

T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**FLOR İÇERİKLİ DÖRT FARKLI RESTORATİF
MATERYALİN DİŞ FIRÇALAMA SİMÜLATÖRÜ
SONRASINDA YÜZEY ÖZELLİKLERİNDE MEYDANA
GELEN DEĞİŞİKLİKLER VE BAKTERİ
TUTULUMUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Özge ÖZDEMİR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Zülfikar Zahit ÇİFTÇİ

2022-ANTALYA

T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**FLOR İÇERİKLİ DÖRT FARKLI RESTORATİF
MATERYALİNDİŞ FIRÇALAMA SİMÜLATÖRÜ
SONRASINDA YÜZEY ÖZELLİKLERİNDE MEYDANA
GELEN DEĞİŞİKLİKLER VE BAKTERİ
TUTULUMUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Özge ÖZDEMİR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Zülfikar Zahit ÇİFTÇİ

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından TDH-2020-5460 proje numarası ile desteklenmiştir.

2022-ANTALYA



TEŞEKKÜRLER

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin her aşamasında büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olup, değerli bilgi ve tecrübelerini benimle her daim paylaşan; desteğini ve hoşgörüsünü her zaman hissettiğim, beni her zaman her konuda sabır ve anlayışla dinleyip sorunlarıma çözüm getiren, tecrübeleri ile yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Zülfikar Zahit ÇİFTÇİ'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince akademik ve klinik tecrübelerinden çok şey öğrendiğim, tezimin hazırlanmasında emeği geçen, her konuda ilgi ve desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Hüseyin KARAYILMAZ'a

Uzmanlık eğitimim boyunca kıymetli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocam Doç. Dr. Özge GÜNGÖR'e,

Saygıdeğer jüri hocam Prof. Dr. Zuhale KIRZIOĞLU'na,

Tezimin mikrobiyoloji kısmının hazırlanmasında emeği geçen sayın Prof. Dr. Ahmet Yılmaz ÇOBAN, Öğr. Gör. Kübra YILDIRIM ve değerli ekibine,

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum her türlü yardımları ve destekleri ile her zaman yanımda olan, tanımaktan dolayı büyük mutluluk duyduğum mezun olan ve eğitimi devam eden çok değerli, sevgili asistan arkadaşlarıma ve tüm pedodonti aileme,

Uzmanlık eğitimi ve tez sürecini beraber geçirdiğimiz canım arkadaşım Arş. Gör. Dt. Hilal KORKMAZ'a, uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım süresince arkadaşlıklarını ve desteklerini her zaman hissettiren Uzm. Dt. Dilara SEZEN KORANA ve Uzm. Dt. Semih KORANA'ya, lisans ve uzmanlık eğitimlerim sürecinde dostluğuyla bana destek olan Uzm. Dt. Mustafa Burak DEMİRCİ'ye

Tüm hayatım boyunca hiçbir fedakarlıktan çekinmeden her anımda yanımda olan, sevgi ve destekleriyle bu günlere gelmemde büyük emekleri olan ilk öğretmenlerim annem Figen ÖZDEMİR'e babam Ali ÖZDEMİR'e ve canım kardeşim Dr. Gökhan ÖZDEMİR'e tüm kalbimle sonsuz teşekkür ederim.

ÖZET

Amaç: Çalışmamızın amacı; tek aşamada uygulanabilen ve yüksek oranda flor salabilen dört farklı restoratif materyalin, başlangıç, polisaj sonrası ve fırçalama simülatörüne tabii tutulduktan sonra yüzey pürüzlülüklerinin ve bakteriyel tutulumunun değerlendirilmesidir.

Yöntem: Çalışmamızda, kullanılan restoratif materyallere göre dört ana grup oluşturulmuştur; alkasit (CN), hibrit cam iyonomer siman (Eq), çinko içerikli yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (CR), ve rezin modifiye cam iyonomer siman (Fj). Bu gruplar da uygulanan işlemlere göre 3 alt gruba [kontrol (K), polisaj (P) ve fırçalama (F) (n=12)] ayrılmış olup; Eq grubunda ek bir alt grup daha oluşturulmuştur [vernük (V) (n=12)]. Tüm alt gruplardan 6 mm çapında 2 mm yüksekliğinde örnekler hazırlanmış, kontrol grubuna hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış, polisaj grubuna sadece polisaj yapılmış, fırçalama grubuna polisajdan sonra fırçalama işlemi uygulanmış ve vernük grubuna yüzey örtücü uygulandıktan sonra fırçalama işlemi uygulanmıştır. Tüm örneklerde profilometre cihazı ile yüzey pürüzlülüğü ölçülmüş olup her gruptan 2'şer örnekte AFM cihazı ile yüzey topografisi, SEM-EDX ile materyal yüzeyinin mikro görüntülenmesi ve elemental içeriği değerlendirilmiştir. Her gruptan 10 örnek üzerinde, polimikrobiyal biyofilm oluşturulup, oluşan biyofilm her gruptan 2 örnekte Konfokal Taramalı Lazer Mikroskobu ile görüntülenerek değerlendirilmiş, toplam bakteri, *S. mitis* ve *S. mutans* koloni sayımları yapılmış ve elde edilen veriler karşılaştırılmıştır.

Bulgular: Yüzey pürüzlülük değerleri en yüksek Eq-V grubunda ölçülmüştür ve bu grup ile diğer tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında yüzey pürüzlülük değerleri açısından farklılık görülmemiştir ($p>0,05$). En düşük pürüzlülük değerleri bütün materyallerin polisaj gruplarından elde edilmiştir. Eq-V grubu hariç, fırçalama uygulamasının tüm materyallerde pürüzlülüğü arttırdığı görülmüştür. Materyallerin yüzey pürüzlülük değerleri ile mikroorganizma sayıları arasında bir ilişki görülmemiştir ($p>0,05$). Toplam bakteri ve *S.mitis* koloni sayıları bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$). En düşük *S. mutans* koloni sayıları CN gruplarından elde edilmiş olup, en yüksek sayılar Eq-K, Eq-P ve CR-F gruplarında görülmüştür.

Sonuç: Polisaj ve fırçalama uygulamalarının tüm materyallerin yüzeyinde değişikliklere neden olduğu belirlenmiştir. Yüzey pürüzlülüğü ile bakteri kolonizasyonu arasında doğrudan bir ilişki bulunmamıştır. Özellikle, *S.mutans* mikroorganizmasının tutulumu açısından Cention-N materyalinin kullanımının avantajlı olabileceği görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Yüzey pürüzlülüğü, polimikrobiyal biyofilm, *S.mutans*

ABSTRACT

Purpose: The aim of this study is to evaluate the surface roughness and bacterial adhesion of four different restorative materials that can be applied in one step and release high fluoride, at the beginning, after polishing and after brushing simulator.

Method: In our study, four main groups were formed according to the restorative materials used; alkacid (CN), Hybrid glass ionomer cement (Eq), zinc-containing high viscosity glass ionomer cement (CR), and resin modified glass ionomer cement (Fj). According to the procedures applied these groups were also divided into 3 subgroups [control (K), polishing (P) and brushing (F) (n=12)]; An additional subgroup was created in the Eq group [varnish (V) (n=12)]. Samples of 6 mm diameter and 2 mm height were prepared from all subgroups, no surface treatment was applied to the control group, only polishing was applied to the polishing group, brushing was applied to the brushing group after polishing, and brushing was applied to the varnish group after the surface coating was applied. Surface roughness was measured with a profilometer device in all samples, and surface topography with AFM device, micro-imaging of the material surface and elemental content were evaluated with SEM-EDX in 2 samples from each group. Polymicrobial biofilm was formed on 10 samples from each group, the resulting biofilm in 2 samples from each group was evaluated by imaging with Confocal Scanning Laser Microscope. Total bacteria, *S. mitis* and *S. mutans* colony counts were determined and the obtained data were compared.

Results: Surface roughness values were measured highest in the Eq-V group and there was a statistically significant difference between this group and all other groups ($p < 0.05$). There was no difference between the other groups in terms of surface roughness values ($p > 0.05$). The lowest surface roughness values were obtained from the polishing groups of all materials. It was observed that brushing application increased the roughness in all materials, except for the Eq-V group. There was no correlation between the surface roughness values of the materials and the number of microorganisms ($p > 0.05$). There was no statistically significant relationship between the groups in terms of total bacteria and *S. mitis* colony numbers ($p > 0.05$). The lowest *S. mutans* colony numbers were obtained from the CN groups, and the highest numbers were observed in the Eq-K, Eq-P and CR-F groups.

Conclusion: It was determined that polishing and brushing applications caused changes on the surface of all materials. No direct relationship was found between surface roughness and bacterial colonization. It is seen that the use of Cention-N material may be advantageous especially in terms of the involvement of *S. mutans* microorganism.

Keywords: Surface roughness, polymicrobial biofilm, *S. mutans*

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Geleneksel Restoratif Materyaller	3
2.1.1. Amalgamlar	3
2.1.2. Kompozit Resinler	5
2.1.3. Cam İyonomer Simanlar	13
2.2. Biyofilm	26
2.2.1. Biyofilmin Yapısı	26
2.2.2. Biyofilmin Oluşumu ve Gelişim Evreleri	28
2.2.3. Mikrobiyal Dental Plak	30
2.2.4. Oral Streptokoklar	34
2.3. Bakteri Adezyonu ve Biyofilmi İncelemekte Kullanılan Yöntemler	37
2.3.1. Bakteri Sayım Yöntemleri	38
2.3.2. Mikroskopik Teknikler	39
2.4. Restoratif Materyallerin Bakteri Adezyonunu Etkileyen Yüzey Özellikleri	43
2.4.1. Yüzey Sertliği	44
2.4.2. Yüzey Pürüzlülüğü	44
2.4.3. Yüzey Konfigürasyonu	47
2.4.4. Yüzey Serbest Enerjisi ve Temas Açısı	47
2.4.5. Materyalin Elemental İçeriği	48
3. GEREÇ ve YÖNTEM	50
3.1. Çalışmada Kullanılacak Materyallerin Seçimi	50
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	51
3.3. Örneklerin Hazırlanması	52
3.4. Örneklerle Yüzey Bitim ve Polisaj İşlemlerinin Uygulanması	55
3.5. Profilometre Cihazı Ölçümleri	55

3.6. Örneklerin Diş Fırçalama Simülatörüne Tabii Tutulması	56
3.7. Atomik Kuvvet Mikroskobu Ölçümleri	57
3.8. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ve EDS ile Analizi	58
3.9. Örneklerde Polimikrobiyal Biyofilm Oluşumu	59
3.9.1. Koloni Oluşturan Birim Cinsinden Koloni Sayımı Yapılması	63
3.9.2. Örneklerin Yüzeyinde Oluşturulan Polimikrobiyal Biyofilm Modelinin KTLM ile Görüntülenmesi	66
3.10. Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi İçin İstatistiksel Analizlerin Yapılması	68
4. BULGULAR	69
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	69
4.2. AFM Analizi Bulguları	71
4.3. SEM-EDS Analizi Bulguları	78
4.4. Bakteriyel Adezyon Bulguları	84
4.5. Konfokal Lazer Taramalı Lazer Mikroskop Bulguları	91
5.TARTIŞMA	95
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	111
KAYNAKLAR	112
EKLER	135
ÖZGEÇMİŞ	136

SİMGELER ve KISALTMALAR

cm²: Santimetre kare

⁰C: Santigrat derece

gr: gram

mg: miligram

ml: mililitre

mm: milimetre

mW: miliwatt

M: mol

nm: nanometre

s: saniye

μ: mikron

μm: mikrometre

lt: litre

θ: temas açısı

%: yüzde

γ_{tot} : total serbest yüzey enerjisi

γ_d :dispersive bileşen

γ_p :polar bileşen

AFM: Atomik Kuvvet Mikroskobu

ASPA: Alümino Silikat Poliakrilik Asit

Bis-GMA: Bisfenol A Glisidil Metakrilat

CFU: Coloni Forming Unit

CİS: Cam İyonomer Siman

EDS: Enerji Dağılımlı X Işını Spektroskopisi

EPM: Ekstraselüler Polimerik Matris

EPS: Ekstraselüler Polisakkarit

FAS: Fluro-alümino-silikat

GCİS: Geleneksel Cam İyonomer Siman

HA: Hidroksiapatit

HEMA: Hidroksietilmetakrilat

KTLM: Konfokal Lazer Mikroskop

MS: Mutans Streptokoklar

MSA: Mitis Salivarius Agar

NVC: N-vinylcaprolacton

PBS: Phosphate Buffer Solution

PEGDMA: Polietilen Glikol Dimetakrilat

PRG: Pre-reacted Glass İonomer

QS: Quarum Sensing

RMCİS: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

S.cricetus: Streptokokkus cricetus

S.mitis: Streptokokkus Mitis

S.mutans : Streptokokkus Mutans

S.oralis: Streptokokkus Oralis

S.sangius: Streptokokkus Sangius

S.Sobrinus: Streptokokkus Sobrinus

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

SFE: Yüzey Serbest Enerjisi

TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat

TEM: İletim Elektron Mikroskobu

TSA: Tryptic Soy Agar

TSB: Tryptic Soy Broth

UDMA: Üretan Dimetakrilat

YVCİS: Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Siman



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Amalgamların içeriklerine göre sınıflandırılması	4
Şekil 2.2. Biyofilmin gelişim evreleri	30
Şekil 2.3. Mikrobiyal dental plak oluşumu	33
Şekil 2.4. Karyojenik Biyofilm Oluşumu	33
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller	50
Şekil 3.2. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıplar	53
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan ışık cihazı	53
Şekil 3.4. Çalışmada kullanılan tek aşamalı polisaj lastiği (Kerr Optil step polisher)	55
Şekil 3.5. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı	56
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan diş fırçalama simülatörü	56
Şekil 3.7. Çalışmada kullanılan diş fırçası	57
Şekil 3.8. Örneklerin fırçalama simülatörüne yerleştirilmesi	57
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan AFM cihazı	58
Şekil 3.10. SEM-EDS analizinden önce altın kaplanan örneklerden bazıları	58
Şekil 3.11. Çalışmada kullanılan SEM-EDS cihazı	59
Şekil 3.12. Örneklerin içinde bulunduğu biyofilm oluşturulan steril tüpler	60
Şekil 3.13. Steril PBS	61
Şekil 3.14. %0,2'lik sukroz içeren taze Mc Bain solüsyonu	61
Şekil 3.15. Örneklerin PBS ile yıkanması	61
Şekil 3.16. Örneklerle sukrozlu Mc Bain eklenmesi	61
Şekil 3.17. İnkübasyon için örneklerin bırakıldığı Etüv	62
Şekil 3.18. Kontaminasyon riskini en aza indirmek için çalışılan basınçlı kabin ve alev çevresinde işlemlerin yapılması	62
Şekil 3.19. 14 gün boyunca 24 saatte bir inkübasyon için hazırlanan örnekler	63
Şekil 3.20. Vorteks cihazı	64

Şekil 3.21. İçerisinde örnek bulunan besiyerinin dilüe edilmesi	64
Şekil 3.22. Dilüe edilen besiyerinin TSA'ya agara inoküle edilmesi	64
Şekil 3.23. %5 kanlı TSA'da 24 saat inkübasyonun sonunda oluşan bakteri kolonileri	65
Şekil 3.24. Mitis Salivarius Agar'da 24 saat inkübasyonun sonunda oluşan bakteri kolonileri	65
Şekil 3.25. S.mutans kolonizasyonu için hazırlanan agarda 24 saat inkübasyonun sonunda oluşan bakteri kolonileri	65
Şekil 3.26. LIVE/DEAD Bac Light boya kiti	67
Şekil 3.27. Görüntülemeye kullanılan Konfokal Lazer Taramalı Mikroskop	67
Şekil 4.1. Cention-N kontrol grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	71
Şekil 4.2. Cention-N polisaj grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	72
Şekil 4.3. Cention-N fırçalama grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	72
Şekil 4.4. Equia Forte kontrol grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	73
Şekil 4.5. Equia Forte polisaj grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	73
Şekil 4.6. Equia Forte fırçalama grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	74
Şekil 4.7. Equia Forte vernik grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	74
Şekil 4.8. Chemfill Rock kontrol grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	75
Şekil 4.9. Chemfill Rock polisaj grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	75
Şekil 4.10. Chemfill Rock fırçalama grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	76
Şekil 4.11. Fuji II LC kontrol grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	76
Şekil 4.12. Fuji II LC polisaj grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	77
Şekil 4.13. Fuji II LC fırçalama grubuna ait örneğin AFM görüntüsü	77
Şekil 4.14. Cention-N materyalinin elemental içeriğinin grafiksel gösterimi	78
Şekil 4.15. Equia Forte materyalinin elemental içeriğinin grafiksel gösterimi	78
Şekil 4.16. Chemfill Rock materyalinin elemental içeriğinin grafiksel gösterimi	79
Şekil 4.17. Fuji II LC materyalinin elemental içeriğinin grafiksel gösterimi	79
Şekil 4.18. Cention-N materyalinden alınan SEM görüntüleri	81
Şekil 4.19. Equia Forte materyalinden alınan SEM görüntüleri	82

Şekil 4.20. Chemfill Rock materyalinden alınan SEM görüntüleri	83
Şekil 4.21. Fuji II LC materyalinden alınan SEM görüntüleri	84
Şekil 4.22. Cention- N materyalinin KTLM görüntüleri	91
Şekil 4.23. Equia Forte materyalinin KTLM görüntüleri	92
Şekil 4.24. Chemfill Rock Materyalinin KTLM görüntüleri	93
Şekil 4.25. Fuji II LC materyalinin KTLM görüntüleri	94



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Oral Streptokoklar ve Alt Türlerinden bazıları	35
Tablo 2.2. Mutans streptokok türleri ve orijinleri	36
Tablo 2.3. Yüzey ölçümünde kullanılan parametreler	45
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin içerik, marka ve üretici firmaları	51
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyallerin uygulama basamakları	54
Tablo 4.1. Deney gruplarının ortalama pürüzlülük değerleri	70
Tablo 4.2. Fırçalama gruplarının ortalama pürüzlülük değişim değerleri	71
Tablo 4.3. EDS analizi yapılan materyallerin kimyasal bileşimi	80
Tablo 4.4. Deney gruplarının ortalama toplam bakteri koloni sayıları	86
Tablo 4.5. Deney gruplarının ortalama <i>S.mutans</i> koloni sayıları	88
Tablo 4.6. Deney gruplarının ortalama <i>S.mitis</i> koloni sayıları	90

GİRİŞ

Diş çürüğü; oluşumunda pek çok faktörün rol oynadığı, asit üreten karyojenik bakteriler ve fermente olabilen karbonhidratların, diş sert dokularının fiziksel ve kimyasal yıkımına neden olduğu kronik davranış gösteren bulaşıcı bir hastalıktır (1). Dişin sert ve yumuşak dokularında oluşan bir bakteriyel biyofilm olan diş plağı, çürükler ve periodontal hastalıkların başlıca nedenlerindendir (2). Çürük lezyonları ile ilişkili olan biyofilmden farklı türde bakteriyel suşlar izole edilmektedir. Çürük oluşumunda genellikle *Streptococcus mutans* (*S. mutans*), *S.sobrinus*, *S.mitis* ve *S.oralis* gibi streptokoklar ve laktobasiller ve bifidobakteriler yer almaktadır (3). Bunların içerisinde *S.mutans* çürük gelişiminde en önemli mikroorganizma olarak kabul edilmektedir ve bu nedenle oral mikrobiyolojide en sık çalışılan mikroorganizmadır. Bu mikroorganizmanın virulansı, diş ve restoratif materyallerin her ikisine de yüksek bağlanma kapasitesi ve asidojenik özelliği ile ilişkilidir (4).

Bakterilerin diş yüzeylerine başlangıç adezyonu, mevcut olan çatlaklar, çukurcuklar ve abrazyon defektleri gibi yüzey düzensizliklerinin olduğu yerlerde başlamaktadır (5). Bununla birlikte biyofilm, sadece diş sert dokuları yüzeyinde değil dental restoratif materyallerin yüzeyinde de oluşmaktadır. Restoratif materyallerin mikroorganizmaların adezyonuna olan duyarlılığı, materyalin ağız içerisindeki ömrü ile ilişkilendirilmektedir (6, 7). Dental plak biyofilmi üzerine yapılan in vitro çalışmaların büyük çoğunluğunda *S.mutans* suşu kullanılmış olup, sınırlı sayıdaki çalışmada polimikrobiyal biyofilm modeli kullanılmıştır (8-10). Polimikrobiyal biyofilm modelinde, oluşturulan biyofilmdaki bakteri florası ağız boşluğunu çok daha iyi yansıtmaktadır. Tek suş içeren biyofilm modelinin, polimikrobiyal biyofilm modeline göre bakterilerin katı yüzeylere daha pasif yapışmasını sağladığı ve sıklıkla yetersiz adezyon özellikleri gösterdiği bildirilmiştir (11, 12). Bu nedenlerden dolayı biyofilm oluşumunun yer aldığı çalışmalarda polimikrobiyal biyofilm modelin kullanımı önerilmektedir (13).

Ağız boşluğundaki sert yüzeylerin fiziksel ve kimyasal yapıları, pelikül yapının özelliğini, başlangıç bakteriyel adezyonunu ve biyofilm oluşumunu etkileyebilmektedir. Bu durum, dental yapılarla doğrudan kontakta olması nedeniyle ikincil çürük oluşumu riskine neden olan restoratif materyallerin önemini arttırmaktadır. Çeşitli klinik araştırmalarda, restorasyon başarısızlığının ana nedeni olarak, ikincil çürüklerin hala en etkili etkenlerden olduğu ve bu lezyonların diş restorasyonlarının etrafındaki biyofilm birikimi ile olan ilişkisi gösterilmiştir (14, 15).

Restoratif materyallerdeki mikrobiyal adezyonu değerlendiren çalışmalarda, biyofilm oluşumunda farklılıklar görülmektedir. Farklı materyaller arasındaki mikrobiyal adezyondaki çeşitliliğin, materyalin kimyasal bileşim ve yüzey karakteristikleri gibi özellikleriyle ilgili olduğu belirtilmiştir (16, 17). Bakteriyel adezyon, restorasyon yüzeyinin düzgünlüğü de dahil olmak üzere çeşitli faktörlerden etkilenir. Pürüzlü yüzeylerde bakteriyel tutunmanın artmasıyla, restorasyonlarda plak birikimi görülmektedir ve oluşan plağın çürük oluşumuna veya dişeti rahatsızlıklarına neden olabileceği bildirilmiştir. Bu nedenle, restoratif materyaller üzerinde biyofilm oluşumunu en aza indirmeye yönelik girişimlerde, oral mikroorganizmaların adezyonu ve kolonizasyonu için olumsuz koşullara sahip, düşük yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisine ve yüksek hidrofobikliğe sahip materyallerin geliştirilmesine odaklanılmaktadır (18).

ocuk diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan restoratif materyallerden biri olan cam iyonmer simanlar (CİS), poliakrilik asit likitinin diş dokularına adezyon ve biyolojik uyum özellikleri ile silikat simanların sertlik, direnç ve flor iyonu açığa çıkarması gibi özelliklerinin bir araya getirilmesi sonucu ortaya çıkmıştır (19, 20). CİS'ler doğal diş dokusuna benzer termal genleşme katsayısına sahip olma, diş dokularına fizikokimyasal adezyon, flor salınımı, biyouyumluluk, düşük büzülme, kenar sızıntısının az olması, restorasyon kenarlarında çürük önleyici özellik gösterme gibi avantajlara sahip olmaları nedeniyle tercih edilmektedir. Bu ve benzeri avantajlarına rağmen geleneksel cam iyonmer simanlar (GCİS); düşük kırılma ve aşınma direnci, posterior restoratif materyal olarak renk stabilitelerinin yetersiz olması, neme karşı duyarlı olmaları ve estetik özelliklerinin iyi olmaması gibi olumsuz özelliklere sahiptir. (21). Son yıllarda CİS'lerin erken dönemde neme karşı duyarlılığını azaltmak, sertliğini, aşınma direncini artırmak ve çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanılabilmelerini sağlamak amacıyla çeşitli materyaller geliştirilmiştir.

Çalışmamızda, özellikle kısa sürede ve tek basamakta uygulanabilme, yüksek oranda flor salma özelliğine sahip güncel ve yeni geliştirilmiş olan; alkasit, hibrit cam iyonmer siman (HCİS), inko içerikli yüksek viskoziteli cam iyonmer siman (inko içerikli YVCİS) ve rezin modifiye cam iyonmer siman (RMCİS) restoratif materyallerinin, polisaj ve fırçalama simülatörü sonrası yüzeylerinde meydana gelen değişikliklerin ve oluşan bakteriyel biyofilmin in vitro şartlarda incelenmesi amaçlanmaktadır.

2.GENEL BİLGİLER

Diş çürüğü 1728 yılında ‘dişi tahrip eden bir hastalık’ olarak tarif edilerek, modern diş hekimliği tarihinde mikroskobik seviyeden makroskobik düzeylere kadar değişebilen diş dokusu yıkımı olarak tanımlanmaktadır (1). Karyojenik mikroorganizmaların, karbonhidratları fermente ederek ürettikleri aside bağlı olarak diş ve çevre dokuları arasındaki demineralizasyon-remineralizasyon dengesini bozması ile meydana gelen, dişin biyokimyasal yapısında ortaya çıkan ilk patolojik değişimdir (22). Diş çürüğü, birçok faktör sebebiyle insanların aktivitelerini olumsuz yönde etkileyerek yaşam kalitesinde olumsuzluklara neden olmaktadır. Bu olumsuzlukları gidermek için çürük lezyonlu dişler ideal restoratif materyaller ile restore edilmelidir (23).

Süt dişleri daimi dişler sürene kadar ağızda belirli bir süre kalmaktadırlar. Kaldıkları bu süre boyunca çocuğun gelişimi ve çiğneme fonksiyonu için süt dişlerinin bütünlüğü önemlidir. Bu nedenle süt dişlerinin orijinal boyutlarında restore edilerek, düşme zamanına kadar korunması gerekmektedir. Morfolojik ve histolojik yapı farklılıkları nedeniyle süt dişlerinin restoratif materyal ihtiyacı ile daimi dişlerin restoratif materyal ihtiyacı farklılıklar göstermektedir (24).

Son yıllarda teknolojik gelişmeler ve yeni üretimlerle birlikte restoratif materyallerde artan çeşitlilik göze çarpmaktadır. Çocuk diş hekimliği alanında da farklı restorasyon materyalleri geliştirilmiştir. Özellikle antikaryojenik özellikleri olan, iyi klinik performans gösteren, uygulaması kolay olan restoratif materyal kullanımı önem taşımaktadır. Restoratif materyal seçimi; diş, hasta, hekim ve restoratif materyalin özellikleri gibi birçok faktörün bir arada değerlendirilmesi ile yapılmaktadır (25). Çocuklarda, süt ve daimi dişlenmede restoratif tedavi için kullanılan birçok dental materyal mevcuttur ve bu materyaller sürekli gelişim göstermektedir (24, 26).

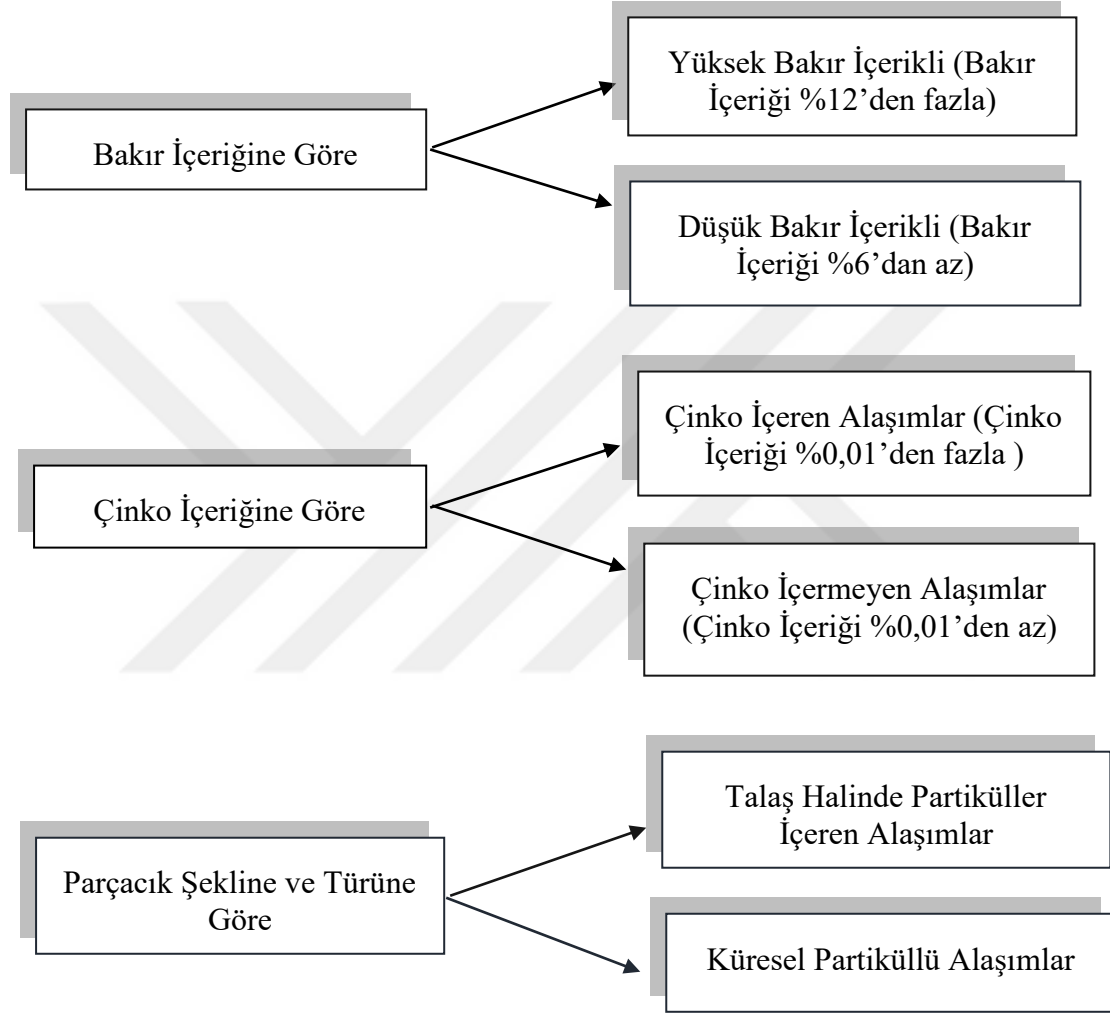
Çocuk diş hekimliğinde süt ve daimi dişlenmedeki dişlerde çürük, travma veya gelişimsel defektler nedeniyle oluşan madde kaybını yerine koymak amacıyla tam kaplama restorasyonlar veya amalgam, kompozit ve CİS gibi restoratif materyaller tercih edilmektedir.

2.1. Çocuk Diş Hekimliğinde Kullanılan Geleneksel Restoratif Materyaller

2.1.1. Amalgamlar

Civa ve diğer metallerin oluşturduğu bir alaşım olan amalgam diş hekimliğine XIX. yy başlarında girmiştir (27). Arka grup dişlerde 150 yıldan fazla restoratif materyal olarak

kullanılan amalgam, cıvanın gümüş, bakır ve kalay ile reaksiyonu sonucu oluşan bir alaşımdır. Bazı amalgam alaşımları çinko da içermektedir. Geleneksel amalgam alaşımında en az %65 gümüş, en çok %29 kalay, %6 bakır ve %2 çinko bulunmaktadır. Yüksek bakır içeren amalgamlarda ise; %40-60 gümüş, %27- 30 kalay ve %13- 40 bakır yer almaktadır (28). Amalgamların içeriklerine göre sınıflandırılmaları Şekil 2.1’de gösterilmektedir (29).



Şekil 2.1. Amalgamların sınıflandırılması (29)

Amalgam, manipülasyon kolaylığı, dayanıklılık, düşük maliyet, zamanla azalan mikrosızıntı özelliği ve diğer restoratif materyallere kıyasla daha az teknik hassasiyet gerektirmesi gibi birçok olumlu özelliğe sahiptir. Bütün bu avantajlarının yanısıra, amalgamın birçok dezavantajı da bulunmaktadır. Estetik olmamasının yanısıra, içeriğinde cıva olması,

güvenilirliğinin birçok kanıtı olmasına rağmen tartışma konusu oluşturmaktadır (30). Bununla birlikte bazı olgularda alerjik temas egzaması görülmesi amalgam dolguların kullanımı konusunda ön yargılara neden olmaktadır (31). Bir diğer dezavantajı ise, amalgamın diş yüzeyine kimyasal olarak bağlanmaması nedeniyle kavite duvarlarına mekanik retansiyon göstermesidir. Bu nedenle kavite preperasyonunda diğer restoratif materyallere göre daha çok madde kaldırılması gerekebilmektedir (32).

Amalgam restorasyonlarının başarısı, malzemenin kalitesi, diş hekimleri ve dişhekimi asistanları tarafından kullanımı ve manipülasyonu , hastanın ağız hijyeni dahil olmak üzere bir çok faktöre bağlıdır (33).

Amalgamın, süt dişlerinin Sınıf I ve II kavite restorasyonunda etkin bir şekilde kullanılan restoratif materyal olduğu bilinmektedir (30). Ancak, posterior kompozit rezin materyallerin, restoratif materyal olarak amalgamın yerini alabileceğini ileri sürmüştür. Cıva toksisitesi ile ilgili endişe ve gelişmiş estetiğe daha fazla ilgi, arka diş restorasyonlar için amalgamdan uzaklaşmayı teşvik etmiştir (34).

2.1.2 Kompozit Resinler

Kompozit kelimesi birbiri içinde tamamen çözünmeyen ikiden fazla kimyasal maddenin fiziksel bir karışımı anlamını ifade etmektedir (35). Kompozit rezinler; organik rezin matriks içerisine ilave edilen inorganik doldurucular ve bunların organik matrise tutunmasını sağlayan bağlayıcılardan oluşmaktadır (36).

Restoratif materyal olarak diş hekimliği alanında geliştirilen kompozit rezinler 1962 yılında Ray Bowen tarafından tanıtılmış, birçok gelişmeler eşliğinde günümüze kadar bu alanda kullanım bulmuştur (19). İlk kompozit matris; bisfenol-A ve glisidil metakrilatın bir reaksiyon ürünü olan bisfenol-A glisidil metakrilat (BisGMA)'tır (29, 36).

Kompozit rezin dolgu maddesi üç ana bileşenden oluşmaktadır (36).

1. Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz): Bu bileşen monomerler ve komonomerler, başlatıcı, aktivatörler ve polimerizasyon inhibitörlerinden oluşur.
2. İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz): Quartz, cam, kalsiyum, alüminyum ve lityum silikat türü maddeler doldurucu olarak eklenir.

3. Ara Faz (Bağlayıcı Ajan): İnorganik ve organik fazları birbirine bağlayan bu yapı silisyum hidrojen içerikli silan bileşikleridir.

Kompozit rezinler farklı özellikleri göz önünde bulundurularak birkaç farklı şekilde sınıflandırılabilir.

İnorganik doldurucu partiküllerin çeşidine göre (20);

1. Geleneksel kompozit rezinler (Makrofil kompozit)
2. Hibrit kompozit rezinler
3. Homojen mikrofil kompozit rezinler
4. Heterojen mikrofil kompozit rezinler

Doldurucu partiküllerin boyutlarına göre (37) ;

1. Megafil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 50-100 μm
2. Makrofil kompozit rezinler (geleneksel kompozit rezinler); partikül büyüklüğü 10-100 μm
3. Midifil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 1-10 μm
4. Minifil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 0,1-1 μm
5. Mikrofil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 0,01-0,1 μm
6. Hibrit kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 0,04-1 μm
7. Nanofil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 0,005 μm

Estetik beklentilerin artması ile beraber makro doldurucu içeren kompozitlerin yerini mikro doldurucu içeren kompozitler almıştır. Mikro doldurucular sayesinde kompozitin daha iyi yüzey özelliklerine sahip olması ve aşınmaya direncinin yükselmesi mümkün olmuştur. Partiküllerin küçültülmesi ile beraber partikül oranları da artmış ve daha pürüzsüz yüzeyli materyaller elde edilmiştir. Ancak, bu artış aynı zamanda materyalin viskozitesinde artışa sebep olmuştur. Bu problemin önüne geçmek için ise, heterojen mikrofil kompozitler geliştirilmiş ve önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit 1-20 μm boyutlarında öğütülüp doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Homojen kompozit rezinler, polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular içerir. Doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işlem yapılmadan matrikse eklenmiştir. Hibrit kompozit rezin ise farklı büyüklükte doldurucu partiküller içeren kompozitlerdir. Hibrit kompozitin isminin belirlenmesinde büyük olan partikül baz alınır. Örneğin, büyük partiküller minifil düzeyinde ise kompozit rezin minifil hibrit adını alır (36).

Viskozitelerine Göre (38);

- Kondanse edilebilen kompozit rezinler: İnorganik doldurucu miktarı fazladır. Kaviteye uygulanması sırasında basınçla yerleştirilebilir.
- Akışkan kompozit rezinler: Viskozitesi düşüktür. Doldurucu miktarı az olduğundan aşınmaya direnci zayıftır fakat tiksotropik özelliğinden dolayı düzensiz yüzeylere ve keskin kenarlara daha iyi adapte olabilmektedirler (39).

Polimerizasyon Yöntemlerine Göre (38, 40) ;

1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler: Çift pat şeklinde bulunan sistemlerdir. Bir patta bulunan benzoil peroksidin diğer pattaki tersiyer aminler ile reaksiyona girmesi sonucu polimerizasyon başlar. Çalışma süresi diğer kompozit rezinlere kıyasla kısadır. Ayrıca, homojen karıştırılmadığı durumda polimerizasyonun tüm kütlede aynı oranda gerçekleşmemesi de bir dezavantajdır.
2. Ultraviyole (UV) ışıkla polimerize olan kompozit rezinler: polimerizasyonu gerçekleştirmek için kullanılan UV ışık cihazlarında güvenlik sorunları olması nedeniyle kullanımdan vazgeçilmiştir.
3. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler: İçerisinde bulunan kamferokinon, ortalama 470 nm dalga boyunda mavi ışığa maruz kaldığında, polimerizasyon reaksiyonu başlar. Bu ışığın elde edilmesinde genellikle quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları ve LED (Light Emitting Diode - ışık yayan diyot) ışık kaynakları kullanılır.
4. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler: Kimyasal polimerizasyona ek olarak fotokimyasal ilave bir polimerizasyon da gerçekleşir. Özellikle ışık ile polimerizasyonun tam olarak sağlanamayacağından endişe edilen derin alanlarda kullanılması önerilmektedir.

Kompozit rezin materyaller, direkt (doğrudan ağız boşluğuna yerleştirilmiş ve polimerize edilmiş) ve indirekt (ağız dışında hazırlanmış ve ışık/ısı ile polimerize edilmiş) kompozit rezinler olarak da sınıflandırılabilir. Direkt kompozitlerde yaşanan marjinal adaptasyon problemini çözmek ve materyalin özelliklerini arttırmak için indirekt kompozitler ilk olarak 1980 yılında geliştirilmiştir. Piyasaya çıkan ilk jenerasyon indirekt kompozitler, içerdikleri düşük miktardaki inorganik doldurucu ve yüksek orandaki artık monomer sebebiyle düşük mekanik özellikler göstermişlerdir. Bu nedenle 1990' larda ikinci jenerasyon indirekt kompozitler üretilmiştir. Bu yeni indirekt kompozitler, içerdikleri daha yüksek orandaki

inorganik doldurucular (ortalama %66 civarında) sayesinde daha iyi mekanik özellikler sergilemişlerdir. Zamanla mekanik ve estetik özellikleri geliştirilmiştir. İkinci nesil indirekt kompozitler inley, onley, lamina veneer, jaket kuronlar, implant destekli protetik restorasyonlar gibi birçok klinik uygulamada kullanılabilmektedir (36). İndirekt kompozit uygulamaları, direkt kompozit uygulamalarına göre daha iyi anatomik form, proksimal kontak, kontür tasarımı ve marjinal adaptasyon sunmaktadır (41).

Diş dokularına belirli bir bağlayıcı ajan ile bağlanma özelliğinde olan kompozit rezinler, estetik gereksiniminin ve minimal kavite preparasyonunun benimsendiği anterior bölgedeki gibi posterior bölgede de tedavi planlamasına önemli düzeyde yön vermektedir (42, 43). Posterior bölgedeki lezyonların direkt yöntemlerle restorasyonları; minimal kavite preparasyonu ile diş dokularını korumaya olanak tanınması, estetik olması, fiziksel özelliğinin iyi olması, indirekt yöntemlere göre işlemin kısa sürmesi ve ucuz olması gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir (44). Fakat tüm bu avantajlarına rağmen; su emilimi, renklenme, polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı mikrosızıntı oluşması, açık dentin üzerinde pulpa irritasyonu, postoperatif hassasiyet gibi dezavantajları sebebiyle, alternatif restoratif materyaller de geliştirilmektedir (38).

Farklı İçerikteki Kompozit Rezinler

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler

Poliasit Modifiye Kompozit Rezinler, ‘Kompomer’ olarak da adlandırılmaktadırlar. ‘Kompomer’ terimi kompozit ve iyonmerin bir kombinasyonudur. Bu materyaller 1990’lı yılların başlarında GCİS’in, flor salınımı ve flor ile yeniden yüklenebilme özellikleri ile kompozitlerin dayanıklılık ve estetik özelliklerinin bir araya getirilmesi amacıyla üretilmiştir (45). İlk olarak %30 CİS ve %70 kompozit rezinin birleştirilmesinden elde edilerek 1994 yılında geliştirilmiştir. İçeriğinde, iki karboksil gruplu dimetakrilat monomerler, GCİS’lerde bulunan flor salınımı yapabilen alüminyum florosilikat, reaksiyon başlatıcılar, stabilizatörler ve pigmentler bulunur (46).

Kompomerlerin içeriğinde, BisGMA ve türevleri ile trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi viskoziteyi azaltan ajanlarla birlikte kullanılan üretan dimetakrilat (UDMA) bulunur. Bu polimer sistemleri kuvars ve silikat cam gibi reaktif olmayan inorganik tozlar içerir. Bunlara ek olarak, asidik fonksiyonel gruplar içeren geleneksel kompozitlerden farklı ek monomerler de içermektedirler. Bu materyallerin yapısında en yaygın kullanılan monomer, bütan

tetrakarboksilik asit ile 2-hidroksietil metakrilatın bir diesteri olan karboksilik asit modifiye dimetakrilattır (45, 46). Ayrıca kompomerler CİS'lerle aynı şekilde reaktif cam tozu içerirler. Kompomerler hidrofobik materyallerdir ve yapılarında su içermezler. Işıkla polimerize olurlar. Dış dokularına bağlanmak için bağlayıcı sistemlere ihtiyaç duyarlar. (46). Sertleşmenin ilk aşamasında kompozit rezinlerin sertleşme mekanizmasına benzer şekilde, serbest rezinlerin fotopolimerizasyonu ile çapraz bağlar oluşmaktadır. İkinci aşamada ise CİS'lere benzer şekilde asit baz reaksiyonu gerçekleşmektedir (47).

Kompomerler, düşük oranda cam iyonomer içerdiği için flor salınımı oldukça düşüktür. Kompomerlerin ışıkla sertleşmesi, fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyi olması, biyouyumlu ve bitirme işlemlerinin kolay olması gibi avantajlarının yanı sıra polimerizasyon büzülmesi, polimerizasyonunun yetersiz olması, artık monomer riski, flor salınımının sınırlı olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (48).

Ormoserler

Kompozit rezinlerin olumsuz özelliklerini elimine etmek ve kompozitlerden daha üstün özelliklerde materyaller geliştirmek amacıyla, seramik içeren dental materyaller üzerinde çalışmalar yoğunlaşmıştır. Bu amaçla organik-modifiye-seramik kelimelerinin birleştirilmesi ile Ormoser olarak adlandırılan yeni bir materyal 1998 yılında piyasaya sürülmüştür (49, 50). Ormoser; yapısı ürethan ve tiyoeter metakrilat alkoksisisilanlara dayanan inorganik/organik bir kopolimer sistemidir. Ormoser bazlı restoratif materyallerin ağız içinde sertleşmesi, bağlı metakrilat gruplarının görünür ışık ile polimerizasyonu sonucu oluşmaktadır (51).

Ormoserler biyouyumlu, antikaryojenik, estetik materyallerdir. Aşınma direnci ve termal genleşme katsayısı diş dokusuna yakındır. Tüm bu özelliklerin; yüksek molekül ağırlıklı, minimal oranda organik rezin ve serbest monomer içeren, tamamen polimerize matris yapısının fiziksel ve kimyasal stabilitesinden kaynaklandığı düşünülmektedir (52, 53). Ormoserler, önceden oluşturulmuş yapıları ve yüksek molekül ağırlıkları sebebiyle tamamen polimerize olurlar. Bu nedenle kompozit ve kompomerlerden daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdikleri bildirilmiştir (54).

Giomerler

Flor salınımı yapabilen restoratif materyallere yönelik yapılan çalışmalar sonucunda giomerler geliştirilmiştir. Giomer CİS ve kompozit rezin özellikleri taşıyan hibrit materyallerdir.

Önceden reaksiyona girmiş cam iyonmer [prereacted glass ionomer (PRG)] partiküllerinin rezin matriks içerisine yerleştirilmesi söz konusudur. Böylece CİS'in flor salınım ve depolayabilme özellikleri ile rezin kompozitlerin estetik, cilalanabilirlik, yüksek direnç ve biyouyumluluk özellikleri bir araya getirilmiştir (45, 54).

PRG teknolojisinde sulu ortamda fluoro-alumina silikat cam taneciklerinin poliakrilik asit ile asit-baz reaksiyonu gerçekleşir ve cam iyonmerin stabil fazı oluşur. Bu cam iyonmer materyal şoklanıp dondurulur ve kuru “xerogel” elde edilir. Xerogel öğütülerek uygun boyutlarda PRG doldurucuları oluşturmak üzere silanlanır. Bu doldurucular daha sonra rezin matriks içine katılarak ürün olarak stabil cam iyonmer formunun rezin matriks içindeki süspansiyonu olan giomer elde edilir (45, 55).

Cam iyonmer içeriği reaksiyonunun önceden gerçekleşmesi sayesinde, flor salabilen diğer adeziv materyallerde görülen bozulmanın, giomerlerde görülmediği belirtilmektedir. Kompomerlere kıyasla fiziksel özellikleri daha iyidir, su emilimi ve bu sebeple oluşan genişleme gibi olumsuz durumların ise giomerde azaldığı ifade edilmektedir (56).

Biyoaktif Kompozitler

Biyoaktif kompozit olarak adlandırılan materyaller yakın zamanda geliştirilmiştir ve yeterli sayıda çalışma henüz bulunmamaktadır (45). Biyoaktif kompozit olarak çeşitli kompozit markaları piyasaya sunulmuştur.

Activa BioActive Restorative

Activa BioActive Restorative, üreticisi ve bazı yazarlar tarafından “biyoaktif kompozit” (57) olarak anılır, ancak bazı yazarlar tarafından da bir rezin modifiye cam iyonmer siman (RMCİS) olarak kabul edilir. Activa BioActive Restorative'in toz kısmı biyoaktif cam, kalsiyum, silika ve sodyum florür bulundurur. Likiti ise hidrojen polibütadien ve diğer metakrilat monomerler, modifiye poliakrilik asit ve su eklenmesiyle elde edilen modifiye diüretan içerir (45).

Activa BioActive Restorative'in mekanik özellikleri değerlendirildiğinde in vitro aşınma değerinin bir hibrit kompozitle benzer, RMCİS ve yüksek viskoziteli cam iyonmer simandan (YVCİS) daha düşük olduğu gösterilmiştir (57). İlk eğilme direnci, rezin modifiye ve yüksek viskoziteli CİS'lerden daha üstündür. Kompozitler ve türevleri (kompomerler ve giomerler) için sonuçlar çelişkilidir ancak benzer görünmektedir (58, 59).

