon yöntemleri kullanılabilir. Bazı araştırmacılar sonikasyon metodunun malzeme yüzeyinden bakterilerin uzaklaştırılması için en etkili yol olduğunu belirtmişlerdir. 20 kHz üzerindeki sonik titreşimler deney örneğine yapışan bakterilerin yüzeyden uzaklaşmasını sağlamaktadır. Sonikasyon amacıyla en sık kullanılan cihazlar ultrasonik banyolardır (174). Koloni sayımı amacıyla bakteri içeren sıvı, katı besiyeri yüzeyine yayma yöntem ile ekilir. Ekimi yapılan örnekte bulunan bir adet canlı bakteri hücresi, uygun inkübasyon süresi sonunda gözle görülebilir bir adet koloni oluşturur. Böylece besiyeri üzerindeki kolonilerin sayımı ile başlangıçta ekimi yapılan materyalde kaç tane canlı bakteri olduğu belirlenir. Sayılan kolonilerin her biri “koloni oluşturan birim” (cfu) olarak adlandırılır (173, 175).

2.5. Materyallerin Antibakteriyel Özellikleri

Diş çürüğü temizlenirken kavitede bulunan mikroorganizmalar tamamen uzaklaştırılmamakta bu sebeple sekonder çürük riski de artmaktadır. Kullanılan materyallerin antibakteriyel özelliklere sahip olması restorasyonun prognozu açısından önem taşımaktadır. Restoratif materyallerin iyon salınımı yapabilme özellikleri sayesinde bakterilerin gelişmesini ve canlılığını engelleyebildikleri bildirilmiştir. Cam iyonomer simanlardan salınan florun hem uygulandığı dişte hem de komşu dişin yapısına dahil olarak çürüğe karşı koruduğu bilinmektedir (176). Ayrıca plaktaki flor seviyesini de artırarak *S. mutans* bakterisinin çoğalmasını engelleyerek karyostatik bir etki oluşturduğu bildirilmiştir (177).

2.5.1. Antibakteriyel Etkinin Disk Difüzyon Testi ile Değerlendirilmesi

Dental tedavilerde kullanılan restoratif materyallerin antibakteriyel etkisinin incelendiği çalışmalarda agar difüzyon testi (ADT) kullanılmaktadır. Katı ve sıvı materyaller kullanılarak yapılan bu test yöntemi aynı anda birçok örnek değerlendirildiği için kolay, hızlı ve ucuzdur. Kirby-Bauer tarafından geliştirilen bu yöntemde test edilmek istenen bakterilerin 24 saat boyunca saf kültürü yapıldıktan sonra 0,5 McFarland eşeline göre hazırlanmış süspansiyonu alınarak, bakterinin gelişimini sürdürebileceği en uygun agara yayma yöntemiyle ekimi yapılmaktadır.

Antibakteriyel etkinliği test edilmek istenilen materyal ya agar içerisinde açılan standart boşluklara ya da kâğıt disklere emdirilerek agar üzerine yerleştirilmektedir. Her rnek birbirinden 2,5-3 cm, plak kenarından 1,5 cm uzakta olacak şekilde yerleştirildikten sonra 37°C’de 18-24 saat bekletilir. Örneklerin çevresinde bakterinin üremediği bölgeye zon denilmektedir ve çapı mm olarak ölçülerek antibakteriyel etki değerlendirilir (178).

2.6. Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü zellikleri

Yüzey pürüzlülüğü; materyalin sahip olduğu özellikler ve elde edilme yöntemleri sonucunda restoratif materyalin yüzeyi üzerindeki düzensizliklerdir (179). Kompozit rezinler ve CİS’ler diş hekimliğinde yaygın bir şekilde kullanılan restoratif materyaller arasındadır. Bu materyaller ile yapılan restorasyonlarda yüzey düzgünlüğünün sağlanması plak birikimi, renklenme ve estetik gereksinimleri karşılayabilmek için oldukça önemlidir (180, 181). Pürüzlü yüzeylerde bakteriyel tutunmanın artmasıyla, restorasyonlarda plak birikimi ve renk değişikliği görülebileceği gibi, oluşacak plağın çürük oluşumuna veya dişeti rahatsızlıklarına neden olabileceği bildirilmiştir (182, 183). Ayrıca yapılan in vivo çalışmalarla hastaların restorasyonlarda yüzey pürüzlülük değer 0,3 m civarında olduğunda bu pürüzlülüğü dilinin ucuyla fark edebildikleri bildirilmiştir (184). Düzgün yüzeyde sahip restorasyonlarda plak retansiyonunun azalması sayesinde yüzeyde oluşan renklenmelerin ve sekonder çürüklerin önüne geçilebilmektedir (185). Yapılan çalışmalarda, restorasyon yüzeylerine bakteriyel tutulumun gerçekleşebilmesi için yüzey pürüzlülük değerlerinin 0,2 m ve üzerinde olması gerektiği ve bunun altında pürüzlülük değerlerinde bakterilerin tutunamadığı bildirilmiştir (170).

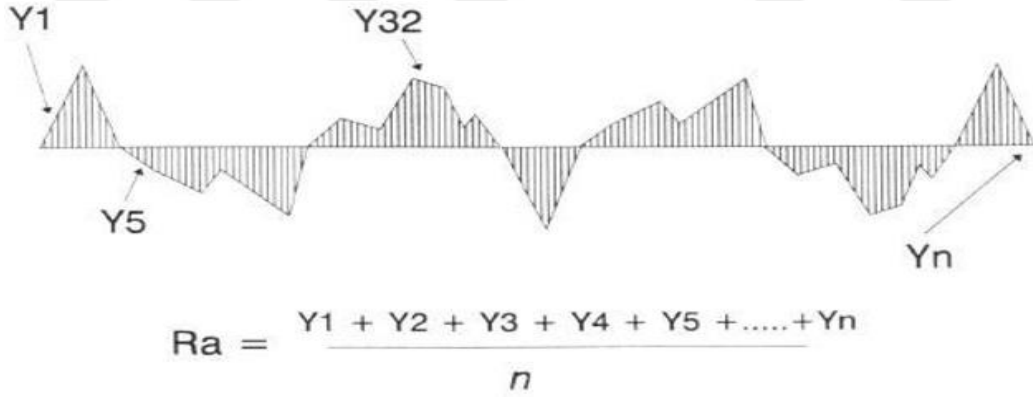
2.6.1. Yüzey Pürüzlülüğü lme Yöntemleri

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirebilmek için çeşitli teknikler ve cihazlar geliştirilmiştir. Yüzey profili analizi (profilometre), Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile yüzey pürüzlülüğü ölümü yapılabilmektedir (186). Tek bir yöntem kullanarak elde edilen sonuçlar yanılıcı olabileceği için bir metot diğer bir metot ile karşılaştırılabilir.

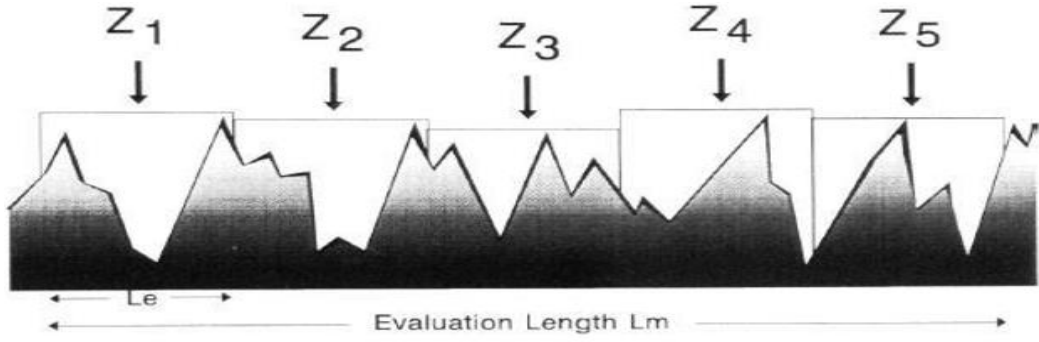
2.6.1.1. Profilometre Analizi

- **Konvansiyonel Profilometreler**

Konvansiyonel profilometreler iki boyutlu ölçüm yaparlar. Örnek yüzeyi üzerinde gezdirilen elmas tarayıcı uç elde edilen yüzey pürüzlülüğü bulgularını kaydeder. Yüzey teması ile pürüzlülüğün değerlendirilmesi örneğin yüzeyine zarar verebilmektedir (187). Tarayıcı uç X eksenini boyunca hareket ederek dikey eksenindeki yükseklik farklarını hesaplar (188). Bu nedenle çalışılan yüzeyin paralelliği dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır. Cihazla elde edilebilen değerler; Ra, Rz ve Rpm'dir. Ra değeri yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü, Rz değeri ard arda gelen beş yüzeydeki en yüksek sivri uçların ortalamalarını, Rpm değeri ise ard arda gelen beş yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder. Büyük Rpm değeri sivri ve keskin kenarlı yüzeyleri, Küçük Rpm değeri ise geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri gösterir. Rpm/Rz oranı profil şekli hakkında önemli bilgiler verir. Bu oran 0,5 değerinin üzerinde ise keskin kenarlı profili, 0,5 değerinden daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir (189-191).

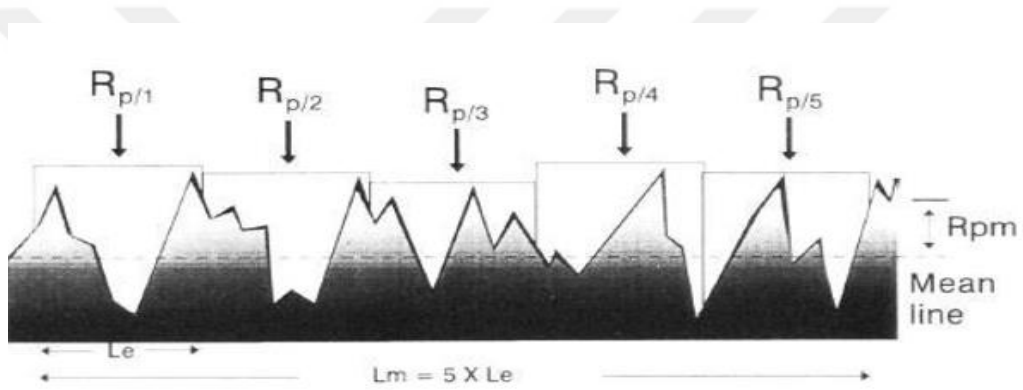


Şekil 2.5. Ra parametresi diyagramı.



$$R_z = \frac{Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4 + Z_5}{5}$$

Şekil 2.6. Rz parametresi diyagramı.



$$R_{pm} = \frac{R_{p/1} + R_{p/2} + R_{p/3} + R_{p/4} + R_{p/5}}{5}$$

Şekil 2.7. Rpm parametresi diyagramı.

- **Optik Profilometreler**

Optik profilometreler üç boyutlu ölçüm yaparlar. Örnek yüzeyi ile mekanik bir temas olmaksızın optik ışınlarla tarama yapılmaktadır. Cihaz ölçüm yaparken yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları kullanır (188). Yüzey topografisi 3 boyutlu görüntü sağlayabildiği için optik profilometreler ile yüzeyin özellikleri gösterilebilmektedir (186).

2.6.1.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Çok yüksek çözünürlüğe sahip olan ve alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre metodudur. Distorsiyonu önleyebilmek amacıyla nanometre boyutlarında bir uç kullanılarak yüzey taranır. Pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi ile elde edilen veriler kullanılarak topografik bilgi 3 boyutlu resimsel görüntülere dönüştürülür (192). Atomik kuvvet mikroskobu; alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre metodudur (193). Örnek hazırlama süreci gerektirmediği için yüzey görüntüleri doğrudan elde edilebilir (194).

2.6.1.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu çok ince (10 µm) bir elektron demetinin incelenen yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya art arda hareket etmesi ile çalışır. İnceleme yapılmadan örneklerin yüzeyi ince bir metal tabakası (altın) ile kaplanır. Ardından; dar ve gittikçe artan elektron demetleri örneğe gönderilerek yüzey taranır. Belirli bir bölgeye çarpan elektronlar yüzey ile etkileşime girerek sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronları yayar. Özel detektörlerle yakalanan sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülürler. Katot tüpüne gönderilen elektriksel sinyaller işlenir ve bilgisayar ekranında yüzeyin üç boyutlu görüntüsü elde edilir (195). Mikrobiyal biyofilmlerin yapısal özelliklerini görüntüleme en çok kullanılan yöntem Taramalı Elektron Mikroskobudur (196)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Farklı içeriklere sahip restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin, antibakteriyel etkilerinin ve *Streptococcus mutans* tutulumlarının değerlendirilmesi amacıyla planlanan bu çalışmaya Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul'u tarafından 28/05/2018 tarihli 2018-05/16 no'lu etik kurul onayı alınarak başlanmıştır. Çalışmamızın örnek hazırlama kısmı ve test aşamaları Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda mikrobiyolojik deneyler kısmı Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Örneklerin sayısı Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'na danışılarak belirlenmiştir. Bu çalışmada $\alpha=0,01$, $\beta=0,20$, $(1-\beta)=0,80$ alındığında her bir gruba 10 örnek alınmasına karar verildi ve testin gücü $P=0,80190$ bulundu.

3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Bu in-vitro çalışmada; bir gümüş içerikli cam iyonomer siman (Argion, VOCO, Cuxhaven, Almanya) (Şekil 3.1), bir giomer (Beautifil, Shofu Inc., Kyoto, Japonya) (Şekil 3.2), bir yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (Fuji IX GP Capsule, GC Corp., Tokyo, Japonya) (Şekil 3.3), bir alkasit (Cention N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Şekil 3.4), bir nanohibrit kompozit rezin (Filtek Z550, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (Şekil 3.5) ve bir biyoaktif içerikli rezin modifiye cam iyonomer siman (Activa BioActive Restorative, Pulpdent, Watertown, ABD) (Şekil 3.6) olmak üzere 6 farklı restoratif materyal kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin türü, içeriği ve üretici firmaları Tablo 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Argion gümüş içerikli cam iyonomer siman.



Şekil 3.2. Beautiful II giomer.



Şekil 3.3. Fuji IX GP Capsule yüksek viskoziteli cam iyonomer siman.



Şekil 3.4. Cention N alkasit.



Şekil 3.5. Filtek Z550 nanohibrit kompozit.



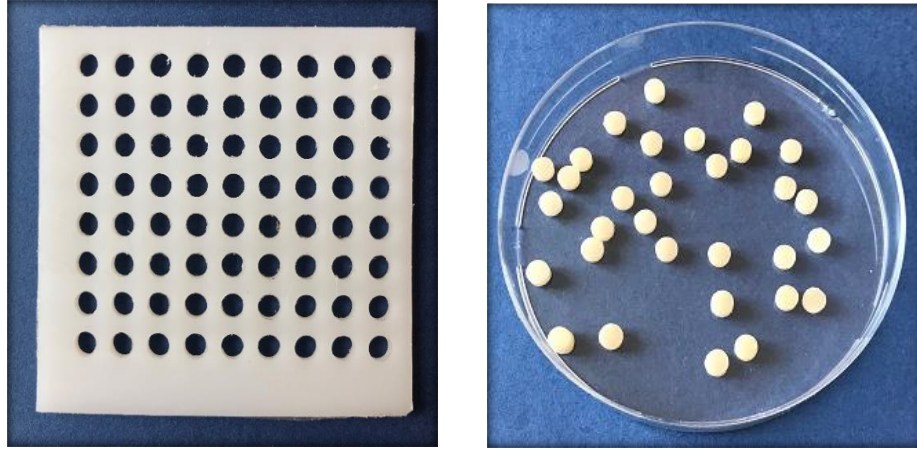
Şekil 3.6. Activa BioActive Restorative.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin türü, içeriği ve üretici firma bilgileri.

Materyal	Türü	İçerik	Üretici
Argion	Gümüş İçerikli Cam İyonomer Siman	Toz: Florosilikat, poliakrilik asit, gümüş ve paraben. Likit: su.	VOCO, Cuxhaven, Almanya
Beautifil II	Giomer	S-PRG doldurucu fluoroboroaluminosilikat cam BİS-GMA, TEGDMA Katalizör	Shofu Inc., Kyoto, Japonya
Fuji IX GP	Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman	Toz: Floroalüminasilikat cam, Poliakrilik asit tozu Likit: Poliakrilik asit, Polibazik karboksilik asit, Distile su	GC Corp., Tokyo, Japonya
Cention N	Alkasit	Likit: Dimetakrilatlar (UDMA, Aromatik alifatik UDMA), başlatıcılar, stabilizatörler Toz: Kalsiyum baryum alüminyum florosilikat camı, kalsiyum florosilikat camı, iso-fillers, iterbiyum triflorür, başlatıcılar ve boya maddeleri	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn
Filtek Z550	Nanohibrit Kompozit Rezin	Bis-GMA UDMA Bis-EMA PEGDMA TEGDMA Zirkonya/Silika partikülleri	3M ESPE, St. Paul, MN, ABD
Activa BioActive Restorative	Biyoaktif İçerikli Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	Hidrojenize edilmiş polibutadien ve diğer metakrilat monomerlerin eklenmesiyle modifiye edilmiş diüretan, poliakrilik asit, silika ve sodyum florid	Pulpdent, Watertown, ABD

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda örneklerde standardizasyonun sağlanması amacıyla 5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde boşluklar bulunan teflon kalıp kullanıldı (Şekil 3.7). Farklı tipteki materyallerin standardizasyonunu sağlamak için her bir restoratif materyal A2 renginde seçildi. Bir cam üzerine teflon kalıp konumlandırılarak restoratif materyaller kalıbın içine tek tabaka halinde yerleştirildikten sonra bir başka cam ile sıkıştırıldı. Camlara baskı uygulanarak fazlalığın taşması ve hava kabarcığı oluşumunun engellenmesi sağlandı. Camlar uzaklaştırıldıktan sonra materyaller Tablo 3.2’de belirtilen üretici firmanın önerileri doğrultusunda sertleştirildi. Işık ile sertleştirilen materyallerin polimerizasyonunda dalga boyu 430 nm–480 nm, yoğunluğu 1200 mW/cm² olan ışık cihazı (Elipar S10, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) (Şekil 3.8) kullanıldı. Her bir materyalden 20 adet örnek olmak üzere toplam 120 adet örnek hazırlandı.



Şekil 3.7. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp ve elde edilen örnekler.



Şekil 3.8. Elipar S10 ışık cihazı.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin uygulama şekilleri ve sertleşme süreleri.

Materyal	Uygulama şekli	Sertleşme süresi
Argion	Toz ile deiyonize su siman spatülü yardımıyla karıştırılır ve disklere yerleştirilir	19°C - 23°C'de 2-3 dk.
Beautiful II	Tek tabaka halinde disklere yerleştirilir	1200mW/cm2 ışık şiddetinde 10 sn.
Fuji IX GP	Kapsül amalgamatörde 10 sn karıştırıldıktan sonra tabanca ile disklere yerleştirilir	37°C'de 2 dk. 20 sn.
Cention N	Toz ve likit siman spatülü yardımıyla karıştırılır ve disklere yerleştirilir	-1200mW/cm2 ışık şiddetinde 20 sn. -Kendiliğinden sertleşme 4dk
Filtek Z550	Tek tabaka halinde disklere yerleştirilir	1200mW/cm2 ışık şiddetinde 10 sn.
Activa BioActive Restorative	Çift pat sistemine sahip materyal tabanca ile disklere yerleştirilir	1200mW/cm2 ışık şiddetinde 20 sn.

3.4. Örneklerin Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Hazırlanan örnekler (Şekil 3.7) elmas partikülleri, alüminyum oksit, titanyum dioksit ve demir oksit içeren lastik diskler (Astropol, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) (Şekil 3.9) gri, yeşil, pembe renk sırasıyla kullanıldı. Her bir lastik mikromotor

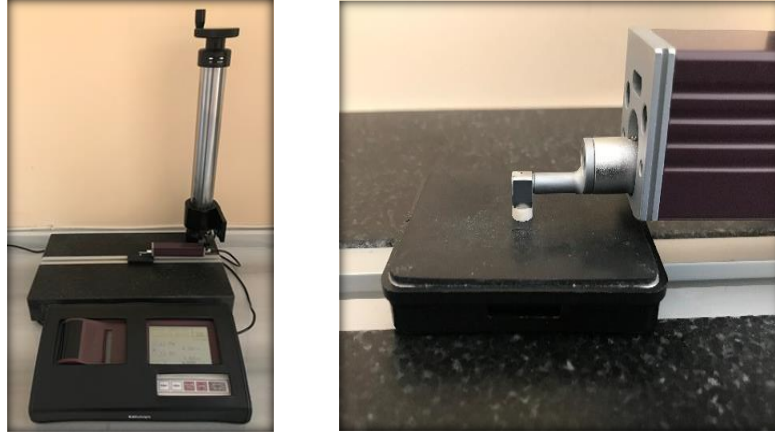
yardımıyla 10.000 rpm devirde ortalama basınç altında ısı oluşumunu engellemek için sürekli hareket ettirilerek ve su kullanılarak 30 saniye süre ile örneklerin her iki yüzeyine de uygulandı. Hazırlanan örnekler 24 saat distile suda bekletildikten sonra polisajları yapıldı. Hazırlanan örneklerin 60 tanesi yüzey pürüzlülüğü ölçümü için kullanıldıktan sonra tüm örnekler mikrobiyolojik çalışmamızda steril olarak kullanılacağı için otoklavda 121°C’de 15 dakika steril edildi.



Şekil 3.9. AstroPol polisaj sistemi ve lastik diskler.

3.5. Örneklerin Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçülmesi

Polisaj işlemleri tamamlanan örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için profilometre cihazı (Mitutoyo SurfTest/ SJ-301, Tokyo, Japonya) (Şekil 3.10) kullanıldı. Her bir örnek, okuyucu uç ile arasında 90 derece değme açısı olacak şekilde profilometre cihazının tablasına yerleştirildi. Yüzey profilometresindeki yüzey tarama uzunluğu 1,5 mm ve yüzey kesme uzunluğu değeri ise 0,25 mm olarak ayarlanarak ölçümler yapılmaya başlamadan önce ve her bir gruptaki ölçümlerden sonra profilometre cihazı tekrar kalibre edildi. Her örneğin üç farklı bölgesinden ölçüm yapıp, elde edilen verilerin aritmetik ortalamaları alınarak ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeri hesaplandı.



Şekil 3.10. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı ve örneklerin pürüzlülük değerlerinin saptanması.

3.6. Örneklerin Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu ile Analizi

Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM Laboratuvarı'nda bulunan SEM cihazı (TESCAN MIRA3, Çek Cumhuriyeti) (Şekil 3.11) kullanılarak restoratif materyallerin yüzeyleri incelendi. SEM analizi yapılmadan önce her bir restoratif materyalden 2'şer örnek havasız bir ortamda kaplama cihazı (Quorum Q150R ES, İngiltere) kullanılarak 90° kalınlığında altın-palladyum ile kaplandı (Şekil 3.12) ve daha sonra çeşitli büyütme altında incelendi.



Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan SEM cihazı.



Şekil 3.12. Altın kaplama cihazı ve SEM cihazında incelenmek için altın-palladyum kaplanan örnekler.

3.7. Bakteri Süspansiyonunun Elde Edilmesi

Bakteriyel tutulumun incelenmesi için Robbin L Smith (Manassas, ABD) firmasından *Streptococcus mutans* ATCC 25175 suşu temin edildi. Aseptik ortamda açılan *S. mutans* ATCC 25175 liyofilize suşu (Şekil 3.13), 5 ml Tryptic Soy Broth (TSB) besiyeri ile süspansiyon edilip 30 dakika çözünmeye bırakıldı. TSB içerisindeki çözünen bakteri süspansiyonu %5 koyun kanlı agara ekildi ve desikatör kavanozuna yerleştirilerek 37°C 'de 2-5 gün süreyle inkübasyona bırakıldı. İnkübasyon sonrası %5 koyun kanlı agar besiyerinin yüzeyinde üreyen bakteriler (Şekil 3.13) tek kullanımlık steril plastik öze (LP italiana spa, Leoplast, İtalya) kullanılarak besiyerinden alındı. Özenin ucunda bulunan bakteriler cam tüpün içerisindeki steril serum fizyolojik içerisinde homojen bir şekilde dağıtıldıktan sonra cam tüp vorteks ile 5 sn. karıştırıldı. Sıvının bulanıklığı nefelometre cihazında (BD Phoenix, ABD) 0,5 McFarland eşeline göre (Şekil 3.14) ayarlandı.



Şekil 3.13. Liyofilize *Streptococcus mutans* ATCC 25175 suşu ve kanlı agar besiyerinin yüzeyinde üreyen *Streptococcus mutans*.



Şekil 3.14. Nefelometre cihazı ve 0,5 McFarland eşeline göre ayarlanmış *S. mutans* süspansiyonu.

3.8. Örneklerin Antibakteriyel Etkilerinin Agar Disk Difüzyon Yöntemi ile Değerlendirilmesi

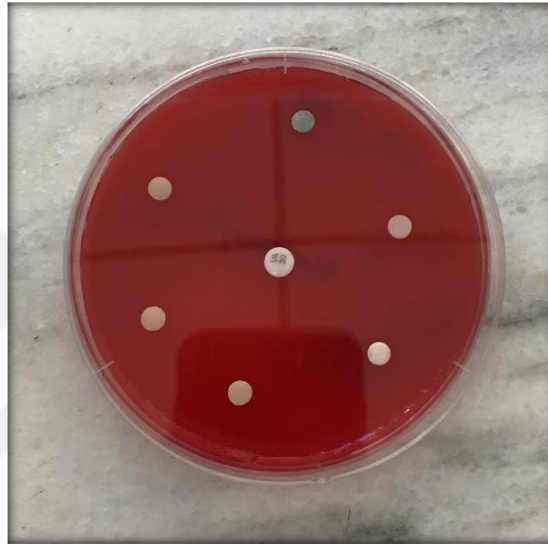
Restoratif materyallerin antibakteriyel özelliklerinin değerlendirilmesinde disk difüzyon testi kullanıldı. Besiyerlerinin ve yapılan işlemlerin kontaminasyonunu önleyebilmek için bakterilerin ekimi (Şekil 3.15) ve disklerin yerleştirilmesi bek alevinin çevresindeki alanda gerçekleştirildi.



Şekil 3.15. *S. mutans* bakterilerinin Mueller Hinton agar besiyerine ekimi.

Hazırladığımız bakteri süspansiyonundan steril eküvyon çubuk ile alınan örnekler, %5'lik koyun kanlı Mueller Hinton agar besiyerine homojen bir şekilde sürülerek ekildi. Petrilerin arka yüzeylerine cam kalemi ile materyallerin isimleri saat yönünün tersi istikametinde sırası ile yazıldı. Her bir petri kutusuna her materyalden

1'er tane olacak şekilde steril edilmiş 6 adet örnek ve pozitif kontrol olarak vankomisin emdirilmiş kâğıt disk (Oxoid, Hampshire, İngiltere) steril bir presel yardımıyla yerleştirildi (Şekil 3.16). Örneklerin difüze olabilmesi için petriyer oda sıcaklığında iki saat bekletildi. İnkübasyon boyunca petri kapağında oluşan nemin besiyeri yüzeyine damlamasını önlemek için petriyer yavaşça ters çevrildi. Ardından desikatör kavanozuna dikkatlice yerleştirilerek 37°C'de %5-7 CO₂'li ortamda 24 saat boyunca inkübe edildi. 24 saatin sonunda her bir diskin çevresinde üreyen bakterilere karşı oluşan inhibisyon zonu ölçülerek değerlendirildi.

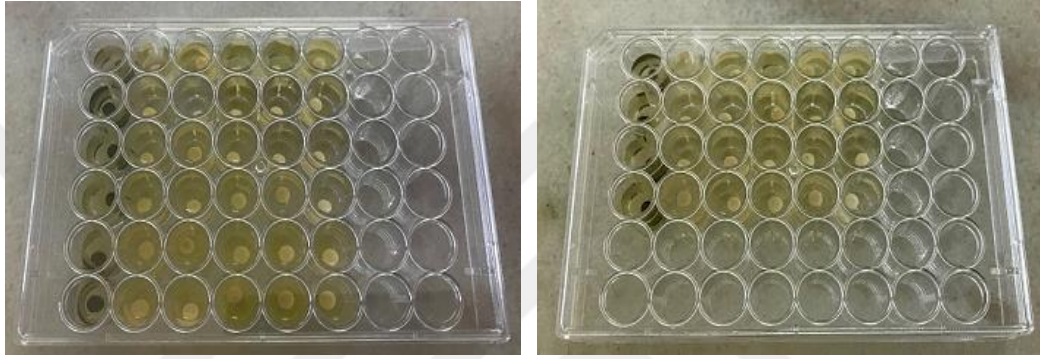


Şekil 3.16. *S. mutans* ekimi yapılmış Mueller Hinton agar besiyeri üzerine örneklerin ve vankomisin emdirilmiş kâğıt diskin yerleştirilmesi.

3.9. Örneklerle Bakteri Tutulumunun Sağlanması

Aseptik koşullar altında her grubu temsilen 10'ar adet disk steril bir presel yardımıyla 48 kuyucuklu plakaların kuyucuklarına yerleştirildi. Her bir kuyucuğa mikropipet yardımıyla 100 µl bakteri süspansiyonu eklendi. *S. mutans* ve örnekler arasında doğrudan temas sağlandıktan sonra 900 µl Brain Heart Infusion (BHI) besiyeri, örneklerin bulunduğu kuyucuklara mikropipet ile ilave edildi (Şekil 3.17). Ölçüm işleminden önce plakalar 37°C'de desikatörde %5-7 CO₂'li ortamda 48 saat boyunca bekletildi (Şekil 3.18). İnkübasyon süresi tamamlandığında bakteri adezyonu sağlanan örnekler çıkarıldı ve tam olarak yapışmayan bakterilerin uzaklaştırılması için 3'er defa serum fizyolojik ile yıkandı. Yıkama işlemi sonrasında disklere tutunan bakterilerin sayısının belirlenmesi için her bir örnek 25'er ml steril fosfat tamponu (PBS) içeren tüplere konuldu. Örnek yüzeyine yapışan bakterilerin, tüpün içindeki sıvıya geçmesini

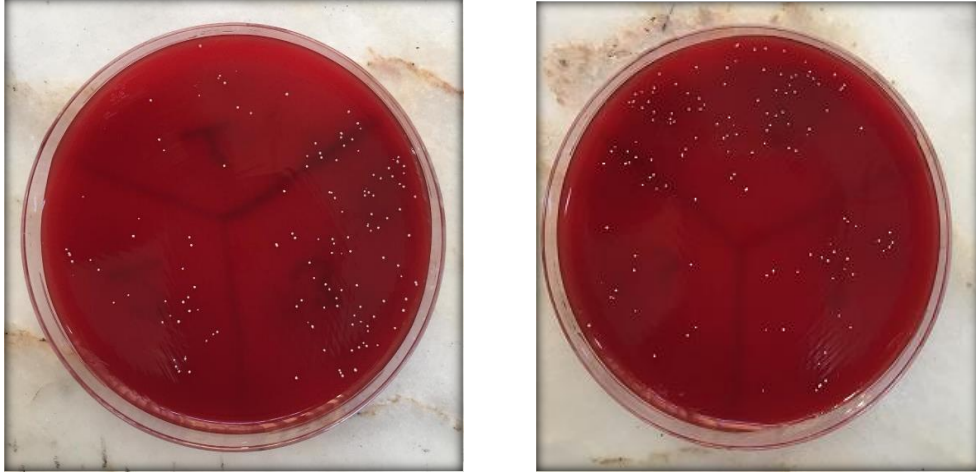
sağlamak için tüpler ultrasonik banyoda 10 dakika sonikasyona tabi tutuldu. Sıvıya geçen bakterilerin homojen karışmasını sağlayabilmek amacıyla tüp 10 saniye vortekslendi. Bakteri sayısını değiştirmemek için deney örneği tüp içerisinden çıkarılmadı. Tüpün içerisinden otomatik mikro pipet kullanılarak 25 µl sıvı alındı ve %5 koyun kanlı agar besiyerine ekim yapıldı. Ekimler desikatörde 37°C'de %5-7 CO₂'li ortamda 24 saat boyunca inkübe edildi. 24 saatlik süre sonunda oluşan koloniler (Şekil 3.19) sayılarak mililitredeki koloni sayısı cfu/ml (colony forming unit) belirlendi.