Activa BioActive Restorative'in flor salınımı, hem nicel hem de nitel olarak rezin modifiye ve yüksek viskoziteli CİS'lerden düşük, kompomerler ve giomerlerinkine yakın görünmektedir; başlangıç flor salınımından yoksundur, ancak flor tarafından yeniden şarj olma kapasitesine sahiptir (44, 60). Kalsiyum ve flor salınımına ek olarak, üretici tarafından fosfat salınımı olduğu bilgisi verilmiştir (61). Bu iyon salınımının in vitro olarak alttaki sert diş dokularının remineralizasyonunu indüklediği gösterilememiştir (60).

Yakın zamanda piyasaya sürülmesi nedeniyle, bu materyal üzerinde uzun vadeli klinik çalışmalar mevcut değildir. Üretici, bu materyalin tüm direkt anterior ve posterior restorasyonlarda kullanılabileceğini belirtmiştir (61).

Cention-N

Çapraz bağlı polimer yapısı sayesinde yüksek bükülme direnci gösterdiği belirtilen, diş rengindeki yeni bir restoratif materyaldir. Ivoclar firması tarafından üretilen Cention N, bir alkasit örneği olarak piyasaya sürülmüştür, toz ve likitten oluşan kendiliğinden sertleşen veya ışıqla sertleşme seçeneği de olan UDMA bazlı bir restoratif materyaldir (62). Toz kısmı, baryum alüminyum silikat cam, iterbiyum triflorür, izofiller, kalsiyum baryum alüminyum florosilikat cam ve kalsiyum florosilikat cam bulundurulur. Likiti ise üretan dimetakrilat, trisiklodekan dimetanol dimetakrilat, tetrametil-ksililen diüretan dimetakrilat, polietilen glikol 400 dimetakrilat, Ivocerin ve hidroksiperoksit içermektedir (45). İçeriğinde bulunan alkalın cam partikülleri, asit atakları esnasında içeriğindeki flor, kalsiyum ve hidroksil iyonlarını serbest bırakarak ortamın pH değerini nötrleştirici etki göstermektedir. Bu sayede demineralizasyonu engelleyerek, remineralizasyon için temel oluşturmaktadır (62).

Adezivle veya adezivsiz kullanılabilmektedir. Yaklaşık olarak 400 - 500 nm dalga boyu aralığında mavi ışıqla polimerize olabileceği gibi, içeriğindeki reaksiyon başlatıcı sistem sayesinde kimyasal olarak da polimerizasyon sağlanabilmektedir (63).

Cention N'nin likiti, rezin kompozitlerinin bileşiminde yaygın olarak bulunan dört monomerin birleşiminden oluşur. Asidik monomer veya su içermez; bu nedenle materyal, adeziv potansiyelinden yoksundur. Üretici firma, materyalin tutucu olmayan alanlarda bir adezivle kullanılması gerektiğini belirtmektedir. Likit ayrıca fotopolimerizasyon ve kemopolimerizasyon aktivatörleri içerir. Bu nedenle aynı zamanda bulk-fill dolgu materyali olduğu söylenebilir (45).

Bu materyalin belirleyici özelliği, özellikle içerdiği reaktif dolgu maddeleri olmak üzere, tozunun bileşiminden kaynaklanmaktadır. Reaktif olmayan silanize dolgu maddelerine ek olarak, Cention N, CİS'in içeriğindeki benzer reaktif silanize edilmiş fluoro-alumino-silikat (FAS) dolgu maddelerine ve FAS dolgu maddelerine çok benzeyen, özellikle asidik bir ortamda oldukça reaktif olarak tanıtılan silanize dolgu maddelerine sahiptir (64). Bu dolgu maddeleri, üretici firma tarafından verilen 'alkasit' adının kökenidir (45).

Radikal polimerizasyon reaksiyonu, sıvı-toz karışımı karışır karışmaz bir kemopolimerizasyon reaksiyonu ile başlar ve fotopolimerizasyon ile tamamlanır. Bu sertleşme reaksiyonu, kompozit, giomer ve kompomer ile benzer şekilde bir rezin ağının oluşturulması, reaktif ve reaktif olmayan dolgu maddeleri ile kovalent bağların kurulması ile tamamlanır (45).

Bu materyal, içeriği itibarıyla kompomerler ve giomerler gibi rezin kompozitlere çok benzemektedir. Bununla birlikte, temas halinde olduğu alttaki sert dokunun remineralizasyonunu indüklemeye yeteneğine sahiptir. Bugüne kadar bu materyal, alttaki dentinin remineralizasyonunu indüklediği bağımsız ve bilimsel olarak kanıtlanmış, ticari olarak mevcut tek iyon salan kompozittir. Bu nedenle, Cention-N'in biyoaktif kompozitler ailesinde sınıflandırılması önerilmektedir. Bu malzemenin yerleştirilmesinden önce bir adeziv kullanıldığında, bu malzemenin biyoaktivitesi hakkında çekinceler ifade edilmektedir (45, 64).

Surefil One

Üretici firma, bu materyali self-adeziv hibrit kompozitler ailesinde sınıflandırmaktadır. Surefil One'in özelliği, üretici tarafından her türlü restorasyonda kullanım için belirtilmiş olmasıdır. Bu endikasyonların doğruluğunu değerlendirmek için yeterli sayıda in vitro ve klinik çalışma bulunmamaktadır (45).

Materyal toz ve likitten oluşur. Toz kısmının içeriğinde alüminyum-fosfor-stronsiyum-sodyum-floro-silikat cam, dağılmış silikon dioksit, iterbiyum florür ve pigmentler bulunurken likit kısmı ise akrilik asit, polikarboksilik asit, bifonksiyonel akrilat, kendi kendine sertleşen başlatıcı, kamforokinon ve stabilizatörler bulunmaktır. Materyal, teorik olarak ağız ortamı ile su ve iyon alışverişinde bulunur. Özellikle, bu etkisi florür, alüminyum ve kalsiyum iyonlarının (ve muhtemelen reaktif dolgu maddelerinin bileşiminden dolayı diğer iyonların) salınmasına yol açar (45, 65).

2.1.3. Cam İyonomer Simanlar (CİS)

CİS, 1972’de Wilson ve Kent tarafından Aluminosilikat Poliakrilik Asit (ASPA) adı ile piyasaya sürülmüştür. CİS’ler, poliakrilik asit likitinin diş dokularına adezyon ve biyolojik uyum özellikleri ile silikat simanların sertlik, direnç ve flor iyonu açığa çıkarması gibi özelliklerinin bir araya getirilmesi sonucu ortaya çıkmıştır (19).

CİS’in tozu bazik floro-alümino silikat taneciklerinden, likiti ise poliakrilik asit, akrilik-itakonik asit ve akrilik-maleik asit kopolimerlerinin karışımından oluşmaktadır (10). Toz kısmı yüksek flor 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 ve aliminyum gibi iyonları salmaktadırlar. Likit kısmında bulunan asitler polielektrolittirler ve genel olarak polialkenoik asitler adı altında gruplandırılırlar. Bu polialkenoik asitlerin etkisi fosforik asitten daha azdır. Asidin etkisi ile diş yüzeyi temizlenmektedir ve smear tabakası uzaklaştırılmaktadır (20, 66).

Diğer restoratif materyallerle kıyaslandığında CİS’lerin en büyük avantajı diş dokusuna kimyasal bağlantıyı herhangi bir ajan gerektirmeden sağlayabilmesidir. Böylece mekanik retansiyonu artırabilmek amacıyla ek kavite preparasyonuna da gerek kalmamaktadır (66, 67).

CİS’ler farklı uygulamalarda kullanılmak amacıyla asit ve cam içeriklerinde farklılıklar yapılarak üretilmektedir. Kullanım alanlarına göre cam iyonomer simanların sınıflaması şu şekildedir (68);

- Tip 1: Yapıştırıcı CİS
- Tip 2: Restoratif CİS
 - Geleneksel tip
 - Metal ile güçlendirilmiş
 - Yüksek viskoziteli (kondanse edilebilir)
- Tip 3: Hızlı sertleşen kaide tipi simanlar ve fissür örtücü CİS
- Tip 4: Kanal dolgu patları

Cam İyonomer Simanların Avantajları

CİS'lerin; flor salımı ve diş dokusuna kimyasal bağlanma özellikleri sebebiyle restoratif, kaide ve yapıştırma materyali olarak yaygın kullanım alanları mevcuttur (66). Çocuk diş hekimliği pratiğinde önemli bir yeri olan bu simanların avantajlarına bakıldığında;

- Diş dokularına kimyasal olarak bağlanır. Ayrıca paslanmaz çelik, platin, altın, amalgam ve kompozit rezin gibi materyallere de bağlanabilmektedir (38, 69).
- Biyouyumlu bir materyaldir, pulpaya ve dişetine karşı irritan değildir (38).
- Flor salabilme ve topikal flor uygulamaları sonrası flor reşarjı özelliğine sahiptir (69).
- Flor içeriği sayesinde antikaryojenik özellik gösterir, ikincil çürük oluşumunu engeller (48, 70).
- İçinde bulunan flor, mine yapısındaki hidroksiapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirir, fluoroapatit oluşur. Fluoroapatit yapısı çürüğe son derece dayanıklıdır (38).
- Flor salınımı sonucunda plak metabolizmasında bulunan enzimler inhibe olur, flor salınımına bağlı olarak remineralizasyon desteklenir (38).
- Dişe benzer termal genleşme katsayısına sahiptir (69, 70).
- Monomer içeren bir sistem olmadığı için polimerizasyon büzülmesi gözlenmez (71).

Dezavantajlarına bakıldığında;

- Neme karşı hassastır. Özellikle sertleşme tamamlanana kadar olan süreçte nem kontaminasyonu olduğunda materyalin sertliği azalır ve çözünürlüğü artar. Bu nedenle sertleşme tamamlanana kadar mutlaka hava ve tükürükten izole edilmelidir (72).
- Dehidratasyona karşı duyarlıdır. Aşırı kurulukta oluşan çatlak ve yarıklar ilerleyen dönemde renklenmeler ve kenar sızıntısı ile sonuçlanır (38).
- Koheziv bağlanma gücünün düşük olması, şiddetli okluzal kuvvetlere karşı yetersiz gerilme, kopma ve aşınma dirençleri göstermesine neden olur. Özellikle geniş yüzeyleri içeren restorasyonlarda mekanik retansiyon gerektirebilir (73).
- Estetik görünümü ve renk stabilitesi yetersizdir (73).
- Çalışma süresi uzundur (74).
- Uygulama zorlukları bulunmaktadır (74).

Bu dezavantajların, özellikle toz likit karışımı sırasında yapılan uygulama hatalarından kaynaklandığı belirtilmektedir. CİS'lerin aşınmaya direncinin, neme hassasiyetinin, zayıf fiziksel özelliklerinin en aza indirilebilmesi için üreticinin önerdiği miktarda toz ve likit birbiriyle karıştırılmalıdır. Elde karıştırılan CİS'lerde bu oran yeterince sağlanamayabilir. Bu yüzden en iyi fiziksel özellikleri elde etmek için CİS'lerin kapsül formları geliştirilmiştir (75).

Toz likit oranı ayarlı olan kapsül formlu CİS'lerin, elde karıştırılana göre yüzey sertliği daha fazla ve su emilimi daha azdır. Ayrıca hekime uygulama kolaylığı sağlaması, hasta başında geçirilen sürenin kısılması, karışımın daha homojen ve yoğun olması açısından da avantajlı olduğu düşünülmektedir. Elde karıştırılan simanlarda porozite değeri yaklaşık %3,5 iken vakum altında yüksek hız ile karıştırılan simanlarda porozitenin yaklaşık 1/3 oranında azaldığı ve dolayısıyla direncin %39 oranında arttığı belirtilmiştir (75).

Cam İyonomer Simanların Bağlanma Mekanizması

Diş dokusuna adezyon iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada mikromekanik bir kilitlenme olur. Bu kilitlenme, alkenoik asidin diş yüzeyini temizlemesi ile oluşan yüzeyel demineralizasyon ve hidroksiapatit ile kaplı kollajen fibrillerin yüzeyel hibridizasyonu ile elde edilir. Diğer aşamada ise, kimyasal bir bağlanma söz konusu olup, polialkenoik asidin karboksil grubu ile açığa çıkan kollajen etrafında kalan hidroksiapatitin kalsiyumu arasında, iyonik bağın oluşması ile meydana gelir (35). CİS'lerde daha iyi bir bağlanma için, kaviteye yerleştirilmeden önce %15-40'lık poliakrilik asit solüsyonunun kaviteye uygulanması önerilmektedir (66).

Cam İyonomer Simanların Sertleşme Mekanizması

CİS'lerin sertleşme reaksiyonu, FAS cam tozu ve poliakrilik asit içeren sulu solüsyonun karıştırılması ile başlar ve FAS cam tozunun temelini oluşturduğu bir asit-baz reaksiyonudur. Başlangıç reaksiyonu karıştırma sırasındaki ilk 3-4 dakikada tamamlanır ancak iyonik reaksiyon 24 saat boyunca devam eder ve olgunlaşma safhası tamamlanır (66). Asitte bulunan hidrojen iyonları, suyun varlığında cam partiküllerine geçerken; kalsiyum, stronsiyum, alüminyum, sodyum ve flor iyonları açığa çıkar. Poliakrilik asit zincirleri, katı bir kütle oluşturmak için kalsiyum iyonları ile bağ yapmaktadır. 24 saat sonra, alüminyum iyonlarının karışıma bağlanmasıyla, daha sağlam, sertleşmiş bir siman meydana getiren safha gerçekleşir. Sodyum ve flor iyonları, simanın çapraz bağlanma işlemine katılmazlar. Bununla beraber, bir kısım sodyum iyonu, karboksilik gruplardaki hidrojen iyonlarının yerini alırken, diğer kısım sertleşmiş siman içerisinde sodyum florid oluşturmak için flor iyonları ile birleşir (76).

Olgunlaşma safhasında, reaksiyon aracı olarak kullanılan su, çapraz bağlanma safhasında da hidratasyonu sağlamaktadır. Reaksiyona katılmayan cam partikülleri, yüzeylerinden katyonların uzaklaşması sırasında meydana gelen silika jel kılıfı ile çevrelenmiştir. Bu nedenle, sertleşmiş simanın son hali, hidratasyona uğramış kalsiyum ve alüminyum poli tuzlarından oluşan amorf bir matriks içinde, silika jel ile çevrelenmiş, reaksiyona girmemiş toz veya cam partikül kütlelerinden meydana gelmektedir (66). Yaklaşık 24-72 saat içerisinde kalsiyum iyonları, alüminyum iyonları ile yer değiştirir, güçlü çapraz bağlar oluşur ve cam iyonomer siman daha dayanıklı bir yapı kazanır (77). Bu sırada polialkenoik asitlerin karboksil grupları, diş yüzeyindeki kalsiyum iyonlarına da şelasyon ile bağlanırlar (66). Tüm bu reaksiyonlar sonucunda diş ile restoratif madde arasında kimyasal bir bağlanma (6-12 Mpa) oluşur (35).

CİS ifadesi, sertleşme reaksiyonunun tamamının ya da büyük bir bölümünün asit-baz reaksiyonu olduğu, florid rezervuarı olan ve devamlı olarak flor salımı gerçekleştirebilen restoratif materyaller için kullanılan bir terimdir.

Geleneksel Cam İyonomer Simanlar (GCİS)

GCİS'ler, sahip olduğu özellikler sebebiyle diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptir. CİS'lerin mekanik özellikleri yüzey sertliği, kırılma dayanıklılığı, elastisite modülü, aşınma ve yorulma gibi özellikleri ile belirlenmektedir. CİS'ler, ilk altı ayda %5 gibi yüksek su emilimi gerçekleştirir ve buna bağlı olarak da kompozit rezinlere göre daha fazla genleşme göstermektedirler (78). CİS'lerin mikro yapılarında su emilimine bağlı olarak görülen farklılaşmalar, simanın kırılma dayanıklılığı ölçümlerinde de farklı sonuçlar alınmasına neden olmaktadır. İn-vitro koşullarda altı aylık saklama süresi sonunda kırılma dayanıklılığında % 20 artış kaydedildiği bildirilmiştir (79).

GCİS'lerin; doğal diş dokusuna benzer termal genleşme katsayısına sahip olması, diş dokularına fizikokimyasal adezyonu, flor salınımı, biyouyumluluğu, düşük polimerizasyon büzülmesi, kenar sızıntısının az olması, restorasyon kenarlarında çürük önleyici özellik göstermesi gibi avantajlara sahip olmaları sebebiyle çocuk diş hekimliğinde, sıklıkla tercih edilmektedirler. Fakat bu avantajlarına rağmen GCİS'lerin; düşük kırılma ve aşınma direnci, posterior restoratif materyal olarak renk stabilitelerinin yetersiz olması, neme karşı duyarlı olmaları ve estetik özelliklerinin iyi olmaması gibi dezavantajları yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanımını sınırlandırmaktadır (21). Süt dişlerine uygulanan GCİS ve kompomer restorasyonların retansiyonlarının karşılaştırıldığı in vivo bir çalışmada, kompomer

restorasyonların retansiyonunun, geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha fazla olduğu ve bunun sebebinin GCİS'lerin düşük mekanik dayanıklılığından kaynaklandığı belirtilmiştir (80). Sınıf V kavitelere uygulanan geleneksel cam iyonomer siman, akışkan kompozit ve kompomer restorasyonların mikrosızıntı değerlerinin karşılaştırıldığı in vivo bir çalışmada, CİS'in diğer restoratif materyallere göre restorasyon kenarlarından mikrosızıntı değerlerinin daha fazla olduğu görülmüştür. Bu durum GCİS'in dentine bağlanma kuvvetinin diğer materyallerden az olmasıyla ilişkilendirilmiştir (81). Bütün bu olumlu ve olumsuz özellikler göz önüne alındığında sınırlı kullanımı olan GCİS'lerin özelliklerinin geliştirilmesi için çeşitli çalışmalar yapılmaktadır.

Cam İyonomer Simanlardaki Gelişmeler

Cam İyonomer Simanlara Metal İlavesi

CİS'lerin dayanıklılığı ve aşınma direncini arttırmak amacı ile siman matriksine metal partiküller ilave edilmiştir. Siman tozu ile gümüş, kalay tozlarının birlikte sinterize edilmesinden elde edilen ve sermet siman adı verilen bu restoratif materyaller, 1980'li yılların başında McLean J.W. tarafından geliştirilmiştir (82). GCİS'lere göre aşınmaları daha az ve mekanik özellikleri daha iyidir. Buna karşın, amalgama göre düşük mekanik özellikleri ve Ag-Sn partiküllerinin siman matriksine bağlanmasındaki yetersizlik nedeniyle beklenen başarı sağlanamamıştır. Materyali geliştirmek amacıyla siman tozuna gümüş-kalay yerine gümüş-palladyum alaşım partikülleri eklenmiştir. Partiküllerin yüzeyindeki palladyum oksit tabakasının stabil ve şelasyon için reaktif olması bağlanma sorununu bir miktar çözmüş, fakat başarı yine de sınırlı kalmıştır. (20, 82, 83) Ayrıca gümüş sermet simanlar düşük kırılma direncine sahiptir, bu da onun oklüzal streslere maruz kalan bölgelerde sınırlı şekilde kullanılmasıyla sonuçlanır. Sermet simanlardan salınan gümüş, çevredeki diş yapısına difüze olup renk bozulmasına neden olabilir. Sermet simanlar da GCİS'ler gibi teknik hassasiyet gerektirir (19). Bu sebeplerle birlikte sermet simanların, metalik görünimleri ve GCİS'lere göre daha düşük flor salınımı nedeniyle kullanım alanı sınırlı kalmıştır (20).

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

RMCİS, GCİS'lerin olumsuz özelliklerini gidermek amacıyla içeriğine rezin ilave edilerek 1991 yılında tanıtılmıştır. Bu simanların yapısının %80'i cam iyonomer simandan ve %20'si ise rezin yapıdan oluşturulmaktadır (66). RMCİS'in yapısının toz kısmında floroalüminosilikat cam tanecikleri, likit kısmında ise modifiye polialkenoik asitler, metakrilat grupları, 2-

hidroksietilmetakrilat (HEMA), reaksiyon başlatıcı madde olarak ise kamforokinon ve % 8 su bulunmaktadır (20, 66, 84). RMCİS'in sertleşme reaksiyonu ilk olarak asit-baz reaksiyonu, ikincil olarak fotokimyasal polimerizasyon ile gerçekleşir (84). Rezin ilavesinin amacı, sertleşme süresini azaltmak, mekanik özelliklerini iyileştirmek ve GCİS'lere kıyasla materyalin nem kontaminasyonuna duyarlılığını azaltmaktır (45). RMCİS'lerin özellikleri, GCİS'ler ve kompozit rezinler arasındadır.

Materyalin ışık ile polimerize edilmesi sonucunda bir matriks yapısı oluşur, asit-baz reaksiyonu oluşan bu matrikste devam eder. Bu sayede materyalin sıkışma ve gerilme dayanımı artmakta, kırılabilirliği azalmaktadır (85).

Yapılan çalışmalarda; RMCİS'lerde, diş kimyasal olarak bağlanabilme, hidrofilik, estetik, kolay uygulanabilirlikleri, ağız dokularında çözünme miktarının az olması, biyouyumlu ve flor salımı gibi özelliklerinin olduğu rapor edilmektedir (86). RMCİS'lerin çalışma süresinin uzun olması, uygulamanın diş hekimi tarafından kontrol edilebilmesinden dolayı GCİS'lere göre daha avantajlıdır. Diş dokularına bağlanmasının zayıf olması ve GCİS'ler ile karşılaştırıldıklarında daha az flor salınımı meydana getirmesi gibi dezavantajları mevcuttur. Buna ek olarak RMCİS'lerde sertleşme sırasında fazla polimerizasyon büzülmesi görülmesi, bununla ilişkili olarak gelişen mikrosızıntı problemi materyalin diğer dezavantajları arasında yer almaktadır (92). Bu olumsuz özelliklerinden dolayı üreticiler diş daha iyi adezyon gösterip, daha fazla miktarda flor salınımı yapabilen materyallere yönelmektedirler.

RMCİS'lerin bir diğer dezavantajı da, biyouyumluluğunun geleneksel cam iyonomerlere kıyasla daha az olmasıdır. Bunun nedeni, ilk 24 saatte RMCİS'lerden değişen miktarlarda sızan HEMA monomerinin salınmasıdır. Salınan miktar, materyalin maruz kaldığı ışıkla sertleşmenin derecesine bağlıdır. HEMA dentinden difüze olabilir ve pulpa hücreleri için sitotoksiktir. RMCİS'den gelen HEMA, kontak alerjisi olduğu ve uçucu olduğu için diş hekimliği personeli tarafından solunabileceği belirtilmiştir (84). Yapılan çalışmalarda; RMCİS'lerin mikrosızıntı değerleri incelenmiş ve materyallerin mikrosızıntı değerlerinin kabul edilebilir düzeyde olduğu ve çocuk diş hekimliğinde güvenli bir şekilde kullanılabileceği sonucuna varılmıştır (87, 88).

Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Simanlar (YVCİS)

GCİS'lerin diğer restoratif materyallere göre daha düşük aşınma dirençleri ve basma dayanımlarına sahip olmaları YVCİS'lerin kullanımını ön plana çıkarmıştır.

Piyasaya 1995 yılında sunulan YVCİS'ler; GCİS'lerin düşük mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla, GCİS'lerin toz/likit oranı artırılarak elde edilmiştir. Böylece YVCİS'lerin arka bölgede kompozit ve amalgama alternatif bir restoratif materyal olarak kullanılması amaçlanmıştır (89).

GCİS'lerde toz-likit oranı 3:1 veya 4:1 iken; YVCİS'lerde bu oran 6:1 ya da 7:1'dir. Sertleşme mekanizmaları GCİS'lerdeki gibi asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşir (90). Ayrıca erken dönemde CİS'lerin neme hassasiyeti azaltılıp, aşınma direnci ve sertliği artırılarak, yoğun çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kalan bölgelerde YVCİS'lerin daha güvenli olarak kullanılması amaçlanmıştır (91). Bu özelliklerine ek olarak ısıl genleşme katsayısı doğal diş yapısına benzerdir ve flor iyonu içeren bir yapısının olması da diş dokularına flor iyonunun geçişini kolaylaştırmaktadır (92). Bu materyallerin daha da geliştirilip mekanik özellik ve aşınma dirençlerinin daha iyi olmasını sağlamak için cam partiküllerinin yüzeyindeki fazla kalsiyum iyonları uzaklaştırılarak, toz-likit oranı, partikül boyutları ve dağılımı değiştirilmiştir (93).

YVCİS'lerin aşınma direnci, yüzey sertliği, sıkışma ve bükülme kuvvetleri GCİS'lere göre arttırılmaya çalışılmıştır. Sertleşme süreleri daha uzundur. GCİS'lerle aynı oranda flor salınımı yapabilirken, biyouyumlulukları da benzerdir (92, 94).

Fiziksel özellikleri geliştirilen YVCİS'lerin, dayanıklılığı ile ilgili son yıllarda in-vitro (73, 95-97) ve in-vivo (98, 99) çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalarda, YVCİS'ler basınç, makaslama, gerilme kuvvetleri açısından farklı CİS'lerden daha iyi performans göstermiştir (95). YVCİS'in yüzey sertliğinin ve aşınma direncinin değerlendirildiği diğer çalışmalarda farklı materyallere oranla su içerisinde zamanla yüzey sertliğinin ve aşınma direncinin arttığı gözlenmiştir (100, 101).

Süt azı dişlerine tek ve/veya daha fazla yüzlü ART uygulamalarında, YVCİS'lerin, kompomer ve kompozit ile karşılaştırıldığında, sağ kalım sürelerinin istatistiksel olarak farklı olmadığı bildirilmiştir (97, 99, 102).

Dişe bağlanma kuvveti oldukça iyi olan YVCİS, süt dişlerinde, daimi dişlerde okluzal stresin olmadığı sınıf V kavitelerde sıklıkla kullanılmaktadır (95). Yapılan çalışmalarda YVCİS'in aşınma direncinin kompozit ve amalgaminkinden düşük olduğu bildirilmiştir (103). Bu sebeple okluzal stresin yoğun olduğu daimi dişlerin restorasyonlarında kullanımı sınırlıdır (92, 102).

Çinko İçerikli Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Siman

YVCİS'lerde sertleşme reaksiyonu daha hızlı tamamlandığından, erken dönemde suya maruz kaldıklarında fiziksel özellikleri olumsuz yönde etkilenmemektedir (104). Fakat okluzal kuvvetlere karşı özellikle ara yüz çürüklerinin tedavisinde kullanıldıklarında yeterli dayanıklılığı gösterememeleri büyük bir sorun oluşturmaktadır. Bu nedenle günümüzde bu materyallerin mekanik özelliklerinin artırılması amacıyla YVCİS'lerin de geliştirilme çalışmaları devam etmektedir. Bu geliştirilen materyallerin mekanik ve estetik özellikleri sayesinde geniş kavitelerde daimi restoratif materyal olarak kullanılabileceği belirtilmektedir. Yeni bir materyal olarak sayabileceğimiz çinko içerikli YVCİS'lerin hızlı sertleştikleri, gelişmiş fiziksel özelliklere ve çözünmeye karşı artırılmış dayanıklığa sahip oldukları üretici firma tarafından belirtilmektedir. Bu gelişim, matriks içerisindeki cam partiküllerin boyutlarının küçültülmesi ve bu şekilde cam ve bu sayede poliakrilik asit reaksiyonunun daha hızlı olmasına bağlıdır (105).

Simanın toz kısmı ile likidi karıştırılmaya başlandığı andan itibaren materyalde çinko salınımı başlamakta ve açığa çıkan çinko poliasitlere bağlanarak sertleşme reaksiyonunu başlatmaktadır. Çinko salınımının ardından materyalin toz kısmından alüminyum salınımı da başlamakta ve alüminyum poliasitlerle bağ yapmaktadır. Çinkonun poliasitler ile oluşturduğu bağın dayanıklılığının alüminyumun poliasitler ile oluşturduğu bağın dayanıklılığı ile benzer olması ve çinkonun erken dönemde sertleşme reaksiyonunu başlatması simanın geleneksel cam iyonomer simanlardan daha yüksek mekanik dayanıma sahip olmasını ve erken dönemdeki nem kontaminasyonundan daha az etkilenmesini sağlamaktadır (106-108).

Zoergiebel ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, çinko içerikli YVCİS'in makro mekanik özellikler açısından karşılaştırılan diğer YVCİS'lerden daha üstün olduğu ancak mikro mekanik özelliklerinin ise daha düşük olduğu görülmüştür (107). Bir başka çalışmada ise çinkonun, materyalin kimyasal ağlarında değişikliğe yol açarak alüminyum oksit oluşumunu sağlayarak reaktiviteyi arttırdığını ve sertleşme süresini azalttığını; buna bağlı olarak materyalin hidrolize karşı direncini arttırdığı bildirilmiştir (109).

Cam İyonomer Simanlara Nanopartikül Eklenmesi

Nanoteknoloji, 1-100 nm aralığında boyuta sahip sistemlerin, modifikasyonların veya malzemelerin kullanımını içermektedir. Nanoteknolojinin diş hekimliğinde temel uygulamaları arasında implant yüzey modifikasyonları, nano boyutlu parçacıkların dahil edilmesiyle güçlendirilmiş polimerik kompozitlerin üretimi ve çürük önleme yer alır. Son çalışmalarda,

nano boyutlu partiküllerin veya “nanokümelerin” dahil edilmesinin, rezin kompozitler gibi dental restoratif materyalin mekanik özelliklerini iyileştirebileceğini bildirmiştir. Nanoteknoloji kullanılarak CİS’in fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için de benzer yaklaşımlar denenmiştir (110).

Nanoteknolojinin kompozit rezinlere uygulanması, dental materyaller alanındaki en önemli gelişmelerden birisi olmuştur. GCİS ve RMCİS’lerin yanısıra, nano dolduruculu RMCİS’ler (nano-iyonomerler) son zamanlarda klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır (111). CİS’lerdeki cam partikül boyutu ortalama 10-20 µm arasındadır. CİS’lerin toz kısmına çok daha küçük boyuttaki nano partiküller ilave edildiğinde daha geniş partikül dağılımı sağlamak ve cam partikülleri arasındaki boşlukların dolması ile güçlendirici materyal etkisi görülmektedir (112). Nano-iyonomerler, adeziv uygulanmış kavite duvarlarına iyi adaptasyonları, düşük büzülme göstermeleri ve mekanik dayanıklılıklarının artmasıyla karakterizedir. Bu kapsamda, bu materyallerin uzun dönem klinik performanslarının da daha iyi olduğu bildirilmektedir (113).

Nano-iyonomer yapısı akrilik ve itakonik asit kopolimerlerinin floroaluminosilikat cam partikülleri ve su ile gerçekleştirdiği cam iyonomer siman reaksiyonuna dayanır. Nano-iyonomer yapısında ayrıca, Bis-GMA, TEGDMA, Polietilen glikol dimetakrilat (PEGDMA) ve HEMA gibi çeşitli rezin monomerler yer alır. Nano-iyonomerlerin doldurucu içeriklerinin ağırlıkça %69’unu nano doldurucuların oluşturması bu materyalleri diğer cam iyonomer simanlardan ayıran en önemli özelliktir. Sertleşme reaksiyonu RMCİS’lere benzemektedir. Nano-iyonomerlerin birincil sertleşmesi ışık aktivasyonu ile gerçekleşmektedir. Diş sert dokularına bağlanmaları cam iyonomer simanlar gibidir. Kalsiyum-polikarboksilat formasyonu net bir şekilde görülmekte ve bu kimyasal bağlanma, materyalin uzun dönemli olumlu sonuçlar vermesi için temel faktördür. (114)

Hibrit Cam İyonomer Siman (HCİS)

CİS’lerin özelliklerini iyileştirmek için birçok yöntem geliştirilmiştir. Bu şekilde geliştirilen CİS’lerden biri de cam hibrit ilaveli YVCİS olan Equia Forte’dur. Equia; üreticisi tarafından easy (kolay), quick (hızlı), unique (özgün), intelligent (akıllı), aesthetic (estetik) tanımlamalarının kısaltması olarak oluşturulmuş bir isimdir (115).

HCİS, CİS’in doldurucusunun içine çok ince ve reaktif cam eklenerek üretilmiştir. Bu yenilikçi cam hibrit teknolojisi, iyona ulaşılabilirliği kolaylaştırarak fiziksel özellikleri artırılmış daha

güçlü matriks yapı sağlamayı; ayrıca aşınma direnci ve flor salınımını da arttırmayı amaçlamıştır. Bu sistem, hibrit kompozitlere benzeyen bir şekilde farklı büyüklükteki dolgu teknolojilerinin avantajlarından faydalanmaktadır. HCİS'in daha hacimli cam doldurucuları, restorasyonu güçlendiren daha küçük, yüksek oranda reaktif dolgu maddeleri ile desteklenmiştir. Renginin yarı saydam olması dolayısıyla, GCİS'lere oranla daha estetik sonuçlar verdiği belirtilmektedir (116).

HCİS'in adezyonu dentine olan mikromekanik kilitlenme ile mine ve dentinde bulunan hidroksiapatit tabakasına kimyasal bağlanma şeklinde olmaktadır (117). HCİS'in tozu, %95 stronsiyum, floroalüminosilikat, cama eklenen reaktif parçacıklar ve %5 poliakrilik asitten oluşur. Likit kısım ise %40 sulu poliakrilik asitten oluşmaktadır (116). Stronsiyum artan radyoopasiteden sorumludur ve simanın estetik özellikleri üzerinde istenmeyen etkisi yoktur (66). Kalsiyum, stronsiyumdan daha elektropozitif olduğundan, kalsiyum florid, stronsiyum floridden daha az çözünürdür. Kalsiyumun stronsiyum ile yer değiştirmesi materyalin flor salınımını arttırmaktadır (118).

Materyalin bitirme ve polisaj işlemlerinin ardından restorasyon yüzeyine tek bir tabaka halinde uygulanan yüzey örtücü, %50 metil metakrilat ve %0.09 kamforkinondan oluşur. Bu hidrofilik yapıda ve düşük viskoziteli nano dolduruculu yüzey örtücü; sertleşme fazında materyali tükürük kontaminasyonundan korur, yüzeyel çatlakların tıkanmasını sağlar, yüzey pörözitesini azaltır, materyal yüzeyini sızdırmaz hale getirir (116). Cila, tam olgunlaşma elde edilene kadar simanın aşınmasını azaltır, restorasyonun kırılma dayanımını artırır (119). Üretici firma HCİS'in yüksek florid salınımı sayesinde komşu diş dokularını demineralizasyona karşı korurken, restore edilen dişte restorasyonun altındaki demineralize dentinin, remineralizasyonunu sağladığını bildirmiştir (120).

HCİS'in, kompomer, nano iyonomer ve giomer restoratif materyallerinin in vitro koşullarda flor salınımının değerlendirildiği bir çalışmada en yüksek flor salınımı HCİS materyalinde gözlenmiştir (121).

Friedl ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada, HCİS ve nano dolduruculu ışıkla sertleşen örtücüyü birlikte kullanarak bir yüzlü, iki yüzlü veya çok yüzlü daimi restorasyonların başarı oranlarını karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonucunda, materyalin sınıf I ve sınıf II kavite daimi restorasyonlarında kullanılabileceği; ancak sınıf II kavitelere kullanımı konusunda dikkatli olunması gerektiği belirtilmiştir (89). Gürkan ve arkadaşları, bir mikro hibrit kompozit ile bir HCİS'in daimi dişlerde sınıf I ve sınıf II kavitelere başarısını değerlendiren altı yıl takipli çalışmalarında, her iki materyalin de posterior dişlerin restorasyonunda iyi bir klinik

performans sergilediği ancak HCİS’de anlamlı derecede renk değişikliği olduğu, buna karşın mikrohibrit kompozitte ise, kenar renklenmesinin daha fazla olduğu bildirilmiştir (116). Klinke ve arkadaşları ise, HCİS ve YVCİS kullanarak yaptıkları bir klinik çalışmada, 4 yıllık takip sonunda sınıf 1 kavitelere benzer başarı oranı bulmuşlardır. Ancak sınıf 2 kavitelere HCİS’in daha yüksek bir başarı gösterdiğini fakat bu başarının sınıf 1 restorasyonların başarısı kadar yüksek olmadığını bildirmişlerdir (103).

Cam Karbomer Siman

GCP dental firması tarafından Hollanda’da üretilen bu restoratif materyal için cam karbomer ismi kabul görmüştür (122). Cam karbomerler de RMCİS’ler gibi GCİS’lerden modifiye edilerek üretilmiştir. Cam karbomerler, GCİS’lerin olumsuz özelliklerini ortadan kaldırmak için biyomimetik çalışmalar sonucu geliştirilmişlerdir. Nanopartikül teknolojisi ile eklenen partiküller ile mine benzeri yapı oluşturmak amaçlanmıştır. Bu partiküller ile çözünürlük azalırken, baskı direnci ve bükülme kuvveti ise yükselmiştir (122). Fakat içeriğine ilave edilen yüksek orandaki cam partikülleri ve fluorapatit kristalleri, sertleşme reaksiyonu sonunda simanın fazlasıyla kırılgan bir yapıya sahip olmasına neden olmuştur. Bu kırılgan yapıyı ortadan kaldırmak için toz kısma silikon yağı eklenmiştir (66).

Sertleşme reaksiyonu sırasında cam partiküller ile poliakrilik asit ve fluorapatit ile poliakrilik asit arasında olmak üzere iki paralel reaksiyon gerçekleşir. Materyal karıştırılır karıştırılmaz yavaş başlayan sertleşme reaksiyonu, ışık kaynağının uygulanmasıyla hızlandırılır. Işık kaynaklarının kullanılmasının amacı fotopolimerizasyona katkı sağlamak değil, ışık kaynağının ısı vermesidir. Artan ısı ile simanın sertleşmesi gerçekleşir. Cam karbomerlerin sertleşme reaksiyonu, GCİS’lerden farklı olarak 20 saniye süreyle termal ışık uygulanması ile hızlanmaktadır. Cam karbomerler; rezin, monomer, metal ve Bisfenol-A içermez (123).

Cam karbomer simanların basınç dayanımı ve direnci, GCİS’lere göre fazla olsa da bağlanma kuvveti ve sertlik değerinin daha düşük olduğu belirtilmiştir. Aynı zamanda, materyalin içinde ve yüzeyinde oluşan çatlaklar sonucunda, CİS’lere göre daha yüksek oranda mikrosızıntı gözlemlendiği bildirilmiştir (103).

Geleneksel Cam İyonomer Simanı Geliştirmeye Yönelik Diğer Uygulamalar

Geleneksel Cam İyonomer Simana Resin İçerikli Yüzey Örtücü Uygulanması

Erken dönem nem kontaminasyonu sorunu CİS’lerin mekanik ve fiziksel özelliklerini olumsuz etkilemektedir. CİS’in olgunlaşması esnasında su önemli bir rol oynarken başlangıç sertleşmesi sırasında aşırı su ile kontaminasyondan ve dehidratasyondan kaçınmak gerekmektedir. Bu

olumsuz özellikleri ortadan kaldırmak için restorasyonun yapımından sonraki 1 saat ile 2 hafta süresince su etkileşiminden korunması gerekmektedir. Geçmişten günümüze vazelin, kakao yağı, tırnak cilaları yüzey örtücü ajan olarak kullanılmıştır. Fakat çoğu yüzey örtücüler bir süre sonra diş yüzeyinden uzaklaşmaktadır. Bu yüzden ışıkla sertleşen yüzey örtücüler en uygun yüzey koruyucu ajan olarak kullanılmaya başlanmıştır. Yüzey örtücü uygulamalarının restorasyon yüzeyinde oluşabilecek çatlak oluşmasını ve translusensi kaybını önlediği, dolayısı ile restorasyon dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir (124).

Isı Uygulaması

CİS'lerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için yapılan çalışmalardan biri de simana ısı uygulamasıdır. Ancak, uygulanabilirliği ve sonuçları konusunda araştırmalar devam etmektedir. Kuter'in ısı uygulamasının GCİS'ler üzerindeki etkisini incelediği çalışmasında, örneklere 2 dakika süre boyunca 80 ± 20 °C ısı uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlarda ısı uygulanan CİS'lerin mikrosertliğinin ve mekanik özelliklerinin iyileştiği belirtilmiştir. Buna karşın, Happ ve arkadaşları yaptıkları farklı bir çalışmada, ısı uygulamasının Chemfill Rock, Fuji IX GP Fast ve Equia'nın mekanik özellikleri üzerinde etkisinin olmadığını bildirmişlerdir (125). Çeşitli CİS'lerden Fuji 9 Gold Label , Ketac Molar Easymix, Chemfill Rock ve Equia'nın sertleşmesi sırasında 1400 mW/cm^2 ışık gücünde LED ışık cihazının 30 saniye uygulanmasının, simanların iki eksenli eğilme direncini artırdığı izlenmiştir (126).

Ultrasonik Dalga Aktivasyonu

Yapılan bir çalışmada ultrasonik enerji uygulanarak sertleşmesi tamamlanan CİS'lerin mikrosertliğinin arttığı görülmüştür (127). Yapılan başka bir çalışmada bu artış şöyle açıklanmaktadır; ultrasonik dalgalar asit ve tozun daha yakın karıştırılmasını sağlayarak cam ve asit arasında daha çok temas alanı oluşturur. Ayrıca, cam fazındaki partiküllerin boyutunu azaltır ve asitle daha fazla reaksiyon yüzeyine neden olarak artık cam partiküllerinin düzenlenmesiyle daha kompakt bir yapı oluşmasını sağlamaktadır. Sonuç olarak daha uzun ömürlü bir restorasyon için tercih edilebileceği belirtilmiştir (128).

İlave Partiküllerle Güçlendirme

Simanın tozuna birçok çeşit bileşen eklenmesi mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirmek için kullanılan yaygın bir yöntemdir. Bunun için alaşım tozları, tannin florid preparatları, boraks, modifiye polimer, sodyum florid, cam fiberler, hidroksiapatit/zirkonya, yuvarlak doldurucular

ve klorheksidin gibi reaktif, inert ya da çözünebilir doldurucular kullanılmıştır (129-137). Ayrıca CİS'in likidindeki su ile potasyum floridin yer değiştirilmesi de araştırılmıştır (138).

Mekanik özellikleri arttırmak için yapılan yaklaşımlardan biri siman yapısına kısa fiberlerin eklenmesidir (139). Bu amaçla katılan fiberler; alüminyum, silikon, nitrit, karbon veya cam fiberlerdir (139, 140). Reaktif kısa cam fiberlerle güçlendirilmiş CİS'lerin GCİS'lerle karşılaştırıldığı bir çalışmada fiber eklenmiş CİS'de 4.5 kat daha fazla esneme dayanıklılığı tespit edilmiştir (141). Kısa karbon fiber ilavesi ile kırık oluşumunun 100 kat azaldığı ve kırılma dayanımının 4 kat arttığı bulunmuştur (142). Ancak siman yapısına ilave edilen fiberin akışkanlık ve uygulama problemlerine sebep olduğu bildirilmiştir (143). Klinik olarak fiber içeren bir simanı uygulamak daha zordur, dolayısı ile porözite artışı görülmektedir. Ayrıca intraoral sıcaklık değişiklikleri sonucunda fiberle güçlendirilmiş simanlarda fiber ve matriksin termal genleşme katsayı farklılıkları cam-fiber/matriks arayüzünde başarısızlıklara sebep olabileceği belirtilmiştir (143).

Biyoaktif materyallerin eklenmesi de farklı bir yaklaşımdır. Biyoaktif olarak gösterilen birçok materyal mevcuttur. Bunlar biyocamlar, hidroksiapatitler (HA), wollastonite ve kalsiyum fosfatlar olarak sayılabilir (144). Tamamen kristal yapıda olan HA ilavesi ile mekanik özelliklerin iyileşmesi sağlanmıştır hatta nano boyuttaki zirkon doldurucuların da bu yapıya eklenmesi ile elastiklik modülü, dayanıklılık ve sertlik değerinde artış gözlenmiştir (130). CİS'lere fiziksel özelliklerini güçlendirme amaçlı biyoaktif cam eklenmesi denenmiş fakat biyoaktif cam kütlesinin artması ile basma direncinde azalma tespit edilmiştir (145).

Yakın zamanda, CİS'lere nanopartikül eklenmesi gündeme gelmiştir. Materyalin tozuna iterbiyum florür ve baryum sülfat nanopartiküllerinin eklenmesinin çalışma süresi ve başlangıç sertleşme süresini kısalttığı, fakat daha fazla baryum sülfat eklenmesinin sertleşme reaksiyonuna engel olduğu bildirilmiştir. Basma dayanıklılığının baryum sülfat ve iterbiyum florür eklenmesiyle azaldığı, yüzey sertliğinin önemsiz oranda arttığı, daha fazla nanopartikül eklenmesi ile ise azaldığı bulunmuştur (129).

GCİS'e eklenen N-vinylcaprolactam (NVC) simanın yüzey sertliği, flor salımı, su emilimi değerlendirilmiş ve sonuç olarak NVC eklenmesinin su emilimini arttırdığı, buna bağlı olarak flor salımının azaldığı fakat yüzey sertliğinde herhangi bir fark olmadığı saptanmıştır (146).

Cam iyonomer tozuna ilave edilen partiküllerden bazıları simanın mekanik özelliklerinde anlamlı derecede artışa sebep olurken olumsuz özellikleri de beraberinde getirmektedir. Bazıları ise anlamlı derecede etki göstermemiştir.

2.2. Biyofilm

Biyofilm, geri dönüşümsüz olarak sert yüzeye tutunan, kendi ürettikleri hücre dışı salgı ürünlerinden oluşan sıvı içerisinde gömülü olarak yaşayan, büyüme hızları ve gen transkripsiyonları açısından planktonik formları ile aralarında genetik farklılıklar bulunan mikrobiyal hücrelerin oluşturduğu biyolojik büyüme modeli olarak tanımlanmaktadır (147).

Mikroorganizmalar, doğal bir ortam içerisinde nadiren serbest hareket halinde bulunurlar. Çoğunlukla yüzeylere tutunarak, mikrobiyal topluluklar oluşturmak için bir araya gelirler. Bu nedenle doğal sıvılarla temasta olan herhangi bir sistem içindeki canlı veya cansız yüzeylerde biyofilm formasyonu meydana gelebilir (148). Biyofimler, sadece yüzeye tutunur durumda ve içerisinde mikroorganizmaların bulunduğu homojen bir tabakadan ibaret olmayıp, belirli bir yapıya sahip, koordinasyon yeteneği bulunan mikrobiyal toplulukların oluşturduğu biyolojik modellerdir (149).

Günümüze kadar birçok bilim adamı, biyofilmi farklı şekillerde tanımlamıştır. İlk olarak 17. yüzyılda Anton von Leewenhoek'un kendi dışından almış olduğu örnekteki birikintiler içinde yaşayan mikroorganizmalardan bahsetmesinin ardından, 1978 yılına kadar biyofilm varlığından söz edilmemiştir. 1978 yılında; bakterilerin, yeterli düzeyde besin varlığı olan yüzeylere yapışan ve matriks ile çevrili bir biyofilm içinde ürediği tezi ortaya atılmıştır ve ilk defa 'biyofilm' terimi Costerton tarafından kullanılmıştır (150, 151).

Mikrobiyal biyofilmlerin, katı yüzeylere, özellikle cilasız, kalsifiye ve metalik yüzeylere daha kolay yapıştığı belirtilmiştir. Biyofilm, uzun yıllardır endüstriyel su ve petrol boru sistemlerinde önemli bir sorun olarak bilinirken, son dönemlerde tıpta da öneminin sadece dış üzerindeki birikintilerden ibaret olmayıp, özellikle yabancı cisim enfeksiyonları başta olmak üzere birçok kronik enfeksiyonda da rol oynadığı bildirilmiştir (152).

2.2.1. Biyofilmin Yapısı

Biyofilm, bir yüzeye yapışarak, belirli bir yapısal bütünlük içerisinde toplu halde yaşayan ve birbirleriyle haberleşerek varlıklarının devamı için gerekli işlevlerin yerine getirilmesini sağlayan bakterilerin oluşturduğu karmaşık bir organizasyondur.

Biyofilmler, canlı veya cansız yüzeylerde oluşabilirler. Bu yüzeyler arasında canlı dokular, medikal implantlar, endüstriyel veya içme suyu sistemlerinin boruları veya doğal akuatik sistemler yer alır. Bakteriler bir yüzeye yapıştıktan ve biyofilm oluşturduktan sonra o yüzeyden hafif durulama ile uzaklaştırılmazlar (150).

Bir biyofilmin oluşması için gerekli olan ortak bileşenler mikroorganizma, glikokaliks ve yüzeydir. Bu bileşenlerden biri olmadığı takdirde biyofilm oluşmamaktadır. Biyofilm içerisinde yaşayan mikroorganizmalar tarafından sentezlenen polisakkaritler, biyofilmin ana ekstrasellüler komponentini oluşturmaktadırlar (153).

Biyofilmler tek bir mikroorganizma türü tarafından oluşturulabildiği gibi, birden fazla türü de yapısında barındırabilmektedir. Farklı türlerde oluşan biyofilmlerde her tür kendi mikrokolonisini oluşturmaktadır. Bu mikrokoloniler birbirlerinden su kanalları aracılığı ile ayrılmıştır. Bu su kanalları içinde devam eden su akışı, besin maddelerinin ve oksijenin difüzyonunu sağlar(149).

Farklı biyofilm aşamaları, planktonik bakteriler için bulunmayan benzersiz bir biyofilm biyolojisinin varlığını düşündüren bakteriyel fizyoloji ve fenotipik tepkileri içerir. Soliter planktonik bakteriyel yaşam tarzından komünal biyofilm yaşam tarzına geçiş, bakterilerde değişikliği içerir, böylece biyofilmde onları birbirine bağlayan adezinlerin ve hücre dışı matris bileşiklerinin üretimini başlatırlar. Hücre dışı biyofilm matrisi, biyofilmlerde temel bir hücreden hücreye bağlantı ve yapısal işleve sahip bir iskele görevi görür. Hücre bağlanması, hücre-hücre etkileşimleri ve antimikrobiyal tolerans gibi bir dizi işlemde rol oynar. Bakteriler tarafından üretilen biyofilm matriksi başlıca polisakkaritler, proteinler ve hücre dışı DNA içerir. Farklı türlerde polimerik kümeler içeren bu matriks, ekstrasellüler polimerik matriks (EPM) olarak adlandırılmaktadır. Üç boyutlu biyofilm yapısında iskeleti EPM oluşturmaktadır. İçerisindeki polisakkaritler biyofilm içerisinde yaşamakta olan mikroorganizmalarca sentezlenmektedir ve biyofilmin esas ekstrasellüler bileşenini oluşturmaktadır (154).

Polisakkarit, protein, DNA ve sudan oluşan ekstrasellüler matriks, adezin gibi davranarak mikroorganizmaların yüzeye tutunmalarını sağlamaktadır. Yüzeye sıkıca tutunan bakteriler, burada çoğalmakta ve önce mikro kolonileri, mikro koloniler de büyüyerek ve genişleyerek biyofilm tabakasını oluşturmaktadır. Bunun yanı sıra mikroorganizmaları da birbirine bağlayarak antimikrobiyal ajanların mikro koloniler içerisine difüzyonunu önlemekte, geciktirmekte ve konağın savunma sisteminden biyofilm hücrelerini korumaktadırlar (155). Biyofilmin geliştiği sistemin yapısına, bakterilerin türüne veya çevresel şartlara bağlı olarak bir biyofilmin olgun hale gelmesi birkaç saat ile birkaç hafta zaman almaktadır (154).

Biyofilm içindeki bakteriler ve mikro koloniler, birbirleriyle iletişim kurabilme yeteneğine sahiptirler. İletişim sinyali olarak, çeşitli kimyasal mekanizmaları kullanmaktadırlar. Mikroorganizmaların hücre yoğunluğu, belli bir seviyeyi aşınca bakteriler “autoinducer” adı verilen sinyal molekülleri salgılar, böylece çevredeki bakterilerde gen ekspresyonu aktive

olmaktadır. “Quorum sensing” (QS), popülasyon hücre yoğunluğuna yanıt olarak gen ekspresyonunu senkronize eden bir hücre-hücre iletişim mekanizmasıdır. QS sayesinde bakteri, diğer bir bakteri ile karşılaştığında iletişim kurabilmekte ve davranışını değiştirme yeteneği kazanabilmektedir. QS, biyofilmi oluşturan topluluğun çok hücreli birim olarak davranmasına ve birlikte hareket etmesine de izin vermektedir (154, 156). QS, bakterilere, topluluk üyelerinin salgıladığı belirli bir sinyal molekülünün birikimini ölçerek popülasyon yoğunluğunu tanıma kapasitesi verir. Yapısal olarak, QS sinyal molekülleri düşük moleküler ağırlığa sahiptir. Sinyal iletimi, biyofilm içinde bilgi taşınması için tek yol değildir. Bakteriyel hücrelerin yoğunluğu yüksek olduğunda, aynı tür veya farklı türler arasında genetik bilgi değişimi söz konusu olabilmektedir (156).

2.2.2 Biyofilmin Oluşumu ve Gelişim Evreleri

Mikroorganizmalar, katı bir yüzey ve sıvı akışı biyofilm oluşumu için gerekli üç önemli faktördür. Biyofilm gelişimi 5 aşamada gerçekleşmektedir (154).

Tutunma: Bakterilerin yüzeye tutunmasıyla başlayan biyofilm oluşumu dinamik bir süreçtir (157). Bakterilerin yüzeye tutunmaları zamana bağlıdır. Bu durum dönüşümlü ve dönüşümsüz olmak üzere iki aşamada incelenebilir. Dönüşümlü basamakta, bakteri hücresi ve yüzey arasında Vander Walls etkileşim kuvvetleri, elektrostatik güç ve hidrofobik etkilerle uzun mesafeli zayıf etkileşimler meydana gelir. Bakterilerin bir yüzeye tutunabilmeleri için, kendilerinin bir yüzey ile ne zaman temas kurduklarını anlamaları gereklidir. Bakteriler bu çevresel uyarıları fenotipik değişikliklere çevirebilmek amacı ile düzenleyici bir sisteme sahiptir. Tutunma işleminden sonra biyofilm oluşturmak yönünde farklılaşma işleminin başlaması, QS sisteminden gelen yanıtlara bağlıdır. Bu sistem ile bakteriler çevrelerindeki bakteriyel popülasyonun yoğunluğunu belirlerler. Bu tutunmanın sonucunda biyofilm fenotipini oluşturan genetik işlemler başlamaktadır. Tutunma işlemi gerçekleştikten sonra, biyofilm oluşturmak amacıyla farklılaşma işleminin başlaması gelecek yanıtlara bağlıdır. Yüzeye tutunan bakterilerin miktarı arttıkça, bu sinyalin yoğunluğu artmaktadır. Yani, biyofilm içerisindeki bakteriler intersellüler, düşük molekül ağırlıklarına sahip haberciler aracılığı ile haberleşmektedirler Bu sinyal molekülünün yoğunluğundaki artış ile beraber, biyofilm oluşumu başlamış bulunmaktadır (156, 157).

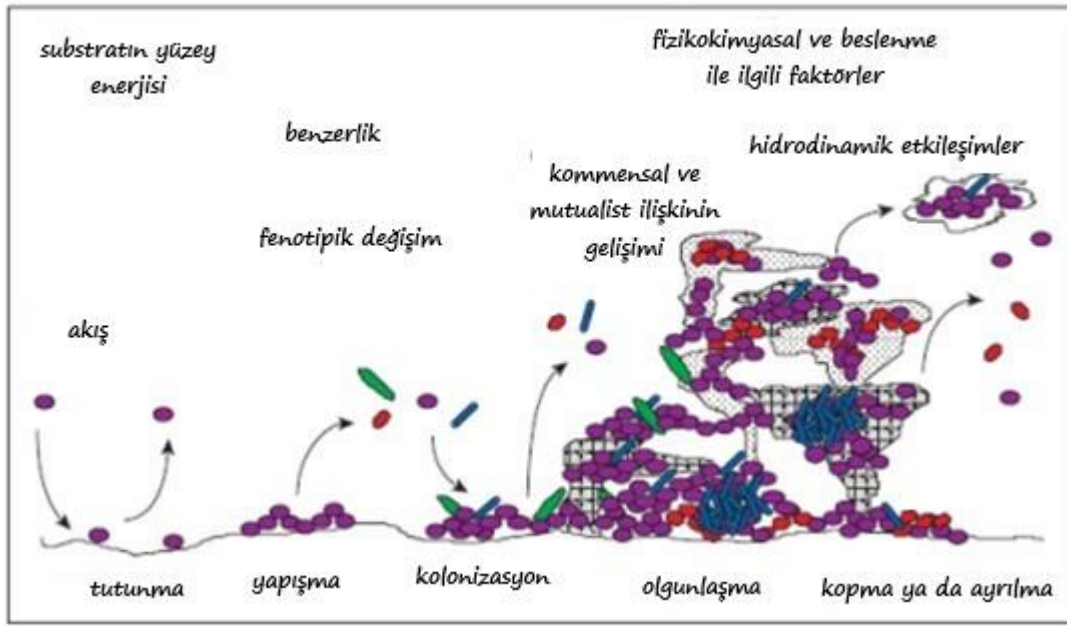
Yüzeye organik ve/veya inorganik maddelerin yapışmasını takiben mikroorganizmalar bu yüzeye geri dönüşür özellikle tutunur. Bakterinin hareketi ya da bakteri yüzeyi ile tutunulan yüzey arasındaki elektrostatik ya da fiziksel etkileşimler bu evrede rol oynamaktadır (153).

Yapışma: Bakterilerin yüzeye yapışması ya da kuvvetli bir şekilde tutunmasıdır. Yüzeye tutunan hücreler, bakteri hücre zarındaki proteinlerin uyarımı sonucunda ekstrasellüler polisakkarit yapıda matriks sentezlemeye başlar ve bu da hücrelerin birbirine ve yüzeye tutunmasını sağlar. Ekstrasellüler polisakkarit yapısındaki matriks, zamanla bakterinin olumsuz çevre koşullarından korunmasını sağlamaktadır (149, 153). Bakteriler bir yüzeye tutunduktan sonra; elektrostatik çekim kuvveti, kovalent ve hidrojen bağları, dipol etkileşimleri ve hidrofobik etkileşimlerin bir birleşimi sonucu bağlanmaya devam etmektedirler (152).

Kolonizasyon: Yüzeye tutunan bakteriler bölünüp çoğalarak biyofilmin en küçük organizasyon birimi olan mikro kolonileri oluşturmaktadırlar (149).

Olgunlaşma: Mikro koloniler çoğaldıkça kompleks, mantar şeklindeki yapılara ya da kulelere dönüşmektedir. Konfokal lazer taramalı mikroskop ile yapılan çalışmalar, bakterilerin, kompleks ekstrasellüler polisakkarit matriks ile çevrilmiş mikro kolonilerin içerisinde yaşadıklarını ortaya koymuştur. Mikrokoloniler çeşitli yüksekliklerde kuleler oluştururlar ve aralarında, besinlerin taşınması ve metabolik atık ürünlerin uzaklaştırılması için primitif bir dolaşım sistemi gibi görev yapan su kanalları bulunmaktadır (149).

Kopma ya da Ayrılma: Bu evrede tek bir bakteri ya da bakteri kümeleri biyofilm tabakasından koparak ortama yayılır. Bu ayrılma işlemi dış kuvvetlerin etkisiyle olabileceği gibi, biyofilm oluşum sürecinin bir parçası olarak tek bir hücrenin ya da birçok hücrenin küme halinde kopmasının bir sonucu olarak olabilmektedir (149). Biyofilmin gelişim evreleri şekil 2.2’de gösterilmiştir (158).



Şekil 2.2. Biyofilmin Gelişim Evreleri (158)

2.2.3 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 yıkanması mümkün olmayan, dil, dudak ve yanak tarafından mekaniksel olarak temizlenemeyen bölgelerde görülmektedir (159).

Oral kavite farklı nem, sıcaklık ve oksijen seviyelerinde bölgelere sahip olması ve çeşitli besin kaynaklarının bulunması nedeniyle mikroorganizmaların yerleşmesi ve yaşaması için uygun ortam şartlarını içermektedir. Bu nedenle oral kavite farklı türlerde çok sayıda mikroorganizmayı barındırmaktadır (160).

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 mün, su ve polisakkaritten oluşan kompleks bir matriks oluşturmaktadır (151, 161).

Ağız florası, bireyden bireye değişmekle birlikte çok fazla farklı türden oluşmaktadır. Örneğin herhangi bir bireyin ağız florasında sadece 100-200 mikrobiyal türün bulunduğu düşünülmektedir. Bu çeşitliliğe rağmen mikroorganizmaların, mikrobiyal kompleksleri kavramı ortaya atılmıştır. Dental plak bileşiminin ağız sağlığı ve hastalıkla nasıl ilişkili olduğuna dair anlayış da zamanla değişmiştir. Spesifik olmayan plak hipotezi, spesifik plak

hipotezi, ekolojik plak hipotezi ve kilit taşı patojeni hipotezi gibi hipotezlerin tümü son elli yılda geliştirilmiştir (151).

Spesifik olmayan plak hipotezine göre diş plak biyofilmi bütün olarak patojendir. Plak patojenlerinin hastalık yapma kapasitesi eşit kabul edilir. Farklı hasta gruplarının, hastalıklı ve sağlıklı bölgelerin bir önemi yoktur (162).

Spesifik plak hipotezine göre plak bakterilerinin tümü eşit olarak patojen değildir. Hastalık durumuna yol açan değişiklikler bazı özel bakterilerin varlığından ya da bazı endojen plak bakterilerinin düzeyindeki artıştan kaynaklanmaktadır (162).

Ekolojik plak hipotezi ise dental plağın total miktarı, ve spesifik mikrobiyal kolonizasyonun her ikisinin birden sağlıktan hastalığa geçişte etkili olduğunu savunmaktadır. Burada mikrobiyal faktörler, konağa ait faktörler ve çevresel bütün faktörler önem taşır. Kommensal türler, çevredeki değişiklikler ya da kişinin yetersiz ağız hijyenine bağlı olarak patojen hale gelebilir. Ağız mikrobiyatasının topluluk dengesinin bozulması sonucu ekolojik kayma ile birlikte mikrobiyal kayma olur. Ekolojik plak hipotezi, mikrobiyatada yerleşik mikroorganizmaların oranlarında kaymayı tetikleyen faktörlerden ötürü konakta kommensal bir durumdan patojenik bir ilişkiye geçiş olduğu kavramına dayanır. (151, 162)

Kilit taşı terimi, içinde bulundukları topluluğa etkilerinin kendi sayılarıyla orantısız büyüklükte olması nedeniyle o topluluğun kilit taşı olduğu düşünülen türler için ilk olarak ekoloji literatürüne girmiş bir terimdir. Kilit taşı patojenler, kommensal mikrobiyatayı hastalığa yönlendirir. (151, 162). 2012 yılında Hajishengallis ve arkadaşları, homeostazın bozulması ve kilit taşı patojen kavramlarını biraraya getirerek polimikrobiyal sinerji ve disbiyoz adıyla yeni bir patogeneiz modeli tanımlamışlardır (163).

Yeni doğan bireyin oral kavitesi steril kabul edilmektedir. Doğumdan sonraki saatlerde kolonizasyonun başladığı bilinmekle beraber, beslenmenin başlaması ve dişlerin sürmesi ile mikroorganizmaların çeşitliliği artmaktadır. Dişler mikroorganizmaların rahatlıkla tutunabileceği yüzeylerdir (159). Süt dişlerinin sürme döneminin sonuna gelindiğinde oral mikrobiyata gerekli olgunluğa ulaşır ve dental plak oluşumu ile bakterilerin birikmesine neden olur (164). Dişlerin üzerine tutunan bakterilerin metabolik faaliyetleri sonucunda diş çürüğü, gingivitis, periodontitis gibi hastalıklar oluşabilmektedir. Dişin sert ve yumuşak dokularında oluşan bir bakteriyel biyofilm olan diş plağı, çürükler ve periodontal hastalıkların başlıca nedenleridir (2).

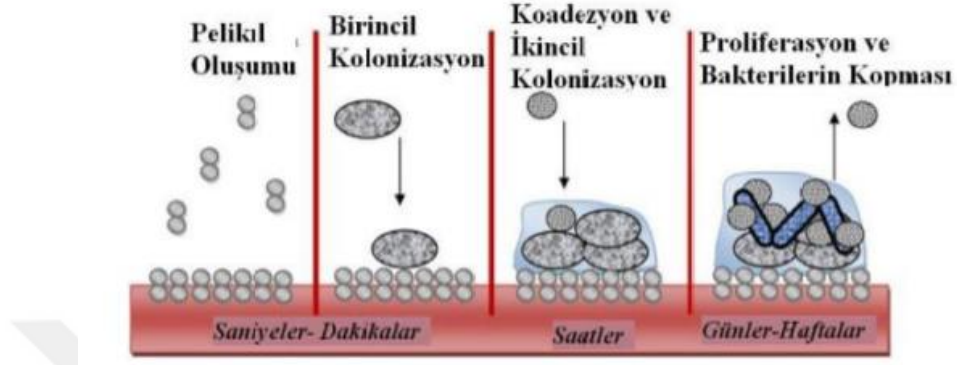
Mikrobiyal Dental Plak oluşumu

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 (165). İçerisinde glikoproteinler, prolin yönünden zengin proteinler, enzimler (amilaz), lipidler, 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 (159).

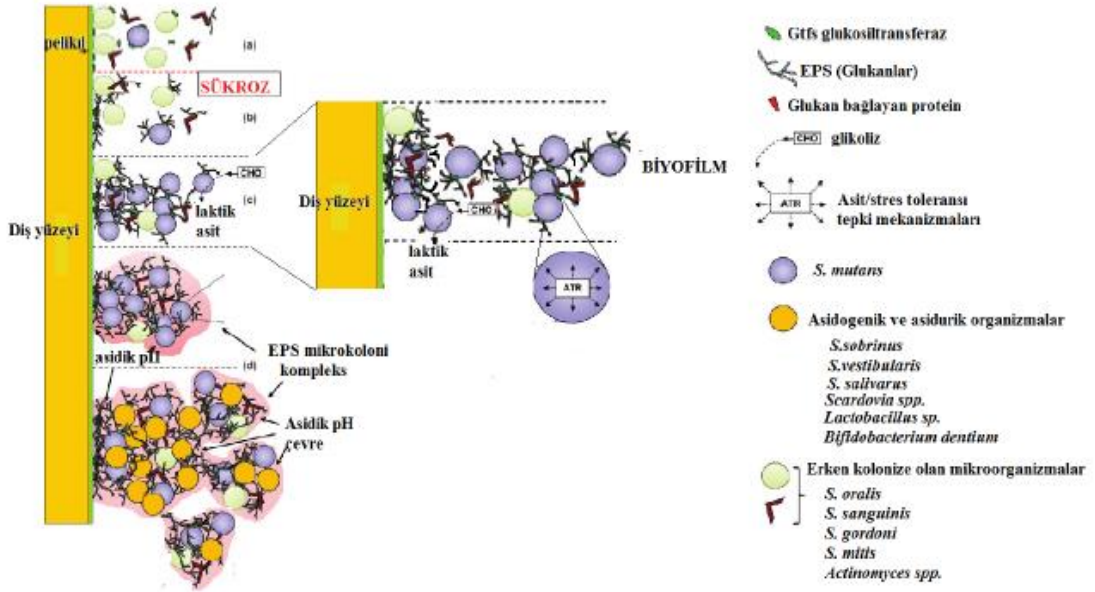
Pelikül oluşumu erken ve geç olarak ikiye ayrılır. Erken pelikül oluşumu, temiz diş yüzeyinin tükürük ile temasının hemen ardından oluşur. Yarım saat gibi kısa bir sürede dişler ince bir pelikül ile kaplanır. İki saatin sonunda olgunlaşarak 20-50 nm kalınlığa ulaşarak bakteri hücrelerinin adezyonuna izin verecek hale gelir. Oral kavitede bulunan bakteriler 24 saat içinde olgunlaşan pelikülün en dış tabakasına çeşitli yollarla kolonize olurlar. Pelikül yapısına ilk tutunan bakteriler başlangıç mikroflorasının %56'sını, streptokokların da %95'ini oluşturan *S.mutans*, *S.oralis*, *S. Sanguis* ve *S. mitis*'tir (159). 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 (159). 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. Genellikle streptokoklar karyojenik plakta yüksek yoğunlukta bulunurken, gram negatif bakteriler ise periodontal hastalıkların gelişmesinden sorumludurlar (159, 165, 166).

İlk 24 saatte plak oluşumu ve plaktaki bakteri sayısı hızlı bir artış halindedir. Sonraki günlerde oluşum hızı yavaşlamakta ve toplam sayılarında bir değişiklik olmamakla beraber bakterilerin türleri ve birbirlerine oranları değişiklik göstermektedir. 2-3 gün içerisinde olgunlaşan dental plak, dişin yüzeylerine göre bakteriyel çeşitliliğe sahiptir. Supragingival ve subgingival plaklardaki bakterilerde farklılık gözlemlendiği gibi, 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 (167). Mikrobiyal dental plak oluşumunun dakikalar ve günler içindeki değişimi şekil2.3’de (168) ve karyojenik biyofilm oluşumu şekil 2.4’de gösterilmektedir (169, 170).



Şekil 2.3. Mikrobiyal Dental Plak Oluşumu (168)



Şekil 2.4. Karyojenik Biofilm Oluşumu (169, 170)

2.2.4. Oral Streptokoklar

Oral streptokoklar, oro-farenkste yaşayan, değişken özelliklere sahip çeşitli organizmaların oluşturduğu bir gruptur. Pek çok araştırmacı oral streptokoklar için "viridans streptokoklar" genel adını kullanmıştır. Ancak, bu adlandırma bütün türlerin kökenini tam olarak temsil etmemektedir; çünkü bazıları gastrointestinal, vajinal vb. yerlerden kaynaklanmaktadır (171).

Yeni tiplendirme teknikleri, özellikle moleküler biyolojiye dayalı olanlar, bu grubun kökeninin ve sınıflandırmasının karmaşık yapısını ortaya koymuştur. Gelişen moleküler biyoloji teknikleri ile birlikte, pek çok tür tanımlanmaya devam etmekte, buna bağlı olarak da oral streptokokların isimlendirilmesi sürekli değişmektedir (4, 172)

Tipik olarak kan agarı üzerinde α -hemoliz gösterirler, ancak bazı suşlar non-hemolitik ve β -hemolitik olduğu için, bu sabit bir özellik değildir. Streptokoklar; küresel veya oval şekle sahip, kısa veya uzun zincirler oluşturan bakterilerdir. Bu zincirler 2-12 veya daha fazla kottan meydana gelir. Anilin boyaları ile kolay boyanarak, gram pozitif olarak tanımlanırlar. Aerop ve fakültatif anaerop mikroorganizmalardır. Hareketsiz olan streptokoklar, sporsuzdur, gaz üretmezler, metabolizmaları fermentatifdir, katalaz içermezler ve ideal olarak 37°C'de çoğalırlar (4, 172).

Streptokoklar 16S ribonükleik asit (RNA) sekanslarına göre 6 ana filogenetik kümeye bölünmüş olup, bunlar, pyojenik, anginosus, mitis, mutans, bovis ve salivarius gruplarıdır. Belirtilen 6 ana gruptan salivarius, mitis, sanguis ve mutans grupları ağızda bulunan başlıca streptokok türleridir (31). Bu dört grup da pek çok alt tür içermektedir (173). Oral streptokok türleri ve içerdikleri alt türlerden bazıları tablo 2.1'de özetlenmiştir (171, 172).

Tablo 2.1.Oral streptokoklar ve alt türlerinden bazıları

Mutans Grup	Salivarius Grup	Anginosus Grup	Mitis Grup	Sangius Grup
<i>S.mutans</i>	<i>S.salivarius</i>	<i>S.consellatus</i>	<i>S.mitis</i>	<i>S.sanguinis</i>
<i>S. Sobrinus</i>	<i>S.vestibularis</i>	<i>S.intermedius</i>	<i>S.sangius</i>	<i>S.parasanguinis</i>
<i>S.cricetus</i>	<i>S.infantarius</i>	<i>S.anginosus</i>	<i>S.gordonii</i>	<i>S.gordonii</i>
<i>S.rattus</i>		<i>S.milleri</i>	<i>S.oralis</i>	
<i>S.ferrus</i>			<i>S.crista</i>	
<i>S.macacei</i>				
<i>S. downei</i>				

Mutans Streptokoklar (MS)

MS'ler, Clarke tarafından, 1924'te çürük lezyonlarından izole edilmiş ve gram boyamada oval görünümde olmasından kaynaklı streptokokların mutasyona uğramış bir formu olduğu düşünülerek mutans streptokok adı verilmiştir (174).

MS, mannitol, sorbitol gibi karbonhidratları fermente ederler, sakkarozdan çözünebilen ya da çözünemeyen ekstrasellüler polisakkarit üretirler. Diyetle karbonhidrat alımı yetersiz ise karbonhidrat deposu olarak görev yapan intrasellüler polisakkarit sentezi yaparlar. MS; fermente edilebilen karbonhidratlardan asit oluşturup, bu asit ortamda büyüyüp yaşamlarını idame ettirebilirler. Bu özellikler, MS'e karyojenik nitelik kazandırır ve diş çürüğü patojenitesinde yer almalarına neden olur. MS, mine yüzeyinde glukanla kaplı halde bulunduklarından, tükürüğün tamponlayıcı etkisi engellenir ve glikoliz boyunca büyük oranda üretilen laktik asit mine yüzeyinden uzaklaştırılmaz. Deney hayvanları şükrozlu diyet ile beslendiğinde, *S.mutans* ve *S.sobrinus*'un tüm diş yüzeylerini etkileyerek büyük ölçüde karyojenik olduğu bildirilmiştir (174-177)

MS farklı kaynaklardan toplandığında, önemli serolojik ve genetik heterojenite göstermiştir. Bu da farklı genetik çalışmalara yol açmış ve hücre duvarındaki karbonhidratların antijenik spesifitelerine (özelliklerine) göre 7 farklı tür ve bu türlere ait 8 farklı serotip tanımlanmıştır (172, 174, 178). Bu alt türlerden *S. mutans* ve *S. sobrinus* insandan, özellikle oral kaviteden en

çok izole edilen türlerdir. *S. cricetus* ve *S. rattii* ise insandan nadiren izole edilmektedir (179). MS'den bazıları orijin aldıkları kaynaklarla birlikte Tablo 2.2'de gösterilmiştir (171).

Tablo 2.2. Mutans Streptokok Türleri ve Orijinleri

Mutans Grubu	Orijinleri
<i>S. mutans</i>	İnsan
<i>S. Sobrinus</i>	İnsan, fare
<i>S. Crietus</i>	Fare, insan
<i>S. Downei</i>	Maymun
<i>S. Ferus</i>	Fare
<i>S. Macaccae</i>	Maymun
<i>S. Ratti</i>	Fare, İnsan
<i>S. Hyovaginalis</i>	Domuz

Streptokokkus Mutans

S. mutans, gram-pozitif, katalaz negatif, hareketsiz ve zincirler halinde gruplanmış küresel bakterilerdir. Hızlı bir şekilde laktik asit üretirler. Yaşam alanları genellikle dental yüzeyler olmasına rağmen, kalp kapakçıkları ve büyük damarlardaki ateromatöz plaklarda da tespit edilmektedirler. MS grubundaki bakteriler içinde, oral kavitede en baskın olan türdür. *S. mutans* virulans faktörleri; bakterinin asidogenezis, asidürik, asidofil özelliklerde olması, (ekstraselüler polisakkarit) EPS, glukan bağlayıcı proteinleri, adezinler, duvarla ilişkili protein A ve bakteriosin sentezi yapabilmesiyle karakterizedir (179).

Organik asit üretimi, biyofilm oluşumu ve asit toleransı, *S. mutans* ile ilişkili ana virülans özelliklerdir. Bir biyofilm oluşturmada önce *S. mutans*, serbest planktonik hücreler olarak bulunur. Planktonik hücrelerden biyofilme geçiş, sükrözden bağımsız veya sükröze bağlı bir mekanizma yoluyla ilerleyebilir. Bağımsız yolda *S. mutans*, pelikula bağlanır. Bakteri sükröze maruz kaldığında, glukosiltransferazlar yoluyla uzun polimer glukan zincirlerini sentezlemeye başlar. Dişe yapışmaya yeni sentezlenen glukanlar ve ayrıca glukana bağlanan proteinler aracılık eder. Glukanlar, planktonik hücreler için ek bağlanma yerleri sağlar ve büyüyen

biyofilmin mimarisini oluşturur. Hücreler EPS biriktirip salgıladıkça, mikrokoloniler oluşur ve sonunda olgun biyofilmlere dönüşür. Şeker alımındaki eşzamanlı artış, organik asitlerin üretimi ile sonuçlanır. Sürekli asit üretimi, diş minesinin demineralizasyonu ile sonuçlanan *S.mutans* patojenitesinde anahtar rol oynar. *S. mutans*, sıklıkla bulundukları düşük pH ortamı nedeniyle bir asit tolerans tepkisi geliştirmiştir. Membrana bağlı protontranslocating ATP-ase enzimi ile H⁺ iyonlarını hücre dışına pompalayıp hücre içi asit konsantrasyonunu azaltarak, asit ortama diğer bakterilerden daha fazla dayanıklılık gösterebilirler. Olgun biyofilmler, ağız boşluğunu da kolonize eden diğer bakterileri yenmek için artan asitlilik (düşük pH ortamlarına dayanma yeteneği) sergiler. Sonuç olarak, asit toleranslı bir flora ortaya çıkar ve bu da diş çürükleri ve diğer ağız hastalıklarının oluşumunu daha da teşvik eder çünkü asidiklik patojenite ile birlikte artış eğilimi gösterir (176).

S. Mutans'ın bazı vitaminler haricinde çoğalması için özel şartlara ihtiyacı yoktur. Nitrojen kaynağı olarak sadece amonyağı kullandığından, dental plağın derinlerinde, anaerobik bir ortamda ve amonyağın yeterli olduğu durumda, eksojen amino asitlere ihtiyaç duymadan da yaşamlarını sürdürebilirler (180).

Mitis Streptokoklar

Mitis grubu, 20 tür ile oral kavitede bulunan bakteri gruplarının en büyüğüdür. Mitis grubundaki türler, yalnızca 16S rRNA sekansına, özellikle *S.oralis* ve *S. mitis*'e dayanarak farklılaşmak zorunda kalmıştır (181). Streptokokların mitis grubunun bir üyesi olan *S.mitis*, dişler, dil ve mukozal yüzeylerin yanı sıra bademcikler ve nazofarinks de dahil olmak üzere oral kavitenin hemen hemen tüm yüzeylerinde koloni oluşturular (182, 183). Ayrıca yenidoğanların ağız boşluğunda koloni oluşturan ilk bakterilerden biridir (183).

Temizlenmiş diş yüzeylerine ilk kolonizasyon, mutant olmayan streptokoklardan *S.sanguinis*, *S.oralis* ve *S.mitis* ile başlamaktadır (184). *S. mitis* gibi erken kolonize olan bakterilerin, gelişmekte olan oral biyofilmlerde ikincil kolonize olan bakterilerin adezyonu için temel oluşturduğu düşünülmektedir (185).

2.3. Bakteri Adezyonu ve Biyofilmi İncelemekte Kullanılan Yöntemler

Bir bakterinin konakta hastalık oluşturabilmesi için öncelikle konak dokuya tutunması gerekmektedir. Oral kavitede bulunan bakteriler dişetine, dişlere, protez ve restoratif materyallerin 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. Oluşan streptokok örgüsü, diş yüzeyine direk olarak yapışamayan spiral ve filamentöz bakteriler gibi diğer mikroorganizmaların yapışmasına da olanak sağlar. Bu oluşan yapının değerlendirilmesinde farklı yöntemler kullanılmaktadır (176).

Biyofilm analizlerinde; mikroorganizmanın sayısı ve türü, mikrobiyal popülasyonun canlılığı (ölü / yaşayan hücreler), popülasyonun yaşı ve kalınlığı (tek tabakalı veya çok tabakalı), biyofilmlerin yapısı (homojen, düzensiz, yoğun, gözenekli) ve yüzey topografisi değerlendirilmektedir (168).

Biyofilm analizlerinde uygulanması için mikrobiyolojik kültür teknikleri, kolorimetrik teknikler, mikroskopik teknikler, fiziksel yöntemler, biyokimyasal yöntemler ve moleküler yöntemler gibi farklı teknikler kullanılmaktadır (168, 186, 187).

2.3.1 Bakteri Sayım Yöntemleri

Bir sıvı içerisinde; homojen bir süspansiyon şeklinde bulunan bakterilerin sayısı, 1 ml deki sayı olarak belirtilmektedir. Bakteri sayımında kullanılan bir çok yöntem vardır. Doğrudan bakteri sayım yöntemleri arasında ayma kamarası ile bakteri sayımı, kan alyuvar karşılaştırmalı bakteri sayımı, elektronik sayıcı ile bakteri sayımı ve radyoaktif işaretleme ile bakteri sayımı yöntemi yer almaktadır. Dolaylı bakteri sayım yöntemlerinde, total hacim tayininde; bir miktar bakteri santrifüj tüplerine yerleştirilerek kuvvetlice santrifüj edilir. Tüpün dibinde çökelen hacim belirlenerek bakteri miktarı tayini yapılmaktadır. Koloni sayım temeline dayalı bakteri sayım yöntemi ise bakterilerin sayımı için en temel metotlardan biridir. Bakteri sayımını gerçekleştirebilmek için dökme plak veya yüzeye yayma yönteminden yararlanılmaktadır. Dökme plak yönteminde; ölçülü bir hacimde (1 ml) örnek, uygun erimiş agar besiyeri (10 ml) ile steril bir petri kabında karıştırılır. 37°C de 1 gece inkübe edildikten sonra koloniler sayılır ve gerektiğinde orijinal solüsyondaki bakteri yoğunluğu saptanır. Yüzeye yayma yönteminde; bakteri içeren orijinal örnek, bir seri seyreltme işlemlerine tabi tutulur ve en yüksek seyreltmeden başlanarak her seyreltiden bir kısım alınmak suretiyle agar plakların yüzeyine pipetle konur ve ardından bir öze veya alevden geçirilmiş cam çubuk ile tüm yüzeye yayılır. Plaklar 37°C de 1 gece inkübe edilir ve koloniler sayılır. Oluşan her koloninin bir canlı üniteden oluştuğu düşünülmektedir. Bu yöntemde oluşan kolonilerin sayımı 'koloni oluşturan birim (KOB)' cinsinden hesaplanır (188).

2.3.2. Mikroskopik Teknikler

Mikroskoplar, bakteriyel adezyonun gözlemlenmesi için kullanılan direkt metotlardandır. Adezyon oranı olarak adlandırılan, yapışan her hücrenin sayısı ve bakteri ile kaplanan materyal yüzey alanının yüzdesi, bakteriyel adezyon çalışmalarında mikroskoplar aracılığıyla saptanan başlıca 2 parametredir. Bununla birlikte; kümeleşme, ayrık ve üniform olarak sınıflandırılan adezyon modelleri de mikroskoplar ile gözlenebilmektedir (189).

Işık Mikroskobu

Materyal yüzeyine yapışan bakterilerin ve hücrelerin incelenmesi için kullanılan en kolay yöntemdir. Işık mikroskobunun en önemli avantajı; dinamik adezyon çalışmalarında dijital kayıt cihazının bağlanması ile bakteriyel adezyonun eş zamanlı olarak izlenebilmesine olanak sunmasıdır. Bu avantajına rağmen; ışık mikroskobu ile sadece optik olarak şeffaf olan sistemler incelenebilmekte ve sınırlı çözünürlüğü nedeniyle bakterilerin incelenmesinde zorluklarla karşılaşmaktadır. Geleneksel ışık mikroskobu için, elde edilebilecek en yüksek çözünürlük yaklaşık 200 nm'dir (187, 190).

Floresan Mikroskobu

Işık mikroskobu yaklaşımlarının çeşitli yöntemlerle geliştirilmesi, canlı örneklerin doğal kontrastını artırarak onları daha görünür hale getirmiştir (191).

Bununla birlikte, proteinler, lipidler veya iyonlar gibi hedefler için özgüllükleri açısından uyarlanabilen çeşitli floresan göstergeler kullanılarak, floresan mikroskobunun tanıtılması hücre fizyolojisinin incelenmesine izin veren büyük adımlardan biri olmuştur (192).

Floresansın altında yatan süreç, bir gösterge tarafından ışık enerjisinin (bir foton) emilmesini ve ardından bu ışık enerjisinin bir kısmının (başka bir foton olarak) birkaç nanosaniye sonra emisyonunu içerir. Bu süreçte bir miktar enerji kaybolduğundan, yayılan foton, emilen fotondan daha az enerjiye sahiptir. Ancak, tüm teknikler gibi, floresan mikroskopisi de en önemlisi çözünürlük olan pratik fiziksel sınırlamalara tabidir (191).

Floresan mikroskobu, çeşitli floresan boyalarla boyanan yüzeylerdeki bakterilerin sayılması amacıyla kullanılır. Fiksasyon işlemi ve boyama işleminden sonra bakteriler canlılıklarını kaybetmektedirler, ancak yapışan toplam bakteri sayısı bu teknikle değerlendirilebilir (190).

Faz Kontrast Mikroskobu

Faz kontrast mikroskobu; sadece hücrelerin kültür ortamında, hücreyi veya hücre topluluğunu incelemek amacıyla kullanılır. Işığın farklı kırılma indisine sahip hücre ve hücre dışı yapılardan geçerken hızını ve yönünü değiştirmesine (faz-kontrast farklılığı yaratılmasına) dayanır (193).

Konfokal Taramalı Lazer Mikroskopisi (KTLM)

Biyofilmlerin görüntülenmesinde kullanılan en yeni yöntemlerden biri de KTLM'dir. 1980'lerin sonlarında ticarileştirilmesinden bu yana, KTLM, biyolojik hücre ve dokuların üç boyutlu yapısal çalışmaları için en yaygın floresan mikroskopi tekniklerinden biri haline gelmiştir. Yaklaşımın esnekliği, canlı hücrelerdeki dinamik süreçlerin hızlı görüntülenmesinden, dokuların detaylı morfolojik analizlerine ve protein ekspresyon modellerinin ortak lokalizasyonuna kadar çok çeşitli çalışmalarda uygulanmasını mümkün kılmıştır. (186)

Floresan problemlerinin kullanımı, biyolojik sistemlerin üç boyutlu yapısı ve dinamik davranışının incelenmesinde her yerde yaygın hale gelmiştir. Kullanım alanları, protein lokalizasyonunun analizlerinden, bir numunenin üç boyutlu morfolojisinin değerlendirilmesinden, kalsiyum sinyali gibi dinamik süreçlerin incelenmesinden ve tek molekül difüzyonuna kadar geniş bir yelpazeden oluşmaktadır. Floresan saptama yöntemlerinin uygulanmasındaki çoğalma ile aynı zamana denk gelen, daha yüksek çözünürlük, daha yumuşak görüntüleme ve daha hızlı kazanım oranlarına sahip daha hassas mikroskopi yaklaşımlarına duyulan ihtiyaç artmıştır. Bu amaçla, değişen permütasyonları ile KTLM, floresan problemleri kullanılan herhangi bir çalışma için önemli bir görüntüleme aracı haline gelmiştir (186).

Herhangi bir mikroskopi yaklaşımının ana hedefi, bir görüntü arasında kontrast oluşturmaktır. Floresan görüntülemelerde bu kontrast, odak düzleminden kaynaklanan sinyal ile odak dışı floresan arasındaki fark olarak tanımlanabilir. Tek başına epi-floresan görüntüleme, nispeten ince (tipik olarak 5 µm veya daha ince) numunelerde büyük çözünürlük ve hassasiyet oluşturabilir. Daha kalın örneklerde, odak düzleminin üstünden ve altından ışık saçılması, birincil sinyalin alınmasını engellemeye başlar. Sonuç olarak, son birkaç on yılda, saçılan ışığın etkilerini azaltarak floresan kontrastını iyileştirmeyi amaçlayan optik kesitlemeyi kolaylaştırmak için geliştirilmiş bir dizi yeni yaklaşım olmuştur (194). Bununla birlikte, bu zaman aralığında, en kolay benimsenen floresan mikroskopi tekniği, KTLM olmuştur (195). KTLM çok yönlüdür. Yöntem, morfolojik özellikleri incelemek, canlı hücrelerde dinamikleri

kaydetmek için çok uygundur ve spektral görüntüleme gibi diğer görüntüleme modlarıyla kolayca entegre edilebilir (196, 197).

Floresan etiketli antikorlar 1940'ların başlarında geliştirilmiş olsa da, bunların farklı proteinleri etiketlemek için kullanılabilecekleri temel olarak 1970'lere kadar gerçekleşmemiştir (198). Bu yıllarda, çeşitli immüno-histokimyasal hedefleri incelemek için floresan mikroskopi kullanımına olan ilgi de artmıştır. Ancak, epi-floresan görüntülemedeki eşzamanlı artışla birlikte, kalın doku bölümlerinin görüntülenmesinin, ışık saçılımının etkileriyle büyük ölçüde sınırlı olduğu ortaya çıkmıştır (186).

Modern ve ticari olarak başarılı ilk KTLM, Cambridge Üniversitesi'nde Brad Amos ve John White tarafından geliştirilmiştir (199). Tasarımları, cihazın, taramalar sırasında minimum bozulma ile kalın biyolojik numuneleri hızla taramasını sağlayan bir dizi temel değişikliği içermektedir. Bu yöntem numuneyi hareket ettirmek yerine ışık huzmesini taramaya yöneliktir (186).

KTLM görüntüleri, biyofilm yapısındaki hücrelerin kalınlığını ve dağılımını belirlemek için kullanılabilir. KTLM ile görüntülemede bir floresan boya kombinasyonu kullanımı in vitro biyofilm analizi için rutin bir uygulama haline gelmiştir. Boya kombinasyonu, yeşil floresan nükleik asit boyası (SYTO 9) ve kırmızı floresan nükleik asit boyasından (propidium iyodür) meydana gelmektedir. Tek başına kullanıldığında, SYTO 9 boyası genel olarak popülasyondaki sağlam membranlı ve hasarlı membranlı olarak tüm bakterilere nüfuz etmektedir. Bunun tersine, propidium iyodür boyası ise sadece hasarlı membranlara sahip bakterilere nüfuz etmektedir. Bu nedenle, uygun bir SYTO 9 ve propidium iyodür boya karışımı ile sağlam hücre zarlarına sahip bakteriler flüoresan yeşile, hasar görmüş zarlara sahip bakteriler flüoresan kırmızıya boyanmaktadır (168, 200).

Elektron mikroskopisinde karşılaşılan dehidratasyon ve deformasyon gibi istenmeyen değişikliklerle KTLM mikroskobisinde karşılaşılmaz. (200).

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM çok ince (10 µm) bir elektron demetinin incelenen yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya art arda hareket etmesi ile çalışmaktadır. İnceleme yapılmadan örneklerin yüzeyi ince bir metal tabakası (altın, karbon, altın-palladyum, platin gibi) 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 dedektörlerle yakalanan sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülürler. Katot tüpüne gönderilen elektriksel sinyaller işlenir ve bilgisayar ekranında yüzeyin üç boyutlu görüntüsü elde edilir. Işık mikroskobuna oranla, SEM kullanılarak 400 kat daha yüksek çözünürlüğe sahip görüntüler elde edilebilir (201).

Mikrobiyal biyofilmlerin yapısal özelliklerini görüntülemeye en çok kullanılan yöntemlerden birisi SEM'dir. SEM; hücrel morfolojilerin ayırt edilerek, eş zamanda substratlara adezyonun direkt olarak gözlemlenmesinde kullanılmaktadır. Ancak numunelerin, değerlendirilmesi için gereken yüksek vakum ve biyolojik numunelerin, iletken olmayan özelliklere sahip olması nedeniyle fiksasyon, dehidrasyon ve iletken bir malzeme ile kaplanması gerekmektedir (202).

SEM ile farklı bakteri türlerinin değerlendirilmesi mümkün değildir. Ayrıca kokların, çubukların ve filamentlerin bakterinin görünümüne göre ayırt edilmesi bazen zordur. Bununla birlikte SEM, edinilmiş dental pelikül gibi oluşumların veya proteinli tabakaların araştırılması için değerli bir araçtır. Bu nedenle SEM, belirli proteinlerin görselleştirilmesi ve miktarının belirlenmesi için altın immüno-etiketleme teknikleriyle birleştirilebilir (202). SEM, aynı zamanda mine yüzeyinin topografik yapısını ve meydana gelen değişikliklerin detaylıca incelenmesine olanak tanımaktadır.

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, 1 nm'den daha düşük olan çok yüksek bir çözünürlüğe ulaşabilir. Vakum koşullarının gerekli olmaması nedeniyle büyük bir avantaja sahiptir. Membran bileşenleri ve canlı hücreler, doğrudan tamponda veya katı substratlar üzerinde değerlendirilebilir. Antibakteriyel ajanların uygulanmasının yanı sıra hücre-hücre etkileşimlerinden kaynaklanan yapısal değişikliklerin gerçek zamanlı olarak izlenmesi de mümkün olmaktadır (202).

Son yıllarda membran proteinlerini ve canlı hücreleri yüksek çözünürlükte gözlemlemek için AFM kullanımında bir ilerleme kaydedilmiştir. Tek zar proteinlerini manipüle etmek, hücreler üzerindeki yüzey özelliklerini ve reseptör bölgelerini haritalamak ve tek hücre ve tek molekül seviyelerinde hücrel etkileşimleri ölçmek için kuvvet spektroskopisinin uygulanmasında da dikkate değer ilerlemeler kaydedilmiştir (203).

Mikrobiyal hücre duvarları, hücre şeklini belirleme ve koruma, hücreleri olumsuz ortamlara karşı koruma, konakçı etkileşimlerine ve biyofilm oluşumuna aracılık etme ve bağışıklık tepkisini düzenleme gibi birçok önemli işlevi yerine getirir (204). Mikrobiyal hücre duvarı bileşenlerinin yapıları ve biyokimyasal bileşimleri genellikle iyi karakterize edilmiş olmasına

rağmen, bölgesel organizasyon, konformasyonel özellikler ve hücresel bileşenlerin etkileşimleri hakkında çok az şey bilinmektedir. Bu, büyük ölçüde, mikrobiyolojideki geleneksel yöntemlerin tek hücreler ve tek moleküller yerine, büyük hücre veya molekül topluluklarına odaklanmasından kaynaklanmaktadır (205).

Nanoteknolojideki son gelişmeler, özellikle AFM, mikrobiyolojide tek hücreler ve tek moleküller üzerinde çalışmak için yeni fırsatlar sağlamıştır. AFM, membran proteinlerini ve canlı hücreleri nanometre çözünürlükte doğrudan tampon çözeltisinde görüntüleyebilir bu, elektron mikroskobu tekniklerine göre önemli bir avantajdır. Özellikle tek hücrelerin gerçek zamanlı görüntülenmesi, büyüme veya ilaç etkileşimlerinin neden olduğu yapısal değişiklikler gibi dinamik yapısal olaylar hakkında yeni bilgiler sağlar. Yapısal görüntülemenin yanı sıra, kuvvet spektroskopisi modu, hücrelerin nano ölçekli kimyasal ve fiziksel özelliklerini ölçmek için giderek daha fazla kullanılmaktadır (205, 206).

AFM cihazı çok küçük esnek bir kolun ucuna monte edilmiş bir probdan oluşan merceksiz mikroskop tipidir. AFM cihazı, kontakt, non kontakt ve tapping mod olmak üzere üç modda çalışır. Biyolojik örneklerde kontakt mod tercih edilir. Diğer görüntüleme tekniklerine göre herhangi bir yüzey kaplaması gerektirmemesi, doğrudan yükseklik ölçümü yapabilmesi, elektriksel iletken olmayan yüzeylerde de kullanılabilmesi avantajlarıdır. Prob, örnek yüzeyi boyunca tarama yaparken örnek yüzeyinin özelliklerine bağlı gösterdiği dikey sapmalar sayısal olarak belirlenir. Yükseklik farklarının büyüklüğünün saptanması, bir lazer prob ve dört parçalı dedektörün yüzey boyunca tarama yaparken, geri dönen sinyallerin sağlanmasıyla yapılır. Tarama mikroskopları arasındaki yeri bu özellikleri sebebiyle farklıdır. AFM kullanımı ile üç boyutlu sayısal görüntü sağlanabilmektedir. Veriler üzerinde sayısal işlemlerin yapılması ve incelenen örneğin konumu değiştirilmeden farklı açılardan ve farklı bölgelerden inceleme yapılabilmesi avantajdır (207).