Şekil 3.17. Bakteri tutulumu için 48 kuyucuklu plaklara yerleştirilen örnekler.



Şekil 3.18. Desikatör içerisine yerleştirilen örnekler.



Şekil 3.19. Koloni sayımı yapılan besiyerlerinde *S. mutans* kolonilerinin görünümü.

3.10. İstatistiksel Analiz

Araştırmada elde edilen bulguların istatistiksel analizi Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Bu çalışmanın verileri SPSS 22.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, ABD) programına yüklenerek değerlendirilmiş, parametrik test varsayımları yerine getirilemediğinden (Kolmogorof-Simirnov) bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırılırken , Kruskal Wallis Testi , analiz sonucunda farklılık yapan grup ya da grupları bulmak için Mann-Whitney U Testi parametrik test varsayımları yerine getirildiğinde bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırılırken Varyans Analizi, analiz sonucunda farklılık yapan grup ya da grupları bulmak için Tukey testi, yüzey pürüzlülüğü ile bakteri tutulumu arasındaki ilişkiyi belirleyebilmek için Korelasyon Analizi uygulanmış ve yanılma düzeyi $\alpha=0,05$ olarak alınmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

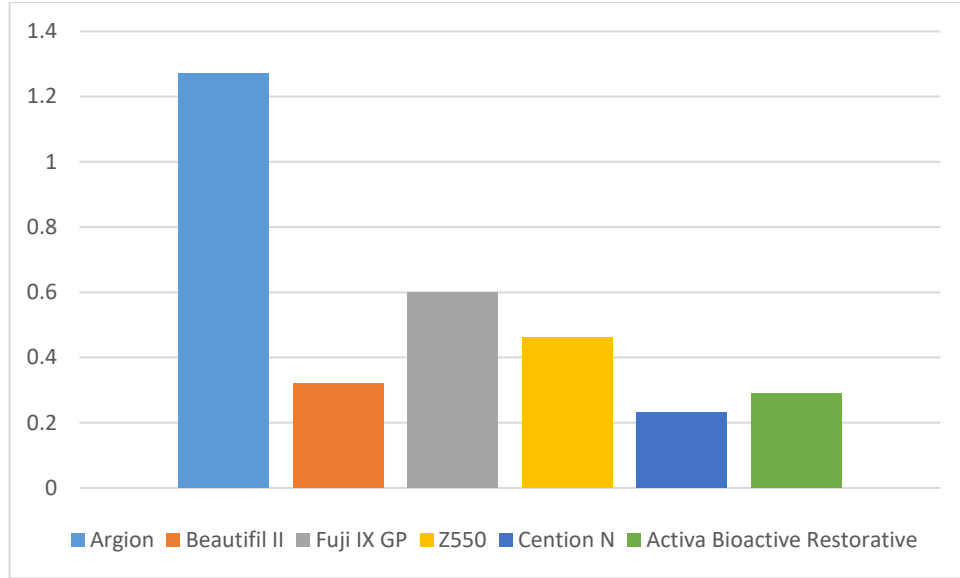
Çalışmada kullanılan restoratif materyallere ilişkin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Çalışmada kullanılan örneklerin üç farklı bölgesinden yapıлып ortalamaları alınarak hesaplanan maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma yüzey pürüzlülüğü değerleri ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Kullanılan restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, yüzey pürüzlülüğü ve standart sapma değerleri.

Materyaller	N	Minimum	Maksimum	Ortalama \pm SD
Argion	10	0,37	2,47	1,27* (0,66)
Beautifil II	10	0,07	0,83	0,32 (0,23)
Fuji IX GP	10	0,19	2,66	0,60 (0,73)
Cention N	10	0,23	0,78	0,46 (0,16)
Filtek Z550	10	0,11	0,58	0,23 (0,13)
Activa BioActive Restorative	10	0,13	0,54	0,29 (0,14)

* Gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir ($p<0,05$).

Restoratif materyaller arasında en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini Argion gümüş içerikli cam iyonomer siman (1,27 Ra) gösterirken, en düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini Filtek Z550 nanohibrit kompozit (0,23 Ra) göstermiştir. Gruplar karşılaştırıldığında en yüksek pürüzlülük değeri gösteren Argion gümüş içerikli cam iyonomer siman ile Beautifil II ($p=0,001$), Fuji IX ($p=0,001$), Cention N ($p=0,001$), Filtek Z 550 ($p=0,001$), Activa BioActive Restorative ($p=0,001$), arasındaki farklılık önemli bulunurken, diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur.

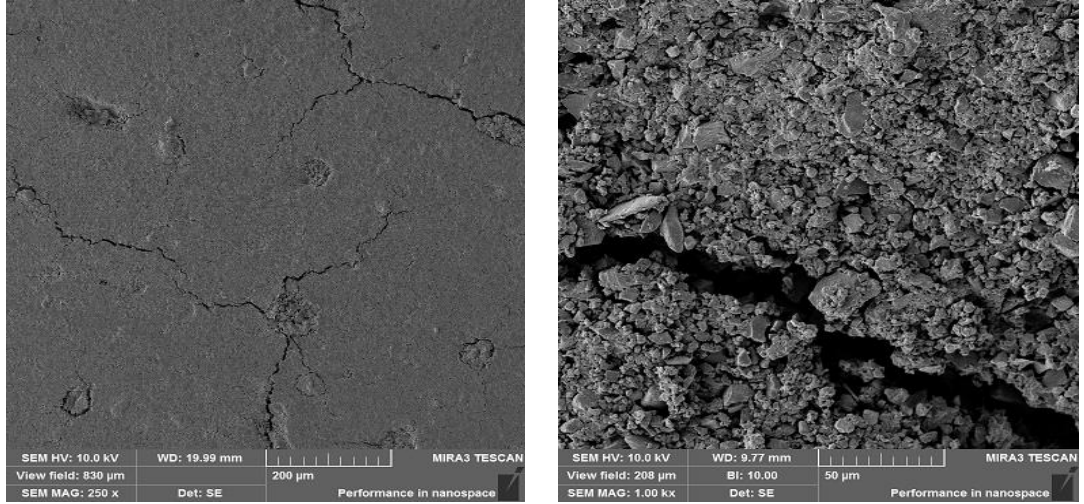


Şekil 4.1. Çalışmada kullanılan materyallere ait ortalama yüzey pürüzlülük değerleri.

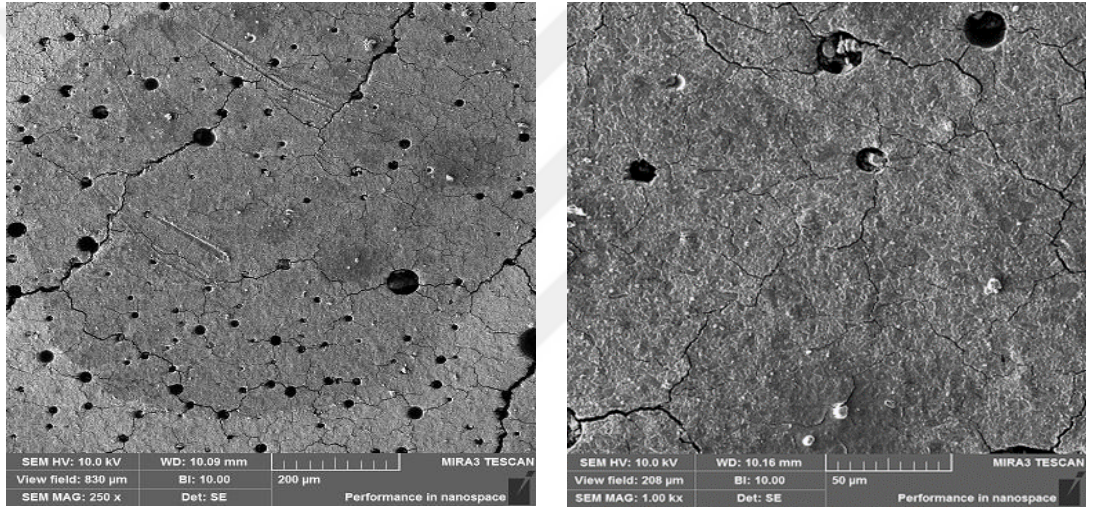
4.2. Yüzeylerin SEM Analizi Bulguları

SEM görüntüleri incelenen restoratif materyallerden Argion (Şekil 4.2) ve Fuji IX'a (Şekil 4.3) ait örnek yüzeylerinin diğer örneklerle göre belirgin derecede farklı görüntülere sahip oldukları belirlendi. Gümüş içerikli cam iyonomer siman Argion ve yüksek viskoziteli cam iyonomer siman Fuji IX 'a ait örneklerin yüzeylerinde sığ ve kısa mikro çatlaklar tespit edildi. Ayrıca Fuji IX'a ait örneğin yüzeyinde rastgele konumlanmış büyük ve küçük çukurcuklar izlendi. Giomer içerikli Beautifil II'ye (Şekil 4.4.) ait örneğin yüzeyinde de çukurcuğa rastlanmıştır.

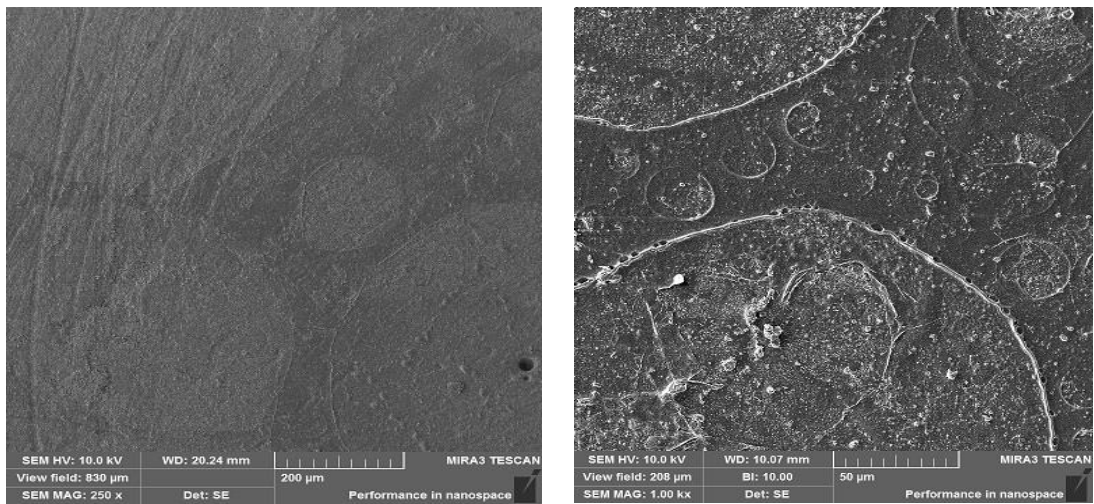
Cention N (Şekil 4.5), Z550 (Şekil 4.6) ve Activa BioActive Restorative (Şekil 4.7) restoratif materyallerine ait örneklerin yüzeylerinin daha pürüzsüz ve homojen bir yapıda olduğu belirlendi. Tüm materyallerin yüzeyinde polisaj işlemi sonrasında gözle görülmeyen izlerin yüzeyde mevcut olduğu görüldü.



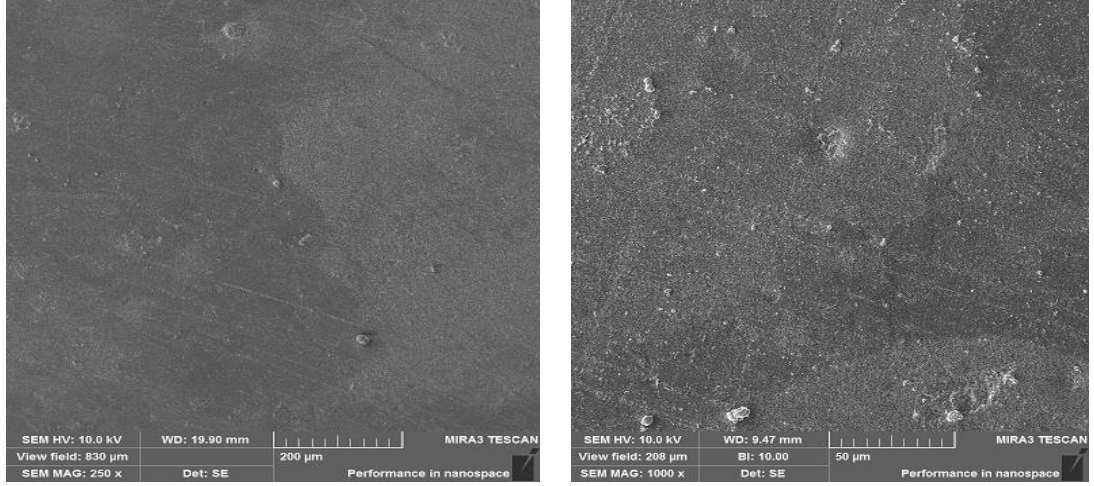
Şekil 4.2. Argion yüzeyinin SEM görüntüsü.



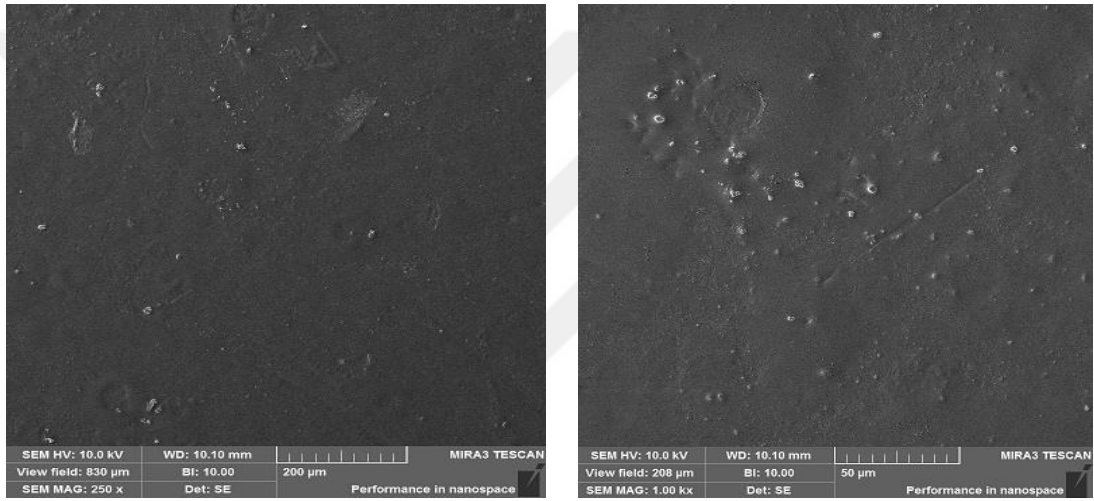
Şekil 4.3. Fuji IX yüzeyinin SEM görüntüsü.