2.4. Restoratif Materyallerin Bakteri Adezyonunu Etkileyen Yüzey Özellikleri

Ağız boşluğundaki sert yüzeylerin fiziksel ve kimyasal yapıları, pelikül yapının özelliğini, başlangıç bakteriyel adezyonunu ve biyofilm oluşumunu etkileyebilmektedir. Bu durum, dental yapılarla doğrudan kontakta olması nedeniyle tekrarlayan (ikincil) çürük oluşumu riskine neden olan restoratif materyallerin önemini artırmaktadır. Çeşitli klinik araştırmalarda, restorasyon başarısızlığının ana nedeni olarak ikincil çürüklerin hala en etkili etkenlerden olduğu ve bu lezyonların diş restorasyonlarının etrafındaki biyofilm birikimi ile olan ilişkisi gösterilmiştir (14). Restoratif materyallerdeki mikrobiyal adezyonu değerlendiren çalışmalarda biyofilm oluşumunda farklılıklar görülmektedir. Farklı materyaller arasındaki mikrobiyal

adezyondaki çeşitlilik, materyalin kimyasal bileşim ve yüzey karakteristikleri gibi özellikleriyle ilgili olduğu belirtilmiştir (17) .

2.4.1 Yüzey Sertliği

Restoratif materyallerin en önemli fiziksel özelliklerinden biri yüzey sertliğidir. Yüzey sertliği, aşınma ve çizilmeye karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında deforme olmasını önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir. Materyallerin aşınma direncinde, dental yapılar ve materyaller karşısında abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde de yüzey sertliği önemli bir rol oynamaktadır (208).

2.4.2 Yüzey Pürüzlülüğü

Bakteri adezyonunu ve sonrasında biyofilm oluşumunu etkileyen faktörler arasında en önemli faktörlerden birinin ise yüzey pürüzlülüğü olduğu belirtilmektedir (209). Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin özelliklerine ya da elde edilme yöntemine bağlı olarak oluşan yüzey dokusundaki düzensizliklerdir (210). Yüzey pürüzlülüğü ve yüzey düzensizlikleri plak birikimine, gingival inflamasyona ve restoratif materyallerin estetiğinde ve kullanım ömründe azalmaya sebep olabilmektedir (211).

Pürüzsüz yüzeyler sürtünme katsayısını ve aşınma hızını azaltarak restorasyonların klinik ömrünü uzatmakta ve restoratif materyallerin kırılma direncini artırmaktadır. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün az olması, mikroorganizmaların tutunmalarını zorlaştırmaktadır (212, 213).

Pürüzlü yüzeyler, fırçalama, kas hareketi ve tükürük akışından korunan mikro girintiler sağlar. Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili biyofilm oluşumunu arttıran bir diğer faktör de yüzey alanının artmış olmasıdır (209).

Pürüzlülük değerleri, genellikle ortalama yükseklik (Ra), ortalama kare pürüzlülük (Rq) ve on noktalı yükseklik (Rz) gibi farklı parametrelerle tanımlanır (214). Birçok pürüzlülük parametresi vardır, ancak arimetrik ortalama alınan şekli (Ra) en yaygın kullanılanıdır (215). Ra'nın supra ve subgingival plak oluşumu gözlenmeyen eşik değeri 0,2 μm 'dir (209). Dil ucuyla pürüzlülük tespit etme eşik sınırı ise 0,3 μm 'dir (216).

Mikrobiyal adezyon ve biyofilm formasyonunda serbest yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğünün her ikisi de etkili iken, biyofilm bileşim ve birikiminde pürüzlülüğün daha önemli olduğu, buna karşılık benzer pürüzlülük değerlerine sahip yüzeyler karşılaştırılırken ise

serbest yüzey enerjisinin etkisinin daha büyük olduğu görülmektedir (13). Çalışmalarda, bir dental restoratif materyalinin yüksek yüzey pürüzlülüğünün, serbest yüzey enerjisinin ve düşük hidrofobikliğin, yüzeyde artmış biyofilm oluşumuyla ilişkili olduğu görülmüştür. Bu nedenle, restoratif materyaller üzerinde biyofilm oluşumunu en aza indirmeye yönelik girişimlerde, oral mikroorganizmaların adezyonu ve kolonizasyonu için olumsuz koşullara sahip, düşük yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisine ve yüksek hidrofobikliğe sahip materyallerin geliştirilmesine odaklanılmaktadır (16, 18).

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü, biyofilm oluşumunu etkileyen yüzey özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir özelliktir. Bu parametreyi değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılabilmektedir (217). Orijinal uluslararası standartlar 1984'te yayınlandığından bu yana, pürüzlülüğü ölçmek için 100'den fazla varyasyon geliştirilmiştir (218). Bunlardan bazıları tablo 2.3' de verilmiştir. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirebilmek için çeşitli teknikler ve cihazlar geliştirilmiştir. Yüzey profili analizi (profilometre), SEM ve AFM ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılabilmektedir (207).

Tablo 2.3. Yüzey Ölçümünde Kullanılan Parametreler

Parametre	Tanımlaması
Ra	Profilin merkez hattından tüm sapmaların aritmetik ortalaması
Rq	Profilin merkezi hattından tüm sapmaların geometrik ortalaması
Rz	Profilin beş ardışık numunenin uzunluğunun beş pürüzlülük değerinin ortalaması
Rmax	Beş pürüzlülük değerinin en büyüğü
Rp	Profilin uzunluğu içinde merkez çizgisinin üzerindeki en yüksek noktanın yüksekliği
Rpm	Rp'nin ardışık beş örnek uzunluktaki ortalama değeri
Rv	Profilin uzunluğu içinde merkez çizgisinin altındaki en alçak nokta derinliği
Rt	Değerlendirme uzunluğu içindeki profilin en yüksek ve en düşük noktaları arasındaki dikey yükseklik
Rtm	Beş ardışık numunenin uzunluğunda ortalama değer veya Rmax

Profilometre Analizi

Profilometrelerin konvansiyonel (mekanik) ve optik olmak üzere iki farklı çeşidi vardır. Her iki profilometre de kantitatif ölçümler yapmakta ve benzer pürüzlülük parametreleri kullanmaktadır (219).

Konvansiyonel profilometreler, örnek yüzeyine, boyutları belirli olan bir elmas uç yardımı ile temas ederek yüzeyin taranması prensibiyle çalışan iki boyutlu ölçüm yaparlar. Elmas uç, örnek yüzeyinde belirli bir hızda hareket ederken, yüzeydeki pürüzlülükler sonucu elmas ucun yaptığı dikey hareketler, elektriksel akım farklılıkları oluşturarak sonucu yüzey profili olarak kaydedilir ve yüzey topografisi ile ilgili sonuçlar rakamsal veya grafiksel olarak elde edilir (219).

Profilometre ile yüzeylerin incelenmesinde Ra, Rz, Rpm gibi birçok parametre kullanılır. Ra parametresi, bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğü olarak tanımlanır ve profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır. Rz yüzey parametresi; ard arda gelen beş parçada, ortalama tepe-vadi yüksekliği olarak tanımlanır. Rpm yüzey parametresi, ard arda gelen beş örnek parçasındaki ana derinlik seviyesi olarak tanımlanır. Ra ve Rz parametreleriyle karşılık gösterdiğinden Rpm nispeten profil şekli hakkında bilgi verir. Küçük Rpm değeri geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değerleri ise sivri ve keskin kenarlı profili gösterir (215, 220).

Optik profilometreler ise, hem niteliksel hem de niceliksel üç boyutlu analiz sağlayan cihazlardır. Örnek yüzeyi ile mekanik bir temas olmaksızın optik ışınlarla tarama yapılmaktadır. Cihaz, ölçüm yaparken yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları kullanılır. Cihazın optik parçaları $100\ \mu\text{m}^2$ 'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir (219).

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM örnekleri üç boyutlu tarama imkanı sağlayan bir cihazdır. Materyal topografik yapısını ve meydana gelen değişikliklerin detaylıca incelenmesine olanak tanımaktadır. SEM ile malzemelerin morfoloji, boyut, şekil, topografi ve kristallografik yapıları hakkında bilgi elde edilir. Taramalı elektron mikroskobu; ayırım gücü, odak derinliği ve görüntü ile analizi birleştirme özelliği sayesinde araştırma ve incelemelerde sık kullanılan bir cihaz haline gelmiştir. Bununla birlikte; mikro işlemci ve bilgisayarların, mikroskopla birlikte kullanılmaları, cihaza kullanım kolaylığı getirmiş ve yeni araştırma yöntemlerine olanak sağlamıştır (221).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılabilmekte, üç boyutlu, nanometre çözünürlüğünde detaylı topografik görüntüler elde edilebilmektedir (207). Atomik kuvvet mikroskobu, 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 (222).

2.4.3. Yüzey Konfigürasyonu

Materyal yüzeyinin fiziksel konfigürasyonu, yüzey pürüzlülüğünden farklılık gösterir ve poröz yüzey gibi yüzeyin morfolojik tanımını içerir. Bu 3 boyutlu parametre rutin olarak taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilebilir (223).

Parlak ve düzgün bir yüzey, materyallerin estetik bir görünüm sağlamaları için çok önemlidir. Ayrıca bu görünümü ağız içinde de uzun bir süre boyunca devam ettirebilmeleri gerekir. Bununla birlikte, düzgün bir yüzey sayesinde materyalin sürtünme katsayısı düşerek, aşınma oranı azalır. Bu durum materyalin klinik başarısını da arttırmaktadır. Yüzeyi düzgün olan restorasyonlarda plak retansiyonu azalır. Böylece gingival irritasyonların, yüzeyde oluşan renklenmelerin ve ikincil çürüklerin önüne geçilebilir (207).

2.4.4. Yüzey Serbest Enerjisi ve Temas Açısı

Yüzey serbest enerjisi (SFE), bir sıvının yüzey gerilimine eşdeğer bir katı yüzeyin enerjisini tanımlar. ‘Maddenin alanını 1 cm² arttırmak için gereken iş’ olarak tanımlanır ve bir yüzeyin reaktivitesini belirleyen önemli bir faktördür. Belirli bir yüzeyde hidrofobiklik ile farklılık gösteren bir dizi sıvının oluşturduğu temas açısını (θ) ölçülmesiyle belirlenir. Katı bir yüzeyin veya sıvının toplam SFE'si polar, asit/baz ve dispersif (Van der Waals) etkileşimleri gibi farklı moleküler etkileşimlere bağlıdır (217).

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

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

γ_s^{TOT} : Toplam serbest yüzey enerjisi

γ_s^D : Serbest yüzey enerjisinin dispersif bileşeni

γ_s^P : Serbest yüzey enerjisinin polar bileşeni

Formülde üst simge olan ‘D’, dispersif bileşeni ve ‘P’ polar bileşenini temsil eder (217).

Bununla birlikte, SFE'yi değerlendirmek için farklı yöntemler araştırılmıştır. SFE'yi değerlendirmek için ilk yaklaşım 1964 yılında tanıtılmıştır (217). Bu yöntem, tek bir bileşeni değerlendirmiş ve test edilen yüzeyin SFE'sinin, test edilen yüzeyi tamamen ıslatabilecek en yüksek SFE'ye sahip sıvı ile eşdeğer olduğu sonucuna varılarak, farklı sıvılarla bir yüzeyin temas açısının ölçülmesi için sağlanmıştır. Bu kolay bir yöntemdir, ancak bu yöntemde SFE'nin farklı bileşenlerinin değerlendirilmesine izin verilmez. İki bileşenli teoriler arasında en çok kullanılanlardan biri, SFE'yi dispersif ve polar olarak ayıran Owens & Wendt yaklaşımıdır (224). Son olarak, van Oss tarafından sunulan yaklaşım, katı ve sıvı SFE'yi üç bileşenden ayırır: dağınık bileşen, asidik etkileşimlerden (σ^+) ve bazik (σ^-) etkileşimlerden kaynaklanan yüzey enerjisi. (σ^+) ve (σ^-) birlikte SFE'nin polar bileşenini belirler (225).

Pratik olarak, SFE genellikle temas açısının değerlendirilmesi ile uygulanır. Temas açısı ölçümleri, farklı materyallerin ıslanabilirliğini değerlendirmek amacıyla yapılmaktadır. Bu açı, sıvının yüzey gerilimi ve katının yüzey enerjisi nedeniyle materyallerin yüzey özelliğini belirtir (226).

Yüzeyin ıslanabilirliği, adezyon kuvvetleri ve kohezyon kuvvetleri arasında etkileşim ile saptanmaktadır. Sıvı-katı ara yüzeyinde sıvı molekülleri katı yüzeyin moleküllerini kendi moleküllerinden daha güçlü çektiklerinde, yani adeziv kuvvetler su molekülleri arasındaki koheziv kuvvetten güçlü olduğunda, yüzeyin ıslanabilirliği gerçekleşir.

Temas açısı ölçümünde; her sıvı için 10 damla, test edilen yüzeye konur ve sol ve sağ temas açıları ortalaması alınır. Bu analizde farklı sıvılar kullanılabilir. Örneğin, Carlén ve arkadaşları çalışmalarında (227) su, formamid ve diiyodometan, Sipahi ve arkadaşları (226) da etilen glikol, formamid ve diiyodometan kullanmıştır.

Katı yüzey ile sıvı yüzey arasında meydana gelen temas açısı ne kadar küçük olursa katı materyalin ıslanabilirliği de o kadar fazla olur. Yani katı bir materyalin bir sıvı tarafından ıslanabilirliğinde, temas açısı 90° 'nin üzerinde ise kötü, 0° ye yakınsa iyi olarak tanımlanmaktadır. İdeal olanı ise 0° olmasıdır ki bu durum katı materyalin tam olarak ıslandığını gösterir (228).

2.4.5 Materyalin Elemental İçeriği

Kullanılan materyallerin antibakteriyel özelliklere sahip olması da restorasyonun prognozu açısından önem taşımaktadır. Restoratif materyallerin iyon salınımı yapabilme özellikleri

sayesinde bakterilerin gelişmesini ve canlılığını engelleyebildikleri bildirilmiştir. Cam iyonomer içerikli restoratif materyallerden salınan florun hem uygulandığı dişte hem de komşu dişin yapısına dahil olarak çürüğe karşı koruduğu bilinmektedir (229). Enerji dağılımlı x-ışını spektroskopisi (EDS veya EDX) ve X-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS), restoratif materyalin yüzeyinin elemental analizi için kullanılan iki yöntemdir (217).

EDX (Energy dispersive x-ray) analizi

EDX analizi incelenen örnekteki mineral miktarını kantitatif olarak değerlendirebilen mikroanalitik bir tekniktir. EDX yöntemi imaj analizi ya da korelasyona dayalı değildir ve minerallerin direkt ölçümünü sağlamaktadır (230). Bu yöntemde, spektrumdaki x-ışını dalga boyları veya enerjileri tablolardan bulunur, elementler tespit edilir. Örnek yüzeyine gönderilen yüksek enerjili elektronlar örnekten elektron kopmasına sebep olur. Eğer elektronlar iç yörüngelerden kopmuşsa, atomik kararlılığı sağlamak için bu boşluklara dış yörüngelerden elektronlar sıçrarlar. Dış yörüngedeki daha yüksek enerjiye sahip olan elektron fazla enerjisini ışıma yaparak kaybeder. Bu kaybedilen enerji x-ışını meydana getirir. Yayımlanan x-ışını karakteristiğine göre yapının hangi element atomunu barındırdığı ve enerjinin hangi enerji kabuğundan yayımlandığı ortaya çıkar. Açığa çıkan x ışınları elektronik alıcılar tarafından algılanarak elde edilen veriler bilgisayar ekranında pikler oluşturur ve elementel analiz gerçekleşmiş olur. Elementlerin oluşturduğu pikler altlarındaki alanlarla doğru orantılıdır (231).

EDX veya EDS, SEM, İletim Elektron Mikroskobu (TEM) ve Taramalı İletim Elektron Mikroskobu (STEM) dahil olmak üzere çeşitli uygulamalarla birleştirilebilir. EDX, SEM ile birleştirildiğinde, çapı nanometre kadar küçük alanlarda elementel analiz sağlar. Elektron ışınının numune üzerindeki etkisi, numunede bulunan elementlerin karakteristiği olan x-ışınları üretir. Ölçülen yoğunluklar, element bileşimi ve dağılımı hakkında nicel bilgi verir. SEM ve/veya EDX numunelerinin yüksek vakum uyumlu olması gerekmektedir (232).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

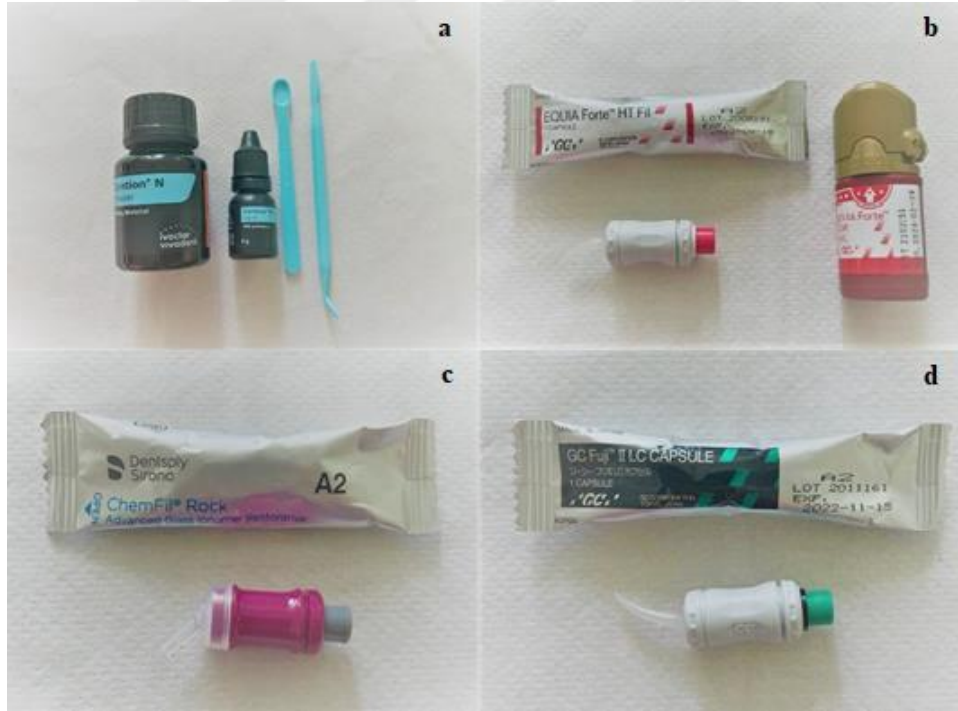
Çalışmamız, Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun, 24.06.2020 tarih ve KAEK-448 numaralı kararı ile etik açıdan onaylanmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılacak Materyallerin Seçimi

Çalışmamızda; kısa sürede ve tek basamakta uygulanabilen, yüksek oranda flor salma özelliğine sahip, güncel ve yeni geliştirilmiş olan;

- Alkasit (Cention-N, Ivoclar-Vivadent)
- HCİS (Equia Forte, GC)
- Çinko içerikli YVCİS (ChemFil-Rock, Dentsply-Sirona)
- RMCİS (Fuji II LC, GC)

olmak üzere dört farklı restoratif materyal kullanılmıştır (Şekil 3.1.). Çalışmada kullanılan restoratif materyallerin, içerik, marka ve üretici firmaları Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller a) Alkasit b) Hibrit Cam İyonomer Siman c) Çinko İçerikli Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Siman d) Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller ve içerikleri

Materyal	Marka/Üretici Firma	İçerik
Alkasit	Cention-N, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Kalsiyum baryum alüminyum florosilikat camı, kalsiyum florosilikat camı, iso-fillers, iterbiyum triflorür, dimetakrilatlar (UDMA, aromatik alifatik UDMA), başlatıcılar, stabilizatörler
Hibrit Cam İyonomer Siman	Equia Forte, GC Tokyo, Japonya	fluoroalüminosilikat cam, poliakrilik asit, distile su
Çinko İçerikli Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Siman	ChemFil-Rock, Dentsply-Sirona Konstanz, Almanya	kalsiyum-alüminyum-çinko-floro-fosforsilikat cam, polikarboksilik asit, demir oksit pigmentleri, titanyum dioksit pigmentleri, tartarik asit, su
Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	Fuji II LC, GC Corp, Tokyo, Japonya	Floralumino-silikat cam, polialkenoik asit, HEMA, alüminyum klorid, kamforokinon ve su

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

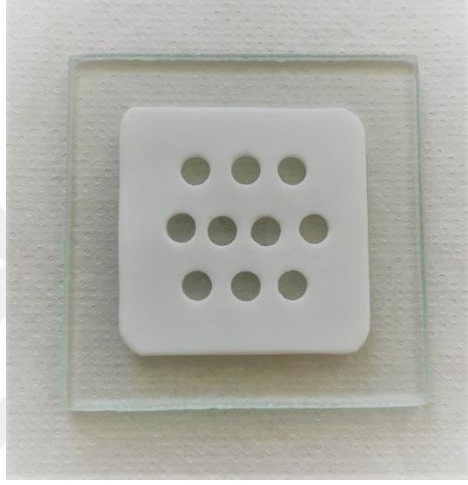
Cention-N, Fuji II LC ve Chemfill Rock materyallerinin her birinden 36 adet, Equia Forte materyalinden 48 adet olmak üzere toplam 156 adet disk hazırlanmıştır. Çalışma grupları kullanılan materyallere göre 4 ana gruba, yapılan işlemlere göre ise 13 alt gruba ayrılmıştır:

1. Cention-N grubu (CN)
 - CN-K (n=12): Örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.
 - CN-P (n=12): Örneklere tek aşamalı polisaj lastiği ile polisaj işlemleri uygulanmıştır.
 - CN-F (n=12): Örnekler, polisaj işleminin ardından fırçalama simülasyonuna tabii tutulmuştur.
2. Equia Forte grubu (Eq)
 - Eq-K (n=12): Örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.
 - Eq-P (n=12): Örneklere tek aşamalı polisaj lastiği ile polisaj işlemleri uygulanmıştır.
 - Eq-F (n=12): Örnekler, polisaj işleminin ardından fırçalama simülasyonuna tabii tutulmuştur.
 - Eq-V (n=12): Örneklere polisaj işleminin ardından yüzey örtücü vernik uygulanmıştır (Eq-VK). Sonrasında örnekler, fırçalama simülasyonuna maruz bırakılmıştır (Eq-VF).
3. Chemfill Rock grubu (CR)
 - CR-K (n=12): Örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.
 - CR-P (n=12): Örneklere tek aşamalı polisaj lastiği ile polisaj işlemleri uygulanmıştır.
 - CR-F (n=12): Örnekler, polisaj işleminin ardından fırçalama simülasyonuna tabii tutulmuştur.
4. Fuji II LC grubu (Fj)
 - Fj-K (n=12): Örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır.
 - Fj-P (n=12): Örneklere tek aşamalı polisaj lastiği ile polisaj işlemleri uygulanmıştır.
 - Fj-F (n=12): Örnekler, polisaj işleminin ardından fırçalama simülasyonuna tabii tutulmuştur.

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Cention-N, Fuji II LC ve Chemfill Rock materyallerinin her birinden 36 adet, Equia Forte materyalinden 48 adet olmak üzere toplam 156 adet disk şeklinde örnek hazırlanmıştır. Çalışmada kullanılan materyallerin yüzey morfolojilerinin, pürüzlülüklerinin ve bakteriyel adezyonunun incelenmesinde; standart 6 mm çapında ve 2 mm kalınlıkta disk şeklinde örneklerin hazırlanması amacıyla teflon kalıplar kullanılmıştır (Şekil3.2.). Bir camın üzerine şeffaf matriks bant yerleştirilip daha sonra bandın üzerine silindirik teflon kalıp konumlandırılmıştır. Restoratif materyaller, kalıbın içine yerleştirildikten sonra üzerine şeffaf matriks bant konumlandırılarak tekrar cam ile sıkıştırılmıştır. Bu sırada 10 saniye hafif baskı uygulanıp, materyalin fazlasının taşması sağlanıp düzgün bir yüzey elde edilmiştir. Daha

sonra cam uzaklaştırılıp şeffaf bant üzerinden polimerizasyon işlemleri, örneklerin her iki yüzeyinden gerçekleştirilmiştir. Işık ile sertleşen materyallerin polimerizasyonunda 600 mW/cm² ışık gücü yoğunluğuna sahip LED ışık cihazı (Valo, Ultradent, South Jordan, UT, USA) kullanılmıştır (Şekil:3.3.). Materyallerin üretici firmanın önerileri doğrultusundaki hazırlanma basamakları Tablo 3.2.'de özetlenmiştir. Materyallerin polimerizasyonunu takiben şeffaf bant uzaklaştırılmıştır. Deforme olmayacak şekilde örnekler teflon kalıplardan çıkarıldıktan sonra polimerize edilen örneklerin kenarlarında kalan çapaklar temizlenmiştir. Daha sonra örneklerin kullanılacak yüzeylerinin ayırt edilmesi için kullanılmayacak yüzeylerine kopya kalem ile işaretleme yapılmıştır.



Şekil 3.2. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp



Şekil 3.3 Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı

Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyallerin Uygulama Basamakları

Materyal	Kullanım Şekli
Alkasit	Toz ve likit belirtilen ölçülerde siman spatülü yardımıyla karıştırılmıştır. Örnekler 600 mW/cm ² ışık şiddetinde 40 sn boyunca ışınlanmıştır.
Hibrit Cam İyonomer Siman	Aktivasyondan önce kapsül çalkalandı, arkasındaki butona, tamamen kapsül içine gömüldüğünden emin olacak şekilde 2 sn basılı tutulmuştur. Amalgamatöre yerleştirilip 10 sn karıştırıldı. Örneklerin bir kısmına gruplandırılan şekilde Equia Forte Coat uygulanmıştır. Hem Equia Forte Coat uygulanan örnekler hem de diğerlerine 600 mW/cm ² ışık şiddetinde 20 sn boyunca ışın uygulanmıştır.
Çinko İçerikli Yüksek Visköziteli Cam İyonomer Siman	Aktivasyondan önce kapsül çalkalandı, arkasındaki butona, tamamen kapsül içine gömüldüğünden emin olacak şekilde 2 sn basılı tutulmuştur. Amalgamatöre yerleştirilip 15 sn karıştırılmıştır. Çalışma süresi bitiminde itibaren en az 4 dk 30 sn olacak şekilde sertleşmesi beklenmiştir.
Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman	Aktivasyondan önce kapsül çalkalandı, arkasındaki butona, tamamen kapsül içine gömüldüğünden emin olacak şekilde 2 sn basılı tutulmuştur. Amalgamatöre yerleştirilip 10 sn karıştırıldı. 600 mW/cm ² ışık şiddetinde 20 sn boyunca ışın uygulanmıştır.

3.4. Örneklerle Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemlerinin Uygulanması

Son bitim ve polisaj işlemi yapılacak gruptaki örneklerin kullanılacak yüzeylerine mikromotor yardımıyla 15.000 rpm düşük devirde, ortalama basınç altında, ısı oluşumunu engellemek için sürekli hareket ettirilerek, 30 sn süre ile ve tek yönde olacak şekilde, elmas partiküllü aşındırıcı yapısına sahip tek aşamalı polisaj lastikleri (Kerr opti1step polisher) (Şekil.3.4) polisaj yapılmıştır. Her bir polisaj lastiğini takiben materyallerin yüzeyleri yıkanmış ve 5 sn hava ile kurutulmuştur.



Şekil 3.4. Çalışmada Kullanılan Tek Aşamalı Polisaj Lastiği (Kerr opti1step polisher)

3.5. Profilometre Cihazı Ölçümleri

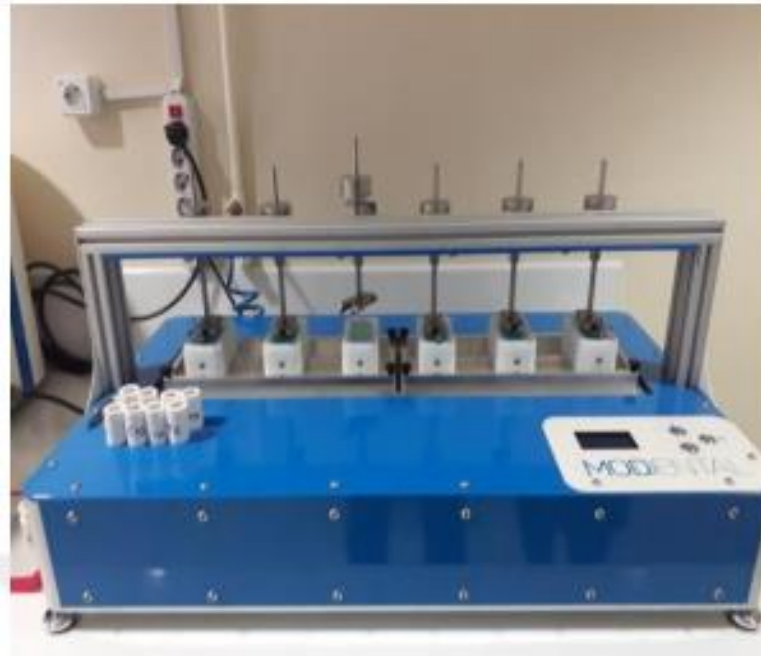
Hazırlanan bütün gruptaki tüm örneklerin yüzey pürüzlülüğü, yüzey yapısını 2 boyutlu olarak ölçebilen, cihaz ucu iğne çapı 5µm olan bir profilometre cihazı (Surftest SJ-201, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) kullanılarak belirlenmiştir. Her örneğin pürüzlülük değerleri (Ra) µm olarak kaydedilmiştir. Ek olarak bütün materyallerin, fırçalama alt gruplarına ek olarak Equia Forte materyalinin vernik alt grubundaki örneklerin, yüzey pürüzlülüğü değerleri fırçalama simülasyonundan sonra tekrar Ra cinsinden ölçülmüştür. Ölçüm, numune üzerindeki 2 mm'lik bir aralıkta ve 0,5 mm/s hızda yapılmıştır. Her örnekte, üç farklı doğrultuda pürüzlülük ölçülmüştür. Elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alındı. Profilometre cihazının kalibrasyonu ölçümlere başlamadan önce ve her gruptaki ölçümlerden sonra tekrar yapılmıştır. Şekli 3.5'de ölçüm yapılan profilometre cihazı gösterilmektedir.



Şekil 3.5. Çalışmada Kullanılan Profilometre Cihazı

3.6. Örneklerin Diş Fırçalama Simülatörüne Tabii Tutulması

Çalışmada kullanılan her materyalin fırçalama alt gruplarına ek olarak Equia Forte materyalinin vernik grubu, yüzey polisaj işlemleri ve yüzey örtücü uygulamasını takiben, fırçalama simülasyonuna tabii tutulmuştur. Fırçalama simülasyonu, Afyon Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan fırçalama simulatörü (Moddental, Türkiye) (Şekil 3.6) ile orta sertlikte fırçalar (Banat Basic Diş Fırçası, Türkiye) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3.7.).

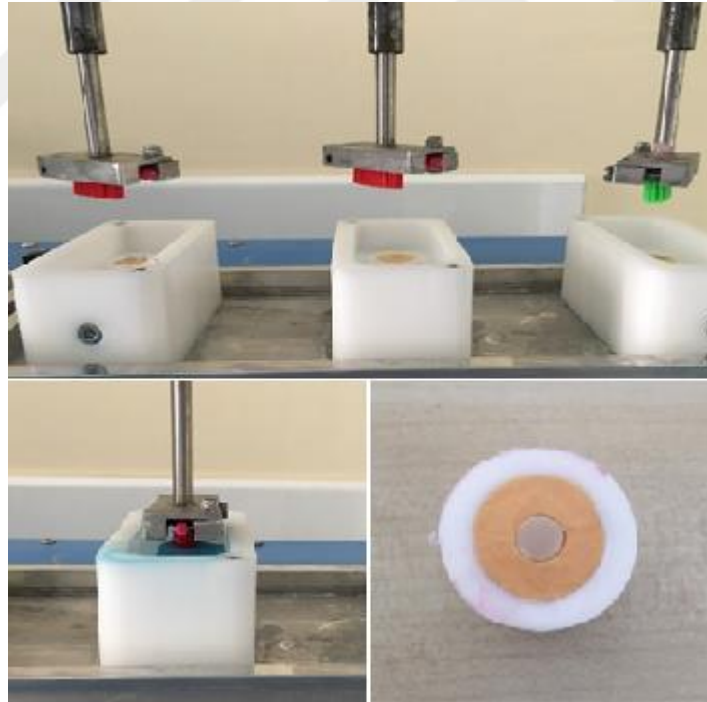


Şekil 3.6. Çalışmada Kullanılan Fırçalama Simülatörü



Şekil 3.7. Çalışmada Kullanılan Diş Fırçası

Fırça sapları kesilerek sadece baş kısmı fırçalama simulatörüne monte edilmiştir. Her bir örnek için 1 adet fırça kullanılmıştır. Her fırça materyal yüzeyine 200 gr ağırlık uygulanacak şekilde ayarlanmıştır (233). Her bir örnek teflon malzemeden oluşan, içerisine macun ve distile su karışımı konulabilen aparatların içerisine tam merkezde olacak şekilde yerleştirilip sıkıştırılmıştır (Şekil 3.8.). Örnekler 10.000 fırçalama siklusuna maruz bırakılmıştır.

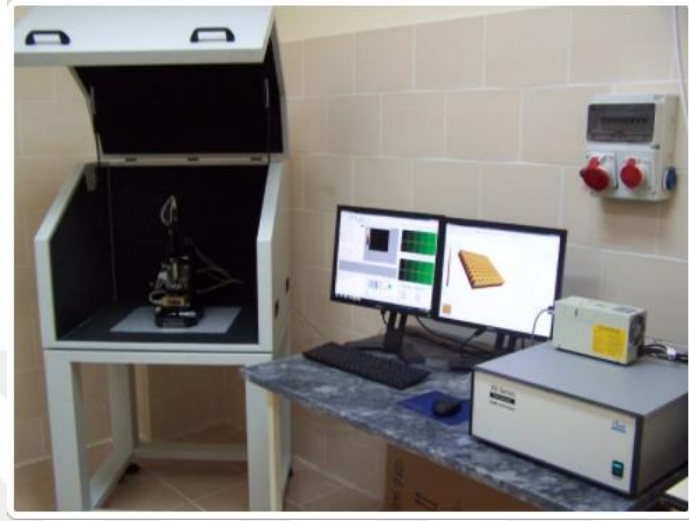


Şekil 3.8. Örneklerin Fırçalama Simulatörüne Yerleştirilmesi

3.7. Atomik Kuvvet Mikroskobu Ölçümleri

Tüm alt gruplardan 2'şer adet örneğin AFM ölçümleri, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi bünyesinde bulunan AFM cihazı (Park NX20, Parksystem,

USA) ile gerçekleştirilmiştir. Görüntüleme işlemi hava ortamında, kontak modda, silikon uç ile yapılmıştır. İnceleme sırasında, 256×256 piksel çözünürlükte, $25 \times 25 \mu\text{m}^2$ lik alan görüntüsü alınarak örnek görüntüleme işlemleri gerçekleştirildi. Şekil 3.9.'da örneklerin ölçümünün yapıldığı AFM cihazı görülmektedir.



Şekil 3.9. Çalışmada kullanılan AFM cihazı

3.8. Örneklerin Taramalı Elektron Mikroskobu ve EDS ile Analizi

Tüm alt gruplardan 2'şer adet örneğin SEM-EDS ölçümleri, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesindeki SEM cihazı (JEOL JSM 5600, USA) ile birlikte bulunan EDS sistemi ile gerçekleştirilmiştir. Örnekler incelenmeden önce, kaplama cihazında (Lecia EM ACE600, USA) 5 – 15 nm kalınlığında, %80 altın ve %20 paladyum oranında kaplanmıştır (Şekil 3.10). Örneklerin analizi, düşük vakum, yüksek voltaj tekniği kullanılarak 20.00 kV ve 10-11 mm çalışma mesafesinde x250, x500, x1000 büyütmelemlerde incelenmiştir. Şekil 3.11.'de analizin yapıldığı SEM cihazı görülmektedir.



Şekil 3.10. SEM-EDS analizinden önce altın kaplama yapılan örneklerden bazıları



Şekil 3.11: SEM-EDS cihazı

3.9. Örneklerde Polimikrobiyal Biyofilm Oluşumunun Sağlanması

Her alt gruptan 10, toplam 130 adet örnek üzerinde polimikrobiyal biyofilm oluşturulması amaçlanmıştır. Çalışmamızda, polimikrobiyal biyofilm oluşturma prosedürü, araştırmacıların uyguladıkları prosedürlere göre hazırlanmıştır (10, 234, 235).

Biyofilm oluşturulacak örneğin işaretlenen yüzeyleri (kullanılmayacak yüzeyleri) tırnak cilası ile kaplanmıştır. Tüm örnekler çalışma öncesi, kontaminasyonun engellenmesi ve sadece tükrük ortamından gelen mikroorganizmaların tespit edilebilmesi amacıyla, ayrı steril tüpler (Şekil 3.12.) içerisinde 1 atm basınç altında 121 ° C'de 15 dk sterilazasyona tabii tutulmuştur.



Şekil 3.12. Örneklerin içinde bulunduğu, biyofilmin oluşturulan steril tüpler

Periodontal hastalığı bulunmayan, son 3 ay içerisinde antibiyotik kullanmamış, son 24 saat içerisinde dişini fırçalamamış ve son iki saat içerisinde herhangi bir yiyecek\içecek tüketmemiş iki kişiden tükürük örnekleri alınıp karıştırılmıştır. Toplanan tükürük numunesi, bakteriyel biyofilm çalışmaları için %30 konsantrasyonda olacak şekilde steril gliserol ile seyreltilip çalışmada kullanılıncaya kadar -80°C de muhafaza edilmiştir.

2.5 gr/lt musin, 2 gr/lt bakteriyolojik pepton , 2 gr/lt tripton, 1 gr/lt yeast extract , 0,35 gr/lt sodyum klorür , 0,2 gr/lt potasyum klorür , 0,2 gr/lt kalsiyum klorür , 0,1 gr/lt sistin hidroklorid, 0,0002 gr/lt vitamin K₁, 0,001 gr/lt hemin formülasyonuna sahip McBain (yapay tükürük) solüsyonu hazırlanmıştır. Hemin ve Vitamin K₁ dışındaki tüm bileşenler tartılıp 1 lt distile su içerisinde eklenip steril edilmiştir. Otoklav sonrası McBain sıcaklığı 50-55°C ye gelince vitamin K₁ ve Hemin eklenmiş ve pH 7'ye ayarlanmıştır.

Çalışma öncesi, seyreltilen tükürük örneği çözdürülerek McBain ortamıyla 1/50 oranında karıştırılmıştır. Steril çalışma grubu örnekleri, ilk olarak 1 ml sükrozsuz McBain ve gliserollü tükürük ortamı içerisinde 8 saat boyunca 37°C de inkübe edilmiştir. 8 saat sonunda tüp içerisindeki McBain uzaklaştırılarak tüm örnekler 1 er ml steril PBS (Phosphate Buffer Solution) (şekil 3.13) ile 2 kez yıkanmıştır. Kullanıma hazır, pH'sı 7,4 olan bir paket PBS (Sigma, ABD), 1lt distile suya eklenmiş ve iyice karıştırılarak 0.01 M PBS karışımı elde edilmiştir. Hazır PBS karışımının içeriğinde 0.138 M NaCl 0.0027 M KCl bulunmaktadır. Hazırlanan PBS karışımı 121°C'de 15 dakika otoklavda steril edilmiştir.

Örnekler PBS ile 2 kez yıkandıktan sonra (Şekil 3.14) üzerine %0,2'lik süktroz içeren 1 ml taze McBain (Şekil 3.15., Şekil 3.16.) eklenerek 16 saat boyunca inkübe edilmiştir. Böylece 14 günlük inkübasyonun ilk günü tamamlanmıştır. Sonraki günlerde tüp içerisindeki McBain uzaklaştırılıp 2 kez steril PBS ile yıkanıp üzerine %0,2'lik süktrozlu taze McBain eklenerek 24 saat %5 CO₂'li 36°C etüvde (BKHS 120 BLULAB Etüv, Albar Kimya, Türkiye) (Şekil 3.17.) inkübasyona bırakılmıştır.



Şekil 3.13. :%0,2'lik süktroz içeren taze
McBain



Şekil 3.14. Steril PBS



Şekil 3.15. Örneklerin PBS ile
yıkanması

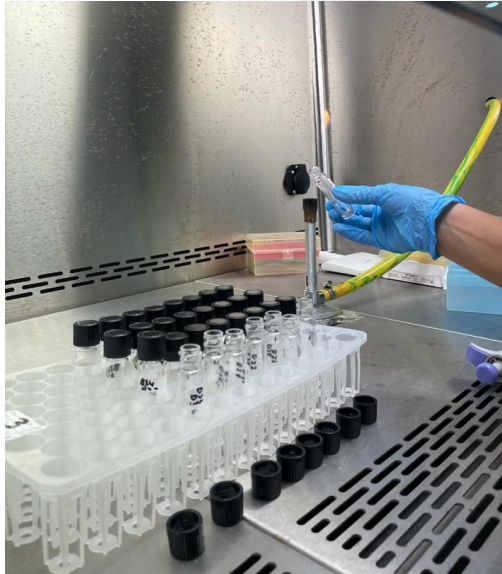


Şekil 3.16. Örneklerle süktrozlu McBain
eklenmesi



Şekil 3.17.İnkübasyon için örneklerin bırakıldığı etüv

14 günlük protokol boyunca değişim, kontaminasyon riskini en aza indirmek için kabinde ve alev altında yapılmıştır (Şekil 3.18, Şekil 3.19).



Şekil 3.18. Kontaminasyon riskini en aza indirmek için çalışılan basıçlı kabin ve alev çevresinde işlemlerin yapılması



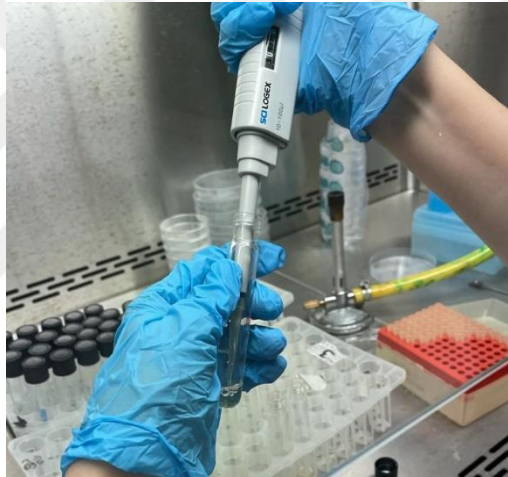
Şekil 3.19. 14 gün boyunca, 24 saatte bir inkübasyon için hazırlanan örnekler

3.9.1 Koloni oluşturan birim cinsinden koloni sayımı yapılması (Bakterilerin KOB cinsinden sayımlarının yapılması)

Her alt gruptan 8'er örneğin, üzerinde oluşturulan biyofilmdeki koloni sayımları yapılmıştır. 14 günün sonunda, örneklerin bulunduğu tüpler içerisindeki Mcbain uzaklaştırılıp 2 kez steril PBS ile yıkandıktan sonra üzerine 1 ml steril TSB (Tryptic Soy Broth) koyularak vortexlenmiştir (ONILAB MX-S Vorteks 2500 RPM, (Şekil 3.20.)). İçerisinde örnek bulunan besiyeri 1/10.000 dilüe edilerek (Şekil 3.21.) içerisinden 50 µl alınıp, her bir diş için 3 farklı besiyerine drigalski spatülü ile yayılmıştır (Şekil 3.22.). Bu besiyerleri toplam *S.mitis* sayısı için %1 potasyum tellurit içeren Mitis Salivarius Agar (MSA), toplam koloni sayısı için %5 kanlı TSA (Tryptic Soy Agar) ve toplam *S. mutans* sayısı için 15 gr bacto casitone, 5 gr yeast extract, 0,2 gr L-cysteine hydrochloride, 0,1 gr sodium sülfite, 20 gr sodium asetat, 20 gr şeker, 15 gr agar ve 0,2 U/ml basitrasin 1 lt distile su içinde çözündürülerek hazırlanmıştır. Ardından agar plaklar 37°C de %5 CO₂'li inkübatörde 48 saat boyunca inkübe edildi.



Şekil 3.20. Vorteks Cihazı

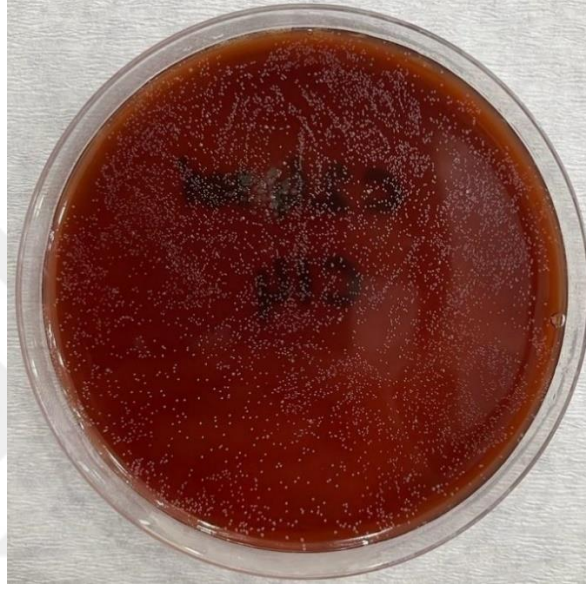


Şekil 3.21. İçerisinde örnek bulunan besiyerinin dilüe edilmesi

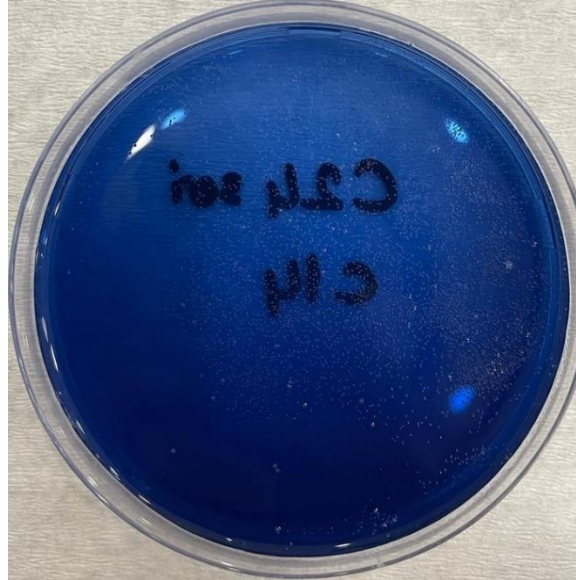


Şekil 3.22. Dilüe edilen besiyerinin TSA besiyerine inoküle edilmesi

İnkübasyon sonunda hazırlanan agarlarda oluşan bakteri kolonizasyonu şekil 3.23., şekil 3.24. ve şekil 3.25. de gösterilmiştir. 104 adet örnekte bakteri süspansiyonunun 1/10.000 dilüsyonundan 50 µl ekim yapılması sonundaki koloni sayıları KOB (Koloni Oluşturan Birim) cinsinden sayılmıştır. Bakteri süspansiyonun seyreltme katsayısı ile çarpımı sonucu 1 ml deki bakteri sayısı $\times 10^6$ CFU/ml cinsinden belirlenmiştir. Geriye kalan 26 adet örneğin 14 günlük prosedürün ardından, yüzeylerinde oluşan biyofilm kolonizasyonu Konfokal Lazer Mikroskobisiyle incelenmiştir.