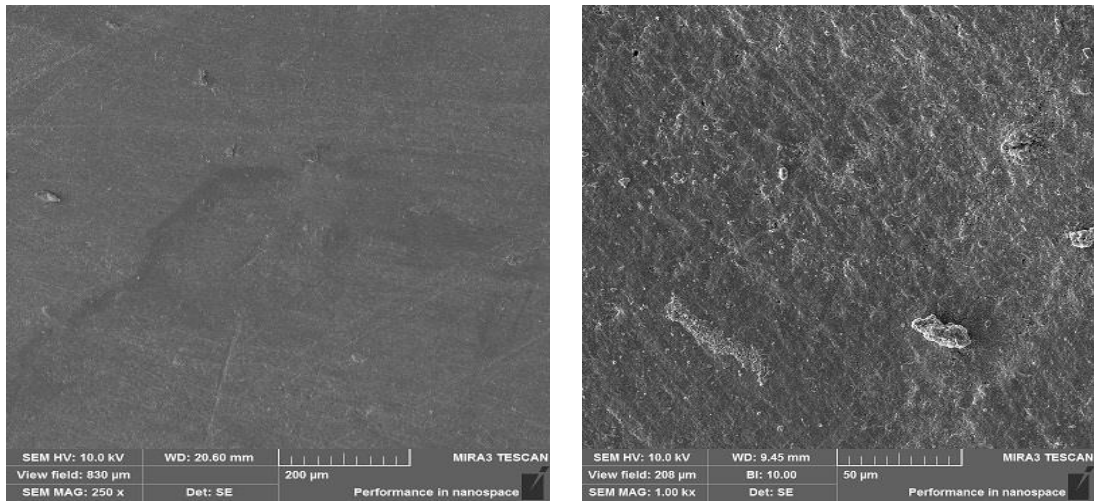
Şekil 4.4. Beautifil II yüzeyinin SEM görüntüsü.



Şekil 4.5. Cention N yüzeyinin SEM görüntüsü.



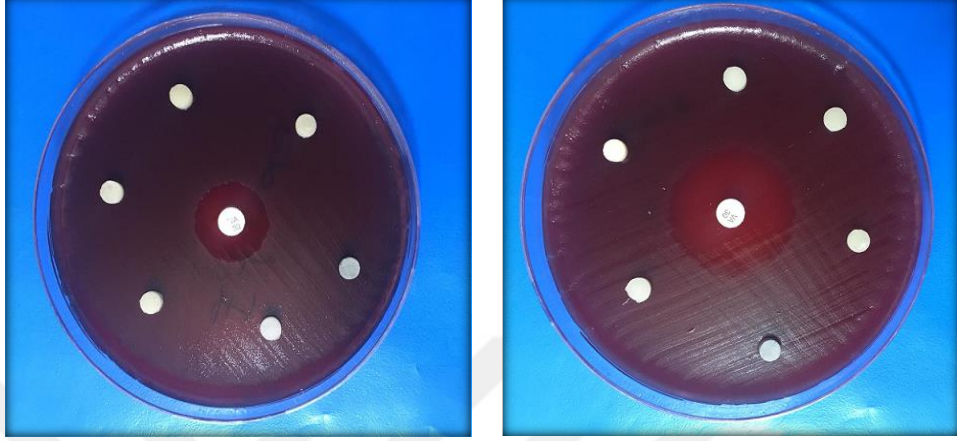
Şekil 4.6. Z550 nanohibrit kompozit yüzeyinin SEM görüntüsü.



Şekil 4.7. Activa BioActive Restorative yüzeyinin SEM görüntüsü.

4.3. Agar Disk Difüzyon Testi Bulguları

24 saatlik inkübasyonun sonucunda, besiyerlerinde vankomisin emdirilmiş kâğıt disklerin çevresinde inhibisyon zonu oluşurken, materyal örneklerinin çevresinde inhibisyon zonu oluşmamıştır (Şekil 4.8).



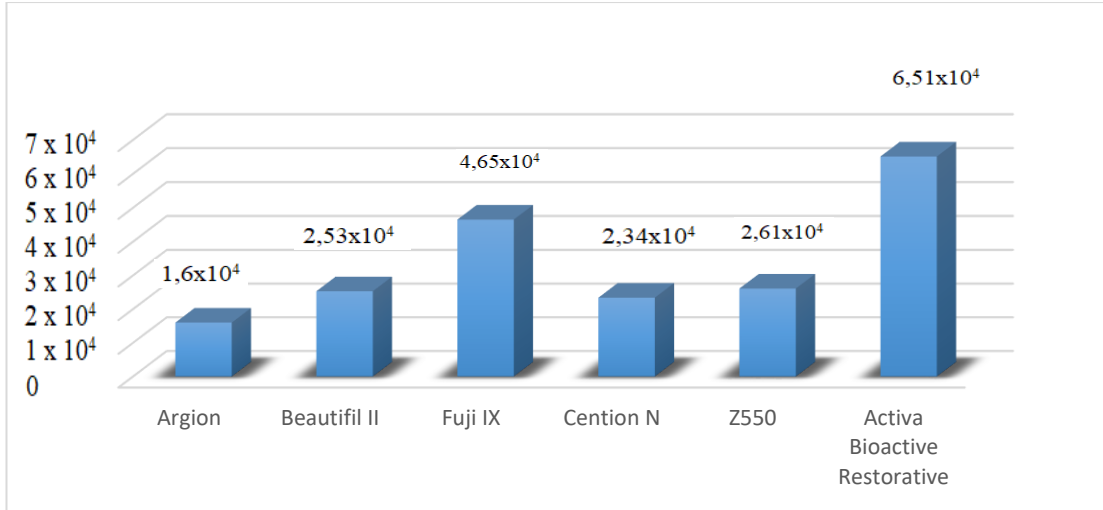
Şekil 4.8. Hazırlanan örneklerin disk difüzyon testi sonrası görüntüsü.

4.4. Bakteri Tutulum Bulguları

Çalışmada kullanılan restoratif materyallere ilişkin bakteri tutulum değerleri Tablo 4.2’de verilmiştir. Değerler karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0,05$).

Restoratif materyaller arasında en fazla bakteri tutulumunu Activa BioActive Restorative ($6,5 \times 10^4$ cfu/ml) gösterirken, en düşük bakteri tutulumunu ise Argion gümüş içerikli cam iyonomer siman ($1,6 \times 10^4$ cfu/ml) göstermiştir. Gruplar ikişerli karşılaştırıldığında Argion ile Fuji IX ($p=0,001$), Argion ile Activa BioActive Restorative ($p=0,001$), Z550 ile Activa BioActive Restorative ($p=0,001$), Z550 ile Fuji IX ($p=0,001$), Activa BioActive Restorative ile Beautifil II ($p=0,001$), Activa BioActive Restorative ile Fuji IX ($p=0,001$), Activa BioActive Restorative ile Cention N ($p=0,001$), Beautifil II ile Fuji IX ile ($p=0,001$), Fuji IX ile Cention N arasındaki farklılık önemli bulunurken, diğer gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile bakteri tutulumu arasında zayıf ilişki katsayıları olup, bu katsayılar istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p > 0,05$).



Şekil 4.9. Çalışmada kullanılan materyallere ait *S. mutans* tutulum değerleri.

Tablo 4.2. Kullanılan restoratif materyallerin minimum, maksimum, ortalama, bakteri tutulumu ve standart sapma değerleri.

Materyaller	N	Minimum	Maksimum	Ortalama ± SD
Argion	10	1,30x10 ⁴	2,10x10 ⁴	1,60x10 ⁴ a (0,25 x10 ⁴)
Beautifil II	10	2,00x10 ⁴	3,10x10 ⁴	2,53x10 ⁴ a (0,31 x10 ⁴)
Fuji IX GP	10	3,10x10 ⁴	6,90x10 ⁴	4,65x10 ⁴ b (1,10 x10 ⁴)
Cention N	10	1,40x10 ⁴	3,80x10 ⁴	2,34 x10 ⁴ a (0,83 x10 ⁴)
Filtek Z550	10	2,00x10 ⁴	3,00x10 ⁴	2,61x10 ⁴ a (0,33 x10 ⁴)
Activa BioActive Restorative	10	4,80x10 ⁴	8,80x10 ⁴	6,51x10 ⁴ c (1,42 x10 ⁴)

a,b,c Üst yazılı harfler gruplar arası anlamlı farklılığı göstermektedir ($p < 0,05$).

5. TARTIŞMA

Kompleks yapılı bir biyofilm olan mikrobiyal dental plak, diş ve çevre dokulara olduğu kadar restoratif materyallerin yüzeylerine de kolaylıkla tutunabilmekte ve böylece hem periodontal dokularda enflamasyonlara hem de diş yüzeylerinde çürüklere neden olmaktadır. *Streptococcus mutans*, dental plak oluşumunda önemli bir role sahiptir, düz yüzeylere kolaylıkla tutunabilir, asidojenik ve asidüriktir. Bu özellikleri nedeniyle diş çürüğünden sorumlu temel mikroorganizma olarak kabul edilmektedir (197).

Başta *S. mutans* olmak üzere karyojenik bakterilerin restoratif materyallere tutunduğu gösterilmiştir. Fermente edilebilir karbonhidratlar varlığında, diş dokusu bu bakterilerin istilası ile demineralize olur ve restorasyonların yenilenmesini gerektiren sekonder çürükler meydana gelir (198). Etkili bir ağız temizliğinin yanında bitim ve polisaj işlemleri iyi yapılmış restoratif materyallerin yüzeylerine plak retansiyonu azaltılabilmektedir. Restoratif materyallere bakteri tutulumunu azaltmak amacıyla kullanılan bir diğer yöntem ise içeriğine antibakteriyel özelliğe sahip bileşenlerin eklenmesidir (199). Restoratif materyallerin içeriğindeki bu bileşenlere florid iyonları başta olmak üzere gümüş, çinko, bakır gibi çeşitli metal iyonları, farklı klorheksidin bileşenleri, triklosan, glutraldehit, çinko oksit ve ojenol, setil-piridinyum klorür ve antibiyotikler örnek verilebilir (200).

Çalışmamızda, farklı içeriklere sahip 6 restoratif materyalin yüzey pürüzlülük değerleri, *S. mutans* üzerindeki antibakteriyel etkileri ve yüzeylerine *S. mutans* tutulumları değerlendirilmiştir.

Cam iyonmer siman diş dokusuna kimyasal olarak bağlanabilmekte ve bu bağlantıyı herhangi bir adeziv ajan gerektirmeden sağlayabilmektedir. (17). Bu sayede minimal kavite preparasyonu yapılarak mekanik retansiyon sağlanabilmekte ve ek kavite preparasyonuna gerek kalmamaktadır. Ayrıca cam iyonmer simanlar florid salınımı yaparak restorasyon yapılan dişte sekonder çürük oluşumunu engellerken aynı zamanda bakteriyostatik etki de göstermektedir (19). Fakat mekanik ve fiziksel özelliklerinin zayıflığı restoratif materyal olarak kullanımını sınırlandırmaktadır. (23, 24).

Çalışmamızda cam iyonmer siman örnekleri olarak Fuji IX ve Argion kullanılmıştır. Fuji IX GP yüksek viskoziteli cam iyonmer siman olup, GCIS'in partikül boyutları ve toz-likit oranı değiştirilerek fiziksel özelliklerinin güçlendirilmesi

hedeflenmiştir. Mekanik ve antibakteriyel özelliklerini geliştirebilmek amacıyla gümüş ile desteklenmiş cam iyonmer siman olarak Argion kullanılmıştır.

Çalışmamızda flor salınımı yapabilen ve fiziksel özellikleri geliştirilen cam iyonmer simanların yeni bir alt sınıfı olan giomerleri temsilen Beautifil II kullanılmıştır. Bu restoratif materyalin içeriğinde cam partiküllerinin sadece yüzeyinin reaksiyona girmesiyle oluşan (S-PRG) önceden reaksiyona girmiş cam iyonmer bulunmaktadır. S-PRG doldurucular alüminyum, bor, flor, sodyum, silisyum ve stronsiyum gibi birçok iyonun salınımını gerçekleştirirken aynı zamanda flor ve hidroksiapatiti floropatite dönüştürerek dişin aside karşı dirençli olmasını sağlamaktadırlar (47).

Biyoaktif malzemelerin restoratif amaçla kullanımını diş hekimliğinde oldukça yeni sayılabilir. Çalışmamızda kullandığımız Activa BioActive Restorative, 2013 yılında Pulpdent firması tarafından piyasaya sürülmüştür. Materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri kompozit rezinlere, biyolojik özellikleri ise cam iyonmerlere benzemektedir. İçeriğinde bulunan biyoaktif iyonik rezin, kauçuklanmış rezin ve biyoaktif cam iyonmer üç temel bileşendir. Ayrıca bisfenol A, Bis-GMA ve Bis-GMA türevlerini içeriğinde bulundurmamaktadır. Biyoaktif iyonik rezin, kauçuklanmış rezin ile biyoaktif cam iyonmer arasındaki bağlantıyı sağlarken aynı zamanda materyalin diş yüzeyine bağlanmasını da artırmaktadır. Bu sayede oluşan iyonik bağlar olağanüstü bir marjinal bütünlük oluşturmaktadır. Biyoaktif iyonik rezin matriks, şok emici bir rezin bileşeni olup doğal dişlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini taklit edebilmektedir. Kalsiyum, fosfat ve florür iyonları salılabilmekte ve tekrar şarj olabilmektedirler (201, 202).

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer restoratif materyal olan Cention N, yeni bir dolgu maddesi kategorisinde yer alan ve esasen kompozit rezinlerin bir alt grubu olan alkasit grubuna aittir. İçeriğinde bulunan alkalın partikülleri (kalsiyum baryum alüminyum florosilikat camı ve kalsiyum florosilikat camı), asit atakları karşısında hidroksil iyonları açığa çıkarıp pH değerini düzenleyerek demineralizasyonu engelleyebilmektedir. Flor ve kalsiyum iyonlarının salınması sonucunda diş minesinin remineralizasyonu sağlanabilmektedir. Ayrıca içeriğinde Bis-GMA, HEMA ve TEGDMA bulunmamaktadır (203, 204).

Herhangi bir biyoaktif özelliğe sahip olmayan, iyon salınımı yapamayan ve antibakteriyel özellik göstermeyen Filtek Z550 nanohibrit kompozit rezin de araştırmamızda kullanılan diğer bir malzemedir.

5.1. Materyallerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi

Materyaller ile yapılan in vitro çalışmalarda standardizasyonu sağlayabilmek adına hazırlanan tüm örnekler aynı boyutlara, hazırlanma şekline, bitirme polisaj işlemine ve saklama ortamına sahip olmalıdır. Ayrıca iyon salınımı yapabilen materyallerin sertleşme reaksiyonu sırasında kullanılan kalıp ile etkileşime girmemesi gerekmektedir (205, 206). Çalışmamızda da hem örneklerin standardizasyonu sağlayabilmek hem de kullanılan malzemelerin birbirleriyle reaksiyona girmelerini engelleyebilmek amacıyla standart boşluklara sahip olan teflon kalıp kullanılmıştır.

Bitirme ve polisaj işlemleri prosedürlere uygun yapıldığı zaman restorasyon yüzeyinin düzgünlüğünü sağlayarak plak retansiyonunu azaltır. Böylece hem estetik daha iyi sağlanmakta, hem de uzun dönemde sekonder çürüklerin oluşumu ve çevre yumuşak dokuların enflamasyonu önlenmektedir (180). Restorasyon yüzeylerine bakteriyel tutulumun gerçekleşebilmesi için yüzey pürüzlülük değerinin en az 0,2 µm olması gerektiği, daha düşük değerlerde bakterilerin tutunamadığı bildirilmiştir (170). Ağız içerisine yapılan restorasyonda fazla materyalin uzaklaştırılıp uygun anatomik formun verilerek bitim işlemlerini takiben yapılan polisaj işlemleri kalan pürüzlü yüzeyleri azaltarak renklenme, restorasyonda plak birikimi, gingival enflamasyon gibi sorunları en aza indirerek restorasyonun ömrünü artırmaktadır. Bitirme ve polisaj işlemlerinde; karbid ve elmas frezler, beyaz taşlar, alüminyum oksit partikülleri içeren aşındırıcı diskler, polisaj lastikleri, zımparalar ve polisaj patları gibi malzemeler kullanılmaktadır (207).