Şekil 3.23. %5 kanlı TSA’da 48 saat inkübasyonun sonunda oluşan bakteri kolonileri



Şekil 3.24. Mitis Salivarius Agarda 48 saat inkübasyonun sonunda oluşan bakteri kolonileri



Şekil 3.25. S.mutans kolonizasyonu için hazırlanan agarda 48 saat inkübsayonun sonunda oluşan bakteri kolonileri

3.9.2 Örneklerin Yüzeyinde Oluşturulan Polimikrobiyal Biyofilm Modelinin KTLM ile Görüntülenmesi

Her alt gruptan, üzerinde polimikrobiyal biyofilm oluşturulan 2 şer örneğin, 14 günlük prosedürün ardından, yüzeylerinde oluşan biyofilm kolonizasyonu KTLM ile incelenmiştir. Bakteri adezyonu tamamlandıktan sonra görüntüleme yapılacak örnekler kurutma kâğıtlarının üzerine polisaj uygulanmış yüzeyleri yukarı gelecek şekilde alınmıştır.

Floresan Boyanın Hazırlanması ve Örneklerin Boyanmasının Sağlanması

Lazer konfokal taramalı mikroskop değerlendirilmesi için LIVE/DEAD BacLight Viability Kit ((L13152) Invitrogen Molecular Probes, Eugene, OR) boya kombinasyonu kullanılmıştır. Kit içinde boya bulunduran iki farklı pipetten oluşmaktadır (Şekil 3.26.)

Hem A pipetindeki (sarı-turuncu boya içeren) hem de B pipetindeki (morboya içeren) içerik 5 ml distile su ile karıştırılarak LIVE/DEAD BacLight boya çözeltisi hazırlanmıştır. Daha sonra lamlara yapıştırılan her örneğin üzerini kaplayacak şekilde (ortalama 2 µl) boya karışımından örneğin tüm yüzeyi boyanmıştır. Karanlık ortamda oda sıcaklığında 15 dk bekletilmiştir. Ardından boya artıklarının uzaklaştırılması için örneklerin yüzeyi 5 ml steril serum fizyolojik ile yıkanmıştır.



Şekil 3.26. LIVE/DEAD BacLight Boya Kiti

Görüntü Analizinin Yapılması

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Araştırma ve Uygulama Merkezi bünyesinde bulunan lazer taramalı konfokal mikroskop (ZEIS LSM 800 Meta, Zeiss GmbH, Jena, Germany) kullanılarak örneklerin görüntülenmesi yapılmıştır (Şekil 3.27).



Şekil 3.27: Görüntülemeye kullanılan konfokal lazer taramalı mikroskop

Görüntülemeye, promidium iodyür boyası için 561 nm dalga boyunda, HeNe1 lazer ve %3 lazer gücü kullanılarak 800-850 volt dedektör kazancı ile, Syto 9 boyası için ise 488 nm lazer dalga boyunda, argon/2 lazer ve %3 lazer gücü kullanılarak 700-750 volt dedektör kazancı ile çalışılmıştır. Her bir gruptaki örneğin farklı bölgelerinden 5x objektif ile ayrı ayrı 4 görüntü alınmıştır.

3.10. Elde Edilen Verilerin Değerlendirilmesi İçin İstatistiksel Analizlerin Yapılması

Elde edilen veriler SPSS paket programına (SPSS 18.00 for Windows, Chicago, IL, ABD) girilerek, tanımlayıcı istatistikler (minimum, maksimum, ortalama, standart sapma vb.), güvenirlik analizi (ICC “Intra-class correlation coefficient” istatistiği) ve karşılaştırma testleri gerçekleştirildi.

Nicel (kantitatif) verilerin karşılaştırmasında, parametrik koşulların sağlanması (Levene’s Test) durumunda “Student T” testi, grupların tekrarlayan ölçümlerinde tek yönlü varyans analizi ve alt grup karşılaştırmalarında ise Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

Parametrik koşulların sağlanamadığı durumlarda, nitel (kalitatif) verilerin incelenmesinde ve grupların karşılaştırılmasında, Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U, Wilcoxon ve ki kare (χ^2) testleri kullanıldı.

Sonuçlar %95’lik güven aralığında, $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

4.BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Materyallerin, profilometre cihazı ile ölçülen ortalama pürüzlülük değerleri, kendi içinde değerlendirildiğinde Cention-N, Chemfill Rock ve Fuji II LC gruplarından en düşük pürüzlülük değerleri polisaj grubundan, en yüksek pürüzlülük değerleri ise fırçalama grubunda ölçülmüştür ($p>0,05$). Equia Forte materyalinde ise yüzey örtücü (vernük) uygulanmayan örneklerde en düşük pürüzlülük değerleri polisaj grubundan ölçülmüş olup, en yüksek değerler kontrol grubundan ölçülmüştür ($p>0,05$). Vernük grubu ise hem fırçalama simülasyonundan önce hem de fırçalama simülasyonundan sonra, materyalin diğer gruplarına göre en yüksek pürüzlülük değerlerini göstermiştir ($p<0,05$). Ayrıca vernük grubunun fırçalama simülasyonundan önce ve sonraki pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p=0,001$). Hem Equia Forte materyalinin vernük uygulanmayan fırçalama grubunda hem de diğer materyallerin fırçalama gruplarında, fırçalama simülasyonundan önceki ve sonraki pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemekle beraber ilk pürüzlülük değerleri daha düşük bulunmuştur ($p>0,05$).

Materyallerin aynı yüzey işlemi uygulanan alt gruplarının pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında; kontrol grupları içerisinde en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri Fuji II LC materyalinden elde edilmiş olup, bunu sırasıyla Cention-N, Chemfill Rock ve Equia Forte materyalleri takip etmektedir ($p>0,05$). Polisaj grupları değerlendirildiğinde düşükten yükseğe doğru pürüzlülük değerleri Fuji II LC, Equia Forte, Cention-N ve Chemfill Rock olarak belirlenmiştir ($p>0,05$). Fırçalama simülasyonuna tabii tutulan örneklerde ise en yüksek pürüzlülük değerleri Equia Forte vernük grubunda görülmüştür ve diğer fırçalama alt gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Equia Forte vernük grubunu takiben değerler, Chemfill Rock, Equia Forte, Cention-N ve Fuji II LC materyallerinin fırçalama gruplarında azalarak devam etmektedir ($p>0,05$).

Deney gruplarının ortalama pürüzlülük değerleri ve fırçalama gruplarının ortalama pürüzlülük değişim değerleri Tablo 4.1.'de ve 4.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Deney gruplarının ortalama pürüzlülük değerleri

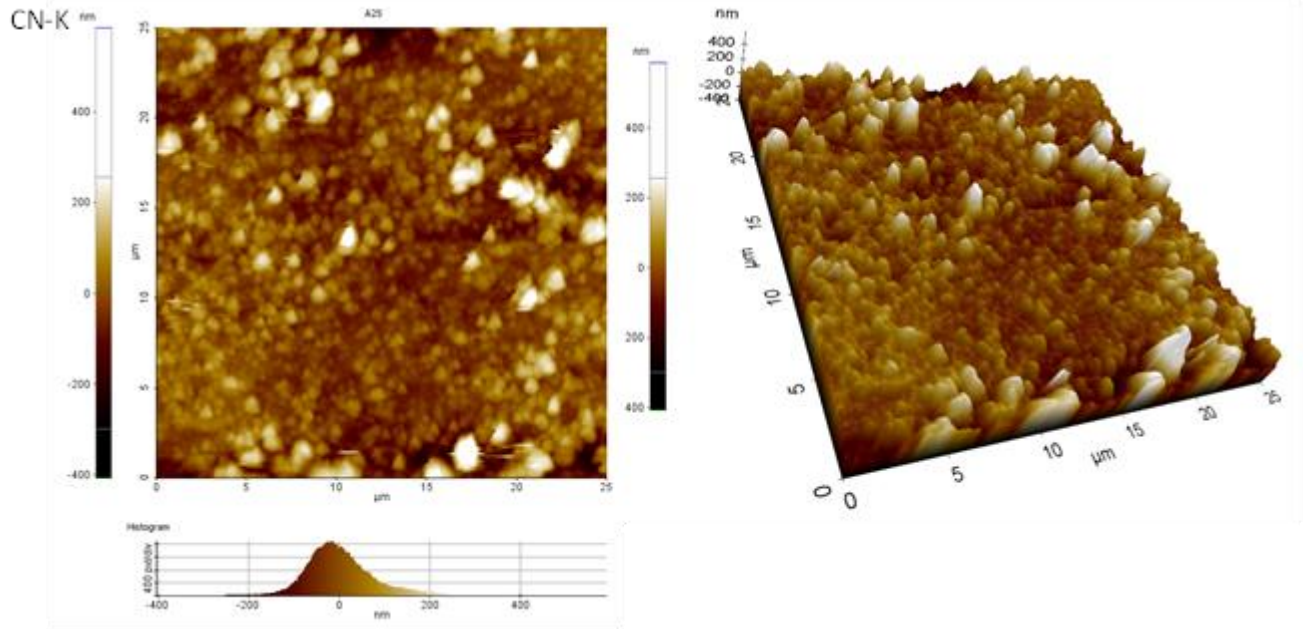
Materyal	Alt Grup	n	Ort.±ss	CN-K	CN-P	CN-F	Eq-K	Eq-P	Eq-F	Eq-VK	Eq-VF	CR-K	CR-P	CR-F	Fj-K	Fj-P	Fj-F
Cention-N	CN-K	12	0,499±0,233	-	1,00	0,999	0,923	0,999	0,999	0,001	0,001	1,00	1,00	0,945	0,997	0,879	1,00
	CN-P	12	0,467±0,304	1,00	-	0,991	0,795	1,00	0,99	0,001	0,001	1,00	1,00	0,836	1,00	0,965	1,00
	CN-F	12	0,615±0,277	0,999	0,991	-	1,00	0,771	1,00	0,001	0,01	1,00	1,00	1,00	0,673	0,241	1,00
Equia Forte	Eq-K	12	0,692±0,175	0,923	0,795	1,00	-	0,313	1,00	0,001	0,008	0,998	0,995	1,00	0,232	0,043	0,999
	Eq-P	12	0,385±0,113	0,999	1,00	0,771	0,313	-	0,763	0,001	0,001	0,949	0,973	0,360	1,00	1,00	0,932
	Eq-F	12	0,617±0,149	0,999	0,990	1,00	1,00	0,763	-	0,001	0,001	1,00	1,00	1,00	0,664	0,235	1,00
	Eq-VK	12	1,806±0,686	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	-	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001	0,001
	Eq-VF	12	1,151±0,359	0,001	0,001	0,001	0,008	0,001	0,001	0,001	-	0,001	0,001	0,06	0,001	0,001	0,001
Chemfill Rock	CR-K	12	0,568±0,163	1,00	1,00	1,00	0,998	0,949	1,00	0,001	0,001	-	1,00	0,999	0,903	0,502	1,00
	CR-P	12	0,553±0,231	1,00	1,00	1,00	0,995	0,973	1,00	0,001	0,001	1,00	-	0,997	0,942	0,591	1,00
	CR-F	12	0,684±0,302	0,945	0,836	1,00	1,00	0,360	1,00	0,001	0,006	0,999	0,997	-	0,271	0,054	1,00
Fuji II Lc	Fj-K	12	0,368±0,109	0,997	1,00	0,673	0,232	1,00	0,664	0,001	0,001	0,903	0,942	0,271	-	1,00	0,877
	Fj-P	12	0,293±0,722	0,879	0,965	0,241	0,043	1,00	0,235	0,001	0,001	0,502	0,591	0,054	1,00	-	0,457
	Fj-F	12	0,575±0,195	1,00	1,00	1,00	0,999	0,932	1,00	0,001	0,001	1,00	1,00	1,00	0,877	0,457	-

Tablo 4.2. Fırçalama gruplarının ortalama pürüzlülük değışim değeri (Ra)

Materyal	n	Ort±ss	Cention-N	Equia Forte	Equia Vernik	Chemfill Rock	Fuji II LC
Cention-N	12	0,147±0,216	-	0,981	0,00	1,00	0,899
Equia Forte	12	0,231±0,206	0,981	-	0,00	0,961	0,997
Equia Forte Vernik	12	-0,654±0,611	0,00	0,00	-	0,00	0,00
Chemfill Rock	12	0,130±0,393	1,00	0,961	0,00	-	0,850
Fuji II LC	12	0,281±0,233	0,899	0,997	0,00	0,850	-

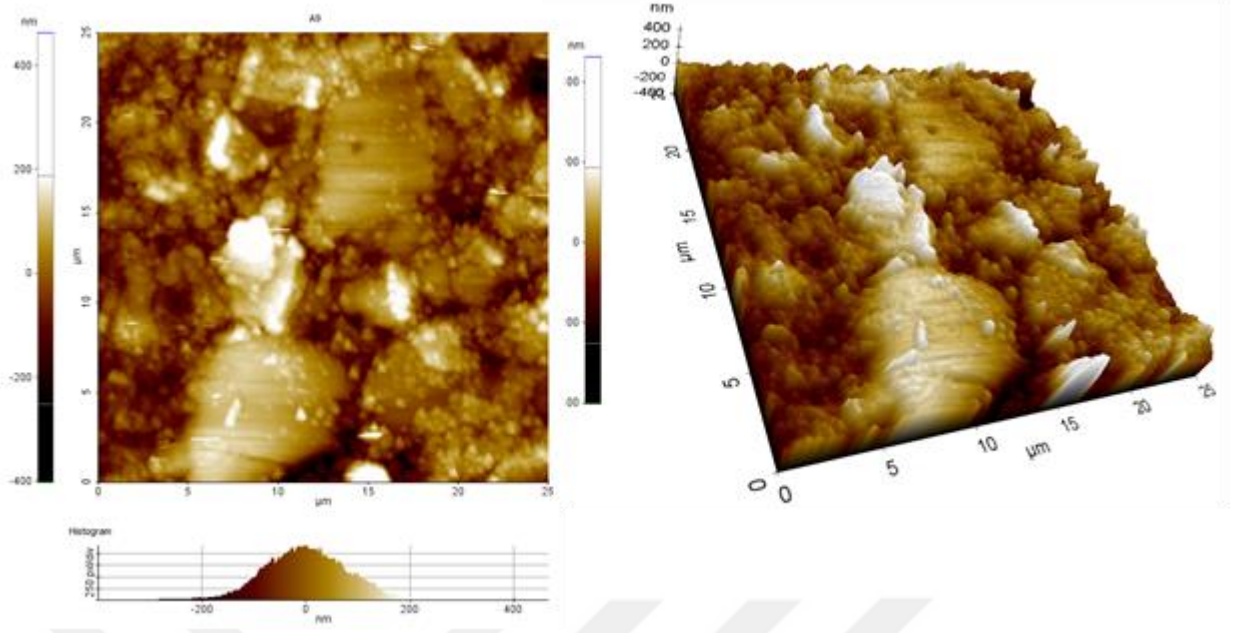
4.2.AFM Analizi Bulguları

Herbir gruptan alınan AFM görüntüleri incelendiğinde kullanılan materyal ve belirlenen alt grupların örnek yüzeylerinin birbirinden farklı yüzey görüntülerine sahip oldukları görülmüştür. AFM analizi sonucunda elde edilen görüntüler Şekil 4.1-13.'te gösterilmiştir.



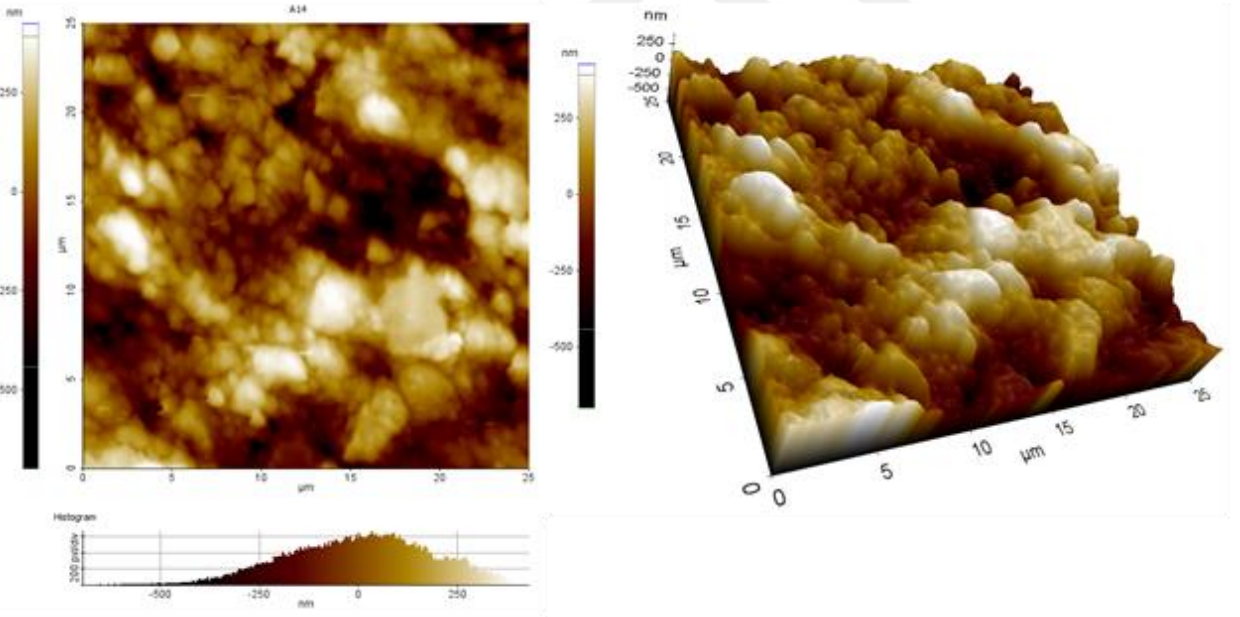
Şekil 4.1. Cention-N kontrol grubuna ait örneğin AFM görüntüsü

CN-P

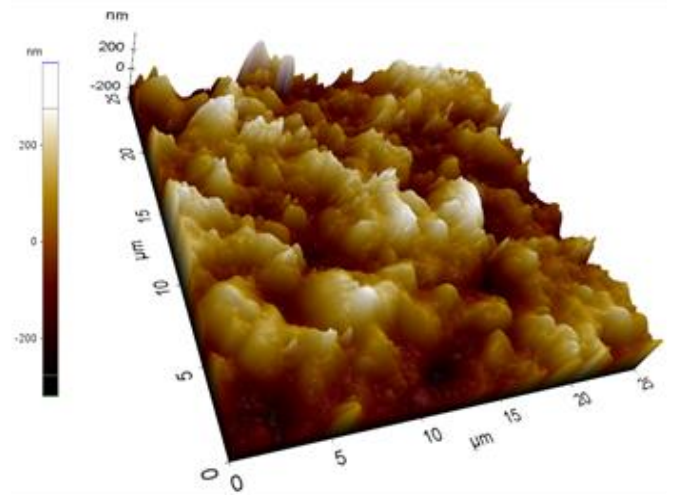
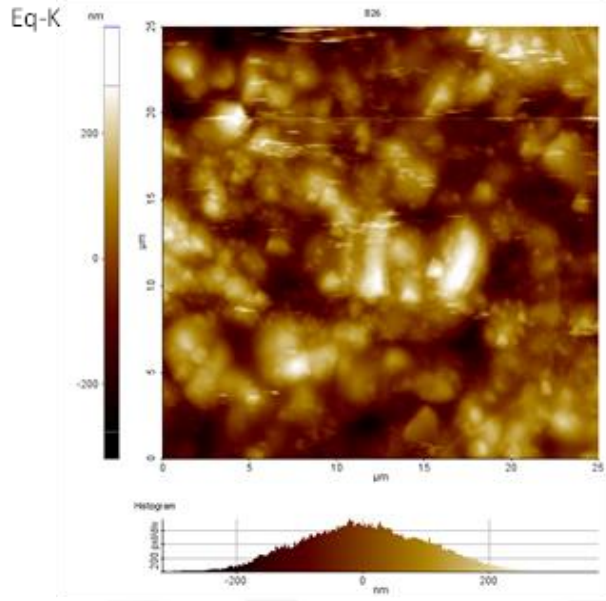


Şekil4.2. Cention-N polisaj grubuna ait örneğin AFM görüntüsü

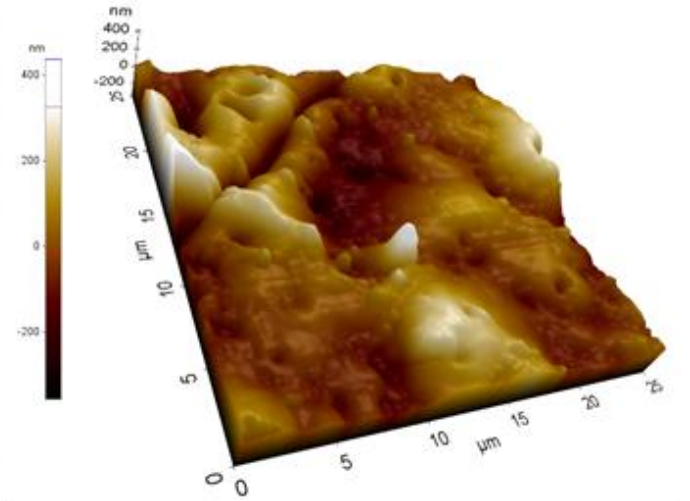
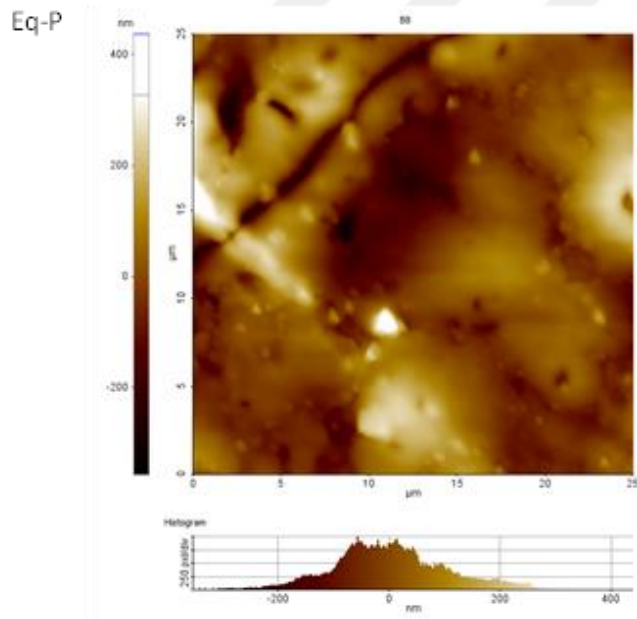
CN-F



Şekil4.3. Cention-N fırçalama grubuna ait örneğin AFM görüntüsü

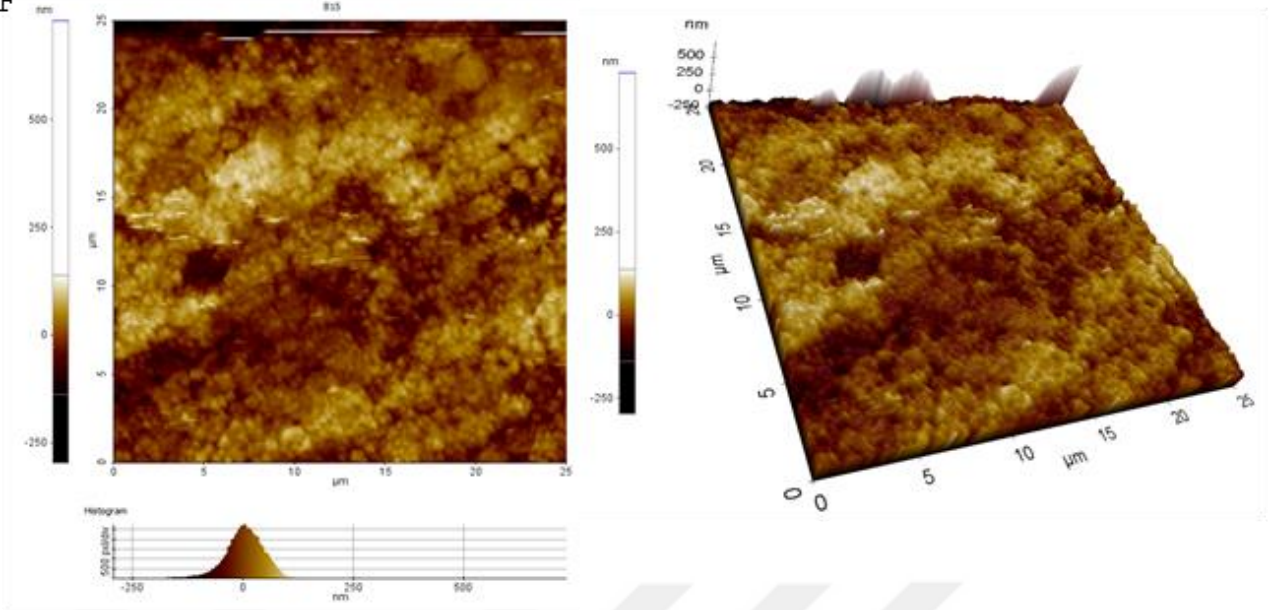


Şekil 4.4. Equia Forte kontrol grubuna ait örneğin AFM görüntüsü



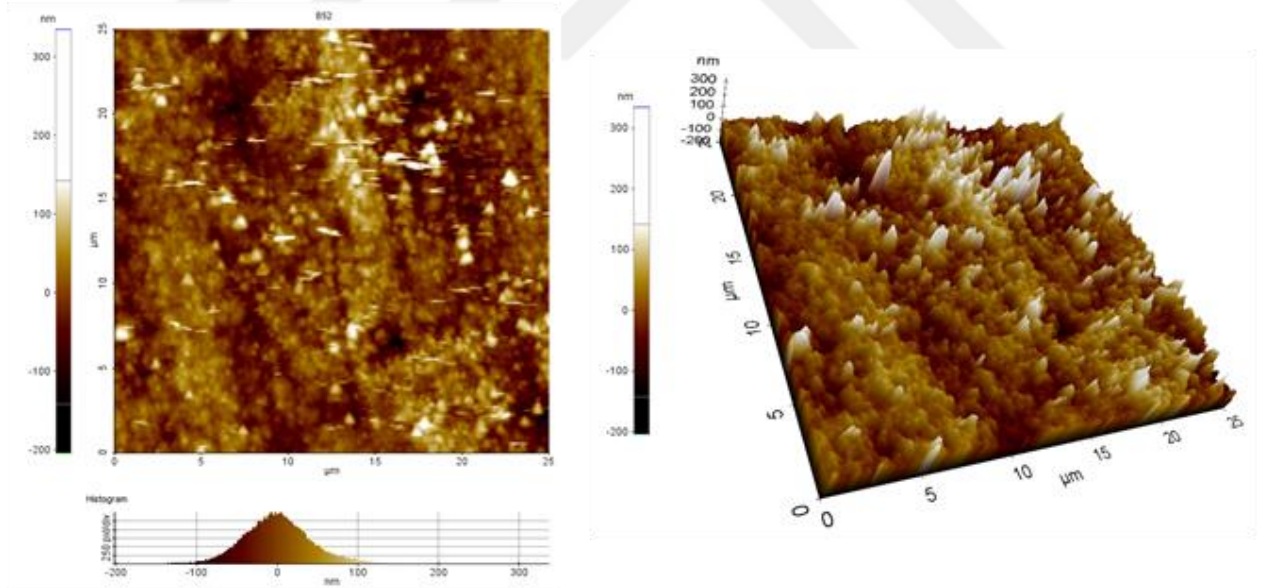
Şekil 4.5. Equia Forte polisaj grubuna ait örneğin AFM görüntüsü

Eq-F



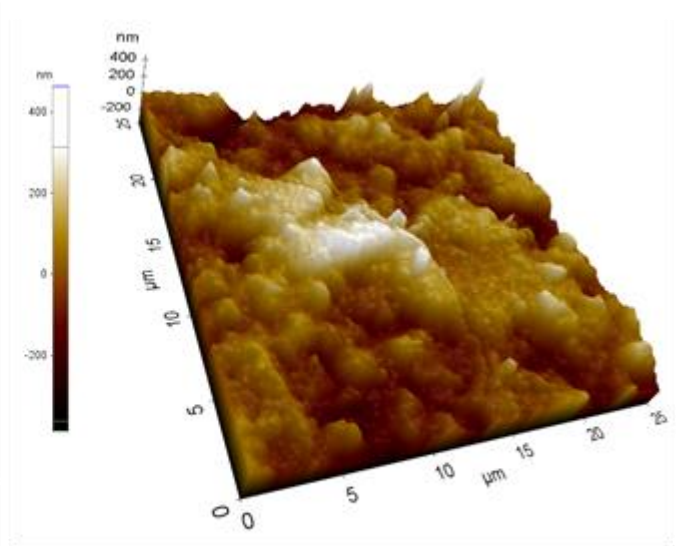
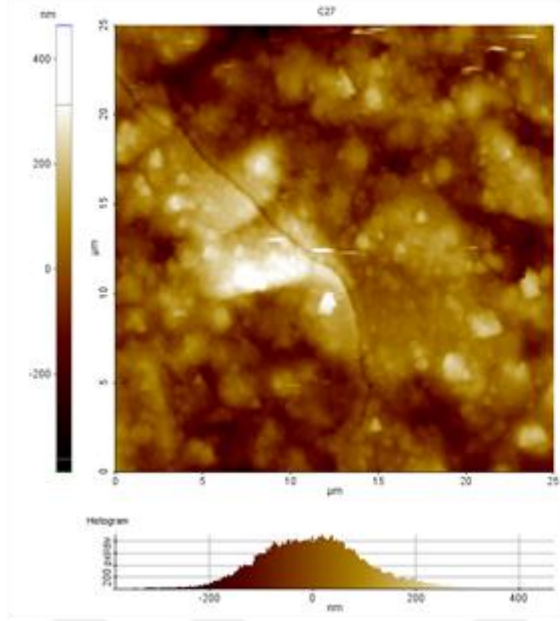
Şekil 4.6. Equia Forte fırçalama grubuna ait örneğin AFM görüntüsü

Eq-V



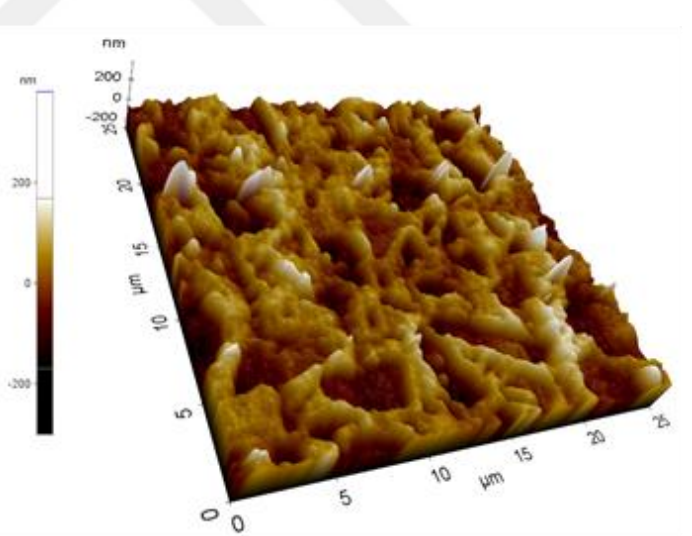
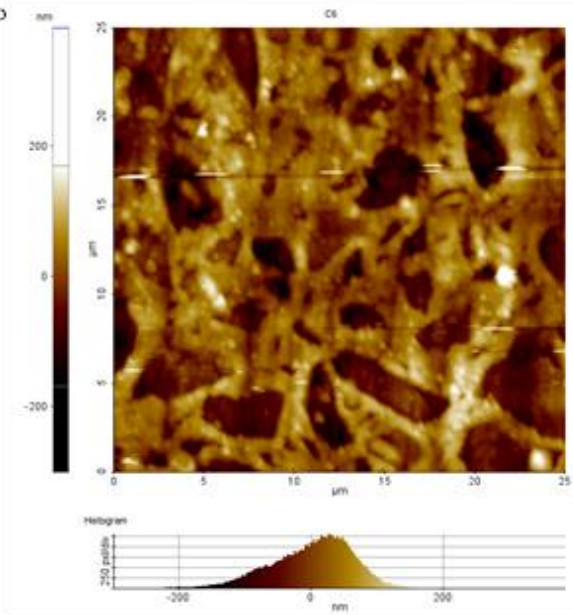
Şekil 4.7. Equia Forte vernik grubuna ait örneğin AFM görüntüsü

CR-K

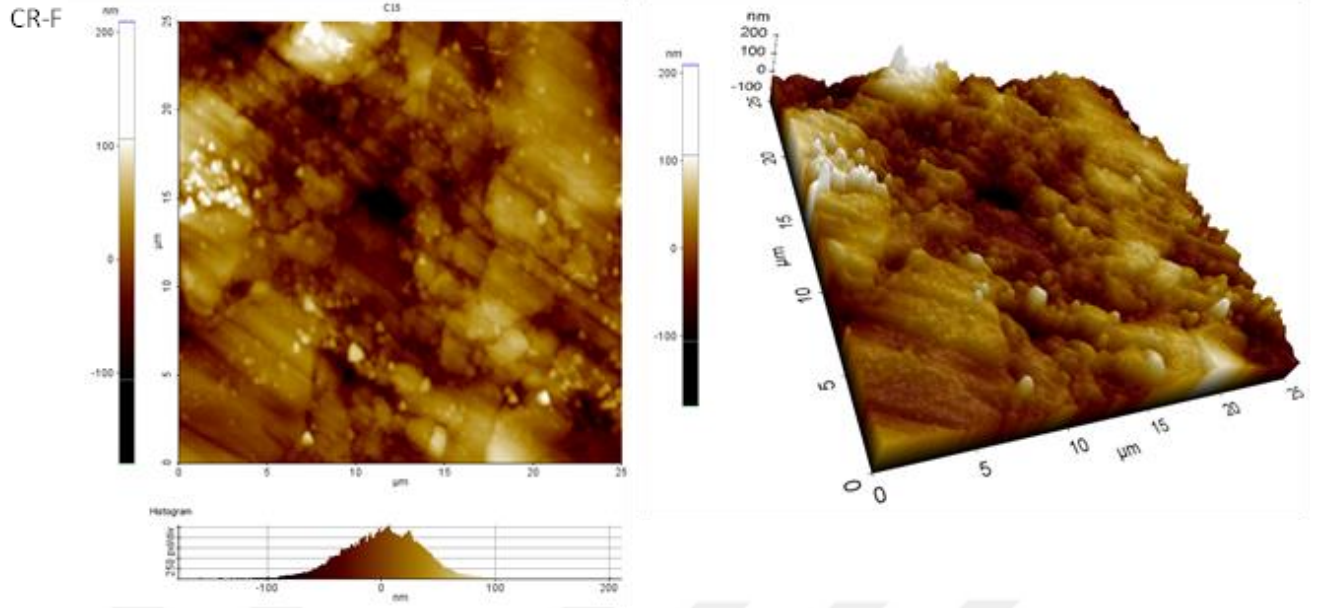


Şekil 4.8. Chemfill Rock kontrol grubuna ait örneğin AFM görüntüsü

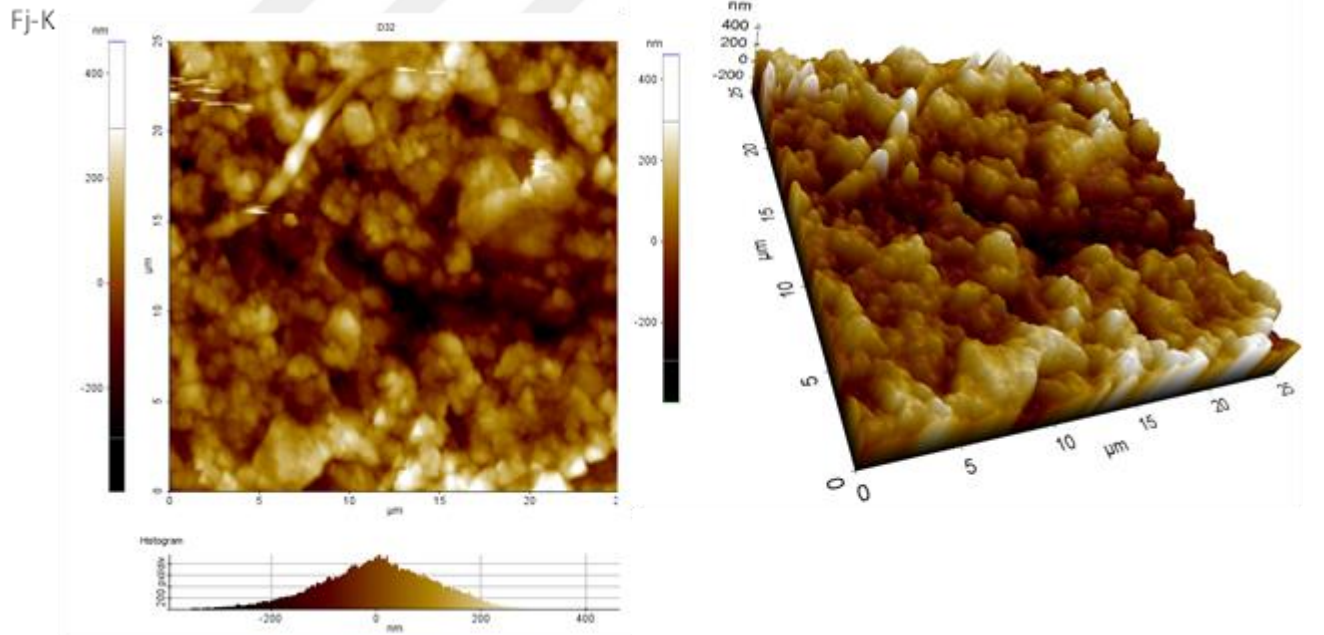
CR-P



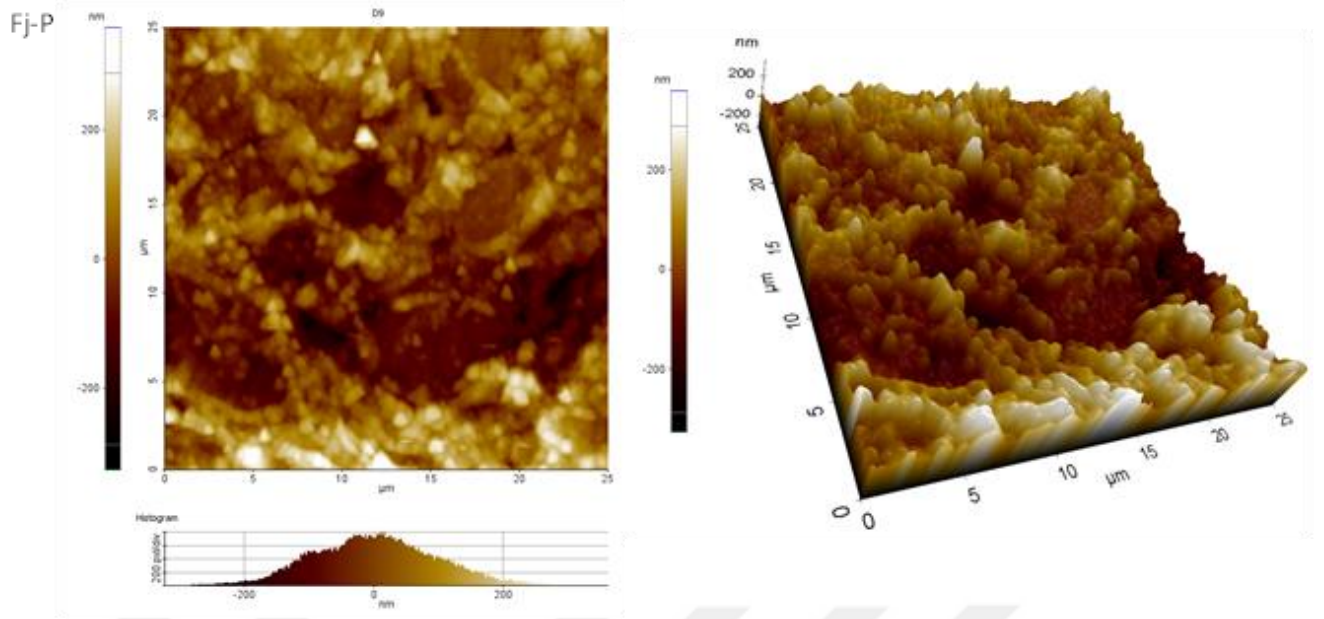
Şekil 4.9. Chemfill Rock polisaj grubuna ait örneğin AFM görüntüsü



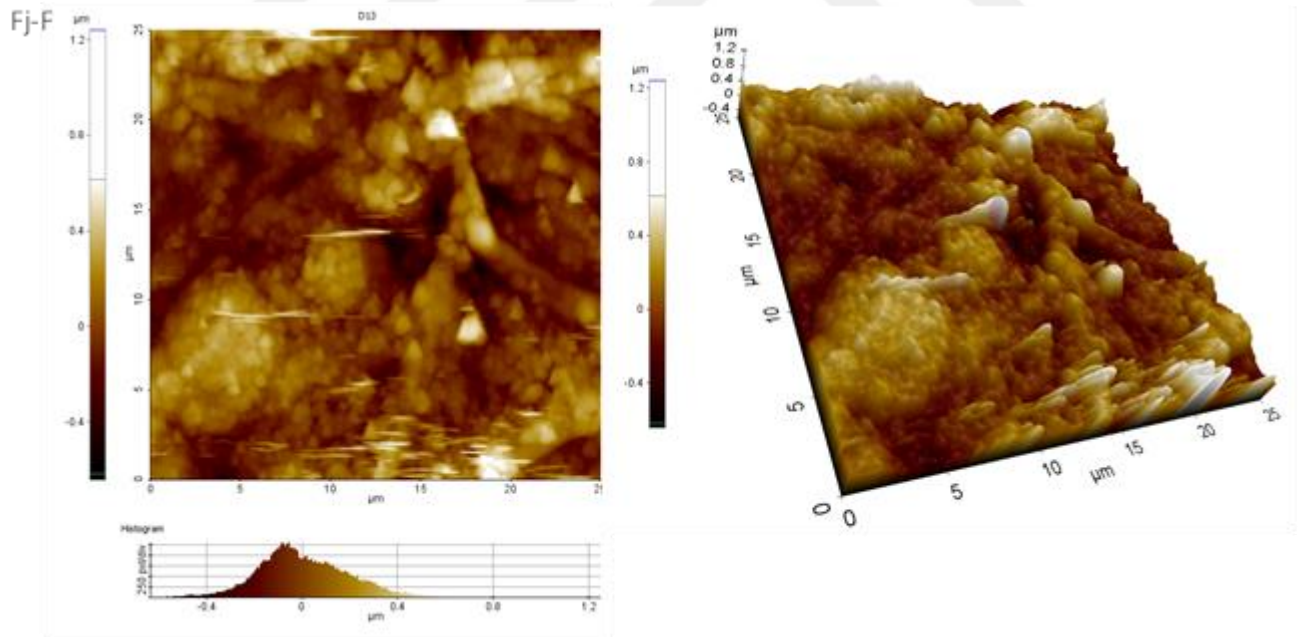
Şekil 4.10. Chemfill Rock fırçalama grubuna ait örneğin AFM görüntüsü



Şekil 4.11. Fuji II LC kontrol grubuna ait örneğin AFM görüntüsü



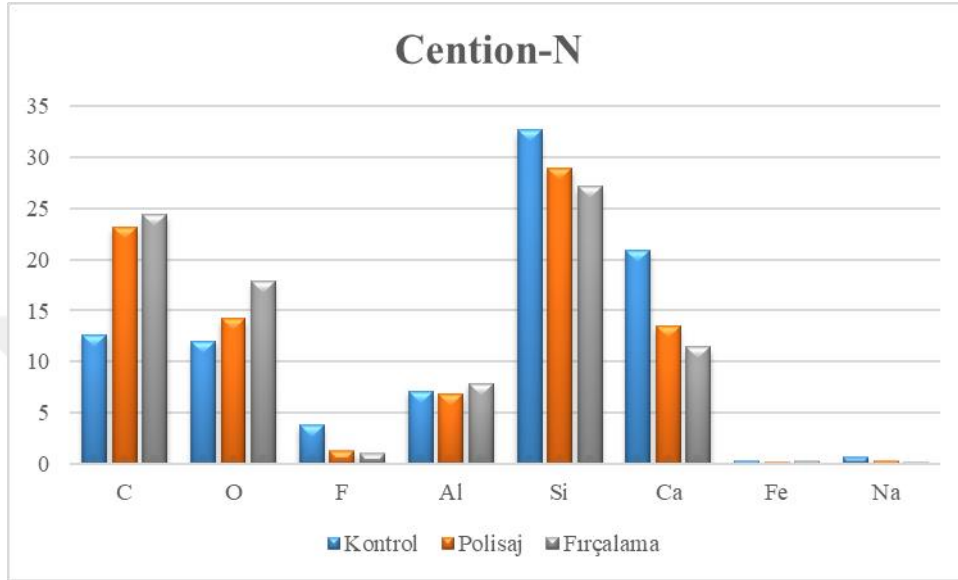
Şekil 4.12. Fuji II LC polisaj grubuna ait örneğin AFM görüntüsü



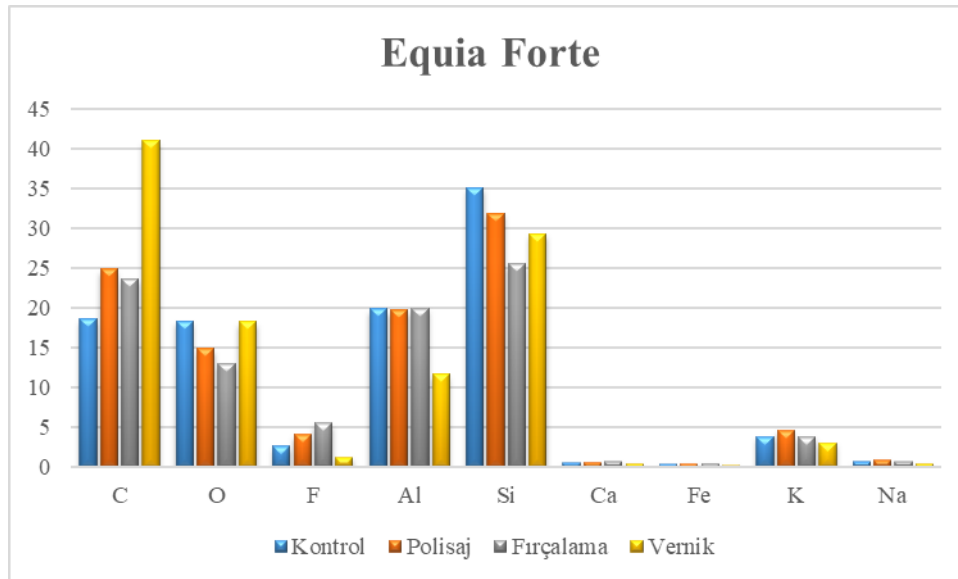
Şekil 4.13. Fuji II LC fırçalama grubuna ait örneğin AFM görüntüsü

4.3.SEM-EDS Analizi Bulguları

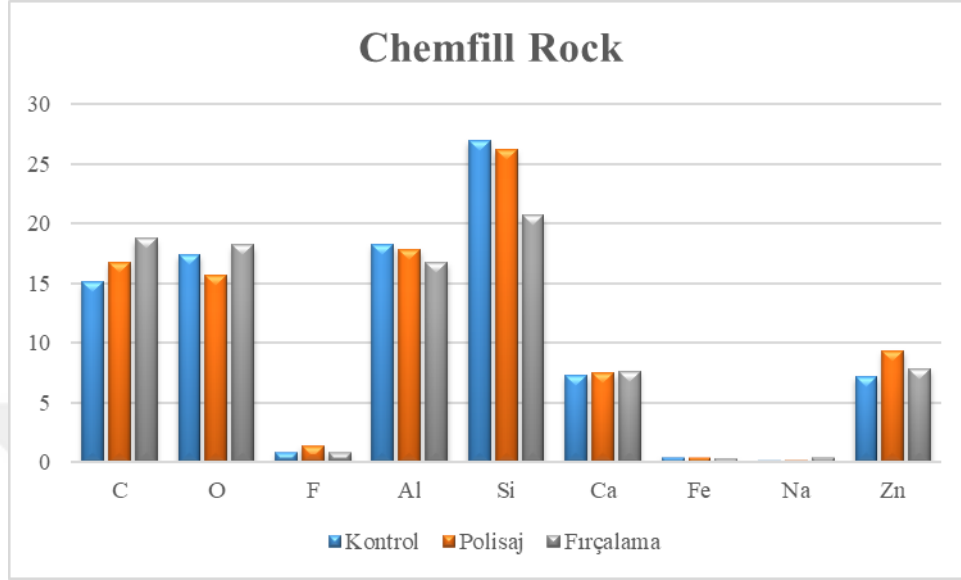
Yapılan EDS analizinde kullanılan restoratif materyallerin, yüzey elemental içerikleri tablo 4.3.'de gösterilmiştir. Şeki 4.14-17.'de ise EDS analizinde tanımlanan elementlerin grafiksel şekilleri yer almaktadır.



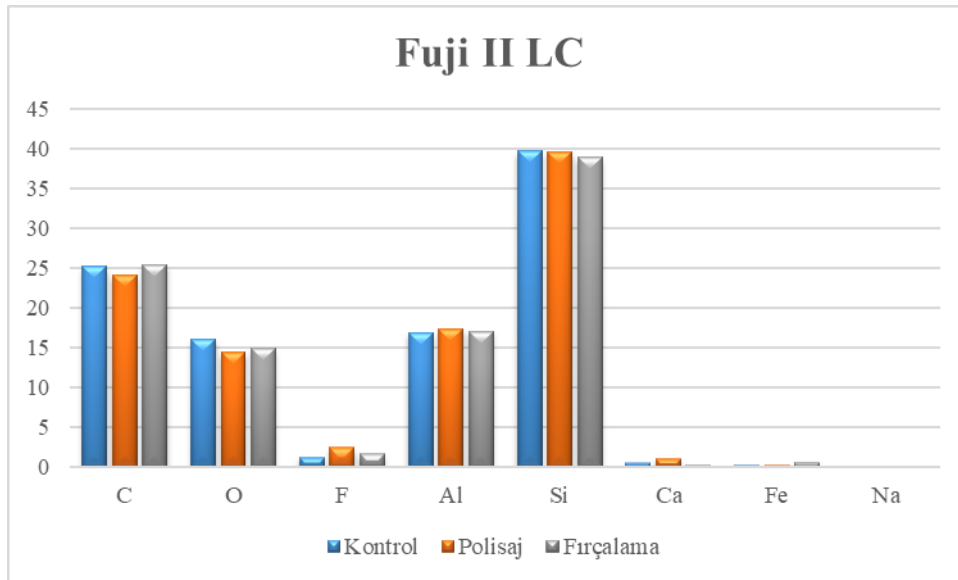
Şekil 4.14. Cention-N materyalinin elemental içeriğinin grafiksel gösterimi



Şekil 4.15. Equia Forte materyalinin elemental içeriğinin grafiksel gösterimi



Şekil 4.16. Chemfill Rock materyalinin elemental içeriğinin grafiksel gösterimi



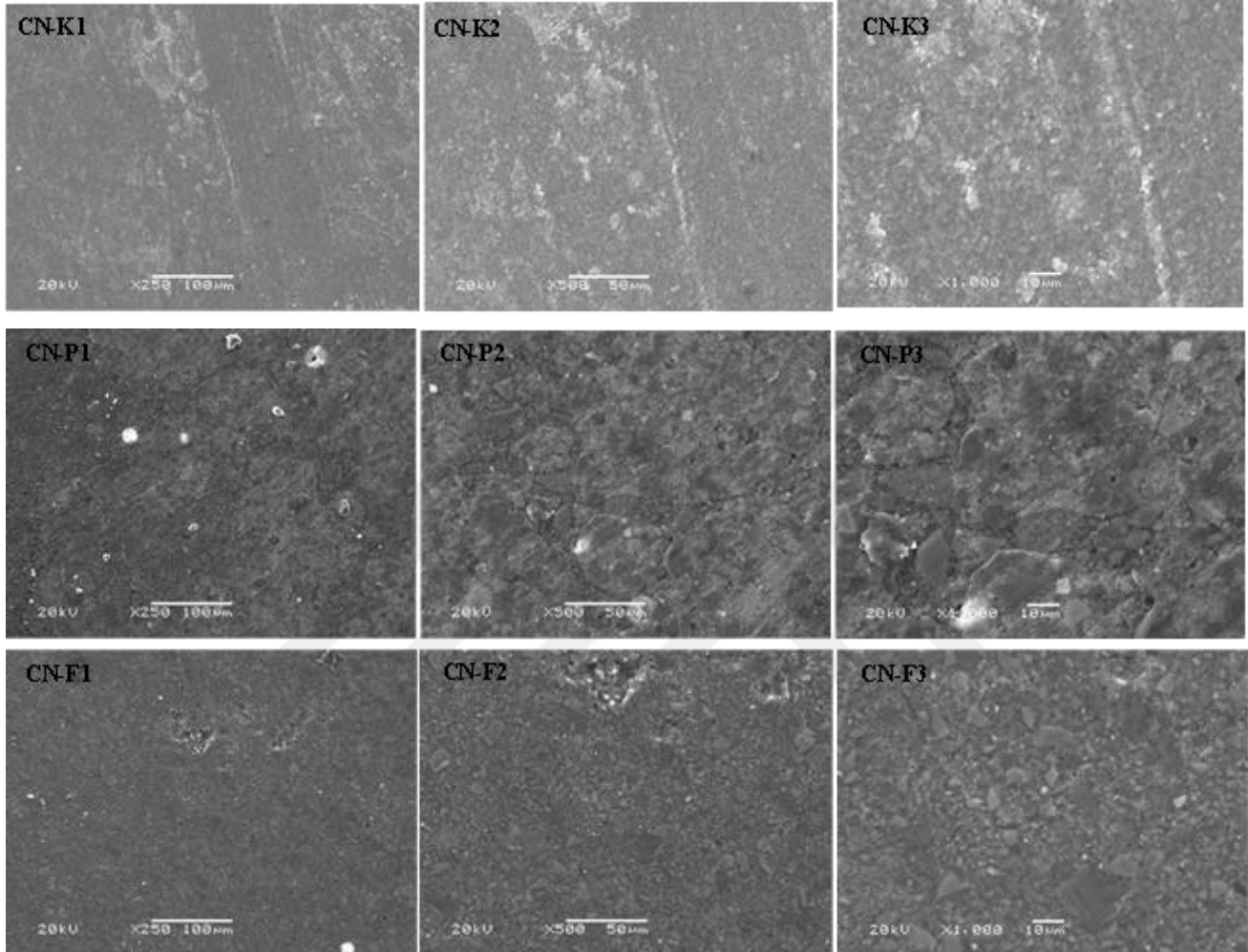
Şekil 4.17. Fuji II LC materyalinin elemental içeriğinin grafiksel gösterimi

Tablo 4.3. EDS analizi yapılan materyallerin kimyasal bileşimleri

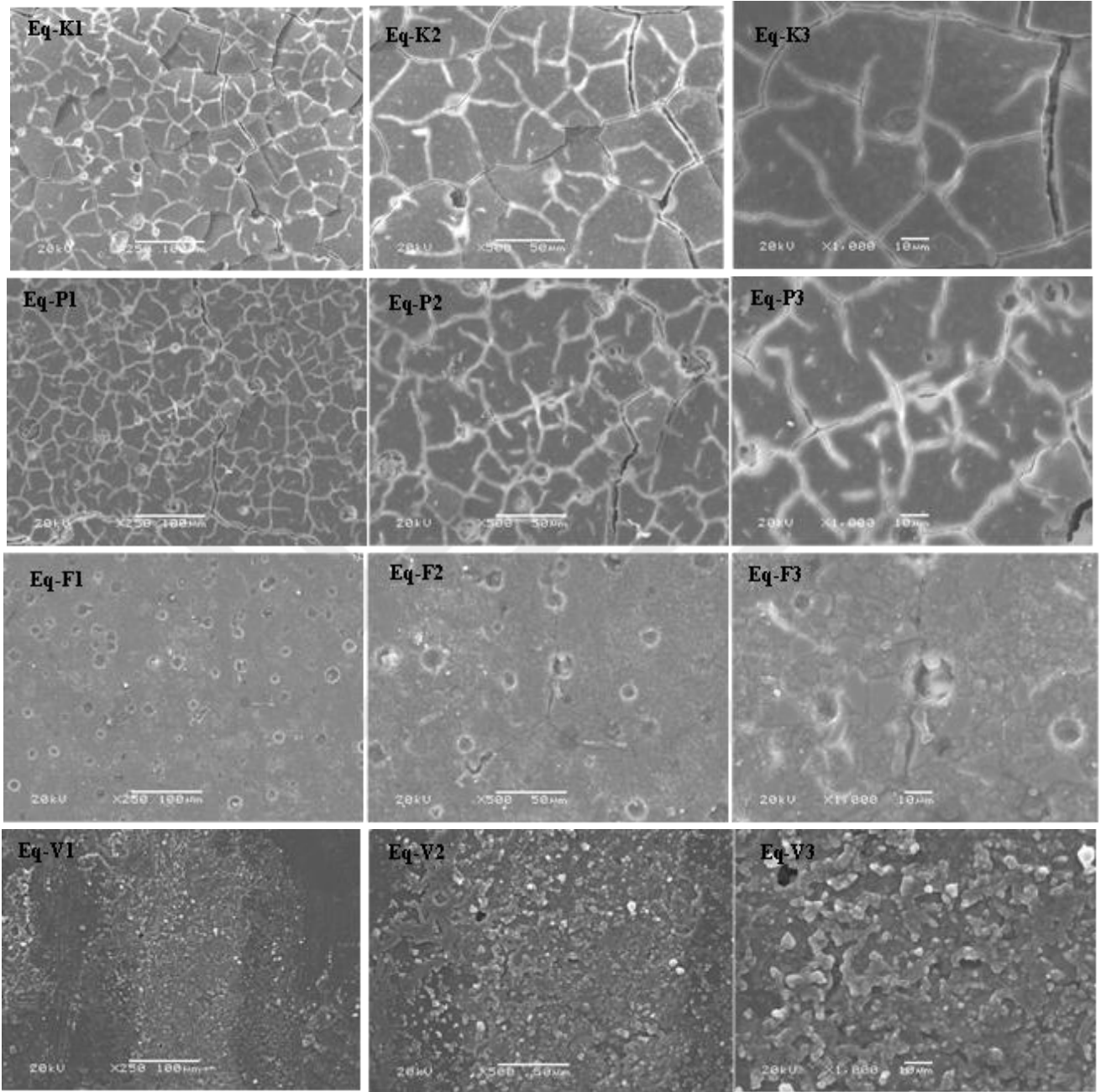
Materyal	Gruplar	C	O	F	Al	Si	Ca	Fe	Na	Zn	K
Cention-N	Cn-K	12,632	12,0312	3,7955	7,094	32,664	20,868	0,346	0,696		
	Cn-P	23,2075	14,23	1,324	6,7945	28,955	13,484	0,228	0,344		
	Cn-F	24,3643	17,833	1,0625	7,8595	27,123	11,463	0,282	0,208		
Equia Forte	Eq-K	18,5945	18,36	2,612	19,896	35,122	0,573	0,389	0,692		3,858
	Eq-P	24,8645	14,872	4,1015	19,684	31,935	0,617	0,458	0,91		4,613
	Eq-F	23,673	12,979	5,5	19,9876	25,511	0,731	0,471	0,672		3,818
	Eq-V	40,996	18,301	1,236	11,678	29,283	0,420	0,277	0,448		3,037
Chemfill Rock	Cr-K	15,087	17,392	0,8432	18,2535	26,962	7,282	0,396	0,128	7,177	
	Cr-P	16,7315	15,673	1,383	17,819	26,206	7,455	0,362	0,149	9,334	
	Cr-F	18,7362	18,178	0,81	16,756	20,674	7,599	0,320	0,402	7,799	
Fuji II LC	Fj-K	25,2	16,116	1,217	16,878	39,753	0,535	0,322	0,117		
	Fj-P	24,177	14,393	2,429	17,352	39,645	1,078	0,309	0,145		
	Fj F	25,418	14,931	1,693	17,096	38,892	0,294	0,612	0,126		

(*C:Karbon, O:Oksijen, F:Flor, Al:Aliminyum, Si:Silisyum, Ca:Kalsiyum, Fe:Demir Na:Sodyum Zn:Çinko K:Potasyum)

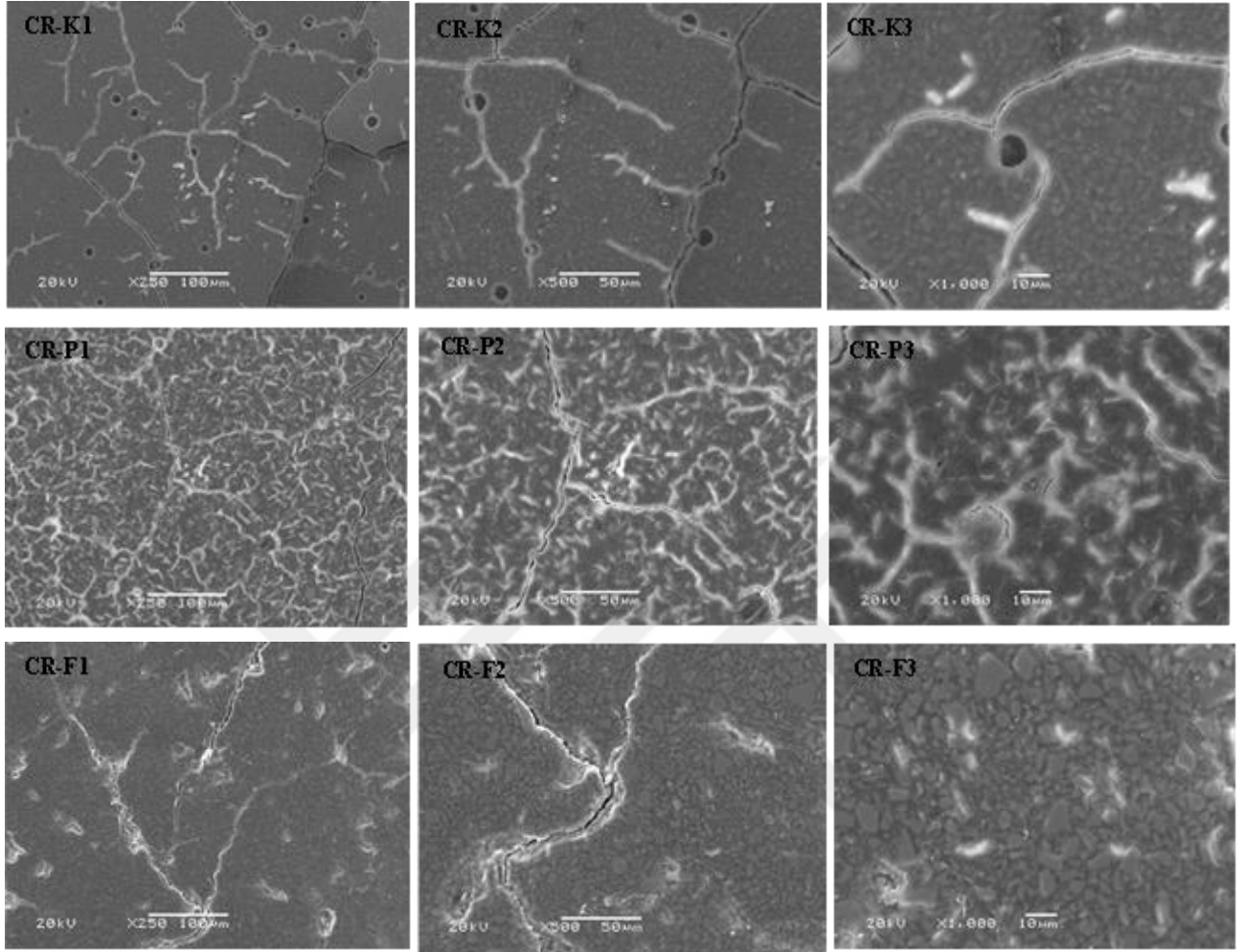
Şekil 4.18-21’de ise materyallerin, x250, x500 ve x1000 büyütmedeki SEM görüntüleri verilmiştir.



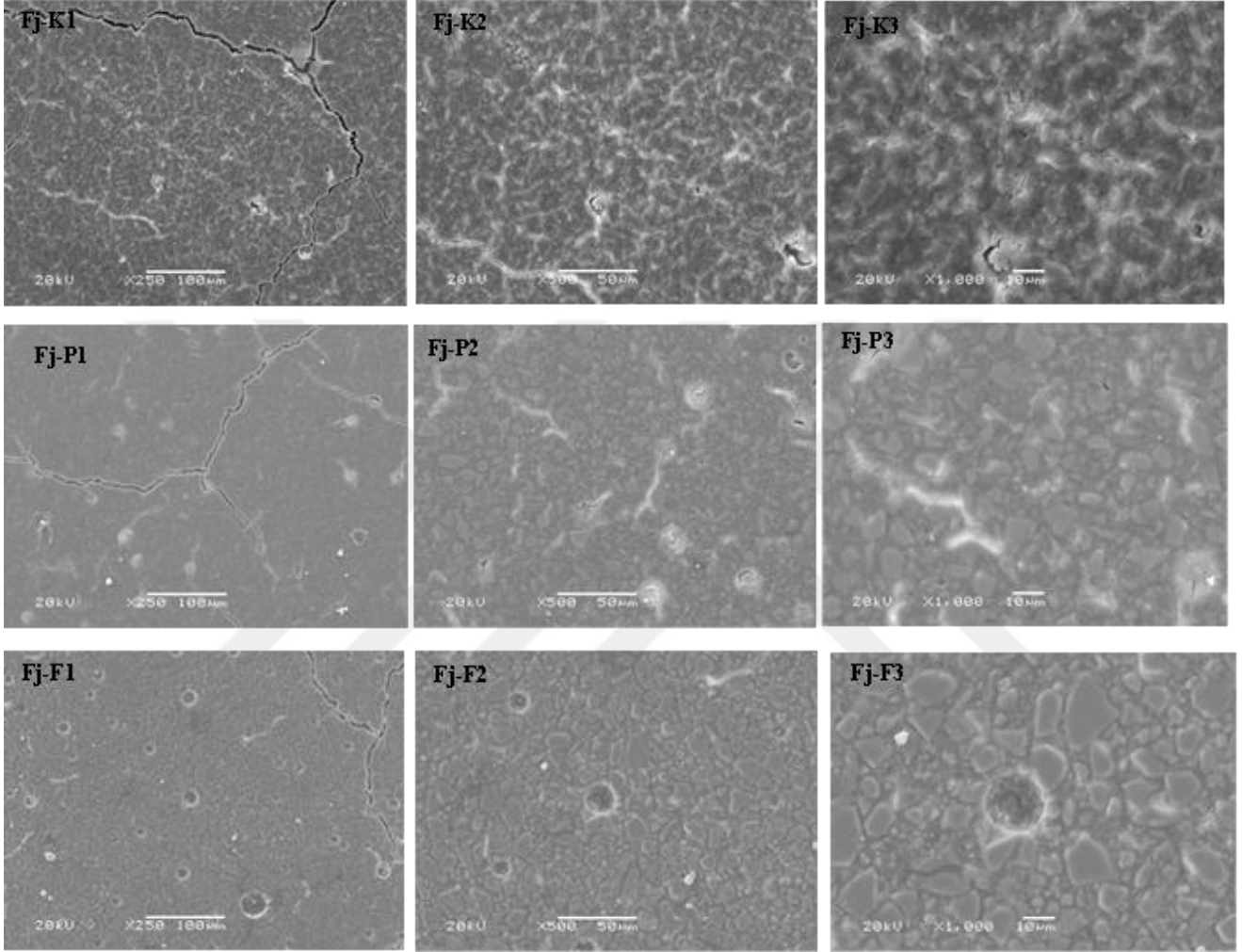
Şekil 4. 18. Cention- N materyalinin SEM görüntüleri (Sırasıyla CN-K:kontrol grubu, CN-P:Polisaj Grubu, CN-F:Fırçalama Grubu / 1, 2, 3 rakamları sırasıyla x250, x500, x1000’lik büyötmeleri temsil etmektedir)



Şekil 4. 19. Equia Forte materyalinin SEM görüntüleri (Sırasıyla Eq-K:kontrol grubu, Eq-P:Polisaj Grubu, Eq-F:Fırçalama Grubu Eq-V:Vernik Grubu / 1, 2, 3 rakamları sırasıyla x250, x500, x1000'lik büyütmeleri temsil etmektedir.)



Şekil 4. 20. Chemfill Rock materyalinin SEM görüntüleri (Sırasıyla CR-K:kontrol grubu, CR-P:Polisaj Grubu, CR-F:Fırçalama Grubu / 1, 2, 3 rakamları sırasıyla x250, x500, x1000'lik büyütmeleri temsil etmektedir.)



Şekil 4. 21. Fuji II LC materyalinin SEM görüntüleri (Sırasıyla Fj-K:kontrol grubu, Fj-P:Polisaj Grubu, Fj-F:Fırçalama Grubu / 1, 2, 3 rakamları sırasıyla x250, x500, x1000'lik büyötmeleri temsil etmektedir.)

4.4.Bakteriyel Adezyon Bulguları

Toplam Bakteri Koloni Sayılarının Değerlendirilmesi

Materyallerin yüzeylerinde oluşan toplam bakteri koloni sayıları, kendi içinde değerlendirildiğinde; Cention-N materyalinde oluşan koloni sayısı fırçalama grubunda en yüksek değeri verirken, bunu sırasıyla polisaj ve kontrol grubu takip etmiştir. Polisaj ve kontrol

grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p=0.00$). Equia Forte materyalinde en fazla koloni sayısı fırçalama grubundan elde edilmiş olup, bunu sırasıyla polisaj, vernik ve kontrol grubu takip etmektedir ($p>0,05$). Chemfill Rock materyalinde en yüksek koloni sayısı fırçalama grubundan en düşük sayı ise kontrol grubundan elde edilmiştir ($p>0,05$). Fuji II LC materyalinde ise en yüksek koloni sayısı kontrol grubunda, en düşük koloni sayısı ise fırçalama grubunda görülmüştür ($p>0,05$).

Materyallerin aynı yüzey işlemi uygulanan alt gruplarının toplam bakteri koloni sayıları birbiriyle karşılaştırılmıştır. Kontrol grupları arasında en fazla bakteri koloni sayısı Chemfill Rock materyalinden elde edilmiş olup, bunu sırasıyla Equia Forte, Fuji II LC ve Cention-N materyalleri takip etmektedir. Cention-N ile Chemfill Rock materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p=0,005$) . Polisaj işlemi uygulanan materyallerin koloni sayısını karşılaştırdığımızda en yüksek sayı Equia Forte materyalinde görülmüş olup bunu sırasıyla Chemfill Rock, Fuji II LC ve Cention-N takip etmektedir. İstatistiksel değerler karşılaştırıldığında; Equia Forte ve Fuji II LC ($p=0,045$), Equia Forte ve Cention-N ($p=0,001$) ve Chemfill Rock ve Cention-N ($p=0,032$) arasında anlamlı fark olduğu görülmüştür. Fırçalama grupları karşılaştırıldığında en yüksek koloni sayısı, polisaj grubuna benzer şekilde Equia Forte materyalinde görülmüştür. Chemfill Rock, Equia Forte+Equia Coat, Cention-N ve Fuji II LC’de sırasıyla koloni sayısının azalarak devam ettiği görülmüştür. Equia Forte ve Fuji II LC materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmektedir ($p=0,016$).

Deney gruplarının ortalama toplam bakteri koloni sayıları Tablo 4.4.’de verilmiştir.

Tablo 4.4. Deney gruplarının ortalama toplam bakteri koloni sayıları

Materyal	Alt gruplar		Ortalama pürüzlülük değerleri (Ra)	Ortalama koloni sayısı (x10 ⁶ Cfu/ml)	Cention-N			Equia Forte				Chemfill Rock			Fuji II LC		
		n	Ort.±ss	Ort.±ss	CN-K	CN-P	CN-F	Eq-K	Eq-P	Eq-F	Eq-V	CR-K	CR-P	CR-F	Fj-K	Fj-P	Fj-F
Cention-N	CN-K	8	0,552±0,239	0,962±0,767	-	0	0,057	0,50	0	0,006	0,230	0,005	0,010	0,046	0,183	0,491	0,099
	CN-P	8	0,721±0,378	49,9000±12,041	0,000	-	0,112	0,134	0,001	0,10	0,360	0,20	0,032	0,075	0,442	0,943	0,526
	CN-F	8	0,548±0,23	338,4286±173,178	0,057	0,112	-	0,999	1,00	0,600	1,00	0,997	0,998	1,00	0,998	0,550	0,397
Equia Forte	Eq-K	8	0,639±0,207	238,2857±118±215	0,50	0,134	0,999	-	0,637	0,090	0,999	1,00	1,00	0,705	1,00	0,972	0,828
	Eq-P	8	0,636±0,222	377,75±95,949	0	0,001	1,00	0,637	-	0,572	1,00	0,358	0,406	1,00	0,679	0,045	0,004
	Eq-F	8	0,672±0,147	589,2857±194,66271	0,006	0,10	0,6	0,09	0,572	-	0,975	0,079	0,082	1,00	0,083	0,016	0,016
	Eq-V	8	1,165±0,287	376,3429±271,89	0,230	0,360	1,00	0,999	1,00	0,975	-	0,998	0,999	1,00	0,998	0,783	0,708
Chemfill Rock	CR-K	8	0,603±0,167	239,975±90,862	0,005	0,20	0,997	1,00	0,358	0,079	0,998	-	1,00	0,642	1,00	0,892	0,524
	CR-P	8	0,621±0,17	241,4857±87,36	0,01	0,032	0,998	1,00	0,406	0,082	0,999	1,00	-	0,658	1,00	0,884	0,525
	CR-F	8	0,735±0,367	468±228,497	0,046	0,075	1,00	0,705	1,00	1,00	1,00	0,642	0,658	-	0,674	0,213	0,179
Fuji II Lc	Fj-K	8	0,350±0,115	217,00±162,012	0,183	0,442	0,998	1,00	0,679	0,083	0,998	1,00	1,00	0,674	-	1,00	0,996
	Fj-P	8	0,565±0,159	128,6286±119,548	0,491	0,943	0,550	0,972	0,045	0,016	0,783	0,892	0,884	0,213	1,00	-	1,00
	Fj-F	8	0,576±0,169	126,285±73,047	0,099	0,526	0,397	0,828	0,04	0,016	0,708	0,524	0,525	0,179	0,996	1,0	-

S.mitis koloni sayılarının değerlendirilmesi

Materyallerin *S.mitis* koloni sayıları kendi alt gruplarında değerlendirildiğinde; Cention-N materyalinde fırçalama grubunda en fazla, kontrol grubunda en az koloni sayısı belirlenmiştir. Polisaj ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmektedir ($p=0,045$). Equia Forte materyalinde, yüksekten düşüğe doğru koloni sayıları fırçalama, vernik, polisaj ve kontrol gruplarında görülmüştür ($p>0,05$). Chemfill Rock'ta en yüksek *S.mitis* koloni sayısı polisaj grubunda, en düşük koloni sayısı ise kontrol grubunda görülmüştür. Polisaj ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p=0,018$). Fuji II LC'de ise en yüksek koloni sayıları kontrol grubunda görülmüş olup bunu polisaj ve fırçalama grupları takip etmiştir ($p>0,05$).

Kontrol, fırçalama ve polisaj gruplarını karşılaştırdığımızda; en yüksek koloni sayısı Equia Forte'da en düşük koloni sayısı Cention-N'de görülmüştür. Cention-N'i sırasıyla Fuji II LC, Chemfill Rock ve Equia Forte materyalleri takip etmiştir ($p>0,05$). Polisaj grubunda Chemfill Rock diğer materyallerden daha fazla *S.mitis* kolonizasyonu göstermiştir. Chemfill Rock'ı sırasıyla Equia Forte, Cention-N ve Fuji II LC materyalleri takip etmiştir. Chemfill Rock ile Equia Forte ($p=0,04$), Chemfill Rock ile Cention-N ($p=0,017$) ve Chemfill Rock ile Fuji II LC ($p=0,012$) materyallerinin *S.mitis* koloni sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür. Equia Forte'un *S.mitis* koloni sayısı Cention-N'den anlamlı derecede daha yüksektir ($p=0,043$). Son olarak fırçalama grubunda *S.mitis* koloni sayısı yüksekten düşüğe doğru Equia Forte, Chemfill Rock, Cention-N, Fuji II LC ve Equia Forte+Equia Coat materyallerinde görülmüştür ($p>0,05$).

Deney gruplarının ortalama *S.mitis* koloni sayıları Tablo 4.5.'de verilmiştir.

Tablo 4.5. Deney gruplarının ortalama *S.mitis* koloni sayıları

Materyal	Alt Gruplar		Ortalama pürüzlülük değerleri	Ortalama koloni sayısı (x10 ⁶ Cfu/ml)	Cention-N			Equia Forte				Chemfill Rock			Fuji II LC		
		n	Ort.±ss	Ort.±ss	CN-K	CN-P	CN-F	Eq-K	Eq-P	Eq-F	Eq-V	CR-K	CR-P	CR-F	Fj-K	Fj-P	Fj-F
Cention-N	CN-K	8	0,552±0,239	1,012±1,861	-	0,045	0,142	0,038	0,073	0,246	0,256	0,103	0,009	0,795	0,161	0,796	0,812
	CN-P	8	0,721±0,378	44,4±24,1261	0,045	-	0,615	0,735	0,843	0,476	0,929	1,00	0,017	0,976	1,00	1,00	0,999
	CN-F	8	0,548±0,23	120,2286±75,7841	0,142	0,615	-	1,00	1,00	0,99	1,00	0,761	0,135	1,00	0,5	0,762	1,00
Equia Forte	Eq-K	8	0,639±0,207	83,7143±38,9603	0,038	0,735	1,00	-	1,00	0,785	1,00	0,965	0,037	1,00	0,515	0,971	1,00
	Eq-P	8	0,636±0,222	87,375±52,67403	0,073	0,043	1,00	1,00	-	0,828	1,00	0,979	0,04	1,00	0,666	0,979	1,00
	Eq-F	8	0,672±0,147	223,1429±164,12133	0,246	0,476	0,99	0,785	0,828	-	0,913	0,526	1,00	1,00	0,428	0,495	0,986
	Eq-V	8	1,165±0,287	95,2857±70,481	0,256	0,929	1,00	1,00	1,00	0,913	-	0,987	0,059	1,00	0,838	0,984	1,00
Chemfill Rock	CR-K	8	0,603±0,167	50,75±32,6748	0,103	1,00	0,761	0,965	0,979	0,526	0,987	-	0,018	0,987	1,00	1,00	1,00
	CR-P	8	0,621±0,17	305,2571±107,23095	0,009	0,017	0,135	0,037	0,04	1,00	0,059	0,018	-	0,967	0,015	0,012	0,220
	CR-F	8	0,735±0,367	160,9714±196,526	0,795	0,976	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,987	0,967	-	0,960	0,981	1,00
Fuji II Lc	Fj-K	8	0,350±0,115	36,775±25,99	0,161	1,00	0,5	0,515	0,666	0,428	0,838	1,00	0,015	0,96	-	1,00	0,996
	Fj-P	8	0,565±0,159	42,2±50,608	0,796	1,00	0,762	0,971	0,979	0,495	0,984	1,00	0,012	0,981	1,00	-	1,00
	Fj-F	8	0,576±0,169	99,1429±122,749	0,812	0,999	1,00	1,00	1,00	0,986	1,00	1,00	0,220	1,00	0,996	1,00	-

S.mutans Koloni Sayılarının Değerlendirilmesi

S.mutans koloni sayıları materyallerin kendi alt grupları arasında değerlendirildiğinde; Cention-N materyalinde en fazla koloni sayısı fırçalama grubunda en az koloni sayısı ise kontrol grubunda elde edilmiştir. Polisaj ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p=0,015$). Equia Forte materyalinde en az koloni sayısı vernik grubundan elde edilmiştir. Vernik grubunu, sırasıyla artan şekilde fırçalama, polisaj ve kontrol grupları takip etmektedir. Vernik ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p=0,014$). Chemfill Rock materyalinin polisaj grubunda en az koloni sayısı elde edilmiştir ve bu değerler kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha anlamlıdır ($p=0,004$). En fazla *S.mutans* koloni sayısı ise fırçalama grubundan elde edilmiştir. Fuji II LC materyalinde en yüksek koloni sayısı polisaj grubundan en düşük koloni sayısı ise kontrol grubundan elde edilmiştir ($p>0,05$).

Kontrol, fırçalama ve polisaj gruplarında *S.mutans* koloni sayılarını karşılaştırdığımızda; kontrol grupları arasında yüksekten düşüğe doğru koloni sayıları sırasıyla Equia Forte, Chemfill Rock, Fuji II LC ve Cention-N materyallerinde görülmüştür. Equia Forte ile Fuji II LC ($p=0,01$), Equia Forte ile Cention-N ($p=0,007$), Chemfill Rock ile Cention-N ($p=0,001$) ve Chemfill Rock ile Fuji II LC ($p=0,01$) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür. Polisaj grupları karşılaştırıldığında; en düşük koloni sayısı Cention-N’de görülmüştür. Bunu sırasıyla Fuji II LC, Chemfill Rock ve Equia Forte materyalleri takip etmektedir ($p>0,05$). Fırçalama gruplarında materyaller üzerinde oluşan *S.mutans* koloni sayıları yüksekten düşüğe doğru Chemfill Rock, Equia Forte, Fuji II LC, Equia Forte+Equia Coat ve Cention-N şeklinde sıralanmıştır ($p>0,05$).

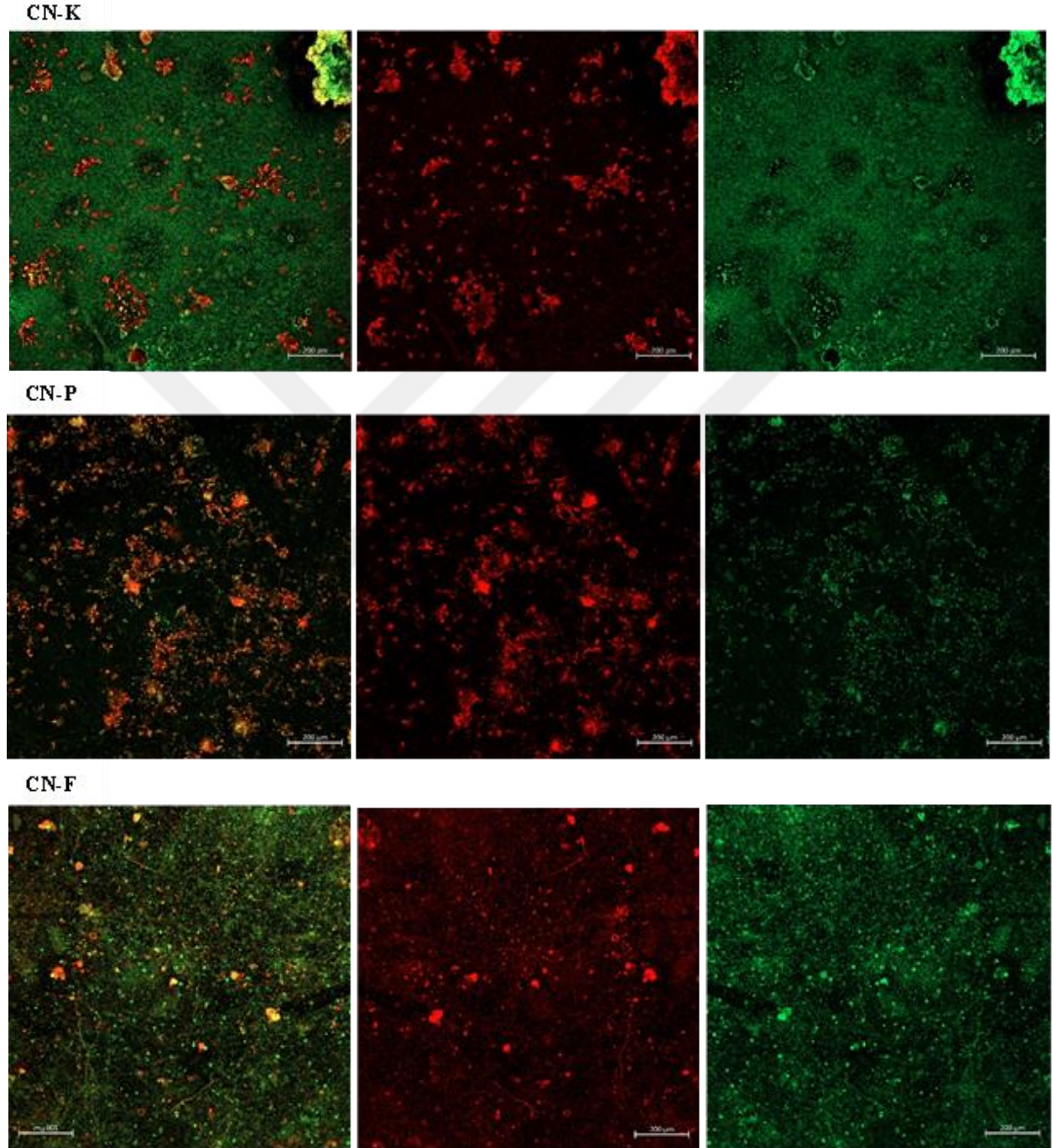
Deney gruplarının ortalama *S.mutans* koloni sayıları Tablo 4.6.’de verilmiştir.

Tablo 4.6. Deney gruplarının ortalama *S.mutans* koloni sayıları

Materyal	Alt grup		Ortalama pürüzlülük değerleri (Ra)	Ortalama koloni sayısı ($\times 10^6$ Cfu/ml)	Cention-N			Equia Forte				Chemfill Rock			Fuji II LC		
		n	Ort. $\pm$ ss	Ort. $\pm$ ss	CN-K	CN-P	CN-F	Eq-K	Eq-P	Eq-F	Eq-V	CR-K	CR-P	CR-F	Fj-K	Fj-P	Fj-F
Cention-N	CN-K	8	0,552 $\pm$ 0,239	0,550 $\pm$ 0,899	-	0,015	0,195	0,007	0,173	0,381	0,003	0,001	0,14	0,067	0,069	0,103	0,026
	CN-P	8	0,721 $\pm$ 0,378	45,55 $\pm$ 20,344	0,015	-	1,00	0,10	0,325	0,699	0,178	0,002	0,996	0,119	1,00	0,250	0,096
	CN-F	8	0,548 $\pm$ 0,23	54,7714 $\pm$ 37,477	0,195	1,00	-	0,010	0,377	0,790	0,917	0,002	1,00	0,134	1,00	0,314	0,143
Equia Forte	Eq-K	8	0,639 $\pm$ 0,207	630,4 $\pm$ 212,1634	0,007	0,10	0,10	-	0,315	0,052	0,014	0,07	0,011	0,603	0,01	0,06	0,033
	Eq-P	8	0,636 $\pm$ 0,222	291,0875 $\pm$ 215,0819	0,173	0,325	0,377	0,315	-	1,00	0,557	1,00	0,470	1,00	0,328	1,00	0,998
	Eq-F	8	0,672 $\pm$ 0,147	192,0714 $\pm$ 162,862	0,381	0,699	0,790	0,052	1,00	-	0,958	1,00	0,902	0,967	0,707	1,00	1,00
	Eq-V	8	1,165 $\pm$ 0,287	87,714 $\pm$ 25,5193	0,003	0,178	0,917	0,014	0,557	0,958	-	0,009	1,00	0,210	0,313	0,557	0,407
Chemfill Rock	CR-K	8	0,603 $\pm$ 0,167	240,625 $\pm$ 67,324	0,001	0,002	0,002	0,07	1,00	1,00	0,009	-	0,004	0,983	0,001	1,00	0,992
	CR-P	8	0,621 $\pm$ 0,17	70,771 $\pm$ 25,519	0,140	0,996	1,00	0,011	0,470	0,902	1,00	0,004	-	0,168	0,999	0,444	0,285
	CR-F	8	0,735 $\pm$ 0,367	356,971 $\pm$ 189,606	0,067	0,119	0,134	0,603	1,00	0,967	0,210	0,983	0,168	-	0,119	0,988	0,756
Fuji II Lc	Fj-K	8	0,350 $\pm$ 0,115	45,7875 $\pm$ 27,309	0,069	1,00	1,00	0,10	0,328	0,707	0,313	0,001	0,999	0,119	-	0,254	0,097
	Fj-P	8	0,565 $\pm$ 0,159	220,6286 $\pm$ 129,506	0,103	0,250	0,314	0,06	1,00	1,00	0,557	1,00	0,444	0,988	0,254	-	1,00
	Fj-F	8	0,576 $\pm$ 0,169	181,514 $\pm$ 79,032	0,026	0,096	0,143	0,033	0,998	1,00	0,407	0,992	0,285	0,756	0,097	1,00	-

4.5 Konfokal Taramalı Lazer Mikroskop Bulguları

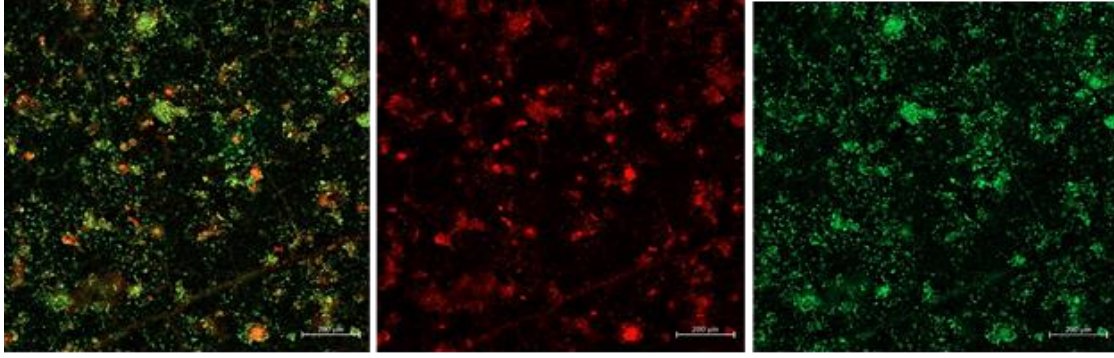
KTLM incelemesinde, tüm materyal gruplarının üzerinde oluşan biyofilm yapılarının varlığı



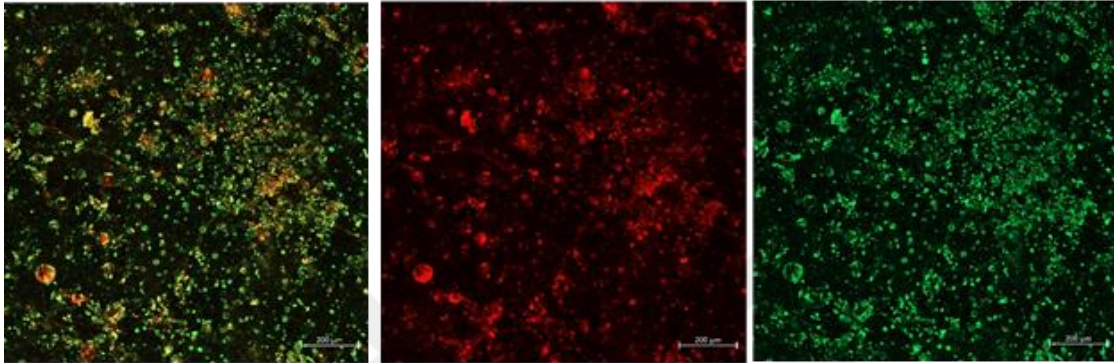
gözlenmiştir. Canlı hücreler yeşil, ölü hücreler ise kırmızı renkli olarak görünmektedir.