Abzal ve ark. (208) ile İlday ve ark. (209) aşındırıcı partikül olarak alüminyum oksit içeren Sof-Lex sistemlerinin, elmas partiküller içeren Astropol sisteminden daha pürüzsüz bir yüzey oluşturduğunu bildirmişlerdir. Sof-Lex diskleri ile daha düz yüzeyler elde edilmesini elmas partiküllerinin alüminyum oksit partiküllerinden daha sert olması ve Sof-Lex disklerin daha esnek bir yapı göstermesiyle açıklamışlardır.

Antonson ve ark. (210) dört farklı bitirme ve polisaj sistemi (Astropol, Ivoclar Vivadent; Enhance/PoGo, Dentsply; Sof-Lex, 3M ESPE; EXL-695, 3M ESPE) kullanarak iki farklı kompozit rezinin yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir.

Polisaj işleminin ardından yüzey pürüzlülüğü açısından polisaj sistemleri arasında anlamlı bir farklılık olmadığını ve bakteriyel tutulum için bilinen 0,2 µm kritik değerin üzerine çıkmadığını bildirmişlerdir.

Hassan ve ark. (211) kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmada 3 farklı polisaj sistemi (Astropol, Ivoclar Vivadent; Enhance/PoGo, Dentsply; Sof-Lex, 3M ESPE) arasında anlamlı bir farklılık bulamadıklarını bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin estetik özelliklerinin yetersiz olması sebebiyle ön dişlerde kullanımı sınırlıdır. Klinik kullanımda diskler ile ön dişlerde ve düz yüzeylerde uygun anatomik formlar elde edilirken, arka grup dişlerde disklerin kullanımı hem zordur hem de anatomik form oluşturmakta yetersizdirler (210). Biz de çalışmamızda, kullandığımız restoratif materyallerin daha çok arka grup dişlerde kullanıldığını göz önünde bulundurarak daha düzgün yüzeyler elde edebilmek amacıyla bitim ve polisaj işlemlerinde çok aşamalı Astropol sistemini kullanmayı tercih ettik.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü nicel (profilometre, AFM) ve nitel (SEM) yöntemler kullanılarak değerlendirilmektedir (186). Bu in vitro yöntemler arasında profilometre cihazları sıklıkla tercih edilmektedir. Bunun nedeni olarak profilometre ile elde edilen verilerin istatistiksel analize daha uygun olması, kullanımının kolay ve ucuz olması, tekrarlanabilir ölçümler sağlayabilmesi gibi özellikleri gösterilebilir (212).

Çalışmamızda kullandığımız tüm materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü konvansiyonel profilometre cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri öncesinde her bir gruptaki ölçümlerden sonra profilometre cihazı kalibre edilmiştir. Örneklerin tüm yüzeyinde aynı pürüzlülük değerleri elde edilemeyeceği için, her örnekte birbirleri ile kesişmeyen 3 farklı bölgeden ölçüm yapılmıştır. Elde edilen değerlerin aritmetik ortalamaları alınarak yüzey pürüzlülük değerleri Ra hesaplanmıştır. Ayrıca yüzey morfolojileri SEM cihazı kullanılarak analiz edilmiştir.

Çalışmamızda tüm materyaller bakteriyel tutulumun gerçekleşebilmesi için kritik yüzey pürüzlülük değeri olan 0,2 µm'nin üzerinde pürüzlülük değeri göstermiştir. Argion'a ait örnekler en yüksek yüzey pürüzlülük değerleri göstermiş ve diğer gruplar ile arasındaki fark önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). En düşük yüzey

pürüzlülük değerini Z550 nanohibrit kompozit göstermiş ve diğer gruplar ile aralarında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

Dental restoratif materyallerin yüzey pürüzlülükleri sadece bitirme ve polisaj işlemlerinden etkilenmemektedir. Büyük boyutlu partiküllere sahip materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin küçük boyutlu olan materyallerden daha yüksek olduğu bildirilmektedir (213). Doldurucu partiküllerin büyüğünün yanı sıra, bu partiküllerin miktarı, şekli ve matriks ile arasındaki bağlanma da pürüzlülük değerlerini etkilemektedir (214).

Bala ve ark. (215) yaptıkları çalışmada bir nano dolduruculu cam iyonomer siman (Ketac N100), bir rezin modifiye cam iyonomer siman (Fuji II LC), üç geleneksel cam iyonomer siman (Fuji IX, Ionofil Molar, Aqua Ionofil Plus), ve bir sermet siman'ın (Argion Molar) yüzey pürüzlülüğüne polisaj işleminin etkisini incelemişlerdir. Ketac N 100 hem polisaj işleminden önce hem de sonra en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri göstermiştir. Polisaj işleminden önce en yüksek pürüzlülük değerine Ionofil Molar sahipken, polisaj işlemlerinden sonra en yüksek pürüzlülük değerini Aqua Ionofil Plus göstermiştir. Ionofil Molar'ın, Fuji IX ve Aqua Ionofil Plus materyallerine göre daha küçük partikül boyutuna sahip olmasına rağmen polisaj sonrası daha yüksek pürüzlülük değeri gösterdiği bildirilmiştir. Pürüzlülük değerinin sadece partikül boyutuna bağlı olmadığını, partikül şeklinin ve dağılımdan da etkilendiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız CIS içerikli Argion'un partikül boyutları Fuji IX'a göre daha düşük olmasına rağmen daha yüksek pürüzlülük değeri göstermektedir. Argion'un içeriğindeki partiküllerin boyutları ortama olarak 8 μm , Fuji IX'un ise ortalama 10 μm boyutlarındadır. SEM yardımıyla elde ettiğimiz görüntüler de incelendiğinde Argion'un içeriğindeki partiküllerin daha keskin kenarlı olduğu görülmektedir. Bu partiküller yüzey pürüzlülüğünün artmasına sebep olabilir. Fuji IX rezin içerikli restoratif materyallere göre daha yüksek pürüzlülük değeri göstermesine rağmen bu fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$).

Bani ve ark. (216) beş farklı restoratif materyalin (Fuji II LC, Fuji II, Beautifil, Ketac N 100 ve Dyract Extra) nötr pH'da yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişler ve en az yüzey pürüzlülüğü değerlerini Fuji II LC ve Beautifil materyalleri göstermiştir. En fazla yüzey pürüzlülüğü değerleri ise Fuji II ve Ketac N 100'de bulunmuştur. Büyük partikül boyutuna sahip olmasına rağmen Fuji II LC materyalinin düşük yüzey

pürüzlülüğü göstermesini cam partikülleri ile rezin matriks arasındaki bağlanmanın iyi olmasına bağlamışlardır.

Hepdeniz ve ark. (217) dört farklı materyalin (Fuji II LC, Beautifil II, Amalgomer CR, GCP Glass Fill) yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri çalışmada en yüksek yüzey pürüzlülük değerini GCP Glass Fill'de en düşük yüzey pürüzlülük değerini Fuji II LC'de belirlemişlerdir. Partikül boyutları arttıkça yüzey pürüzlülüğünün de arttığı ve rezin içeriğinin yüzey pürüzlülüğünü azalttığı sonucuna varmışlardır.

Mallya ve ark. (213) cam iyonomer içeriğine sahip üç farklı restoratif materyalin cila işlemleri sonrasında (Ketac Molar, VitreBond, Ketac N100) yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmişlerdir. En düşük pürüzlülük değerini bir nano-iyonomer olan Ketac N100, en yüksek pürüzlülük değerini ise Ketac Molar göstermiştir. Bu sonucu Ketac N100'ün rezin içeriğine sahip olması ve daha küçük doldurucu partikülleri içermesi ile açıklamışlardır.

Literatürler çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçları destekler nitelikte olup, nanohibrit kompozit rezin olan Z550 en düşük yüzey pürüzlülüğünü göstermiştir. Yine rezin içeriğine sahip Beautifil II, Aactiva BioActive Restorative ve Cention N'de benzer pürüzlülük değerleri göstermiş olup Z550 ile aralarında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ($p > 0,05$). Resin içeren örneklerin partikül boyutları cam iyonomer simanlara göre daha küçüktür. Filtek Z550'nin içeriğindeki partiküller $0,02\mu\text{m}$ ile $3\mu\text{m}$ arasında değişmektedir. Beautifil II ($0,8\mu\text{m}$) ve Cention N ($0,1-7\mu\text{m}$) de benzer boyutlara sahiptir. Ayrıca elde edilen SEM görüntüleri de incelendiğinde resin içeriğindeki materyallerin daha homojen bir yapı sergiledikleri ve mikro çatlak içermedikleri gözlenmiştir.

5.2. Materyallerin Antibakteriyel Etkilerinin Değerlendirilmesi

Restoratif materyaller ile yapılan mikrobiyolojik çalışmalarda hazırlanan örneklerin steril edilmesi gerekmektedir. Sterilizasyon, herhangi bir cismin veya maddenin birlikte bulunduğu tüm mikroorganizmaların her türlü canlı formundan temizlenmesi amacıyla uygulanan fiziksel veya kimyasal işlem olarak adlandırılır. Yapılan çalışmalarda etilen oksit ile sterilizasyon (171), otoklav ile sterilizasyon (218, 219), UV ışınlarını ile sterilizasyon (220) gibi birçok yöntem kullanılarak örneklerin

sterilizasyonu gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda restoratif örnekler mikrobiyolojik testler uygulanmadan önce otoklavda 121°C’de 15 dakika süre ile steril edilmiştir.

Yapışkan protein ve polisakkaritlerden oluşan dental plak içinde çok fazla sayıda mikroorganizma bulunmaktadır. Plagın yaşına ve diyetle bağlı olmaksızın dental mikrofloradaki en baskın mikroorganizma olan *S. mutans*’lar (3), diş çürüğünün asıl etiyolojik faktörü olarak çürüğün başlamasından ve ilerlemesinin de asıl sorumlusudur. Aktif çürüğü olan kişilerden alınan plak örneklerinden yüksek sayıda *S. mutans* izole edilmektedir. Çalışmamızda, *S. mutans*’ı tercih etmemizin sebebi dental plakta en fazla bulunan mikroorganizma olmasının yanında en karyojenik ve asidojenik bakteri olmasıdır (154).

Agar difüzyon testi, restoratif materyallerin antibakteriyel etkilerinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan, ucuz ve tekrarlanabilir sonuçlar elde edilebilen bir yöntemdir. ADT’de antibakteriyel etkisi değerlendirilecek materyaller katı haldeki agarın üzerine açılan standart boşluklara veya agar üzerine yerleştirilir. Materyal agarda difüze olduğu mesafe kadar agar üzerine ekilen mikroorganizmaları inhibe ederek etrafında inhibisyon zonu oluşturur. Bu oluşan zonların çapları ölçülerek antibakteriyel aktivite etkinliğine karar verilir. ADT yöntemin en büyük dezavantajı, bakterisid ve bakteriyostatik etkilerin ayırt edilememesi ve canlı bakteri sayısı hakkında bir bilgi verememesidir (178).

Literatürler incelendiğinde restoratif materyallerin antibakteriyel özelliğinin disk difüzyon yöntemi ile tespit edilebildiği ve edilemediği çalışmalar bulunmaktadır. Materyallerin antibakteriyel özellik gösteren bileşenlerinin agar yüzeyine yeterince difüze olması durumunda ADT metodunun antibakteriyel etkiyi ölçebildiği, aksi durumlarda ise yetersiz kaldığını ortaya koyan çalışmalar mevcuttur (220-226).

Botelho (221) diş çürüğünden izole ettikleri *Streptococcus salivarius*, *Streptococcus mutans*, *Lactobacillus casei subsp. casei*, *Lactobacillus acidophilus*, *Actinomyces odontolyticus* ve *Actinomyces naeslundii* bakterilerini kullanarak GCİS ve RMCİS’lerin antimikrobiyal etkilerini ADT ile inceledikleri çalışmalarında agarlar üzerinde herhangi bir inhibisyon zonu oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Topçuoğlu ve ark. (222) GCİS ve farklı oranlarda propolis ile modifiye edilmiş GCİS’in *S. mutans* üzerine antibakteriyel etkilerini ADT metoduyla inceledikleri çalışmada propolis içeren cam iyonomer siman gruplarında inhibisyon zonu oluşurken

geleneksel cam iyonomer simanın etrafında inhibisyon zonu oluşmadığını bildirmişlerdir.

Tüzüner ve ark. (220) iki farklı GCİS'in ve bunları klorheksidin ile modifiye ettikleri örneklerin antimikrobiyal etkilerini ADT yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmalarında, klorheksidin içermeyen grupların *Lactobacillus* ve *S. mutans* bakterileri ekilen agarlarda inhibisyon zonu oluşturmadığını göstermişlerdir. Klorheksidin ile modifiye edilen örneklerin etrafında inhibisyon zonu oluşmasının sebebini *S. mutans* bakterilerinin diğer bakteri türlerine göre klorheksidine karşı daha duyarlı olmaları ile açıklamışlardır.

Beldüz ve ark. (224) amalgam, giomer, rezin modifiye cam iyonomer siman, nanohibrit kompozit, kompomer ve GCİS restoratif materyallerinden elde ettiği örnekleri agar plaklarda ekili *C.albicans* üzerine yerleştirmişler ve örneklerin çevresinde inhibisyon zonu oluşmadığını bildirmişlerdir.

Coşgun ve ark. (225) *Lactobacillus casei* ve *Streptococcus mutans* bakteri suşlarının farklı konsantrasyonları ile hazırlanan agar plakların üzerine yerleştirdikleri 5 farklı restoratif materyalin (Fuji II LC, EQUIA Forte, Argion, Fuji IX GP ve Zirconomer) antibakteriyel etkilerini karşılaştırmışlardır. 1×10^6 cfu/ml bakteri konsantrasyonlarında hazırlanan agar plaklarında örneklerin etrafında inhibisyon zonu oluşumu gözleyememişlerdir.

Bir başka çalışmada, iki cam iyonomer siman (Fuji IX GP, Ketac Molar), üç rezin modifiye cam iyonomer siman (Ketac N100, Fuji II LC, Vitremer), bir kompomer (Compoglass F) ve bir mikrohibrit kompozit (Filtek Z250) kullanılarak hazırlanan örneklerin, su soğutması altında 600 ve 1200 gridlik zımpara ile her iki tarafına da bitim işlemleri yapılarak antibakteriyel özelliklerini belirleyebilmek amacıyla *S. mutans* bakterisi ekilen agar plaklarda 48 saat sonunda oluşturdukları inhibisyon zonu değerlendirilmiştir. Sadece Vitremer *S. mutans*lara karşı istatistiksel olarak anlamlı antibakteriyel aktivite gösterirken ($p < 0,05$), diğer materyallerin çevresinde inhibisyon zonu oluşmadığı bildirilmiştir. Vitremer'in inhibisyon zonu oluşturmasını sertleşme reaksiyonu sırasında düşük pH göstermesi ile açıklamışlardır. (226).

Çalışmamız da bu bulguları destekler nitelikte olup, 0,5 McFarland ($1,5 \times 10^8$ cfu/ml) bakteri yoğunluğuna sahip agar plaklarına yerleştirilen restoratif materyal örneklerinin hiçbirinin çevresinde inhibisyon zonu oluşumu gözlenmemiştir. Yapılan

çalıřmalarda kullanılacak restoratif materyalin antibakteriyel olduđu dűřünűlen bir ajanla modifikasyonu ile elde edilen őrneklerde inhibisyon zonu oluřmuřtur. Antibakteriyel etkisi test edilen malzemenin nemli ortamda içeriđindeki iyonları salarak, kullanılan agar űzerine difűze olması gerekmektedir. Antibakteriyel etkilerini test ettiđimiz restoratif materyallerin yeterince özűnűp içeriklerinin agar űzerine difűzyonunun gerçekleřemediđini dűřűnmekteyiz.