Şekil 4.22. Cention-N materyalinin KTLM görüntüleri (Sırasıyla CN-K: Kontrol grubu, CN-P: Polisaj grubu, CN-F: Fırçalama grubu)

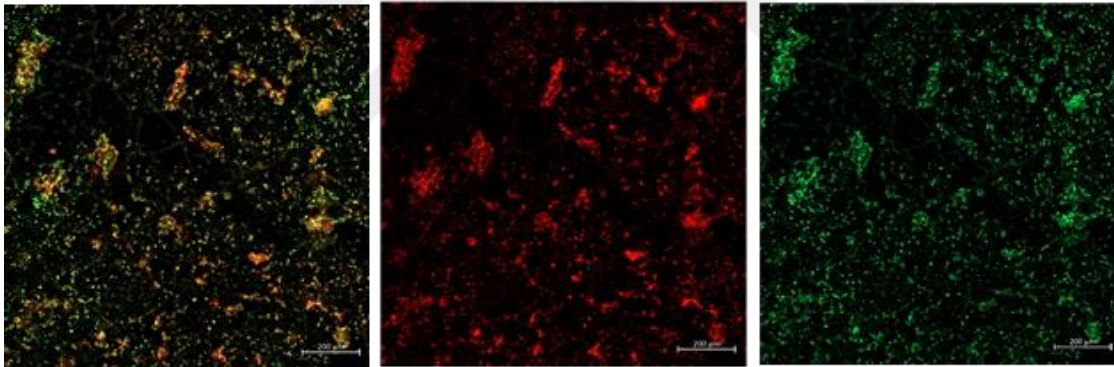
Eq-K



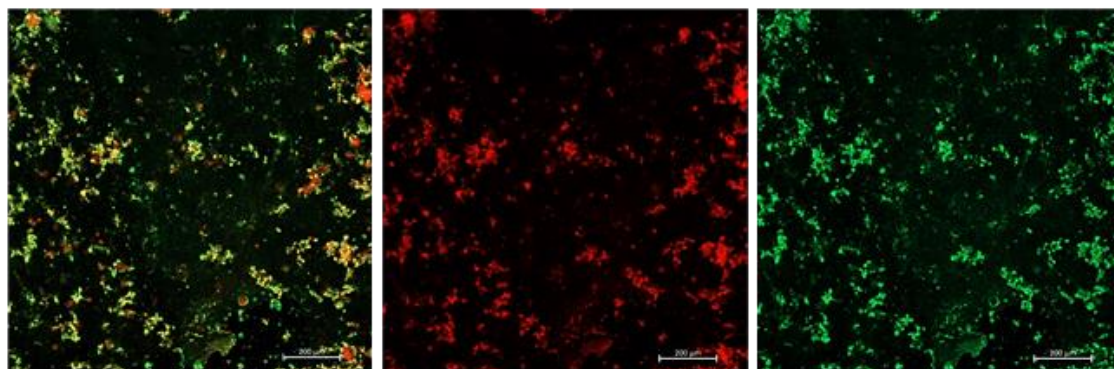
Eq-P



Eq-F

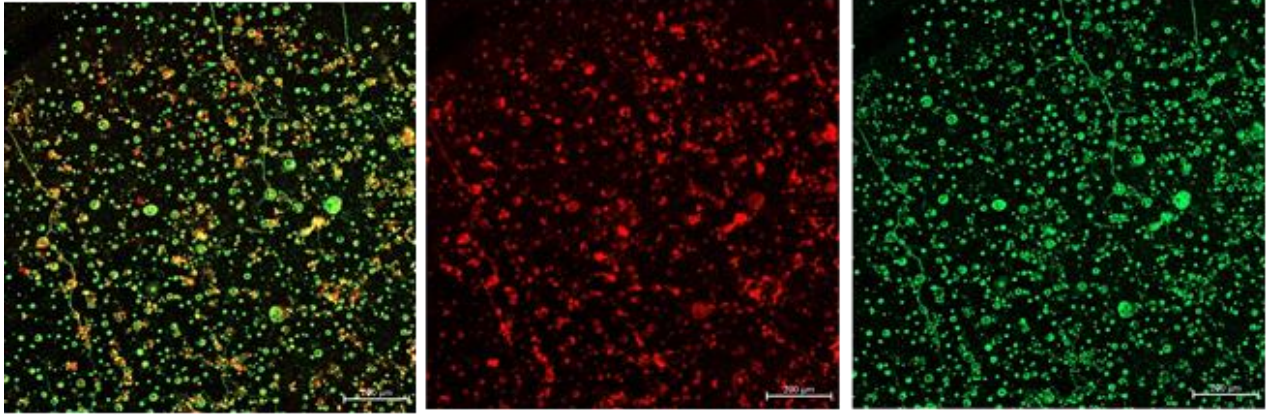


Eq-V

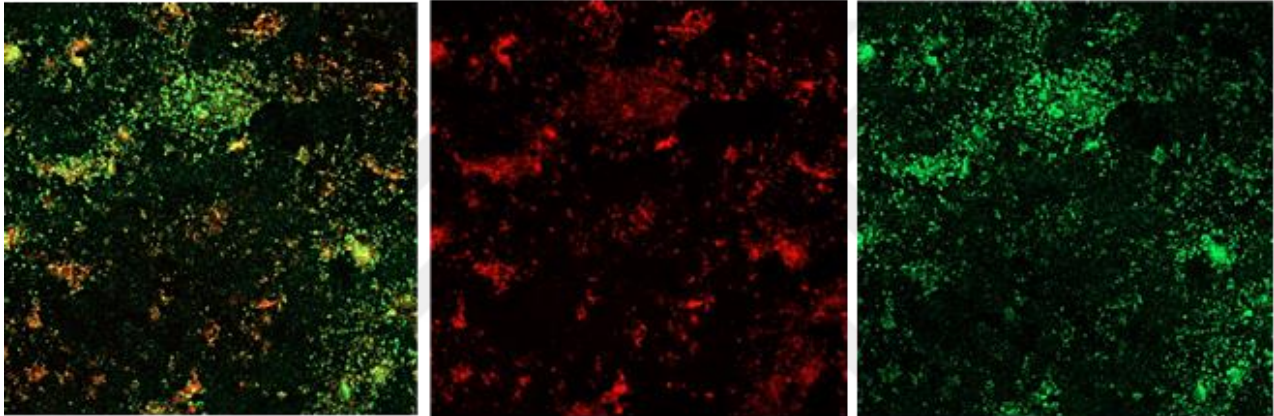


Şekil 4.23. Equia Forte materyalinin KTLM görüntüleri (Sırasıyla Eq-K: Kontrol grubu, Eq-P: Polisaj grubu, Eq-F: Fırçalama grubu Eq-V: Vernik grubu)

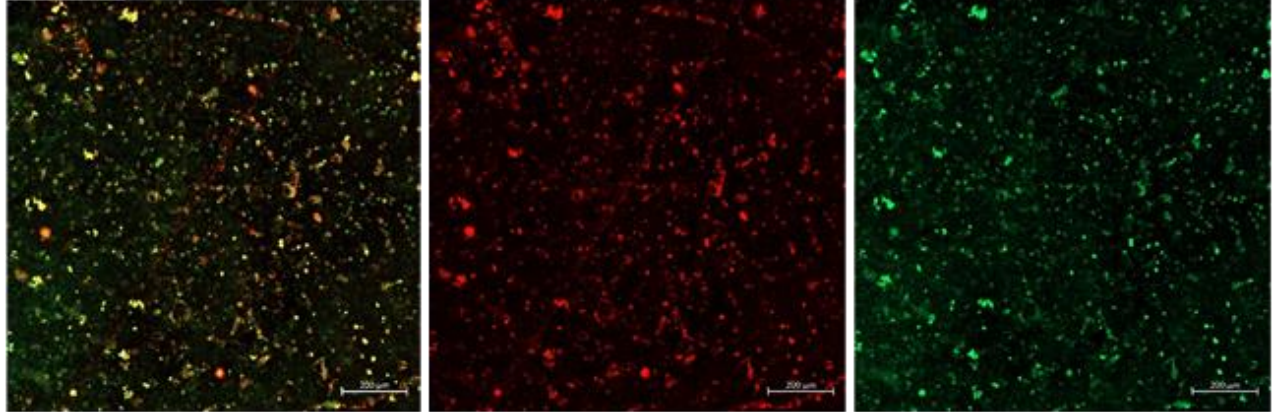
CR-K



CR-P

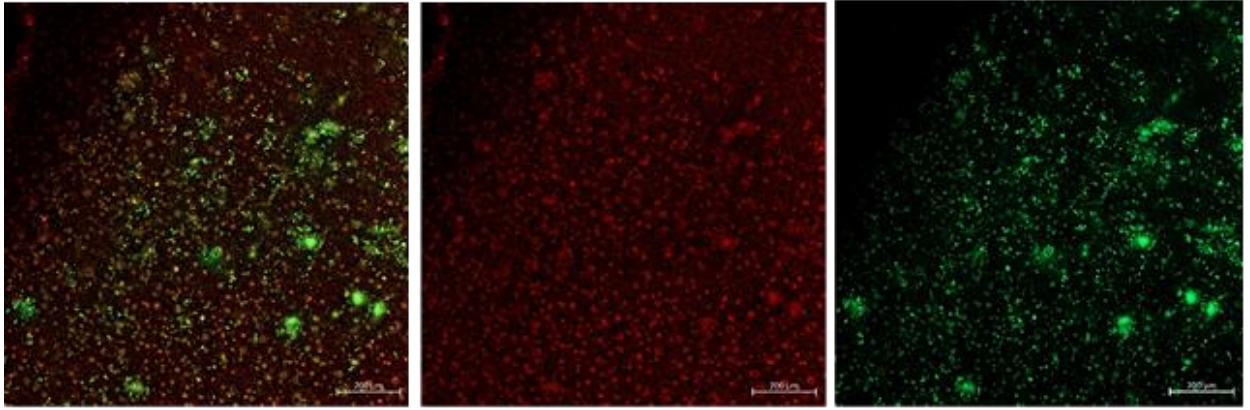


CR-F

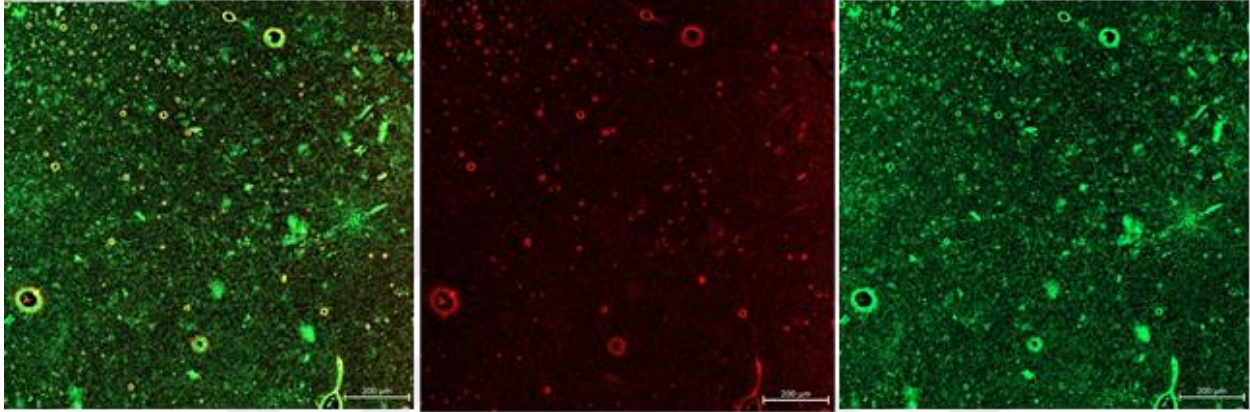


Şekil 4.24. Chemfill Rock materyalinin KTLM görüntüleri (Sırasıyla CR-K: Kontrol grubu, CR-P: Polisaj grubu, CR-F: Fırçalama grubu)

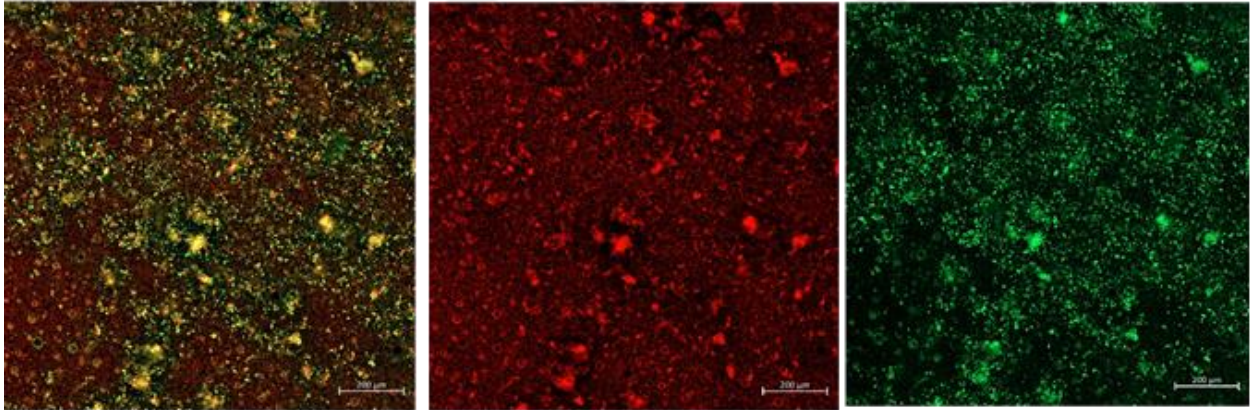
Fi-K



Fi-P



Fi-F



Şekil 4.25. Fuji II LC materyalinin KTLM görüntüleri (Sırasıyla Fj-K: Kontrol grubu, Fj-P: Polisaj grubu, Fj-F: Fırçalama grubu)

5.TARTIŞMA

Çocuk diş hekimliğinin klinisyen ve aile açısından en büyük zorluklarından biri çocukla kooperasyon kurabilmek ve yapılacak tedaviyi çocuğa kabul ettirebilmektir. Diş hekiminin davranış yönlendirmesinde önemli rolü olduğu bilinmesine rağmen, uygulanan dental tedavi tipinin de çocuğun davranış şeklini etkilediğine dair birçok çalışma mevcuttur. Çocuk diş hekimliğinde restoratif materyal seçiminde, hastayla kooperasyon zorluğu ve kontaminasyon riski nedeniyle çalışma süresi sınırlı olduğu için uygulama süresi kısa ve kolay olan materyallerin kullanımı ön plana çıkmaktadır (53, 236-238).

Kullanılan materyallerin antibakteriyel özelliklere sahip olması da restore edilen dişin prognozu açısından önem taşımaktadır. Restoratif materyallerin iyon salınımı yapabilme özellikleri sayesinde bakterilerin gelişmesini ve canlılığını engelleyebildikleri bildirilmiştir. Cam iyonomer içerikli restoratif materyallerden salınan florun hem uygulandığı dişte hem de komşu dişin yapısına dahil olarak çürüğe karşı koruduğu bilinmektedir (229). Ayrıca, plaktaki flor seviyesini de artırarak, *S.mutans* bakterisinin çoğalmasını engelleyerek karyostatik bir etki oluşturduğu bildirilmiştir (239).

Bu nedenlerden dolayı çocuk diş hekimliğinde restoratif tedavi esnasında materyal seçimi yapılırken, özellikle de sınırlı dikkat aralığına sahip çocuklarda çalışırken materyalin çürük önleyici özellikler sergilemesi, yeterli klinik performans göstermesi ve tek basamakta uygulanabilmesi önem kazanmaktadır.

CİS'ler flor, kalsiyum gibi terapötik iyonlar salarak remineralizasyon etkisi göstermesi, uygulanmasının kolay olması, adezive ihtiyaç olmadan diş yapısına kimyasal olarak bağlanması ve termal genleşme katsayısı, boyutsal stabilite, opaklık, mikrosertlik gibi fiziksel özelliklerinin dentine çok yakın olması nedeniyle çocuk diş hekimliğinde sıklıkla kullanılır (240). Ancak CİS'lerin düşük kırılma ve aşınma direnci göstermesi, renk stabilitesinin yetersiz olması, neme karşı duyarlı olmaları ve estetik özelliklerinin iyi olmaması gibi dezavantajları yoğun çiğneme kuvvetine maruz kalan alanlarda kullanımını sınırlandırmaktadır (21). Bu olumsuz özelliklerin giderilerek, manipülasyonun kolaylaştırılması, mekanik özelliklerin geliştirilmesi, estetik, antibakteriyel ve antikaryojenik etkilerin iyileştirilmesi için cam iyonomerlerde yeni formülasyonlar geliştirilmiştir (241).

Çalışmamızda özellikle, kısa sürede uygulanabilme ve yüksek oranda flor salma özelliğine sahip güncel ve yeni geliştirilmiş olan; Cention-N (alkasit), Equia Forte (HCİS), ChemFill Rock (çinko içerikli YVCİS) ve Fuji II LC (RMCİS) restoratif materyalleri değerlendirilmiştir.

Cam iyonomer esaslı materyallerin içeriğinde bulunan florid bileşiğinin camla reaksiyona girmesinin önlenmesi amacıyla, örneklerin hazırlanması aşamasında camdan oluşan gereçler kullanılmamıştır. Örneklerin belirli bir standartta oluşturulması için kullanılan teflon kalıplar içerisindeki materyal fazlalıklarının giderilmesi ve hava kabarcığının kalmaması için kullanılan iki siman camının materyalle temasını önlemek için, araştırmacıların uyguladığı gibi araya şeffaf bant yerleştirilmiştir (242, 243).

Materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirildiği çalışmamızda her bir materyal için kontrol, polisaj ve fırçalama grubu olmak üzere 3 alt grup, Equia Forte materyali için ise ilave olarak yüzey örtücü uygulamasından sonra fırçalama simülatörüne tabii tutulan vernik grubu oluşturulmuştur. Birçok araştırmacı; yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için en düzgün yüzeylerin, bitim ve polisaj işlemleri olmaksızın şeffaf bant kullanılarak sağlanacağını belirtmektedir (219, 244-246). Bu araştırmalara dayanarak çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğü ve bakteri oluşumu için kontrol grubunu oluşturan örneklerin yüzeyine herhangi bir polisaj işlemi yapılmamış ve şeffaf bant kullanılarak yüzey bitimi gerçekleştirilmiştir.

Ağız içerisine yapılan restorasyonlarda fazla materyalin uzaklaştırılıp uygun anatomik form verilerek yapılan bitim işlemlerini takiben uygulanan 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 (247). Bununla birlikte uygulanan basamak sayısına göre de sınıflandırma yapılabilir. Genel olarak yapılan çalışmalarda polisaj işleminde basamak sayısı arttıkça polisaj işleminin daha başarılı olduğuna dair sonuçlar bildirilmiştir (248, 249). Buna karşın klinik uygulama basamaklarının azalması ve uygulama süresinin kısılması için tek-aşamalı polisaj sistemleri geliştirilmiştir. Geliştirilen tek aşamalı polisaj sistemlerinin de başarılı olduğu görülmektedir (250-252).

Bashetty ve arkadaşları, farklı tipteki kompozit rezinlerin kullanıldığı çalışmalarında, materyalleri rastgele iki gruba ayırarak, tek basamaklı PoGo ve çok basamaklı Super Snap sistemleriyle polisaj yapmış ve yüzey pürüzlülüklerini incelemişlerdir. Hibrit kompozit materyalinde, çok basamaklı polisaj sistemine göre tek basamaklı polisaj sistemi ile daha

düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri görülürken, tepilebilir kompozit materyalinde polisaj sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir fark belirlenmemiştir (250).

Nanodolduruculu, mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin kullanıldığı bir çalışmada; tek basamaklı Enhance, OptraPol ve çok basamaklı Sof-Lex bitirme ve polisaj sistemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini karşılaştırılmış ve tek basamaklı sistemlerin polisaj için kullanılan materyale bağlı olmakla beraber, çok basamaklı sistemler ile yüzey pürüzlülüğü bakımından benzer sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (251, 252).

Beş farklı kompozit rezinin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirildiği bir başka çalışmada, tek basamaklı PoGo ve çok basamaklı OptraPol polisaj sistemlerini karşılaştırılmıştır. Tek basamaklı PoGo polisaj sistemi şeffaf bant ile bitimden daha kötü, diğer çok aşamalı sistemlerden daha iyi pürüzlülük sonuçları vermiştir. Yazarlar, azaltılmış adımlar ve kısaltılmış uygulama süresini de göz önüne alarak Po-Go tek basamaklı polisaj sistemini önermişlerdir (253).

Bu sebeple çalışmamızda materyal seçiminde olduğu gibi tedavi süresinin daha kısa sürede tamamlanabilmesini sağlayan tek basamaklı polisaj sistemi tercih edilmiştir.

Restorasyon sonrası, kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülükleri bir çok etkiye bağlı olarak değişebilmektedir. Çiğneme esnasında oluşan okluzal kuvvetler, diş fırçalamaya ve kullanılan macuna göre oluşabilecek abrazyonlar, tüketilen gıdalarla ağız içerisinde meydana gelebilecek olan ısı değişiklikleri ve asit erozyonları bu etkiler arasında sayılabilir (254, 255).

Fırçalama simülasyonuna bağlı abrazyon, klinik koşulları temsil eden ve literatürde yaygın olarak kullanılan bir test modelidir (256). İn vitro çalışmalarda bireylerin dişlerini günde 2 kez 2'şer dakika fırçaladıkları kabul edilerek, bir diş fırçalama seansı 15 siklus olarak hesaplandığında, ortalama 900 siklus 1 aylık diş fırçalamayı temsil etmektedir. 10.000 siklusun 1 yıllık fırçalamayı simüle ettiği bildirilmiştir (257, 258). Çalışmamızda örnekler 10.000 fırçalama siklusuna maruz bırakılmıştır.

Sundell ve arkadaşları tarafından yapılan klinik bir çalışmada, 7 yaşındaki çocuklarda fırçalama işlemi sırasında dişlere uygulanan ağırlığın 188 gr olduğu bildirilmiştir (233). Çalışmamızda, Sundell ve arkadaşlarının çalışma sonuçları göz önünde bulundurularak fırçalama simülasyonunda 200 gr ağırlık uygulaması yapılmıştır.

Fırçalama sırasında dişe uygulanan kuvvetin ve fırçalama tekniğinin yanı sıra diş fırçası kıllarının sertlik derecesinin ve yönlenme şeklinin de aşınma üzerine etkili olduğu bilinmektedir (259). Kılların çapına bağlı olarak, diş fırçaları yumuşak (0,2 mm), orta (0,3 mm) ve sert (0,4 mm) olarak sınıflandırılmıştır (260). Çalışmamızda fırça tiplerinden bağımsız bir şekilde materyallerin pürüzlülük değerlerinin değişimlerinin incelenmesi amaçlandığından, bütün kılları düz, uçları yuvarlak ve birbirine eşit uzaklıkta olan, naylon kıllara sahip ve orta sertlikte diş fırçası kullanılmıştır.

Materyallerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü nicel (profilometre, AFM) ve nitel (SEM) yöntemler kullanılarak değerlendirilebilmektedir. 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 (207, 215, 219, 220, 244, 261-264). Kalitatif değerlendirme dikkate alındığında SEM, genellikle malzeme yüzeylerini görüntülemek için kullanılmaktadır. Bununla birlikte, SEM, sadece numune yüzeyinin morfolojik değerlendirmesine izin vermesi nedeniyle yüzey topografyasının tanımlanmasında bir sınırlama sunmaktadır. SEM dışında, AFM, nanometre çözünürlüğünde üç boyutlu bir yüzey analizi sağlayan daha ayrıntılı yüzey topografyası sunmaktadır (217). Çalışmamızda, materyal yüzeylerinin değerlendirilmesinde bu üç yöntem de kullanılmıştır.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün çeşitli klinik etkileri vardır. Yüzey topografyasındaki değişiklikler ve yüzey pürüzlülüğü genellikle bir malzemenin aşınmasını değerlendirmek için kullanılır. Artan pürüzlülük, biyofilm kolonizasyonunu arttırarak sekonder çürüklere, dişeti irritasyonlarına ve enflamasyonlarına neden olabilir (246). Ayrıca, yüzey pürüzlülüğündeki artış, restoratif malzemelerin renklenmesine ve bozulmasına sebep olur. Bu şekilde restoratif materyallerin ömrünü kısaltarak kullanımını sınırlandırır (265).

Yüzey pürüzlülüğü, bakteri adezyonu ve biyofilm oluşumu üzerinde önemli bir rol oynamaktadır (266). Hem in vivo hem de in vitro çalışmalarda, bakterilerin pürüzlü yüzeylere pürüzsüz bir yüzeyden daha fazla biriktiği görülmüştür (248, 249, 267, 268). Bollen ve arkadaşları dental materyallerin yüzey pürüzlülükleriyle ilgili yapmış oldukları çalışmada, restorasyonlar üzerinde bakteri birikimi için kritik pürüzlülük değerinin 0.2 µm (Ra) olduğunu tespit etmişlerdir. 0,2 µm'lik Ra değerinin altı, yüzey pürüzlülüğü ile biyofilm oluşumu arasında korelasyonun bulunmadığı eşik değer olarak kabul edilmektedir (209). Bununla birlikte hem yaptığımız çalışmada kullandığımız materyallerin hem de diğer çalışmalarda (245,

268, 269) kullanılan cam iyonomer materyallerin yüzey pürüzlülük testleri sonucu elde edilen değerlerinin bu kritik Ra değerinin üzerinde olduğu görülmüştür.

Restoratif materyaller şeffaf bant altında sertleştirildiklerinde daha pürüzsüz bir yüzey elde edildiği yapılan in vitro çalışmalarda gösterilmiştir (219, 244-246, 268). Klinikte şeffaf bant kullanmak her zaman mümkün olmamakta ya da şeffaf bant kullanılsa bile restorasyondaki fazlalıkları kaldırmak ve kontür vermek amacıyla bir takım bitirme ve polisaj işlemleri uygulamak gerekli olabilmektedir. Bu işlemlerin şeffaf bant ile elde edilen yüzeyin pürüzlülüğünü arttırdığı gösterilmiştir (219, 244, 245, 249, 268).

Yapılan bir çalışmada, mikrofil, nanofil ve nanohibrit 3 farklı rezin kompozite 12 farklı polisaj sistemi uygulayıp, materyallerin yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmişlerdir. Bütün polisaj sistemlerinin şeffaf bant ile bitimden daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiği görülmüştür (249).

Miličević A ve arkadaşları iki farklı cam iyonomer simanın yüzey pürüzlülüğünü, iki farklı sistemle (tungsten karbid frezler, Sof-Lex polisaj sistemi), bitirme polisaj işlemleri sonucunda karşılaştırmış ve şeffaf bant ile bitim yapılan kontrol grubundaki örneklerin yüzey pürüzlülüğünün, iki polisaj sisteminden de düşük bildirmişlerdir (268).

Bala ve arkadaşları 6 farklı cam iyonomer içerikli restoratif materyalin (Ketac N100, Fuji II LC, Fuji IX, Ionofil Molar, Aqua Ionofil Plus, Argion Molar) bitirme polisaj işlemlerini Sof-Lex çok aşamalı polisaj sistemi ile gerçekleştirmişlerdir. Bütün materyallerde yüzey pürüzlülüğünün şeffaf bant ile bitim yapılan kontrol grubuna göre arttığı görülmüştür (269).

Yapılan çalışmalar değerlendirildiğinde, polisaj sistemlerinin birçok restoratif materyalde değerlendirildiği görülmektedir. Basamak sayısı ve polisaj sistemleri değişse de şeffaf bant ile bitimden daha yüksek pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Bu yüksek değerlerin materyal cinsinden bağımsız olduğu da görülmektedir. Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde ise bu çalışmaların aksine bütün materyallerin polisaj gruplarında, şeffaf bant ile bitim yapılan kontrol gruplarından daha düşük pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Bununla beraber değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır.

Diş fırçalama uygulamasının materyal yüzeyinde yaptığı değişikliklerin değerlendirildiği çalışmalarda, farklı sonuçlar elde edildiği görülmektedir. Bonato ve arkadaşları, üç farklı rezin kompozitin üzerine üç farklı yüzey örtücü uygulamışlardır. Fırçalama simülasyonu sonrası

pürüzlülük değerlerinin karşılaştırılması amaçlanan bu çalışmada; örnekler 6,12,18 ve 24 aylık periyotları simüle edecek şekilde fırçalama simülatörüne maruz bırakılmıştır. Materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin, tüm örneklerde 12 aya kadar arttığı, 18 aydan 24 aya kadar ise azaldığı görülmüştür (270). Buna karşın 3 nanohibrit kompozit kullanarak yapılan başka bir çalışmada ise örnekler, aynı şekilde 5.000, 10.000, 15.000 ve 20.000 döngü ile fırçalama simülatörüne maruz bırakılmıştır. Bütün döngülerde materyallerin pürüzlülüğünün arttığı görülmüştür (271).

Khalaj ve arkadaşları, bir nanohibrit kompozitten hazırladıkları örneklerin yarısına tek basamaklı polisaj işlemi ve takiben yüzey örtücü uygulamışlardır. Diğer yarısına ise herhangi bir işlem yapılmamıştır. Ardından bütün örnekler öncelikle termal siklus cihazına sonra da 10.000 fırçalama siklusu uygulanacak şekilde fırçalama simülatörüne tabii tutulmuştur. Yüzey örtücü uygulamanın kompozit rezinin aşınması üzerine etkisinin incelendiği bu çalışmada, hiçbir işlem uygulanmayan kontrol grubunun, fırçalama simülasyonu sonrası yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu görülmüştür (272).

Kyoizumi ve arkadaşları 3 adet rezin kompozitin fırçalamaya bağlı yüzey pürüzlülüğündeki değişimi değerlendirmek amacıyla 10.000 siklusta bir olmak üzere 5 farklı ölçüm yapmışlardır. Çalışmada yumuşak, orta ve sert olmak üzere üç farklı sertlikte diş fırçası kullanılmıştır. Ölçümler sonucunda kompozit rezinlerdeki pürüzlülüğün, artan fırçalama döngü sayısı ile orantılı olarak arttığını görülmüştür (273).

Farklı restoratif materyallerin aşınma miktarlarının değerlendirildiği bir in vitro çalışmada, iki farklı RMCİS (Fuji II LC, Photec-Fil Aplicap), iki farklı GCİS (Fuji II, Ketac Fill Aplicap), bir adet kompozit rezin (Z-100) ve bir adet amalgamın (Spherical-D), 20.000 sikluslu fırçalama işleminin ardından meydana gelen yüzey değişiklikleri incelenmiştir. Çalışma sonucunda aşınma oranın CİS materyallerinde daha yüksek olduğu bildirilmiştir (274).

Kaur ve ark. tarafından restoratif materyallerin yüzey özelliklerinin incelendiği bir in vitro çalışmada, fırçalama işleminin ardından RMCİS'lerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğü artışı gözlemlendiği bildirilmiştir (275). Monterio ve arkadaşlarının çalışmalarında ise; diş macunlarının yüzey pürüzlülüğüne etkisi, iki farklı kompozit rezin üzerinde değerlendirilmiştir. Bütün macunlarda ve kompozit rezin örneklerinde fırçalama süresi arttıkça pürüzlülüğün arttığı görülmüştür (271). Çalışma sonuçları değerlendirildiğinde, restoratif materyallerin fırçalama simülatörü sonrası yüzey pürüzlülüklerinde artış olduğu görülmektedir. Araştırmacılar, matriks yapının çözünmesine bağlı olarak doldurucu

partiküllerin açığa çıkmasının yüzey pürüzlülüğü artışında etkili olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda, bütün örnekler 10.000 fırçalama siklusuna maruz bırakılmış ve bütün materyallerin yüzey pürüzlülüğünde literatürle uyumlu olarak, artış olduğu görülmüştür.

Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün materyalin cilalanabilme özelliğine de bağlı olduğu belirtilmiştir (276). Restoratif materyallerin doldurucu partikül ve matriks sertliklerinin farklı olmasından dolayı bitirme ve cila işlemlerinin aynı etkiyi yapmayacağı bildirilmektedir (266). Yüzey pürüzlülüğü; doldurucu partiküllerin miktarına, çeşidine, şekline, boyutu ve dağılımına, rezin matriksin çeşidine, doldurucu ile matriksin birleşimine, bitirme ve cila enstrümanlarının esnekliğine, abrazyivlerin sertliği ve uygulama yöntemlerine de bağlıdır (277).

Bani ve arkadaşlarının, beş farklı cam iyonomer içerikli restoratif materyalin (Fuji II LC, Beautifill, Fuji II, Ketac N 100 ve Dyract extra) yüzey pürüzlülüklerini profilometre ile değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında, en az yüzey pürüzlülüğü değerleri Fuji II LC ve Beautifill materyallerinden elde ederken, en fazla yüzey pürüzlülüğü değerleri ise Fuji II ve Ketac N 100’de tespit edilmiştir (278).

M.Tahir ve Yap, cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin, farklı pH seviyelerinde, materyalin yapısına göre değişiklik gösterebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmalarında, giomer ve kompomer en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterirken, rezin içeriği bulunmayan GCİS ise yüksek pürüzlülük değerleri göstermiştir (279).

Rezin içeren ve içermeyen sekiz farklı restoratif materyalin (Fuji II LC, Fuji IX, GP Fast, F2000, Z100, A110, Admira, Filtek Supreme Translucent, Filtek Supreme) yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, rezin esaslı olan restoratif materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerinin rezin esaslı olmayan materyallerin yüzey pürüzlülük değerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olduğu belirlenmiştir (280).

Wilder ve arkadaşlarının üç farklı cam iyonomer içerikli materyalin (Fuji II LC, Vitremer, Fuji II) mikrosızıntısını ve yüzey pürüzlülüklerini değerlendirdikleri çalışmada, Fuji II LC ve Vitremer’in Fuji II’den önemli ölçüde daha az yüzey pürüzlülüğü ve mikrosızıntı gösterdiği sonucu elde edilmiştir (281).

Yip ve arkadaşları, aralarında fissür örtücü olarak da kullanılabilen materyallerin (Fuji IX, Fuji II LC, Z100) olduğu sekiz farklı restoratif materyalin yüzey pürüzlülük değerlerini inceledikleri çalışmalarında, rezin esaslı olmayan materyallerin rezin esaslı olan materyallere

göre başlangıç yüzey pürüzlülük değerlerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (282). Araştırmacılar, rezin içeriği arttıkça yüzey pürüzlülük değerlerinin azaldığı sonucuna varmışlardır. Cam iyonomer içerikli restoratif materyallerin, rezin içeriğinin yüzey pürüzlülüğünü olumlu yönde etkilediği gözlenmiştir. Çalışmamızda da literatürle uyumlu olarak, en düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri tek rezin içerikli restoratif materyal olan Fuji II LC'nin kontrol, polisaj ve fırçalama gruplarında ölçülmüştür.

Cam iyonomer içerikli restoratif materyallerde doldurucu miktarı ile birlikte doldurucu partiküllerinin boyutu ve rezin matriksle doldurucu partiküller arasındaki bağlanma da yüzey pürüzlülüğünü etkilemektedir (263). Partikül boyutu büyük olan materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin de fazla olduğu bildirilmektedir (276, 277, 283).

Mallya ve arkadaşları, cam iyonomer içeriğine sahip üç farklı restoratif materyalin polisaj 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 (276).

Dört farklı materyalin (Fuji II LC, Beautifil II, Amalgomer CR, GCP Glass Fill) yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdirildiği bir çalışmada, en yüksek ortalama yüzey pürüzlülük değerini GCP Glass Fill, en düşük ortalama yüzey pürüzlülük değerini ise Fuji II LC göstermiştir. Partikül boyutları arttıkça yüzey pürüzlülüğünün de arttığı ve rezin içeriğinin yüzey pürüzlülüğünü azalttığı sonucuna varmışlardır (283).

GCİS, kompomer, mikrohibrit kompozit ve nanofil kompozitin bitirme ve polisaj işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri, en büyük partikül boyutuna sahip GCİS'te görülmüştür (277).

Bir başka çalışmada; rezin kompozitin kırılma direnci, yüzeyin mikrosertliği ve fırçalama simülasyonu sonrası yüzey pürüzlülüğü ve yüzey kaybı değişimi Chemfill Rock, Equia Fil, Fuji IX Ekstra ve Ketac Molar Quick Aplicap ile karşılaştırılmıştır. Fırçalama simülasyonu sonrası, CİS'ler arasında aşınma miktarı açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Chemfill Rock diğerlerine göre daha fazla yüzey pürüzlülüğü değişimini göstermiştir. Equia Fill en yüksek kırılma dayanımına sahiptir ve bunu Chemfill Rock takip eder. Çalışmanın sonucunda YVCİS'e çinko ilavesinin kırılma direncini artırdığı ancak, mikro sertliği ve yüzey pürüzlülüğünü iyileştirmediği sonucuna varılmıştır. Bu durumun çinko içerikli YVCİS'in

bileşimindeki çinko ve cam parçacıklarının yetersiz dağılımından kaynaklanabileceği düşünülmüştür (284). Bizim çalışmamızda ise fırçalama simülasyonundan sonra yüzey pürüzlülüğü değişiminin Equia Forte materyalinde, Chemfill Rock'tan daha fazla olduğu görülmüştür. Equia Forte materyalinde fırçalamadan sonra yüzeyde kalsiyum, demir gibi inorganik elementlerde artış görülmesi ve Chemfill Rock'ın matriks bileşimindeki farklılıkların bu sonuca neden olduğu düşünülmüştür.

Jyothi ve arkadaşları, giomer ve RMCİS'in klinik performanslarını değerlendirdikleri çalışmalarında; 15 gün, 6 ay ve 1 yıllık takip sonucunda, giomerin RMCİS' den istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha üstün yüzey özellikleri gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar, bu sonucun materyallerin partikül boyutu ile açıklanabileceğini savunmuşlardır. RMCİS'in partikül boyutunun giomere göre büyük olmasının ve toz ile likitin karıştırılması sırasında materyalin içinde hava boşluklarının kalabilecek olmasının yüzey pürüzlülüğünü olumsuz etkileyebileceğini belirtmişlerdir (285).

Naz ve arkadaşları yaptıkları çalışmada alkasit (Cention-N), nanohibrit kompozit (Filtek Z250 XT) ve GCİS'in (GC Fuji IX GP Extra9) yüzey özelliklerini inceledikleri çalışmalarında çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrası materyallerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. Polisaj işlemlerinden sonra, Filtek Z250 XT için ortalama yüzey pürüzlülüğü en düşük ölçülmüştür. Bu sonucun, kompozitteki dolgu partiküllerinin boyutu ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir. Çiğneme simülasyonunun ardından, tüm materyaller için, yüzey pürüzlülüğü değerleri artmıştır. En düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri Cention-N'de görülürken en yüksek değer Fuji IX'da görülmüştür. Bu sonuç, dolgu partikül boyutunun önemli bir faktör olmasına rağmen, rezin bazlı herhangi bir malzemenin aşınma direncinden sorumlu tek faktör olmadığını göstermektedir (286). Dolgu partiküllerinin tipi, rezin matriksinin formülasyonu, polimerizasyon derecesi, matris ve dolgu fazlar arasındaki bağlanma karakteri ve dolgu tarafından matriksin yüklenmesi gibi diğer faktörlerin tümü, bir malzemenin yüzey pürüzlülüğüne katkıda bulunur. Araştırmacılar, Cention-N'in çiğneme simülasyonundan sonra nanaohibrit kompozitten daha düşük yüzey pürüzlülüğü göstermesinin nedenini yüksek derecede polimerizasyona sahip olan yüksek oranda çapraz bağlı matris içeriği olarak düşünmüştür (286, 287).

Çalışma sonuçlarımızda da; rezin içerikli Fuji II LC ve alkasit grubunda yer alan Cention-N'nin, önceki çalışmalarla uyumlu olarak Equia Forte ve Chemfill Rock materyallerinden daha düşük ortalama yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu görülmüştür.

GCİS'in aşınma direnci, yüzey sertliği, sıkışma ve bükülme dayanımı gibi makromekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla piyasaya sürülen Equia Forte ve Chemfill Rock materyallerinin toz/likit oranı ve partikül boyutu artırılmış, partikül içeriği ve dağılımı değiştirilmiştir. Çalışmamızda elde edilen yüksek pürüzlülük değerleri, artan partikül boyutu ve değişen partikül dağılımı ile ilişkilendirilebilir.

Fırçalama simülasyonundan sonra materyallerin pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında ise pürüzlülük değişimleri, yüksekten düşüğe doğru sırasıyla Fuji II LC, Equia Forte, Cention-N ve Chemfill Rock'ta görülmüştür. Carlen ve arkadaşları polisajın materyallerin yüzey özelliklerini değiştirerek yüzeyin inorganik karakterini arttırdığını, bununla beraber bakteri adezyonunun da arttırdığını bildirmişlerdir (227). Fuji II LC ve Equia Forte materyallerinde fırçalama simülasyonu sonrası stronsiyum, kalsiyum ve demir gibi inorganik elementlerin yüzeyde artış gösterdiği görülmüştür. Fuji II LC ve Equia Forte'daki fırçalama sonrası pürüzlülük artışının daha fazla olması yüzeyde inorganik içeriğin artmış olmasıyla açıklanabilir.

Oral biyofilm ile ilgili günümüze kadar yapılan çalışmalarda; biyofilmin bakteriyel içeriği, bakteriyel tutunma mekanizmaları, antibakteriyal ajanlarla etkileşimleri gibi özellikler araştırılmıştır. Oral biyofilmin karmaşık yapısının anlaşılması üzerine genellikle, tek veya birçok bakterinin bir arada bulunduğu in vitro koşullarda araştırmalar yapılmaktadır (227, 234, 288-291). Bu çalışmalar sonucunda da, in vitro koşullarda oluşturulan biyofilmin, doğada oluşan biyofilm ile benzerlik gösterdiği rapor edilmiştir (149).

Çalışmamızda biyofilm oluşumunu değerlendirmek için ağız ortamına en yakın olduğu düşünülen polimikrobiyal biyofilm modeli seçilmiştir. Polimikrobiyal biyofilm modeli, karmaşık biyofilmlerin diş üzerindeki etkilerini test etmek için onaylanmış bir yöntemdir (292). Bu deneysel model, tükürük bileşenleri ve bakteri türleri arasındaki karmaşık ilişkiyi materyal yüzeyinde yeniden oluşturarak tükürük bazlı bir biyofilm oluşumunu sağlamaktadır. Biyofilme karyojenik türlerin çoğalmasını desteklemek için bir sukroz takviyesi de yapılmaktadır (234, 293).

Ağız ortamında bakteri adezyonu, bakterilerin yüzey molekülleri ile pelikl kaplı diş yüzeyi arasındaki ilişkiye bağlıdır (294). Peliklde bulunan tükürük proteinleri ve enzimler, bakterilerin tutunmasında reseptör görevi görmektedirler (295). Yapılan in vitro çalışmaların bazılarında yapay tükürük (296), bazılarında ise insandan toplanan tükürük kullanılmıştır (234, 235). Pereira ve arkadaşları, yaptıkları in vitro çalışmada materyalleri tükürük ile inkübe

ettiklerinde *S. mutans* adezyonunun, tükürük ile inkübe edilmeyen örneklerle göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (297). Restoratif materyale bakteri adezyonunda yüzeyin tükürük ile kaplı olmasının önemli bir faktör olduğu gösterilmiştir. Tükürük proteinlerinin, restoratif materyalin yüzeyine absorbe olduğunu, protein çeşidi ve miktarının materyalin yüzeyine göre değiştiğini ve bu proteinlerin bakteri adezyonunda etkili olduğu bildirilmiştir (298). Çalışmamızda ağız ortamını taklit etmek için insan tükürüğü kullanılmıştır.

Restoratif materyallerin üzerindeki biyofilmi inceleyen birçok çalışma mevcuttur (293, 297, 298). Literatürde bakteri oluşumu için belirlenen süreler farklılık göstermektedir. Dişler sürer sürmez ya da temizlendikten hemen sonra çıplak diş yüzeyi pelikül adı verilen aselüler proteinöz yapıda bir film tabakasıyla kaplandığı ve mikroorganizmaların pelikül üzerine kolonizasyonunun ilk 24 saat içerisinde olduğu bilinmektedir. Mikrobiyal birikim ve koagregasyonla farklı mikrokoloni türlerinin gelişimi ise 1-14 gün içerisinde belirgin bir şekilde gözlenmektedir (299). Çalışmamızda örneklerin yüzeyinde biyofilm oluşturmak amacıyla, materyaller 14 gün boyunca araştırmacıların çalışmasına benzer şekilde 24 saatte bir %0.2lik sukrozlu McBain tükürük çözeltisiyle değiştirilerek inkübe edilmiştir (234), (235).

Literatürde bakteriyel adezyonun değerlendirilmesi için farklı yöntemler bulunmaktadır. Oluşan biyofilm, nitel ve nicel yöntemlerle değerlendirilebilir. Ölü ve canlı hücrelerin nitel olarak birlikte değerlendirilebilmesi için KTLM ile materyallerin üzerinde oluşturulan biyofilm tabakası incelenmiştir. Bakterilere uygun besiyerlerinde ise koloni sayımı yapılmıştır.

Streptokoklar, pelikül üzerinde biriken primer kolonidir. Özellikle streptokokların pelikülün yüzeyinde bulunması, diğer kolonilerin de bu bölgeye göç ederek yerleşmesini sağlamaktadır (179). Bunlardan biri olan *S. mutans* ağız içerisindeki en karyojenik ve plak oluşumunda en etkin bakteri türü olarak tanımlanmaktadır. *S. mitis* de güçlü hücreler arası adezyon özellikleri sayesinde primer kolonizasyonda ön plana çıkmaktadır (185, 192). Bu sebeplerden dolayı 14 günlük deney sürecinde materyallerin yüzeyinde oluşan tüm kolonilerin sayımıyla beraber primer kolonizasyonda etkili olduğu bilinen *S. mutans* ve *S. mitis* türlerinin de koloni sayımları gerçekleştirilmiştir.

Literatürde yüzey pürüzlülüğünün bakteriyel adezyona etkisini inceleyen bir çok çalışma mevcuttur. Ra değerinin 0,2 μm ' den düşük olduğu durumlarda bakteriyel adezyonun miktarının değişmeyeceği bu değer altındaki pürüzlülüğün bakteri adezyonunu etkilemediği, pürüzlülüğün 0,2 μm 'den sonra artış göstermesinin bakteri adezyonunu arttıracak rapor edilmiştir (209).

S.mutans ve *S.sobrinus*'un iki rezin kompozite yapışma kuvvetinin incelediği bir çalışmada materyaller üzerinde pürüzsüz (pürüzlülük 20nm), orta pürüzlü (pürüzlülük 150nm) ve pürüzlü (pürüzlülük 350nm) yüzeyler oluşturulup, bakterilerin yüzeylere yapışma kuvveti incelenmiştir. Çalışma sonucunda kompozit yüzeyinin pürüzlülüğü arttıkça streptokokların yapışma kuvvetinin arttığı görülmüştür (300).

Tanner ve arkadaşları yaptıkları in vitro araştırmada, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde *S.mutans* adezyonunu incelemişlerdir. Araştırmanın sonucunda, *S.mutans* adezyonu ile materyalin yüzey pürüzlülüğü arasında korelasyon olduğunu gözlemlemişlerdir. Pürüzlü yüzeyin, bakteri adezyonu için daha geniş retansiyon alanı sağladığını ve bu alanların bakterileri, yüzeyden uzaklaştırıcı kuvvetlerden koruduğunu belirtmişlerdir (301). Tanner ve arkadaşları yaptıkları bir başka çalışmada ise, in vivo olarak fiberle güçlendirilmiş kompozitlere erken plak oluşumunu araştırmışlardır. Polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozitte, düşük yüzey enerjisine sahip olmasına rağmen en yüksek bakteri birikimi görülmesinin sebebinin, yüksek yüzey pürüzlülüğü ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir.(302)

RMCİS, biyoaktif kompozit ve GCİS'lerin yüzeylerine 3 farklı sistemle polisaj işlemi yapılarak bakteriyel tutulumlarının incelendiği bir çalışmada, şeffaf bant ile bitim yapılan kontrol grubunda en düşük yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel tutulum olduğu belirlenmiştir. Bununla beraber çalışmada kullanılan bütün materyallerde ve polisaj sistemlerinde yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel kolonizasyon arasında anlamlı pozitif bir ilişki olduğu görülmüştür (303).

Sainan ve arkadaşları kompozit rezinler ve CİS'lere, ilk kolonizerler olan *S.sangius*, *S.mitis* ve karyojenik suşlar olarak adlandırdıkları *S.mutans* ve *S.sobrinus*'un bakteriyel adezyon kuvvetlerini AFM ile incelemişlerdir. Elde edilen verilere göre materyalin pürüzlülüğü arttıkça bakterinin yapışma kuvvetinin de arttığı görülmüştür. Dört türün de kompozit rezindeki yapışma kuvvetinin cam iyonomer simandan daha güçlü olduğu görülmüştür. Ayrıca ilk kolonizerlerin farklı materyallere karyojenik suşlardan daha güçlü yapıştığı da belirlenmiştir (304).

Ancak bakteri tutulumunun, sadece yüzey pürüzlülüğü ile ilişkili olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur.

Bilgili ve arkadaşlarının dört adet bulk fill kompozitin yüzey pürüzlülüğünü ve bakteriyel tutulumlarını değerlendirdikleri bir çalışmada yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel adezyon

arasında bir ilişki olmadığı görülmüştür. Bakteriyel adezyon değerleri arasındaki farklılıklar SFE ile ilişkilendirilmiştir (305).

S. Mutans'ların 3 farklı kompozit (Durafil, Z100, Herculite), 2 farklı CİS (Fuji II ve Fuji II LC) ve mine yüzeyine adezyonunun araştırıldığı bir çalışmada, kompozit ve mine örneğinin yüzey pürüzlülüğünün cam iyonomer örneklerle göre daha düşük olduğu belirtilmiştir. Buna rağmen; hem SEM görüntülerinde hem de bakteri sayımında, kullanılan materyaller ve mine üzerinde oluşan *S.mutans* miktarı arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Araştırmacılar, yüzey pürüzlülüğünün bakteriyel adezyonu doğrudan etkilemediğini savunmuşlardır. Ayrıca CİS'lerin yüzey pürüzlülüğü fazla olduğu halde kompozitlerle benzer şekilde biyofilm oluşturmalarının flor salımı ile bağlantılı olabileceğini belirtmişlerdir (306).

Carlen ve arkadaşlarına ait bir in vitro çalışmada, polisaj işlemleri uygulanmış ve uygulanmamış GCİS (Ketac Fil) ve kompozit rezinlerin (TPH SpectrumTM), yüzey karakteristikleri ile biyofilm oluşumu incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda; CİS'lerin yüzeyinin kompozitlerden daha pürüzlü bir yapıya sahip olduğu görülmüştür. Polisaj işlemleri uygulanmamış gruplar karşılaştırıldığında CİS'in kompozitten daha fazla bakteri tutulumu gösterdiği görülmüştür. Cilalama sonrası kompozit rezinlerin yüzeyindeki inorganik komponentlerin belirgin derecede parçalandığı ve bunun sonucu olarak materyalin yüzey pürüzlülüğünün arttığı görülmüştür. Buna bağlı olarak da materyalin bakteriyel tutulumunun arttığı düşünülmüştür. Aksine CİS yüzeyinin cilalanmasının ise yüzey pürüzlülüğü, protein ve bakteri birikimi açısından önemli bir fark oluşturmadığı bildirilmiştir (227). Benzer başka bir çalışmada, CİS'lerde (Fuji IX ve Fuji IX Fast) yüzeylerinin polisajlı ya da polisajsız olmasının biyofilm oluşumu açısından anlamlı bir farklılık oluşturmadığı belirtilmiştir (307).

Eick ve arkadaşları, sekiz farklı restoratif materyalin (amalgam, kompomer, kompozit, seramik, CİS) yüzeyinde *S.mutans* biyofilm oluşumunu incelemiştir. Çalışmada örnekler üzerinde yapay plak oluşturulmuştur. Yapay plak ağırlığı en yüksek olan materyaller CİS'ler olarak belirlenmiştir. Elde edilen verilere göre plak miktarı ile yüzey pürüzlülüğü arasında bir ilişki bulunmuştur, ancak, yüzey pürüzlülüğü ile *S.mutans* koloni sayıları arasında korelasyon olmadığı görülmüştür.

Lassila ve arkadaşları kendi oluşturdukları fiber ilaveli deneysel bir rezin kompozitle, sekiz farklı ticari restoratif materyalin (3 adet posterior kompozit, 1 adet RMCİS, 1 adet amalgam, 2 adet fiber takviyeli kompozit, 1 adet prefabrike seramik) yüzey pürüzlülüğünü ve *S.mutans* adezyonunu incelemişlerdir. Kontrol grubu olarak mine ve dentin yüzeyleri seçilmiştir. Bütün restoratif materyallerde *S.mutans*'ın benzer adezyon özelliği gösterdiği belirlenmiş ancak mine

ve dentine *S.mutans* adezyonunun daha fazla olduğu görülmüştür. Çalışmaya dahil edilen materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel kolonizasyon arasında bir ilişki olmadığı görülmüştür (308).