5.3. Materyallere Bakteri Tutulumunun Değerlendirilmesi

Shahal ve ark. (227) tűkűrűđűn restoratif materyalin sahip olduđu yűzey űzelliklerini baskıladıđını ve tűkűrűk kullanılan ve kullanılmayan őrneklerde bakteri adezyonu yűnűnden fark olmadıđını bildirmiřlerdir. Bir bařka çalıřmada da adezyona aracılık ettiđi bilinen, lizozim, aglűtininler ve műsinler gibi tűkűrűk proteinleri olmadan bakteri adezyonu deđerlendirilmiř ve bakterilerin materyal yűzeyine tűkűrűk olmadan da yapıřabildiđi bildirilmiřtir (218). Çalıřmamızda restoratif materyallerin sahip olduđu űzelliklerin *S. mutans* bakterilerinin adezyonuna etkisini daha iyi anlayabilmek amacıyla tűkűrűk kullanılmamıřtır.

Restoratif materyallerdeki bakteri adezyonunun in vitro olarak deđerlendirildiđi çalıřmalarda kullanılan besiyerleri, 24 saatlik sűrenin sonunda bakterilerin canlılıđını sűrdűrebilmesi için gerekli űzellikleri sađlayamadıđı için maksimum 24 saat kullanılabilir (228). Bu bilgiyi gűz űnűnde bulundurarak alıřmamızda *S. mutans*'ın restoratif materyallere 24 saat sűrenin sonundaki adezyonu deđerlendirilmiřtir.

Bir materyale bakteri adezyonu deđerlendirilirken yűzey pűrűzlűlűđű, yűzeyin elektriksel űzellikleri, hidrofobisitesi, flor salınımı, içerdiđi bileřenlerin kimyasal yapısı gibi birçok etken gűz űnűnde bulundurulmalıdır (219).

Restoratif materyaller florűr salınımı yaparak demineralizasyonu űnlerken, remineralizasyonu sađlayabilir. Ayrıca antimikrobiyal bir etki gűstererek bakterilerin kolonizasyonuna karřı direnç gűsterebilir. Florid iyonu dental plakta bulunan bakterilerin enzimleri inhibe ederek glikoliz sonucunda asit oluřturmalarını űnler ve bűylece plak pH'ını yűkseltir. Ayrıca florid iyonu kalsiyuma karřı yűksek afinite gűstererek fosfat ve proteinlerin hidroksiapatite yapıřması űnlenmektedir. Bűylece mikrobiyal dental plađın diř yűzeyine kolonizasyonu ve adezyonunu zorlařmaktadır (229).

Restoratif materyallere quaterner amonyum metakrilat (QAMs), dimetilaminododesil metakrilat (DMAHDM), 12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromid (MDPB) gibi antibakteriyeller eklenerek bakteriyel adezyonun önlenmesi ile ilgili çalışmalar yapılmıştır (230).

Streptokoklara ve periodontal patojenlere karşı antimikrobiyal etki gösterdiği bilinen gümüş bu amaçla restoratif materyallere de eklenmiştir (231). Gümüş iyonları, bakterilerin enzimlerini inhibe ederek DNA çoğalmasını engellemektedir. Ayrıca bakterilerin hücre zarına yapışıp burada meydana getirdiği yapısal değişiklikler sonucunda hücre zarının geçirgenliği etkilenmektedir (232).

Svanberg ve ark. (22) amalgama ve gümüş içerikli cam iyonomer simana *S. sobrinus* adezyonunu değerlendirdikleri çalışmada gümüş içerikli cam iyonomer simana amalgama göre daha az bakteri adezyonu gerçekleştiğini ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmişlerdir.

Burgers ve ark. (233) kompozit rezinlere bakteri adezyonunu ve plak birikimini azaltmak amacıyla %0,3 ve %0,6 oranlarında gümüş mikro partikülleri eklenmişlerdir. Gümüş ile modifiye ettikleri kompozit rezinlere *S. mutans* adezyonunun azaldığını bildirmişlerdir.

Fan ve ark. (232) %0,2 ve %0,5 oranlarında gümüş benzoat (AgBz) ile modifiye ettikleri kimyasal olarak sertleşen kompozit rezinin *S. mutans*lara karşı %52,4 ve %97,4 oranında antibakteriyel etki gösterdiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre en düşük *S. mutans* tutulumunu Argion gümüş içerikli cam iyonomer siman göstermiştir. Beautifil II, Cention N, Z550 materyalleri ile Argion'un *S. mutans* tutulumu açısından aralarındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0,05$). Argion florosilikat, poliakrilik asit ve parabenin yanı sıra gümüş içermektedir. İçeriğindeki gümüş antibakteriyel etkiye sebep olmuştur.

Activa BioActive Restorative ve Fuji IX en yüksek *S. mutans* tutulum değerlerini göstermiş ve diğer restoratif materyaller ile aralarındaki fark önemli bulunmuştur ($p<0,05$). Ayrıca Activa BioActive Restorative Fuji IX'dan daha yüksek bakteriyel tutulum göstermiş olup bu iki restoratif materyal arasındaki farkta istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Literatürler incelendiğinde Activa BioActive Restorative materyalinin florid salınımı (234), antibakteriyel etkisi (235), gibi özellikleri araştırılmasına rağmen bakteriyel adezyonunu değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır. Ayrıca

GCIS'ların rezin içerikli materyallere göre daha yüksek bakteri tutulumu gösterdiği çalışmalar da literatürde mevcuttur (218, 228, 236).

Albannawi (235) tez çalışmasında bir geleneksel cam iyonomer siman (Ketac-Fil Plus Aplicap), bir kompomer (Dyract Extra Universal), bir kompozit rezin (Filtek Z250) ve biyoaktif cam içerikli rezin modifiye cam iyonomer'in (Activa Bioactive Restorative) *S. mutans* üzerindeki antibakteriyel etkisi değerlendirmiştir. Geleneksel cam iyonomer simanın, Activa Bioactive Restorative'den daha yüksek antibakteriyel özellik gösterdiği, Activa Bioactive Restorative'in kompomer ve kompozit rezin materyallere benzer antibakteriyel özellik sergilediğini bildirmiştir. Activa Bioactive Restorative materyalinin zayıf antibakteriyel etki göstermesini, kompozit rezin ve kompomer gibi UDMA monomeri içermesi ile açıklamıştır.

Demiray (234) yapmış olduğu tez çalışmasında rezin modifiye cam iyonomer siman (GC Fuji II LC), rezin modifiye cam iyonomer siman (Riva Light Cure), cam iyonomer siman (GC Fuji IX GP) ve biyoaktif cam içerikli rezin modifiye cam iyonomer (Activa Bioactive Restorative) materyallerinin flor salınımını değerlendirmiş ve Activa BioActive Restorative materyalinin flor salınım değerinin diğer materyallere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük olduğu sonucuna varmıştır.

Carlen ve ark. (236) su soğutması altında 1000 gridlik kağıt zımpara kullanarak polisajlanmış ve şeffaf bant ile hazırlanan polisajlanmamış geleneksel cam iyonomer siman (Ketac Fil) ile kompozit rezin (TPH SpectrumTM) kullanarak yaptıkları çalışmada, yüzey özelliklerinin *S. mutans* adezyonuna etkisini incelemiştir. Kompozit yüzeyine cam iyonomer simana göre daha az bakteri tutulumu olduğunu bildirmişlerdir.

Şeffaf bant kullanılarak tamamlanan iki cam iyonomer (Fuji IX, Fuji IX Fast), bir kompomer (F2000), üç akışkan kompozit (Filtek Flow, Tetric Flow, Arabesk Flow), üç mikrohibrit kompozit (Clearfil APX, Solitaire 2 ve Z250), bir ormocer (Admira) olmak üzere 10 restoratif materyal ile kontrol amacıyla polistiren materyali üzerine *S. mutans* adezyonunu araştıran çalışmada; Admira ve Fuji IX Fast materyallerinde bakteriyel adezyonunun diğer materyallere kıyasla anlamlı derecede fazla olduğu bildirmişlerdir. CIS'ların daha yüksek bakteri adezyonu göstermesini inkübasyon süresini 4 saat olarak belirlemeleri ve bu zaman aralığında materyalden yeterli flor salınımının gerçekleşmemesi ile açıklamışlardır (218).

Poggio ve ark. (219) şeffaf bant altında hazırlanan benzer içeriklere sahip iki cam iyonomer siman olan Fuji IX Gp Extra ve Equia örneklerinin yüzey pürüzlülüklerini ve bakteriyel adezyonunu incelemişlerdir. Equia'nın yüzey pürüzlülük değerini ve bakteri adezyonunu Fuji IX Gp Extra'dan düşük bulmuşlardır. Bu sonucun Equia'nın içeriğinde kullanılan rezin esaslı yüzey verniği olabileceğini belirtmişlerdir.

Eick ve ark. (228) restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile bakteri tutulumunu inceledikleri çalışmada geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, amalgam, kompomer, kompozit ve seramik grupları arasından, en düşük yüzey pürüzlülüğünü seramik grubunda, en yüksek yüzey pürüzlülüğünü cam iyonomer siman grubunda saptamışlardır. Bakteri tutulumunu değerlendirdiklerinde, en düşük bakteri tutulumunun kompozit ve seramik örneklerde, en yüksek bakteri tutulumunun cam iyonomer ve kompomer örneklerde olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında korelasyon saptanamamıştır.

Bayrak ve ark. (237) 5 farklı restoratif materyalin bitim ve polisaj işlemlerinin ardından yüzey pürüzlülüğünü ve bakteriyel adezyonunu değerlendirmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğü ile bakteri tutulumu arasında anlamlı bir ilişki kurulamadığını bildirmişlerdir.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel tutulumu arasında korelasyon bulunamamıştır. Buna göre en yüksek yüzey pürüzlülüğü gösteren Argion en düşük bakteri tutulumu gösterirken, en düşük yüzey pürüzlülüğü gösteren Z550 en düşük bakteri tutulumunu göstermemiştir.

Bu bilgiler ışığında bakteri tutulumunda yüzey pürüzlülüğü, yüzey özellikleri, flor ve metal iyonları salınımı gibi birçok faktörün rol oynadığı anlaşılmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Cam iyonomer simanlar rezin içerikli restoratif materyallere göre daha yüksek yüzey pürüzlülük değeri göstermiştir.
2. En yüksek yüzey pürüzlülük değeri Argion gümüş destekli cam iyonomere, en düşük yüzey pürüzlülük değeri Z550 nanohibrit kompozite aittir.
3. Tüm restoratif materyaller bakteri tutunması için kritik değer olan 0,2 µm'nin üzerinde pürüzlülük değerine sahiptir.
4. Cam iyonomer içerikli Argion ve Fuji IX'un yüzeylerinde mikroçatlaklar olduğu, rezin içerikli materyallere göre yüzeylerinin daha düzensiz olduğu SEM analizlerinde görülmüştür.
5. Agar disk difüzyon testi sonuçlarına göre hiçbir restoratif materyal antibakteriyel özellik göstermemiştir.
6. En düşük bakteri tutulum değerine Argion gümüş destekli cam iyonomer, en yüksek bakteri tutulum değerine biyoaktif cam içerikli rezin modifiye cam iyonomer Activa Bioactive Restorative sahiptir.
7. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile bakteri tutulumu arasında korelasyon ilişkisi kurulamamıştır. En yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahip Argion gümüş destekli cam iyonomer simanda en az bakteri tutulumu görülürken, daha düşük yüzey pürüzlülük değerine sahip olan biyoaktif cam içerikli rezin modifiye cam iyonomer olan Activa BioActive Restorative'de en yüksek bakteri tutulumu görülmüştür.

Bakteri tutulumunun nedenlerinin ve antibakteriyel özelliklerinin daha iyi anlaşılabilmesi için restoratif materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin daha geniş kapsamlı ele alınarak farklı bakterilerin de kullanılacağı in-vivo ve in-vitro çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Bowden GH, Li YH. Nutritional influences on biofilm development. *Advances in Dental Research* 11(1), 81-99, 1997.
2. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dental Materials*, 19(6), 449-57, 2003.
3. Beighton D. The complex oral microflora of high-risk individuals and groups and its role in the caries process. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 33(4), 248-55, 2005.
4. Hicks J, Garcia-Godoy F, Donly K, Flaitz C. Fluoride-releasing restorative materials and secondary caries. *Journal of the California Dental Association*, 31(3), 229-46, 2003.
5. Çelik EU, Ermis B. Koruyucu rezin uygulamasının yüksek viskoziteli geleneksel cam iyonomer simanın mikrosertliği üzerine etkisinin in vitro olarak değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 11(2), 91-5, 2011.
6. Akhavan O, Ghaderi E. Bactericidal effects of Ag nanoparticles immobilized on surface of SiO₂ thin film with high concentration. *Current Applied Physics*, 9(6), 1381-85, 2009.
7. Noda I, Miyaji F, Ando Y, Miyamoto H, Shimazaki T, Yonekura Y ve ark. Development of novel thermal sprayed antibacterial coating and evaluation of release properties of silver ions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 89(2), 456-65, 2009.
8. Çelik Ç. Güncel kompozit rezin sistemler. *Türkiye Klinikleri Restoratif Diş Tedavisi- Özel Sayı*, 3(3), 128-37, 2017.
9. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *British Dental Journal*, 132(4), 133-35, 1972.
10. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. *Güneş Kitabevi*, 2000.
11. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing, London, 2008.
12. Önal B. *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları*. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir, 2004.
13. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental Research Journal*, 10(4), 411-20, 2013.
14. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 453-71, 2007.
15. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—properties, limitations and future trends. *Materials*, 3(1), 76-96, 2009.
16. Karaca Z. Florid içerikli restoratif materyallerin florid salımlarının ve floridle yeniden yüklenebilme özelliklerinin değerlendirilmesi. *Diş Hekimliği Uzmanlık Tezi, Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı*, 161 s., 2018.

17. Choi JY, Lee HH, Kim HW. Bioactive sol-gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(10), 3287-94, 2008.
18. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry*, 8(1), 59-67, 1995.
19. Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dental materials*, 5(5), 355-8, 1989.
20. Marczuk-Kolada G, Jakoniuk P, Mystkowska J, Luczaj-Cepowicz E, Waszkiel D, Dabrowski JR ve ark. Fluoride release and antibacterial activity of selected dental materials. *Advances in Hygiene and Experimental Medicine*, 60, 416-20, 2006.
21. Christensen GJ. The need for caries-preventive restorative materials. *Journal of the American Dental Association*, 131(9), 1347-9, 2000.
22. Svanberg M, Mjor IA, Orstavik D. Mutans streptococci in plaque from margins of amalgam, composite, and glass-ionomer restorations. *Journal of Dental Research*, 69(3), 861-4, 1990.
23. Şener Y, Koyutürk A. Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(2), 91-4, 2006.
24. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 16(2), 129-38, 2000.
25. Sidhu S, Nicholson J. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*, 7(3), 16, 2016.
26. Nagaraja Upadhya P, Kishore G. Glass ionomer cement: The different generations. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 18(2), 158-65, 2005.
27. Hu JY, Li YQ, Smales R, Yip KK. Restoration of teeth with more-viscous glass ionomer cements following radiation-induced caries. *International Dental Journal*, 52(6), 445-48, 2002.
28. Nakajima H, Watkins JH, Arita K, Hanaoka K, Okabe T. Mechanical properties of glass ionomers under static and dynamic loading. *Dental Materials*, 12(1), 30-37, 1996.
29. Yap AU, Cheang PH, Chay PL. Mechanical properties of two restorative reinforced glass-ionomer cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(7), 682-8, 2002.
30. Wilson N. H. RJ-F, Fuzzi M. *Advances in Operative Dentistry: Challenges of The Future*. Quintessence Publishing, Germany, 2001.
31. Mitra S. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *Journal of dental research*, 70(1), 72-74, 1991.
32. Karadağ S. Cam iyonomer simanlar ve endodontide kullanımı. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(3), 189-93, 2015.

33. Önal B, Pamir T. The two-year clinical performance of esthetic restorative materials in noncarious cervical lesions. *The Journal of the American Dental Association*, 136(11), 1547-55, 2005.
34. Cattani-Lorente M, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer J-M. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dental Materials*, 15(1), 71-78, 1999.
35. Croll TP, Helpin ML. Class II Vitremer restoration of primary molars. *American Society of Dentistry for Children*, 62(1), 17-21, 1995.
36. De Witte AM, De Maeyer EA, Verbeeck RM, Martens LC. Fluoride release profiles of mature restorative glass ionomer cements after fluoride application. *Biomaterials*, 21(5), 475-82, 2000.
37. Forss H. Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *Journal of Dental Research*, 72(8), 1257-62, 1993.
38. Forsten L. Resin-modified glass ionomer cements: fluoride release and uptake. *Acta odontologica Scandinavica*, 53(4), 222-25, 1995.
39. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dental materials*, 23(5), 615-22, 2007.
40. Kanık Ö, Türkün L, Ş. . Restoratif cam iyonomer simanlarda güncel yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 37(2), 54-65, 2016.
41. Meyer J, Cattani-Lorente M, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials*, 19(6), 529-39, 1998.
42. Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry-a review for the clinician. *Pediatric Dentistry*, 20, 93-100, 1998.
43. Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjör IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *The Journal of the American Dental Association*, 138(5), 621-27, 2007.
44. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental Materials Journal*, 27(3), 315-39, 2008.
45. Barutçigil Ç, Ahmetoğlu F, Turgut H, Dayı B, Yalçın M. Düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren modern kompozitler ile metakrilat esaslı rezin kompozitin konversiyon oranlarının değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 39-43.
46. Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, Fuchigami K, Kitamura T. Fluoride ion sustained release preformed glass ionomer filler and dental compositions containing the same. *Google Patents*, 1999.

47. Manuja N, Pandit I, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal R. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(1), 7, 2011.
48. Dhull K, Nandlal B. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(1), 39, 2011.
49. Murayama R, Furuichi T, Yokokawa M, Takahashi F, Kawamoto R, Takamizawa T ve ark. Ultrasonic investigation of the effect of S-PRG filler-containing coating material on bovine tooth demineralization. *Dental Materials Journal*, 31(6), 954-59, 2012.
50. Wang Y, Kaga M, Kajiwaru D, Minamikawa H, Kakuda S, Hashimoto M ve ark. Ion release and buffering capacity of S-PRG filler-containing pit and fissure sealant in lactic acid. *Nano Biomedicine*, 3(2), 275-81, 2011.
51. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*, 20(9), 789-95, 2004.
52. Okuyama K, Murata Y, Pereira P, Miguez P, Komatsu H, Sano H. Fluoride release and uptake by various dental materials after fluoride application. *American Journal of Dentistry*, 19(2), 123-27, 2006.
53. Kareem SA, Jehad RH. An evaluation of water absorption of Giomer in comparison to other resin-based restorative materials. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 24(3), 25-28, 2012.
54. Zafar MS. Effects of surface pre-reacted glass particles on fluoride release of dental restorative materials. *World Applied Sciences Journal*, 28(4), 457-62, 2013.
55. Hench L, Jones J. *Biomaterials, artificial organs and tissue engineering*. Elsevier, 2005
56. Kumar C. *Nanoscale bioactive silicate glasses in biomedical applications in: Nanostructured Oxides*. Wiley-VCH, 2009.
57. Korkut E. Biyoaktif cam ile modifiye edilen cam iyonomer esaslı fissür örtücünün fiziksel özelliklerinin araştırılması. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 88s., 2013.
58. Jones JR. Review of bioactive glass: from Hench to hybrids. *Acta Biomaterialia*, 9(1), 4457-86, 2013.
59. Krishnan V, Lakshmi T. Bioglass: A novel biocompatible innovation. *Journal of Advanced Pharmaceutical Technology & Research*, 4(2), 78, 2013.
60. Yli-Urpo H, Närhi T, Söderling E. Antimicrobial effects of glass ionomer cements containing bioactive glass (S53P4) on oral micro-organisms in vitro. *Acta Odontologica Scandinavica*, 61(4), 241-46, 2003.

61. Valente LL, Peralta SL, Ogliairi FA, Cavalcante LM, Moraes RR. Comparative evaluation of dental resin composites based on micron-and submicron-sized monomodal glass filler particles. *Dental Materials*, 29(11), 1182-87, 2013.
62. Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of Dental Research*, 35(3), 360-9, 1956.
63. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-53, 1955.
64. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211-22, 2006.
65. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of Dental Research*, 76(8), 1508-16, 1997.
66. Craig R, Powers J, Wataha J. *Dental Materials Properties and Manipulation*, Mosby, 2004.
67. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11(2), 215-20, 2006.
68. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 105(2), 97-116, 1997.
69. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26(25), 5095-103, 2005.
70. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 480-8, 1983.
71. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 90(4), 402-16, 2011.
72. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. Mosby, 2006. Elsevier Health Sciences.
73. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38, 2011.
74. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 120(11), 972-86, 2010.
75. Noort RV. *An Introduction to Dental Materials*. Mosby, Edinburgh, 2007.
76. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*, 8(5), 310-9, 1992.
77. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6(4), 302-18, 1995.

78. Lee JH, Um CM, Lee IB. Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials*, 22(6), 515-26, 2006.
79. Leinfelder KF, Roberson TM. Clinical evaluation of posterior composite resins. *General dentistry*, 31(4), 276-80, 1983.
80. Silikas N, Watts DC. Rheology of urethane dimethacrylate and diluent formulations. *Dental Materials*, 15(4), 257-61, 1999.
81. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences, 2012.
82. Beun S, Bailly C, Devaux J, Leloup G. Rheological properties of flowable resin composites and pit and fissure sealants. *Dental Materials*, 24(4), 548-55, 2008.
83. Ferracane JL, Antonio RC, Matsumoto H. Variables affecting the fracture toughness of dental composites. *Journal of Dental Research*, 66(6), 1140-5, 1987.
84. Nicholson JW. *The chemistry of medical and dental materials*. Royal Society of Chemistry, 2002.
85. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence international*, 24(9), 641-58, 1993.
86. Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *Journal of Dental Research*, 78(7), 1304-11, 1999.
87. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science*, 26(4), 535-76, 2001.
88. Leinfelder KF. Composite resins. *Dental Clinics of North America*, 29(2), 359-71, 1985.
89. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials*, 19(3), 206-11, 2003.
90. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *Journal of Dental Biomechanics*, 2010, 2010.
91. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 25(18), 4065-71, 2004.
92. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. *Dental Materials*, 19(4), 327-33, 2003.
93. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarle Z, Music S, Negovetic Mandic V. Composite photopolymerization with diode laser. *Operative dentistry*, 32(3), 279-84, 2007.

94. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR. The Art and Science of Operative Dentistry, 3rd edition., Mosby-Year Book Inc., St. Louis, 1995.
95. Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dental Materials*, 16(4), 244-7, 2000.
96. Kalender A. Kompozit ve porselen laminate restorasyonların uzun dönem klinik incelenmesi. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2006.
97. Brackett WW, Covey DA. Resistance to condensation of 'condensable' resin composites as evaluated by a mechanical test. *Operative Dentistry*, 25(5), 424-6, 2000.
98. Leinfelder KF, Radz GM, Nash RW. A report on a new condensable composite resin. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 19(3), 230-2, 1998.
99. Neme AM, Maxson BB, Pink FE, Aksu MN. Microleakage of Class II packable resin composites lined with flowables: An in vitro study. *Operative Dentistry*, 27(6), 600-5, 2002.
100. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association*, 125(6), 687-701, 1994.
101. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15(2), 128-37, 1999.
102. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence International*, 30(4), 249-57, 1999.
103. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi* 47(1), 77-82, 2005.
104. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567-77, 1998.
105. Perry RD, Kugel G. Two-year clinical evaluation of a high-density posterior restorative material. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 21(12), 1067-72, 74, 76, 2000.
106. Turgut M, Attar N, Ölmez S. Akışkan ve kondanse edilebilir kompozit rezinler *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*, 74, 30-32, 2003.
107. Tjan AH, Chan CA. The polishability of posterior composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 61(2), 138-46, 1989.
108. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*, 8th Ed. Blackwell Scientific Publications, Oxford, 2000.
109. Ure D, Harris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dental Update*, 30(1), 10-5, 2003.

110. Eastman J, Siegel RW. Nanophase Synthesis Assembles Materials from Atomic Clusters. *Res Dev*, 31(1), 56-60, 1989.
111. Kirk RE, Othmer DF, Kroschwitz J, Howe-Grant M. *Encyclopedia of Chemical Technology*. Wiley, New York, 1991.
112. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-90, 2003.
113. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 465-79, 2002.
114. Choi MS, Lee YK, Lim BS, Rhee SH, Yang HC. Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16(4), 347-53, 2005.
115. Venhoven BA, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials*, 17(7), 735-40, 1996.
116. Chen MH. Update on Dental Nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 89(6), 549-60, 2010.
117. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56(Suppl 1), 59-66, 2011.
118. Gökçe K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15(3), 52-60, 2005.
119. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40, 2000.
120. El-Safty S, Silikas N, Watts D. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-35, 2012.
121. Abbas G, Fleming G, Harrington E, Shortall A, Burke F. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of Dentistry*, 31(6), 437-44, 2003.
122. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374-82, 2014.
123. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-35, 2013.
124. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA ve ark. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental Materials*, 31(12), 1542-51, 2015.
125. Poss S. Utilization of a new self-adhering flowable composite resin. *Dentistry Today*, 29(4), 104, 2010.

126. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clinical Oral Investigations*, 17(6), 1497-506, 2013.
127. Todd J. *Scientific Documentation: Cention N. IvoclarVivadent*, 2016.
128. Usta T. Feldspatik porselenlerde uygulanan bitirme işlemlerinin yüzey enerjisi ve bakteriyel tutunuma olan etkisi. Doktora Tezi, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 78s., 2006.
129. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji. Güneş Kitabevi, Ankara, 2004.
130. He XS, Shi WY. Oral microbiology: past, present and future. *International Journal of Oral Science*, 1(2), 47-58, 2009.
131. Anđ Ö. Ağız Mikrobiyolojisi, Nobel Tıp Kitapevi, İstanbul, 1990.
132. Fejerskov O, Kidd EAM. *Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management*. Wiley Blackwell, London, 2015.
133. Caufield PW, Cutter GR, Dasanayake AP. Initial acquisition of mutans streptococci by infants: evidence for a discrete window of infectivity. *Journal of Dental Research*, 72(1), 37-45, 1993.
134. Rotimi VO, Duerden BI. The development of the bacterial flora in normal neonates. *Journal of Medical Microbiology*, 14(1), 51-62, 1981.
135. Ataoğlu T, Gürsel M. *Periodontoloji*. Damla Ofset, Konya, 1997.
136. Garcia-Godoy F, Hicks MJ. Maintaining the integrity of the enamel surface: the role of dental biofilm, saliva and preventive agents in enamel demineralization and remineralization. *Journal of the American Dental Association*, 139(2), 25S-34S, 2008.
137. Siqueira WL, Custodio W, McDonald EE. New insights into the composition and functions of the acquired enamel pellicle. *Journal of Dental Research*, 91(12), 1110-8, 2012.
138. Thomas JG, Nakaishi LA. Managing the complexity of a dynamic biofilm. *Journal of the American Dental Association*, 137(3), 10S-15S, 2006.
139. Hannig M, Hess NJ, Hoth-Hannig W, De Vrese M. Influence of salivary pellicle formation time on enamel demineralization--an in situ pilot study. *Clinical Oral Investigations*, 7(3), 158-61, 2003.
140. Lendenmann U, Grogan J, Oppenheim FG. Saliva and dental pellicle--a review. *Advances in Dental Research*, 14, 22-8, 2000.
141. Marsh PD. The oral microflorida and biofilms on teeth. *Dental caries: the disease and its clinical management*. 163-87, 2008.
142. Bilgehan H. *Klinik Mikrobiyoloji; Özel Bakteriyoloji ve Bakteri Enfeksiyonları*. Barış Yayınları, İzmir, 2000, İzmir.

143. Şahin VN. Vital ağartma ajanlarının farklı porselenler üzerine etkileri; yüzey sertliği, pürüzlülüğü, renk değişikliği ve oral bakteri tutunumunun in vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 107s., 2003.
144. Çökük N. Çeşitli full seramik sistemlerde; yüzey pürüzlülüğünün ve polisaj metotlarının bakteri adezyonuna etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 130s., 2007.
145. Gibbons RJ, van Houte J. On the formation of dental plaques. *Journal of Periodontology*, 44(6), 347-60, 1973.
146. Harris NO, Garcia-Godoy F. *Primary Preventive Dentistry*, 6th ed. Pearson Education, New Jersey, 2004.
147. Üstümkol Ceylan I. Titanyum dioksit nanotüplerin akışkan kompozit rezinin antibakteriyel, yüzey pürüzlülüğü, kesme bağlanma dayanıklılığı özelliklerine etkisi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 135s., 2013. Ankara, Hacettepe Üniversitesi, 2013.
148. Kishen A, Haapasalo M. Biofilm models and methods of biofilm assessment. *Endodontic Topics*, 22(1), 58-78, 2010.
149. Hamada S, Slade HD. Biology, immunology, and cariogenicity of *Streptococcus mutans*. *Microbiological Reviews*, 44(2), 331-84, 1980.
150. Erganiş O, Öztürk A. *Oral mikrobiyoloji & İmmünoloji*. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2003.
151. Serrano-Granger C, Cerero-Lapiedra R, Campo-Trapero J, Del Rio-Highsmith J. In vitro study of the adherence of *Candida albicans* to acrylic resins: relationship to surface energy. *The International Journal of Prosthodontics*, 18(5), 392-8, 2005.
152. Li L, Finnegan MB, Ozkan S, Kim Y, Lillehoj PB, Ho CM ve ark. In vitro study of biofilm formation and effectiveness of antimicrobial treatment on various dental material surfaces. *Molecular Oral Microbiology*, 25(6), 384-90, 2010.
153. Conrads G, de Soet JJ, Song L, Henne K, Sztajer H, Wagner-Dobler I ve ark. *Journal of Oral Microbiology*, 6, 26189, 2014.
154. Hannig M. Transmission electron microscopic study of in vivo pellicle formation on dental restorative materials. *European Journal of Oral Sciences*, 105(5 Pt 1), 422-33, 1997.
155. Kökat AM. Farklı protetik restoratif materyaller üzerinde oluşan başlangıç bakteriyel plak yapısının kalitatif ve kantitatif olarak incelenmesi , Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 73s., 2004.
156. Ahn SJ, Kho HS, Lee SW, Nahm DS. Roles of salivary proteins in the adherence of oral streptococci to various orthodontic brackets. *Journal of Dental Research*, 81(6), 411-5, 2002.
157. Ccahuana-Vasquez RA, Cury JA. *S. mutans* biofilm model to evaluate antimicrobial substances and enamel demineralization. *Brazilian Oral Research*, 24(2), 135-41, 2010.