Bizim çalışma sonuçlarımızda da yüzey pürüzlülük değerleri ile koloni sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı görülmüştür. Yapılan çalışmalarda da görüldüğü gibi bir materyal yüzeyine bakteriyel adezyonda; yüzey pürüzlülüğü ile birlikte yüzeyin elektriksel özellikleri, hidrofobitesi, flor salınımı, içerdüğü bileşiklerin kimyasal yapısı gibi bir çok faktör etkili olabilmektedir (309). Özellikle cam iyonomer içerikli restoratif materyallerde yüzeyin elemental içeriğinin, bakteriyel adezyonda etkili olabileceğı bildirilmiştir. Flor salınımı yapan restoratif materyallerin, demineralizasyonu önlerken, remineralizasyonu da arttırdığı bilinmektedir. Bununla birlikte antimikrobiyal etki göstererek, bakterilerin kolonizasyonunu da zorlaştırmaktadır. Flor iyonu, dental plakta bulunan bakterilerin enzimlerini inhibe ederek glikoliz sonucu asit oluşturmalarını önler ve plak pH'ını yükseltir. Ayrıca flor, kalsiyuma karşı yüksek afinite göstererek fosfat ve proteinlerin hidroksiapatite yapışmasını önler. Böylece mikrobiyal dental plağın dış yüzeyine kolonizasyonu ve adezyonu zorlaştır (305).

Çalışmamızda da, antikaryojenik özelliğe sahip olduğu belirtilen yüksek flor içerikli materyaller seçilmiştir. Cention-N'in bakteriyel tutulum değerleri kendi içinde değerlendirildiğinde genel mikroorganizma, *S.mutans* ve *S.mitis* koloni sayısı değerleri en yüksek fırçalama grubundan, en düşük koloni sayısı değerleri ise kontrol grubundan elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülük değerleri ve koloni sayıları arasında bir ilişki bulunmadığı görülmüştür. Koloni sayıları, materyalin yüzey elemental içeriğı ile ilişkilendirilmiştir. Koloni sayısı en düşük olan kontrol grubu, yüzey flor ve kalsiyum içeriğinin, koloni sayısı en yüksek olan fırçalama grubuna göre çok daha yüksek olduğu görülmektedir. Kalsiyum iyonunun da flor ve hidroksil iyonlarıyla beraber, ortamın pH değerini nötrleştirici etki göstererek bakteri tutulumunu etkilediğı bildirilmiştir (227).

Equia Forte materyalinin vernik grubunda yüzeyin elemental içeriğı uygulanan yüzey örtücüye bağılı olarak diğer gruplara göre farklılık göstermektedir. Bu grupta *S.mutans* koloni sayısının diğer gruplara göre çok daha düşük olduğu görülmüştür. Pürüzlülük değerlerine bakıldığında ise, aksine en yüksek ortalama pürüzlülük değeri bu gruptan elde edilmiştir. Vernik grubu dışındaki gruplar değerlendirildiğinde ise toplam bakteri ve *S.mitis* kolonilerinin sayılarının benzer şekilde en düşük kontrol grubundan en yüksek fırçalama grubundan elde edildiğı görülmüştür. Ancak, pürüzlülük değerleri ve materyallerin yüzeyel elemental içerikleri

arasında herhangi bir ilişki kurulamamıştır. *S.mutans* koloni sayıları değerlendirildiğinde ise, tersine, en düşük ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri fırçalama grubundan en yüksek değer ise kontrol grubundan elde edilmiştir. Pürüzlülük değerleri ile *S.mutans* koloni sayıları arasında bir ilişki bulunmazken flor ve kalsiyum elementlerinin bu sonuçta etkili olabileceği görülmüştür.

Chemfill Rock materyalinde toplam bakteri sayısının yüzey pürüzlülük değerleriyle uyumlu olarak en yüksek fırçalama grubundan ölçüldüğü görülmüştür. *S.mitis* koloni sayılarının ise pürüzlülük değerleri ve yüzeyin elemental içeriği arasında bir ilişki bulunmamaktadır. *S.mutans* koloni sayılarının ise, yüzeyin elemental içeriğiyle ilişkili olduğu görülmüştür. En düşük *S.mutans* koloni sayısı flor içeriği en yüksek olan polisaj grubundan elde edilmiştir. Kontrol ve fırçalama gruplarında flor ve çinko içeriğinin çok yakın olduğu görülmektedir. Bunun yanı sıra fırçalama grubunda *S.mutans* koloni sayılarının daha yüksek olması, yüzey pürüzlülük değerlerinin bu grupta daha yüksek olması ile ilişkilendirilebilir.

Fuji II LC materyalinde toplam bakteri koloni sayısı ile pürüzlülük değerleri arasında herhangi bir ilişki bulunmazken *S.mitis* koloni sayılarının yüzey pürüzlülük değerleriyle ilişkili olabileceği görülmüştür. *S.mutans* koloni sayılarının yüzey pürüzlülüğü ile ilişkisi olmadığı görülmüştür. Yüzeyin elemental içeriği değerlendirildiğinde ise fırçalama grubunda kalsiyum ve flor elementlerinin çok daha yüksek olduğu görülmesine rağmen bu durumun *S.mutans* koloni sayıları üzerinde etkili olmadığı belirlenmiştir. Bu durum daha önceki çalışmalarda da bildirildiği gibi rezin içerikli materyallerde, flor salınımının daha düşük olması ile ilişkilendirilebilir (310, 311)

Materyal bazında kontrol grupları karşılaştırıldığında ise, en düşük toplam bakteri kolonisi sayısı, *S.mitis* ve *S.mutans* koloni sayıları Cention-N materyalinde ve ardından Fuji II LC materyalinden ölçülmüştür. En düşük pürüzlülük değerlerinin Fuji II LC'den elde edilmesine rağmen, Cention-N'de kalsiyum ve flor elementlerinin daha yüksek olmasının bakteri adezyonunu olumlu yönde etkilemiş olabileceği düşünülmüştür. Chemfill Rock materyalinde Equia Forte materyaline göre daha az *S.mutans* koloni sayısının olması, içerdiği yüksek çinko ve kalsiyum elementleriyle ilişkilendirilebilir.

Polisaj yapılan örneklerde, toplam bakteri ve *S.mutans* koloni sayıları kontrol gruplarıyla benzer sonuçlar vermiştir. *S.mutans* koloni sayısı da kontrol gruplarıyla benzer şekilde en az Cention-N materyalinden elde edilmiştir. Ancak, Cention-N materyalinde flor içeriğinin diğer materyallere göre daha düşük olduğu görülmektedir. Fakat kalsiyum içeriği daha yüksek miktardadır. Bu sonuç kalsiyum elementinin de önemli bir faktör olduğunu düşündürmektedir.

Kontrol gruplarından farklı olarak bir sonraki en düşük koloni sayısı Chemfill Rock materyalinden elde edilmiştir. Bu durum da kontrol grubuna göre polisaj grubunda flor ve çinko oranının artmasıyla ilişkilendirilebilir. Bununla birlikte Fuji II LC materyalinde polisaj grubunda kontrol grubuna göre ortalama pürüzlülük değerlerinin çok daha yüksek olması da bu duruma katkıda bulunmuş olabilir.

Fırçalama yapılan örneklerde ise, toplam bakteri ve *S.mitis* koloni sayıları incelendiğinde en düşük değerler Fuji II LC materyalinde görülmüştür. Bunu sırasıyla Cention-N, Equia Forte ve Chemfill Rock materyalleri takip etmiştir. Bu üç materyalde de kontrol ve polisaj gruplarına göre bakteri sayılarının daha yüksek olduğu görülmektedir. *S.mutans* koloni sayılarına baktığımızda ise, en düşük değerler kontrol ve polisaj gruplarındaki gibi yine Cention-N grubunda görülmüştür. Bu sonuç yine kalsiyum içeriğinin yüksek olmasıyla ilişkilendirilebilir. *S.mutans* koloni sayılarının yüzey pürüzlülük değerleriyle uyumlu olduğu görülmektedir. Cention-N materyali sonrasında en düşük *S. mutans* koloni sayısı Fuji II LC materyalinden elde edilmiştir. Ortalama yüzey pürüzlülük değeri Chemfil Rock materyaline göre daha düşük olan Equia forte materyalinin, fırçalama grubunda *S.mutans* koloni sayısının da daha düşük bulunmasında kontrol ve polisaj gruplarına göre flor oranının çok daha yüksek olmasının da etkili olabileceği görülmektedir.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde yüzeyel bakteri tutulumunda, yüzey pürüzlülüğünün ve yüzeyin elemental içeriğinin etkili olabileceği görülmektedir. Bununla birlikte materyale ait farklı özelliklerin de göz önünde bulundurulması gerektiği düşünülmektedir. Daha önceki yapılmış çalışmalarla karşılaştırıldığında uyumlu sonuçlar elde edilmiş olmasına rağmen farklılıklar da görülmektedir. Bu durum materyallerin hazırlanma süreci, saklama koşulları, aradan geçen süre, ölçüm koşulları, bakteriyel inkübasyon süresi gibi metottaki farklılıklara bağlı olabilir.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Pürüzlülük sonuçları değerlendirildiğinde; en yüksek değerler Equia Forte vernik grubundan, en düşük değerler Fuji II LC grubundan elde edilmiştir. Equia Forte vernik grubu dışındaki gruplarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür.
2. Fırçalama simülasyonuna maruz kalan Equia vernik grubu dışındaki tüm materyallerde pürüzlülük değerlerinin azaldığı görülmüştür.
3. Yüzey pürüzlülük değerleri ile mikroorganizma sayıları arasında anlamlı bir ilişki olmadığı belirlenmiştir.
4. Toplam bakteri koloni sayısı değerlendirildiğinde en düşük değerler Fuji II LC dışındaki materyallerde, kontrol gruplarından elde edilmiştir. Fuji II LC materyalinde ise en düşük koloni sayısı fırçalama grubunda görülmüştür. Materyaller birbiriyle karşılaştırıldığında, en düşük değerler kontrol ve polisaj grubunda Cention-N materyalinden, fırçalama grubunda ise Fuji II LC grubundan elde edilmiştir.
5. *S.mitis* koloni sayısı, tüm materyallerde en düşük kontrol gruplarından elde edilmiştir. Materyaller birbiriyle karşılaştırıldığında, en düşük değerler kontrol grubunda Cention-N materyalinden, polisaj ve fırçalama gruplarında ise Fuji II LC materyalinde görülmüştür.
6. *S.mutans* koloni sayıları değerlendirildiğinde en düşük değerler Cention-N ve Fuji II LC materyallerinin kontrol grubundan, Equia Forte materyalinin vernik grubundan, Chemfill Rock materyalinin ise polisaj grubundan elde edilmiştir. Materyaller birbiriyle karşılaştırıldığında, tüm gruplarda en düşük değerlerin Cention-N materyaline ait gruplarda olduğu görülmüştür.

Bakteri sayıları ile yüzey pürüzlülük değerleri arasında doğrudan bir ilişki olmasa da etkili olduğu söylenebilir. Bununla birlikte, bakteri tutulumlarında yüzeyin elemental içeriklerinin de önemli bir faktör olduğu düşünülmüştür. Özellikle flor, kalsiyum ve çinko içeriklerindeki artışa bağlı olarak bakteri sayılarında değişiklikler olduğu görülmüştür. Yeni geliştirilmiş biyoaktif bir materyal olan Cention-N'in, özellikle karyojenik olduğu bilinen *S.mutans* bakteri adezyonunda iyi bir seçenek olduğu düşünülebilir.

7.KAYNAKLAR

1. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *Lancet*. 2007;369(9555):51-9.
2. Bernimoulin JP. Recent concepts in plaque formation. *J Clin Periodontol*. 2003;30 Suppl 5:7-9.
3. de Soet JJ, Nyvad B, Kilian M. Strain-related acid production by oral streptococci. *Caries Res*. 2000;34(6):486-90.
4. Hamada S, Slade HD. Biology, immunology, and cariogenicity of *Streptococcus mutans*. *Microbiol Rev*. 1980;44(2):331-84.
5. Nyvad B, Fejerskov O. Scanning electron microscopy of early microbial colonization of human enamel and root surfaces in vivo. *Scand J Dent Res*. 1987;95(4):287-96.
6. Sbordone L, Bortolaia C. Oral microbial biofilms and plaque-related diseases: microbial communities and their role in the shift from oral health to disease. *Clin Oral Investig*. 2003;7(4):181-8.
7. Krämer N, Kunzelmann KH, García-Godoy F, Häberlein I, Meier B, Frankenberger R. Determination of caries risk at resin composite margins. *Am J Dent*. 2007;20(1):59-64.
8. Lee MJ, Kwon JS, Kim JY, Ryu JH, Seo JY, Jang S, et al. Bioactive resin-based composite with surface pre-reacted glass-ionomer filler and zwitterionic material to prevent the formation of multi-species biofilm. *Dent Mater*. 2019;35(9):1331-41.
9. Teranaka A, Tomiyama K, Ohashi K, Miyake K, Shimizu T, Hamada N, et al. Relevance of surface characteristics in the adhesiveness of polymicrobial biofilms to crown restoration materials. *J Oral Sci*. 2018;60(1):129-36.
10. Dos Santos DMS, Pires JG, Silva AB, Salomão PMA, Buzlaf MAR, Magalhães AC. Protective Effect of 4% Titanium Tetrafluoride Varnish on Dentin Demineralization Using a Microcosm Biofilm Model. *Caries Res*. 2019;53(5):576-83.
11. Exterkate RA, Zaura E, Buijs MJ, Koopman J, Crielaard W, ten Cate JM. The effects of propidium monoazide treatment on the measured composition of polymicrobial biofilms after treatment with chlorhexidine. *Caries Res*. 2014;48(4):291-8.
12. Huang X, Exterkate RA, ten Cate JM. Factors associated with alkali production from arginine in dental biofilms. *J Dent Res*. 2012;91(12):1130-4.
13. Dutra D, Pereira G, Kantorski KZ, Valandro LF, Zanatta FB. Does Finishing and Polishing of Restorative Materials Affect Bacterial Adhesion and Biofilm Formation? A Systematic Review. *Oper Dent*. 2018;43(1):E37-e52.

14. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater.* 2012;28(1):87-101.
15. Cenci MS, Tenuta LM, Pereira-Cenci T, Del Bel Cury AA, ten Cate JM, Cury JA. Effect of microleakage and fluoride on enamel-dentine demineralization around restorations. *Caries Res.* 2008;42(5):369-79.
16. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17 Suppl 2:68-81.
17. Song F, Koo H, Ren D. Effects of Material Properties on Bacterial Adhesion and Biofilm Formation. *J Dent Res.* 2015;94(8):1027-34.
18. Bürgers R, Schneider-Brachert W, Rosentritt M, Handel G, Hahnel S. *Candida albicans* adhesion to composite resin materials. *Clin Oral Investig.* 2009;13(3):293-9.
19. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res.* 1992;6:44-9.
20. Dayangac B. Kompozit Rezin Restorasyonlar, Ankara, Güneş Kitabevi LTD. Şti; 2000.
21. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci.* 2006;14 Suppl:3-9.
22. Larsen MJ. Chemical events during tooth dissolution. *J Dent Res.* 1990;69 Spec No:575-80; discussion 634-6.
23. Sheiham A. Dental caries affects body weight, growth and quality of life in pre-school children. *Br Dent J.* 2006;201(10):625-6.
24. Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clin Oral Investig.* 2017;21(4):1063-70.
25. Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry--a review for the clinician. *Pediatric dentistry.* 1998;20(2):93-100.
26. Dhar V, Hsu KL, Coll JA, Ginsberg E, Ball BM, Chhibber S, et al. Evidence-based Update of Pediatric Dental Restorative Procedures: Dental Materials. *The Journal of clinical pediatric dentistry.* 2015;39(4):303-10.
27. Leinfelder KF. Dental amalgam alloys. *Current opinion in dentistry.* 1991;1(2):214-7.
28. Anderson MH, McCoy RB. Dental amalgam. The state of the art and science. *Dental clinics of North America.* 1993;37(3):419-31.
29. Deepak Raisinghani NM. Commonly Used Restorative Materials in Pediatric Dentistry. *Textbook Of Pediatric Dentistry.* 2014:1-13.

30. Osborne JW, Summitt JB, Roberts HW. The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):439-47.
31. Hansen DJ, Hørsted-Bindslev P, Tarp U. [Dental amalgam: a toxicological evaluation]. *Ugeskrift for læger*. 1993;155(38):2990-4.
32. Mahoney E, Kilpatrick, N., and Johnston, T. Restorative paediatric dentistry. *Handbook of Pediatric Dentistry*. 2008:79-102.
33. Mjör IA. The safe and effective use of dental amalgam. *International dental journal*. 1987;37(3):147-51.
34. Marwah N. Commonly Used Restorative Materials in Pediatric Dentistry *Textbook Of Pediatric Dentistry*. 2014:1-13.
35. Dayangaç B. Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi LtdŞti. 2000:1-20.
36. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
37. Bayne SC HH, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*. 1994;125:687-701.
38. Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. EÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 2004:112-21.
39. Belli S, Inokoshi S, Ozer F, Pereira PN, Ogata M, Tagami J. The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of Class II adhesive composite restorations. *Oper Dent*. 2001;26(1):70-5.
40. Arthur Nowak JC, Tad Mabry, Janice Townsend, Martha Wells. *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence* sixth edition. 2018;sixth edition(The Primary Dentition Years: Three to Six Years):296-9.
41. Loguercio AD, de Oliveira Bauer JR, Reis A, Grande RH. In vitro microleakage of packable composites in Class II restorations. *Quintessence Int*. 2004;35(1):29-34.
42. de Andrade AK, Duarte RM, Medeiros e Silva FD, Batista AU, Lima KC, Pontual ML, et al. 30-Month randomised clinical trial to evaluate the clinical performance of a nanofill and a nanohybrid composite. *J Dent*. 2011;39(1):8-15.
43. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig*. 2003;7(2):63-70.
44. Türkün LS, Aktener BO, Ateş M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quintessence Int*. 2003;34(6):418-26.

45. Francois P, Fouquet V, Attal JP, Dursun E. Commercially available fluoride-releasing restorative materials: A Review and a Proposal for Classification. *Materials (Basel)*. 2020;13(10).
46. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dent Mater*. 2007;23(5):615-22.
47. Meena N. Giomer-the intelligent particle (new generation glass ionomer cement). *Int J Dent Oral Health*. 2015;2(4).
48. 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. *J Am Dent Assoc*. 2007;138(5):621-7.
49. Oberländer H, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Clinical evaluation of packable composite resins in Class-II restorations. *Clin Oral Investig*. 2001;5(2):102-7.
50. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:59-66.
51. Rosin M, Steffen H, Kenschake C, Greese U, Teichmann D, Hartmann A, et al. One-year evaluation of an Ormocer restorative-a multipractice clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2003;7(1):20-6.
52. Al-Harbi SD, Farsi N. Microleakage of Ormocer-based restorative material in primary teeth: an in vivo study. *J Clin Pediatr Dent*. 2007;32(1):13-7.
53. Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, García-Godoy F, Manhart J. Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent*. 2005;18(3):198-211.
54. Yadav G, Rehani U, Rana V. A Comparative evaluation of marginal leakage of different restorative materials in deciduous molars: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2012;5(2):101-7.
55. 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. *Dent Mater J*. 2008;27(3):315-39.
56. Sunico MC, Shinkai K, Katoh Y. Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent*. 2005;30(3):282-9.
57. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila L. Characterization of fluoride releasing restorative dental materials. *Dent Mater J*. 2018;37(2):293-300.

58. Pameijer CH, Garcia-Godoy F, Morrow BR, Jefferies SR. Flexural strength and flexural fatigue properties of resin-modified glass ionomers. *J Clin Dent*. 2015;26(1):23-7.
59. Alrahlah A. Diametral Tensile Strength, Flexural Strength, and Surface Microhardness of Bioactive Bulk Fill Restorative. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(1):13-9.
60. May E, Donly KJ. Fluoride release and re-release from a bioactive restorative material. *Am J Dent*. 2017;30(6):305-8.
61. <https://www.pulpdent.com/activa-bioactive-overview/> [cited 06.02.2022].
62. Todd J. Scientific Documentation: Cention N. Ivoclar-Vivadent Press: Schaan, Liechtenstein. 2016:1-58.
63. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LE, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dent Mater*. 2015;31(12):1542-51.
64. Tiskaya M, Al-Eesa NA, Wong FSL, Hill RG. Characterization of the bioactivity of two commercial composites. *Dent Mater*. 2019;35(12):1757-68.
65. Francois P, Fouquet V, Attal J-P, Dursun E. Commercially available fluoride-releasing restorative materials: a review and a proposal for classification. *Materials*. 2020;13(10):2313.
66. Sidhu SK, Nicholson JW. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. 2016;7(3).
67. Choi JY, Lee HH, Kim HW. Bioactive sol-gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;19(10):3287-94.
68. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J*. 2004;49(3):112-21; quiz 54.
69. Toparli M, Gökay N, Aksoy T. An investigation of the stress values on a tooth restored by amalgam. *J Oral Rehabil*. 1999;26(3):259-63.
70. Berzins DW, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res*. 2010;89(1):82-6.
71. Burke FM, Ray NJ, McConnell RJ. Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J*. 2006;56(1):33-43.
72. Yiming Weng VJC, Leah Howard, Ruijie Huang, Richard L. Gregory, Dong Xie. A Novel Antibacterial Dental Resin Composite. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*. April 28, 2012;3 No.2.
73. Castro A, Feigal RE. Microleakage of a new improved glass ionomer restorative material in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*. 2002;24(1):23-8.

74. Widström E, Forss H. Selection of restorative materials in dental treatment of children and adults in public and private dental care in Finland. *Swed Dent J*. 1994;18(1-2):1-7.
75. Fleming GJ, Zala DM. An assessment of encapsulated versus hand-mixed glass ionomer restoratives. *Oper Dent*. 2003;28(2):168-77.
76. Nicholson JW, Sidhu SK, Czarnecka B. Enhancing the mechanical properties of glass-ionomer dental cements: A review. *Materials (Basel)*. 2020;13(11).
77. Lohbauer U. Dental glass ionomer cements as permanent filling materials?—properties, limitations and future trends. *Materials*. 2010;3(1):76-96.
78. Small IC, Watson TF, Chadwick AV, Sidhu SK. Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: an in vitro comparison with other materials. *Biomaterials*. 1998;19(6):545-50.
79. Hill R. The fracture properties of glass polyalkenoate cements as a function of cement age. *Journal of materials science*. 1993;28(14):3851-8.
80. Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *Br Dent J*. 2000;189(2):93-7.
81. Xie H, Zhang F, Wu Y, Chen C, Liu W. Dentine bond strength and microleakage of flowable composite, compomer and glass ionomer cement. *Aust Dent J*. 2008;53(4):325-31.
82. McLean JW. Cermet cements. *J Am Dent Assoc*. 1990;120(1):43-7.
83. Sarkar NK. Metal-matrix interface in reinforced glass ionomers. *Dent Mater*. 1999;15(6):421-5.
84. Nicholson JW, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H. The long-term interaction of dental cements with lactic acid solutions. *J Mater Sci Mater Med*. 1999;10(8):449-52.
85. Kishore G, Sai-Sankar AJ, Pratap-Gowd M, Sridhar M, Pranitha K, Sai-Krishna VS. Comparative Evaluation of Fluoride Releasing Ability of Various Restorative Materials after the Application of Surface Coating Agents - An In-vitro Study. *J Clin Diagn Res*. 2016;10(12):Zc38-zc41.
86. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):423-9.
87. Masih S, Thomas AM, Koshy G, Joshi JL. Comparative evaluation of the microleakage of two modified glass ionomer cements on primary molars. An in vivo study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2011;29(2):135-9.

88. Brackett WW, Gunnin TD, Gilpatrick RO, Browning WD. Microleakage of Class V compomer and light-cured glass ionomer restorations. *J Prosthet Dent.* 1998;79(3):261-3.
89. Friedl K, Hiller KA, Friedl KH. Clinical performance of a new glass ionomer based restoration system: a retrospective cohort study. *Dent Mater.* 2011;27(10):1031-7.
90. Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG, Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J Dent.* 2006;34(8):566-73.
91. Frencken JE, Makoni F, Sithole WD. Atraumatic restorative treatment and glass-ionomer sealants in a school oral health programme in Zimbabwe: evaluation after 1 year. *Caries Res.* 1996;30(6):428-33.
92. Zanata RL, Magalhães AC, Lauris JR, Atta MT, Wang L, Navarro MF. Microhardness and chemical analysis of high-viscous glass-ionomer cement after 10 years of clinical service as ART restorations. *J Dent.* 2011;39(12):834-40.
93. Basting RT, Serra MC, Rodrigues AL. In situ microhardness evaluation of glass--ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *J Oral Rehabil.* 2002;29(12):1187-95.
94. Tyas MJ. Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. *J Appl Oral Sci.* 2006;14 Suppl:10-3.
95. Bonifácio CC, Kleverlaan CJ, Raggio DP, Werner A, de Carvalho RC, van Amerongen WE. Physical-mechanical properties of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment. *Aust Dent J.* 2009;54(3):233-7.
96. Marczuk-Kolada G, Waszkiel D, Luczaj-Cepowicz E, Kierklo A, Pawińska M, Mystkowska J. The effect of glass ionomer cement Fuji IX on the hard tissues of teeth treated by sparing methods (ART and CMCR). *Adv Med Sci.* 2006;51 Suppl 1:138-41.
97. Smales RJ, Ngo HC, Yip KH, Yu C. Clinical effects of glass ionomer restorations on residual carious dentin in primary molars. *Am J Dent.* 2005;18(3):188-93.
98. Ngo HC, Mount G, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: an in vivo study. *J Dent.* 2006;34(8):608-13.
99. Ersin NK, Candan U, Aykut A, Onçağ O, Eronat C, Kose T. A clinical evaluation of resin-based composite and glass ionomer cement restorations placed in primary teeth using the ART approach: results at 24 months. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(11):1529-36.
100. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR. Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dent Mater.* 2001;17(1):34-9.

101. Şener Y, Koyutürk A. Üç farklı cam iyonomer simanın yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Derg. 2006;9(2):91-4.
102. Koenraads H, Van der Kroon G, Frencken JE. Compressive strength of two newly developed glass-ionomer materials for use with the Atraumatic Restorative Treatment (ART) approach in class II cavities. Dent Mater. 2009;25(4):551-6.
103. Klink T, Daboul A, Turek A, Frankenberger R, Hickel R, Biffar R. Clinical performance during 48 months of two current glass ionomer restorative systems with coatings: a randomized clinical trial in the field. Trials. 2016;17(1):239.
104. FIRAT E, GÜRGAN S, KÜTÜK ZB, ÇAKIR FY, ÖZTAS SS. Güncel bir cam iyonomer restoratif sistemin 24-aylık klinik performansının değerlendirilmesi. European Annals of Dental Sciences.38:53-62.
105. <http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/8765/ProductCatalogue2011CompleteVersion3> [cited 06.02.2022].
106. Scholtanus JD, Huysmans MC. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. J Dent. 2007;35(2):156-62.
107. Zoergiebel J, Ilie N. Evaluation of a conventional glass ionomer cement with new zinc formulation: effect of coating, aging and storage agents. Clin Oral Investig. 2013;17(2):619-26.
108. Gok Baba M, Kirzioglu Z, Ceyhan D. One-year clinical evaluation of two high-viscosity glass-ionomer cements in class II restorations of primary molars. Aust Dent J. 2021;66(1):32-40.
109. Kim DA, Abo-Mosallam H, Lee HY, Lee JH, Kim HW, Lee HH. Biological and mechanical properties of an experimental glass-ionomer cement modified by partial replacement of CaO with MgO or ZnO. J Appl Oral Sci. 2015;23(4):369-75.
110. Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS, Khan AS, Zohaib S, Martí JM, et al. Modifications in Glass Ionomer Cements: Nano-Sized Fillers and Bioactive Nanoceramics. Int J Mol Sci. 2016;17(7).
111. Patel MU, Punia SK, Bhat S, Singh G, Bhargava R, Goyal P, et al. An in vitro Evaluation of Microleakage of Posterior Teeth Restored with Amalgam, Composite and Zirconomer - A Stereomicroscopic Study. J Clin Diagn Res. 2015;9(7):Zc65-7.
112. Lyapina MG, Tzekova M, Dencheva M, Krasteva A, Yaneva-Deliverska M, Kisselova A. Nano-glass-ionomer cements in modern restorative dentistry. Journal of IMAB—Annual Proceeding Scientific Papers. 2016;22(2):1160-5.

113. Uysal T, Yagci A, Uysal B, Akdogan G. Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? *Eur J Orthod.* 2010;32(1):78-82.
114. Falsafi A, Mitra SB, Oxman JD, Ton TT, Bui HT. Mechanisms of setting reactions and interfacial behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer. *Dent Mater.* 2014;30(6):632-43.
115. https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/equiaforteht/manual/MAN_Comprehensive_Guide_EQUIA_Forte_HT.pdf [cited 06.02.2022].
116. Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Clinical performance of a glass ionomer restorative system: a 6-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2017;21(7):2335-43.
117. Vaid DS, Shah NC, Bilgi PS. One year comparative clinical evaluation of EQUIA with resin-modified glass ionomer and a nanohybrid composite in noncarious cervical lesions. *J Conserv Dent.* 2015;18(6):449-52.
118. Moreau JL, Xu HH. Fluoride releasing restorative materials: Effects of pH on mechanical properties and ion release. *Dent Mater.* 2010;26(11):e227-35.
119. Diem VT, Tyas MJ, Ngo HC, Phuong LH, Khanh ND. The effect of a nano-filled resin coating on the 3-year clinical performance of a conventional high-viscosity glass-ionomer cement. *Clin Oral Investig.* 2014;18(3):753-9.
120. Bulk Fill Glass Hybrid Restorative System. GC EUROPE. 2015.
121. Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N. Fluoride release and recharge abilities of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesives. *Dent Mater J.* 2013;32(2):296-304.
122. Zainuddin N, Karpukhina N, Law RV, Hill RG. Characterisation of a remineralising Glass Carbomer® ionomer cement by MAS-NMR spectroscopy. *Dent Mater.* 2012;28(10):1051-8.
123. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of gloss and heat on the mechanical behaviour of a glass carbomer cement. *J Dent.* 2013;41(3):223-30.
124. Taifour D, Frencken JE, Beiruti N, van 't Hof MA, Truin GJ. Effectiveness of glass-ionomer (ART) and amalgam restorations in the deciduous dentition: results after 3 years. *Caries Res.* 2002;36(6):437-44.
125. Menne-Happ U, Ilie N. Effect of heat application on the mechanical behaviour of glass ionomer cements. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):643-50.
126. Fabián Molina G, Cabral RJ, Mazzola I, Brain Lascano L, Frencken JE. Biaxial flexural strength of high-viscosity glass-ionomer cements heat-cured with an LED lamp during setting. *Biomed Res Int.* 2013;2013:838460.

127. Baloch F, Mirza A, Baloch D. An in-vitro study to compare the microhardness of glass ionomer cement set conventionally versus set under ultrasonic waves. *Int J Health Sci (Qassim)*. 2010;4(2):149-55.
128. Towler M, Crowley C, Hill R. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements Part I Postulated modalities. *Journal of materials science letters*. 2003;22(7):539-41.
129. Prentice LH, Tyas MJ, Burrow MF. The effect of ytterbium fluoride and barium sulphate nanoparticles on the reactivity and strength of a glass-ionomer cement. *Dent Mater*. 2006;22(8):746-51.
130. Gu YW, Yap AU, Cheang P, Khor KA. Effects of incorporation of HA/ZrO(2) into glass ionomer cement (GIC). *Biomaterials*. 2005;26(7):713-20.
131. Lucas ME, Arita K, Nishino M. Toughness, bonding and fluoride-release properties of hydroxyapatite-added glass ionomer cement. *Biomaterials*. 2003;24(21):3787-94.
132. Beyls HM, Verbeeck RM, Martens LC, Lemaitre L. Compressive strength of some polyalkenoates with or without dental amalgam alloy incorporation. *Dent Mater*. 1991;7(3):151-4.
133. Yamaga M, Koide T, Hieda T. Fluorine uptake and crystallinity of dentin treated with glass ionomer cement containing tannin-fluoride preparation. *Dent Mater J*. 1994;13(1):89-102.
134. Bansal RK, Tewari US, Singh P, Murthy DV. Modified polyalkenoate (glass-ionomer) cement--a study. *J Oral Rehabil*. 1995;22(7):533-7.
135. Billington RW, Hadley PC, Towler MR, Pearson GJ, Williams JA. Effects of adding sodium and fluoride ions to glass ionomer on its interactions with sodium fluoride solution. *Biomaterials*. 2000;21(4):377-83.
136. Palmer G, Jones FH, Billington RW, Pearson GJ. Chlorhexidine release from an experimental glass ionomer cement. *Biomaterials*. 2004;25(23):5423-31.
137. Tjandrawinata R, Irie M, Yoshida Y, Suzuki K. Effect of adding spherical silica filler on physico-mechanical properties of resin modified glass-ionomer cement. *Dent Mater J*. 2004;23(2):146-54.
138. Williams JA, Billington RW, Pearson GJ. Comparison of ion release from a glass ionomer cement as a function of the method of incorporation of added ions. *Biomaterials*. 1999;20(6):589-94.

139. Williams JA, Billington RW, Pearson GJ. Effect of moisture protective coatings on the strength of a modern metal-reinforced glass-ionomer cement. *J Oral Rehabil.* 1998;25(7):535-40.
140. Kawano F, Kon M, Kobayashi M, Miyai K. Reinforcement effect of short glass fibers with CaO- P(2)O(5) -SiO(2) -Al(2)O(3) glass on strength of glass-ionomer cement. *J Dent.* 2001;29(5):377-80.
141. Kobayashi M, Kon M, Miyai K, Asaoka K. Strengthening of glass-ionomer cement by compounding short fibres with CaO-P2O5-SiO2-Al2O3 glass. *Biomaterials.* 2000;21(20):2051-8.
142. Xu HH, Eichmiller FC, Barndt PR. Effects of fiber length and volume fraction on the reinforcement of calcium phosphate cement. *J Mater Sci Mater Med.* 2001;12(1):57-65.
143. Topoleski LD, Ducheyne P, Cuckler JM. Flow intrusion characteristics and fracture properties of titanium-fibre-reinforced bone cement. *Biomaterials.* 1998;19(17):1569-77.
144. Lööf J, Svahn F, Jarmar T, Engqvist H, Pameijer CH. A comparative study of the bioactivity of three materials for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(5):653-9.
145. Yli-Urpo H, Lassila LV, Närhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dent Mater.* 2005;21(3):201-9.
146. Moshaverinia A, Ansari S, Roohpour N, Reshad M, Schricker SR, Chee WW. Effects of N-vinylcaprolactam containing polyelectrolytes on hardness, fluoride release and water sorption of conventional glass ionomers. *J Prosthet Dent.* 2011;105(5):323-31.
147. Donlan RM. Biofilms: microbial life on surfaces. *Emerg Infect Dis.* 2002;8(9):881-90.
148. Costerton JW. Introduction to biofilm. *Int J Antimicrob Agents.* 1999;11(3-4):217-21; discussion 37-9.
149. Davey ME, O'Toole G A. Microbial biofilms: from ecology to molecular genetics. *Microbiol Mol Biol Rev.* 2000;64(4):847-67.
150. Donlan RM, Costerton JW. Biofilms: survival mechanisms of clinically relevant microorganisms. *Clin Microbiol Rev.* 2002;15(2):167-93.
151. Brown JL, Johnston W, Delaney C, Short B, Butcher MC, Young T, et al. Polymicrobial oral biofilm models: simplifying the complex. *J Med Microbiol.* 2019;68(11):1573-84.
152. Costerton JW, Stewart PS, Greenberg EP. Bacterial biofilms: a common cause of persistent infections. *Science.* 1999;284(5418):1318-22.
153. Nadell CD, Xavier JB, Foster KR. The sociobiology of biofilms. *FEMS Microbiol Rev.* 2009;33(1):206-24.

154. Tolker-Nielsen T. Biofilm Development. *Microbiol Spectr.* 2015;3(2):Mb-0001-2014.
155. Marsh PD, Zaura E. Dental biofilm: ecological interactions in health and disease. *J Clin Periodontol.* 2017;44 Suppl 18:12-22.
156. Solano C, Echeverz M, Lasa I. Biofilm dispersion and quorum sensing. *Curr Opin Microbiol.* 2014;18:96-104.
157. Fraud S, Maillard JY, Denyer SP, Kaminski MA, Hanlon GW. A simulated oral hygiene model to determine the efficacy of repeated exposure of amine oxide on the viability of *Streptococcus mutans* biofilms. *Eur J Oral Sci.* 2007;115(1):71-6.
158. Jenkinson HF, Lappin-Scott HM. Biofilms adhere to stay. *Trends Microbiol.* 2001;9(1):9-10.
159. Fejerskov O, Nyvad B, Kidd E. Dental caries: the disease and its clinical management: John Wiley & Sons; 2015.
160. FA S. The oral environment. :Lamont RJ, Hajishengallis GN, Jenkinson FJ (ed) *Oral Microbiology and Immunology.* Washington DC.ASM Press.2013.;Second ed.
161. He XS, Shi WY. Oral microbiology: past, present and future. *Int J Oral Sci.* 2009;1(2):47-58.
162. Çağlayan G. Periodontal Mikrobiyoloji. *Periodontoloji ve İmplantoloji* 2019;1:404-12.
163. Hajishengallis G, Darveau RP, Curtis MA. The keystone-pathogen hypothesis. *Nat Rev Microbiol.* 2012;10(10):717-25.
164. Caufield PW, Cutter GR, Dasanayake AP. Initial acquisition of mutans streptococci by infants: evidence for a discrete window of infectivity. *J Dent Res.* 1993;72(1):37-45.
165. Larsen T, Fiehn NE. Dental biofilm infections - an update. *Apmis.* 2017;125(4):376-84.
166. Valm AM. The Structure of Dental Plaque Microbial Communities in the Transition from Health to Dental Caries and Periodontal Disease. *J Mol Biol.* 2019;431(16):2957-69.
167. Strużycka I. The oral microbiome in dental caries. *Polish journal of microbiology.* 2014;63(2):127.
168. Kishen A, Haapasalo M. Biofilm models and methods of biofilm assessment. *Endodontic Topics.* 2010;22(1):58-78.
169. Koo H, Gomes BP, Rosalen PL, Ambrosano GM, Park YK, Cury JA. In vitro antimicrobial activity of propolis and *Arnica montana* against oral pathogens. *Arch Oral Biol.* 2000;45(2):141-8.

170. Klein MI, Falsetta ML, Xiao J, Bowen WH, Koo H. The role of extracellular polysaccharides matrix in virulent oral biofilms: Norfolk, UK: Caister Academic Press; 2013.
171. Facklam R. What happened to the streptococci: overview of taxonomic and nomenclature changes. *Clin Microbiol Rev.* 2002;15(4):613-30.
172. Samaranayake L. *Essential Microbiology for Dentistry E-Book.* Elsevier Health Sciences. 2011;4 ed.
173. Cvitkovitch DG. Genetic competence and transformation in oral streptococci. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(3):217-43.
174. Loesche WJ. Role of *Streptococcus mutans* in human dental decay. *Microbiol Rev.* 1986;50(4):353-80.
175. Krzyściak W, Jurczak A, Kościelniak D, Bystrowska B, Skalniak A. The virulence of *Streptococcus mutans* and the ability to form biofilms. *Eur J Clin Microbiol Infect Dis.* 2014;33(4):499-515.
176. Scharnow AM, Solinski AE, Wuest WM. Targeting *S. mutans* biofilms: a perspective on preventing dental caries. *Medchemcomm.* 2019;10(7):1057-67.
177. Çiftçi ZZ, Kırzioğlu Z, Çiftçi E. Effects of Wi-Fi (2.45 GHz) and Lactic Acid Bacteria on Oral Pathogens and Caries Development in Rats. *Oral Health Prev Dent.* 2018;16(4):355-61.
178. Whiley RA, Beighton D. Current classification of the oral streptococci. *Oral Microbiol Immunol.* 1998;13(4):195-216.
179. Moncada G DL, Palma P, Corsini G, Neira M, Reyes E, et al. Real-time quantitative polymerase chain reaction (QPCR) for the identification and quantification of *Streptococcus Mutans* in saliva and dental biofilm in children. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2016;28(1):71-94.
180. Richard J. Lamont HFJ. *Oral Microbiology at a Glance.* february 2010.
181. Abranches J, Zeng L, Kajfasz JK, Palmer SR, Chakraborty B, Wen ZT, et al. Biology of Oral Streptococci. *Microbiol Spectr.* 2018;6(5).
182. Aas JA, Paster BJ, Stokes LN, Olsen I, Dewhirst FE. Defining the normal bacterial flora of the oral cavity. *J Clin Microbiol.* 2005;43(11):5721-32.
183. Pearce C, Bowden GH, Evans M, Fitzsimmons SP, Johnson J, Sheridan MJ, et al. Identification of pioneer viridans streptococci in the oral cavity of human neonates. *J Med Microbiol.* 1995;42(1):67-72.
184. Struzycka I. The oral microbiome in dental caries. *Pol J Microbiol.* 2014;63(2):127-35.

185. Li J, Helmerhorst EJ, Leone CW, Troxler RF, Yaskell T, Haffajee AD, et al. Identification of early microbial colonizers in human dental biofilm. *J Appl Microbiol.* 2004;97(6):1311-8.
186. Bayguinov PO, Oakley DM, Shih CC, Geanon DJ, Joens MS, Fitzpatrick JAJ. Modern Laser Scanning Confocal Microscopy. *Curr Protoc Cytom.* 2018;85(1):e39.
187. Ryan J, Gerhold AR, Boudreau V, Smith L, Maddox PS. Introduction to Modern Methods in Light Microscopy. *Methods Mol Biol.* 2017;1563:1-15.
188. Erganiş O, Öztürk A. Oral Mikrobiyoloji & İmmünoloji. Nobel Matbaacılık, stanbul. 2003:125-35.
189. Hahnel S, Ettl T, Gosau M, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R. Influence of saliva substitute films on the initial adhesion of *Candida albicans* to dental substrata prior to and after artificial ageing. *Arch Oral Biol.* 2010;55(5):391-6.
190. Deupree SM. Bioanalytical Methods for Investigating Bacterial Adhesion and the Antibacterial Action of Nitric Oxide. The University of North Carolina at Chapel Hill. 2009.
191. Sanderson MJ, Smith I, Parker I, Bootman MD. Fluorescence microscopy. *Cold Spring Harb Protoc.* 2014;2014(10):pdb.top071795.
192. Giepmans BN, Adams SR, Ellisman MH, Tsien RY. The fluorescent toolbox for assessing protein location and function. *Science.* 2006;312(5771):217-24.
193. Melcher J, Carrasco C, Xu X, Carrascosa JL, Gómez-Herrero J, José de Pablo P, et al. Origins of phase contrast in the atomic force microscope in liquids. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2009;106(33):13655-60.
194. Denk W, Strickler JH, Webb WW. Two-photon laser scanning fluorescence microscopy. *Science.* 1990;248(4951):73-6.
195. White JG, Amos WB, Fordham M. An evaluation of confocal versus conventional imaging of biological structures by fluorescence light microscopy. *J Cell Biol.* 1987;105(1):41-8.
196. Dickinson ME, Bearman G, Tille S, Lansford R, Fraser SE. Multi-spectral imaging and linear unmixing add a whole new dimension to laser scanning fluorescence microscopy. *Biotechniques.* 2001;31(6):1272, 4-6, 8.
197. Haraguchi T, Shimi T, Koujin T, Hashiguchi N, Hiraoka Y. Spectral imaging fluorescence microscopy. *Genes Cells.* 2002;7(9):881-7.

198. Julius M, Masuda T, Herzenberg L. Demonstration that antigen-binding cells are precursors of antibody-producing cells after purification with a fluorescence-activated cell sorter. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 1972;69(7):1934-8.
199. White J, Amos W. Confocal microscopy comes of age. *Nature*. 1987;328(6126):183-4.
200. Anil Kishen MH. Biofilm models and methods of biofilm assessment. *Endodontic Topics*. September 2012;22(1):58-78.
201. Fischer ER, Hansen BT, Nair V, Hoyt FH, Dorward DW. Scanning electron microscopy. *Curr Protoc Microbiol*. 2012;Chapter 2:Unit 2B..
202. Hannig C, Follo M, Hellwig E, Al-Ahmad A. Visualization of adherent micro-organisms using different techniques. *J Med Microbiol*. 2010;59(Pt 1):1-7.
203. Hinterdorfer P, Dufrêne YF. Detection and localization of single molecular recognition events using atomic force microscopy. *Nat Methods*. 2006;3(5):347-55.
204. Cabeen MT, Jacobs-Wagner C. Bacterial cell shape. *Nat Rev Microbiol*. 2005;3(8):601-10.
205. Dufrêne YF. Towards nanomicrobiology using atomic force microscopy. *Nat Rev Microbiol*. 2008;6(9):674-80.
206. Gerber C, Lang HP. How the doors to the nanoworld were opened. *Nat Nanotechnol*. 2006;1(1):3-5.
207. 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. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(1):155-63.
208. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*. 2001;26(3):260-6.
209. Bollen 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. *Dent Mater*. 1997;13(4):258-69.
210. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry (Interactive CD-ROM Inside)*. 2004.
211. Bagheri R, Burrow MF, Tyas MJ. Surface characteristics of aesthetic restorative materials - an SEM study. *J Oral Rehabil*. 2007;34(1):68-76.
212. de Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater*. 2000;16(6):381-8.

213. Correr AB, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LF, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J.* 2005;16(3):218-24.
214. Sterzenbach T, Helbig R, Hannig C, Hannig M. Bioadhesion in the oral cavity and approaches for biofilm management by surface modifications. *Clin Oral Investig.* 2020;24(12):4237-60.
215. Pacifici E, Bossù M, Giovannetti A, La Torre G, Guerra F, Polimeni A. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for uncooperative patients according to surface protection treatment. *Ann Stomatol (Roma).* 2013;4(3-4):250-8.
216. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J.* 2004;196(1):42-5; discussion 31.
217. Cazzaniga G, Ottobelli M, Ionescu A, Garcia-Godoy F, Brambilla E. Surface properties of resin-based composite materials and biofilm formation: A review of the current literature. *Am J Dent.* 2015;28(6):311-20.
218. surface ISOGo. roughness rtMos and parameters In: standard I e.
219. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.* 2006;31(1):39-46.
220. Martínez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samsó J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont.* 2003;16(1):74-7.
221. Kim Y, Son HH, Yi K, Kim HY, Ahn J, Chang J. The color change in artificial white spot lesions measured using a spectroradiometer. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):139-46.
222. 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.* 2003;51(3):221-8.
223. Bos R, van der Mei HC, Busscher HJ. Physico-chemistry of initial microbial adhesive interactions--its mechanisms and methods for study. *FEMS Microbiol Rev.* 1999;23(2):179-230.
224. Owens DK, Wendt R. Estimation of the surface free energy of polymers. *Journal of applied polymer science.* 1969;13(8):1741-7.
225. van Oss CJ, Chaudhury M, Good RJ. Monopolar surfaces. *Advances in colloid and interface science.* 1987;28:35-64.
226. Sipahi C, Anil N, Bayramli E. The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *J Dent.* 2001;29(3):197-204.

227. Carlén A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J. Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*. 2001;22(5):481-7.
228. Monsénégo P, Proust J. Complete denture retention. Part I: Physical analysis of the mechanism. Hysteresis of the solid-liquid contact angle. *J Prosthet Dent*. 1989;62(2):189-96.
229. Yaman SD, Er O, Yetmez M, Karabay GA. In vitro inhibition of caries-like lesions with fluoride-releasing materials. *J Oral Sci*. 2004;46(1):45-50.
230. Kaczmarek E, Surdacka A, Matthews-Brzozowska T, Miskowiak B. Digital image analysis and visualization of early caries changes in human teeth. *Materials Science-Poland*. 2005;23(2).
231. Hafner B. Energy dispersive spectroscopy on the SEM: a primer. Characterization Facility, University of Minnesota. 2006:1-26.
232. <https://www.nanophysics.nl/services-view/edx-analysis/> [