158. Knorr SD, Combe EC, Wolff LF, Hodges JS. The surface free energy of dental gold-based materials. *Dental Materials*, 21(3), 272-7, 2005.
159. Marsh PD. Microbial ecology of dental plaque and its significance in health and disease. *Advances in Dental Research*, 8(2), 263-71, 1994.
160. Dodds MW, Edgar WM. The relationship between plaque pH, plaque acid anion profiles, and oral carbohydrate retention after ingestion of several 'reference foods' by human subjects. *Journal of Dental Research*, 67(5), 861-5, 1988.
161. Fejerskov O. Concepts of dental caries and their consequences for understanding the disease. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 25(1), 5-12, 1997.
162. Geddes DA. Acids produced by human dental plaque metabolism in situ. *Caries Research*, 9(2), 98-109, 1975.
163. Zero DT, van Houte J, Russo J. The intra-oral effect on enamel demineralization of extracellular matrix material synthesized from sucrose by *Streptococcus mutans*. *Journal of Dental Research*, 65(6), 918-23, 1986.
164. Çakır FY, Gürkan S, Attar N. Çürük mikrobiyolojisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 34((3-4)), 78-91, 2010.
165. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *Journal of Clinical Periodontology*, 17(3), 138-44, 1990.
166. Rose RK, Dibdin GH, Shellis RP. A quantitative study of calcium binding and aggregation in selected oral bacteria. *Journal of Dental Research*, 72(1), 78-84, 1993.
167. Jenkinson HF, Lamont RJ. Streptococcal adhesion and colonization. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine : An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*, 8(2), 175-200, 1997.
168. Clark WB, Wheeler TT, Lane MD, Cisar JO. Actinomyces adsorption mediated by type-1 fimbriae. *Journal of Dental Research*, 65(9), 1166-8, 1986.
169. Germaine GR, Harlander SK, Leung WL, Schachtele CF. *Streptococcus mutans* dextransucrase: functioning of primer dextran and endogenous dextransucrase in water-soluble and water-insoluble glucan synthesis. *Infection and Immunity*, 16(2), 637-48, 1977.
170. Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258-69, 1997.
171. Akca AE, Akca G, Gökce S, Sultan N, Özdemir A. Farklı sabit protetik restorasyon maddelerinde bakteri tutunmasının incelenmesi. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47, 251-55, 2005.
172. An YH, Friedman RJ. Laboratory methods for studies of bacterial adhesion. *Journal of Microbiological Methods*, 30(2), 141-52, 1997.

173. Karahanlı I. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış alaşım gruplarına bakteri tutunmasının in vitro değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 118s., 2002.
174. Bjerkan G, Witsø E, Bergh K. Sonication is superior to scraping for retrieval of bacteria in biofilm on titanium and steel surfaces in vitro. *Acta Orthopaedica*, 80(2), 245-50, 2009.
175. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, Van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clinical Oral Implants Research*, 7(3), 201-11, 1996.
176. Yaman SD, Er Ö, Yetmez M, Karabay GA. In vitro inhibition of caries-like lesions with fluoride-releasing materials. *Journal of Oral Science*, 46(1), 45-50, 2004.
177. Shaw A, Carrick T, McCabe J. Fluoride release from glass-ionomer and compomer restorative materials: 6-month data. *Journal of Dentistry*, 26(4), 355-59, 1998.
178. Jedrychowski JR, Caputo AA, Kerper S. Antibacterial and mechanical properties of restorative materials combined with chlorhexidines. *Journal of Oral Rehabilitation*, 10(5), 373-81, 1983.
179. Paravina RD, Powers J. *Esthetic Color Training in Dentistry*, 1st. Ed. Elseiver, 2004.
180. da Costa J, Adams-Belusko A, Riley K, Ferracane JL. The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 38, e123-e28, 2010.
181. Heintze S, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials*, 22(2), 146-65, 2006.
182. dos Santos PH, Pavan S, Suzuki TYU, Briso ALF, Assunção WG, Sinhoreti MAC ve ark. Effect of fluid resins on the surface roughness and topography of resin composite restorations analyzed by atomic force microscope. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(3), 433-39, 2011.
183. Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, Ozsoy A, Topcu FT. Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *Journal of Dental Sciences*, 8(2), 160-69, 2013.
184. Jones C, Billington R, Pearson G. The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal*, 196(1), 42, 2004.
185. Neme A, Frazier KB, Roeder L, Debner T. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 27(1), 50-58, 2002.

186. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155-63, 2007.
187. Nergiz I, Schmage P, Herrmann W, Ozcan M. Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics: Official Publication of the American Association of Orthodontists, its Constituent Societies, and the American Board of Orthodontics*, 125(1), 42-50, 2004.
188. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Gregoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry*, 31(1), 39-46, 2006.
189. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *European Journal of Orthodontics*, 20(1), 79-92, 1998.
190. Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 74-7, 2003.
191. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421-7, 1995.
192. Verran J, Rowe DL, Boyd RD. Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *International Biodeterioration & Biodegradation*, 51(3), 221-28, 2003.
193. Aydın A. Atomik kuvvet mikroskobu görüntülerinde fraktal boyutun tesbiti. Yüksek Lisans Tezi, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 46s., 2001.
194. Bergmans L, Moisiadis P, Van Meerbeek B, Quirynen M, Lambrechts P. Microscopic observation of bacteria: review highlighting the use of environmental SEM. *International Endodontic Journal*, 38(11), 775-88, 2005.
195. Kreplak L, Richter K, Aebi U, Herrmann H. Electron microscopy of intermediate filaments: teaming up with atomic force and confocal laser scanning microscopy. *Methods in Cell Biology*, 88, 273-97, 2008.
196. Bridier A, Meylheuc T, Briandet R. Realistic representation of *Bacillus subtilis* biofilms architecture using combined microscopy (CLSM, ESEM and FESEM). *Micron*, 48, 65-9, 2013.
197. Glauser S, Astasov-Frauenhoffer M, Müller JA, Fischer J, Waltimo T, Rohr N. Bacterial colonization of resin composite cements: influence of material composition and surface roughness. *European Journal of Oral Sciences*, 125(4), 294-302, 2017.
198. Farrugia C, Camilleri J. Antimicrobial properties of conventional restorative filling materials and advances in antimicrobial properties of composite resins

- and glass ionomer cements—A literature review. *Dental Materials*, 31(4), e89-e99, 2015.
199. Okida RC, Mandarino F, Sundfeld RH, de Alexandre RS, Sundfeld MLM. In vitro-evaluation of secondary caries formation around restoration. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 49(3), 121-28, 2008.
 200. Schmalz G, Galler KM. Biocompatibility of biomaterials—Lessons learned and considerations for the design of novel materials. *Dental Materials*, 33(4), 382-93, 2017.
 201. Croll TP, Berg JH, Donly KJ. Dental repair material: A resin-modified glass-ionomer bioactive ionic resin-based composite. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 36(1), 60-5, 2015.
 202. Pulpdent. Activa BioActive. A closer look at bioactive materials. Third Edition P, Watertown, USA 2017. (<https://www.pulpdent.com/wp-content/uploads/2015/12/ACTIVA-White-Paper-XF-VWP6-REV-06-2017-3.pdf>). [cited; Available from:]
 203. Sharma S, Maurya S. Cention N: A review. *Journal of Current Research*, 10(05), 69111-12, 2018.
 204. Ilie N. Comparative effect of self-or dual-curing on polymerization kinetics and mechanical properties in a novel, dental-resin-based composite with alkaline filler. running title: resin-composites with alkaline fillers. *Materials*, 11(1), 108, 2018.
 205. Attar N, Turgut M. Fluoride release and uptake capacities of fluoride-releasing restorative materials. *Operative Dentistry*, 28(4), 395-402, 2003.
 206. Chan WD, Yang L, Wan W, Rizkalla AS. Fluoride release from dental cements and composites: A mechanistic study. *Dental Materials*, 22(4), 366-73, 2006.
 207. Madhyastha PS, Hegde S, Srikant N, Kotian R, Iyer SS. Effect of finishing/polishing techniques and time on surface roughness of esthetic restorative materials. *Dental Research Journal*, 14(5), 326-30, 2017.
 208. Abzal MS, Rathakrishnan M, Prakash V, Vivekanandhan P, Subbiya A, Sukumaran VG. Evaluation of surface roughness of three different composite resins with three different polishing systems. *Journal of Conservative Dentistry*, 19(2), 171-74, 2016.
 209. İlday NÖ, Erdem V, Bayındır YZ. Farklı bitirme ve parlatma işlemlerinin üç farklı resin materyalin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 18(1), 19-24, 2008.
 210. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 39(1), e9-e17, 2011.
 211. Hassan AM, Nabih SM, Mossa HM, Baroudi K. The effect of three polishing systems on surface roughness of flowable, microhybrid, and packable resin composites. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 5(3), 242, 2015.

212. K. Y. Tekrarlanan fırınlama işlemleri uygulanan farklı yapıdaki dental seramiklerde, değişik parlatma yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin, atomik kuvvet mikroskobu ve profilometre ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 137s., 2007
213. Mallya PL, Acharya S, Ballal V, Ginjupalli K, Kundabala M, Thomas M. Profilometric study to compare the effectiveness of various finishing and polishing techniques on different restorative glass ionomer cements. *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, 3(2), 86, 2013.
214. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *Journal of Dental Research*, 76(4), 883-94, 1997.
215. Bala O, Arisu HD, Yikilgan I, Arslan S, Gullu A. Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *European Journal of Dentistry*, 6(1), 79-86, 2012.
216. Bani M, Öztaş N. Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 13-7, 2013.
217. Hepdeniz ÖK, Kelten ÖS, Gürdal O. Cam iyonomer içerikli dört farklı restoratif materyalin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 10(1), 13-17.
218. Montanaro L, Campoccia D, Rizzi S, Donati ME, Breschi L, Prati C ve ark. Evaluation of bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* on dental restorative materials. *Biomaterials*, 25(18), 4457-63, 2004.
219. Poggio C, Arciola CR, Rosti F, Scribante A, Saino E, Visai L. Adhesion of *Streptococcus mutans* to different restorative materials. *The International Journal of Artificial Organs*, 32(9), 671-77, 2009.
220. Tüzüner T, Kuşgöz A, Er K, Taşdemir T, Buruk K, Kemer B. Antibacterial activity and physical properties of conventional glass-ionomer cements containing chlorhexidine diacetate/cetrimide mixtures. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(1), 46-55, 2011.
221. Botelho MG. Inhibitory effects on selected oral bacteria of antibacterial agents incorporated in a glass ionomer cement. *Caries Research*, 37(2), 108-14, 2003.
222. Topcuoglu N, Ozan F, Ozyurt M, Kulekci G. In vitro antibacterial effects of glass-ionomer cement containing ethanolic extract of propolis on *Streptococcus mutans*. *European Journal of Dentistry*, 6(4), 428-33, 2012.
223. Gür G, Aktürk H, Mısırlıgil A. Florid içeren kompozit rezinlerin antibakteriyel etkilerinin incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 19(1), 35-39, 2002.
224. Beldüz N, Kamburoğlu A, Yılmaz Y, Tosun İ, Beldüz M, Kara C. Evaluation of candida albicans biofilm formation on various dental restorative material surfaces. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 20(3), 355-60, 2017.

225. Cosgun A, Bolgul B, Duran N. In vitro investigation of antimicrobial effects, nanohardness, and cytotoxicity of different glass ionomer restorative materials in dentistry. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 22(3), 422-31, 2019.
226. Sungurtekin-Ekci E, Ozdemir-Ozenen D, Duman S, Acuner IC, Sandalli N. Antibacterial surface properties of various fluoride-releasing restorative materials in vitro. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 13(2), 169-73, 2015.
227. Shahal Y, Steinberg D, Hirschfeld Z, Bronshteyn M, Kopolovic K. In vitro bacterial adherence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(1), 52-58, 1998.
228. Eick S, Glockmann E, Brandl B, Pfister W. Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(3), 278-85, 2004.
229. Mayanagi G, Igarashi K, Washio J, Domon-Tawaraya H, Takahashi N. Effect of fluoride-releasing restorative materials on bacteria-induced pH fall at the bacteria-material interface: An in vitro model study. *Journal of Dentistry*, 42(1), 15-20, 2014.
230. Fugolin A, Pfeifer C. New resins for dental composites. *Journal of Dental Research*, 96(10), 1085-91, 2017.
231. Spacciapoli P, Buxton D, Rothstein D, Friden P. Antimicrobial activity of silver nitrate against periodontal pathogens. *Journal of Periodontal Research*, 36(2), 108-13, 2001.
232. Fan C, Chu L, Rawls HR, Norling BK, Cardenas HL, Whang K. Development of an antimicrobial resin—A pilot study. *Dental Materials*, 27(4), 322-28, 2011.
233. Bürgers R, Eidt A, Frankenberger R, Rosentritt M, Schweikl H, Handel G ve ark. The anti-adherence activity and bactericidal effect of microparticulate silver additives in composite resin materials. *Archives of Oral Biology*, 54(6), 595-601, 2009.
234. Demiray F. Biyoaktif cam içerikli rezin modifiye cam iyonomer simanın in-vivo ve in-vitro değerlendirilmesi. *Doktora Tezi, Necmettin Erbakan Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 110s., 2018.*
235. Albannawi ZA. Evaluation of the antibacterial effect of bioactive dental restorative materials: In vitro study, Tufts University School of Dental Medicine, 2016.
236. Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*, 22(5), 481-87, 2001.
237. Bayrak GD, Sandalli N, Selvi-Kuvvetli S, Topcuoglu N, Kulekci G. Effect of two different polishing systems on fluoride release, surface roughness and bacterial adhesion of newly developed restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(6), 424-34, 2017.

8. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Ayşegül KARAARSLAN
Doğum Yeri ve Tarihi : Sivas - 1990
Medeni Hali : Evli
Yabancı Dil : İngilizce
İletişim Adresi : Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi,
Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140,
Merkez / SİVAS
E-posta Adresi : aysegulkntrecl@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise : Prof. Dr. Necati ERŞEN Anadolu Öğretmen Lisesi
Lisans-Yüksek Lisans : Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ünvan : Araştırma Görevlisi

İş Tecrübesi

Sağlık Bakanlığı : Koyulhisar Devlet Hastanesi 05/2015 - 12/2015

9. EKLER

	CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU
---	---

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı içeriklere sahip restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin, antibakteriyel etkilerinin ve Streptococcus mutans tutulumlarının değerlendirilmesi
-----------------------	---

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
	DİĞER:	<input type="checkbox"/>		
KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2018-05/16	Tarih: 28.05.2018		
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekece, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerden gerekli izin alınarak gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu, Helsinki Bildirgesi, Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Muhittin Sönmez

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişki	Katılım *	İmza
Prof. Dr. Muhittin Sönmez	Anatomi	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Muhittin Sönmez</i>
Prof. Dr. Yalçın Karagöz	Biyostatistik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Yalçın Karagöz</i>
Doç. Dr. Hatice Özer	Patoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Hatice Özer</i>
Doç. Dr. Ercan Özdemir	Fizyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Ercan Özdemir</i>
Doç. Dr. Gülay Yıldırım	Tıp Tarihi ve Etik	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Gülay Yıldırım</i>
Dr. Öğret. Üyesi Mehmet Ataş	Farmasötik Mikrobiyoloji	Cumhuriyet Üniversitesi, Eczacılık Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Mehmet Ataş</i>
Dr. Öğret. Üyesi Binnur Bağcı	Beslenme ve Diyetetik	Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi	E <input type="checkbox"/> K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Binnur Bağcı</i>
Dr. Öğret. Üyesi Engin Altunkaya	İç hastalıkları	Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Engin Altunkaya</i>
Dr. Öğret. Üyesi Melih Ülgey	Protetik Diş Tedavisi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/> K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/> H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/> H <input type="checkbox"/>	<i>Melih Ülgey</i>

* : Toplantıda bulunma

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Muhittin Sönmez
İmza:





**CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK
ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU**

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı içeriklere sahip restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin, antibakteriyel etkilerinin ve Streptococcus mutans tutulumlarının değerlendirilmesi
-----------------------	---

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Cumhuriyet Üniversitesi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başhekimlik Girişi Kampüsü, TR-58140 Merkez/Sivas
	TELEFON	0 346 258 00 25
	FAKS	0 346 258 00 24
	E-POSTA	gokaek2014@gmail.com

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Doç. Dr. Özden Özel Bektaş			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Restoratif Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ	-			
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Uzmanlık tezi			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>



Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Muhittin Sönmez
İmza: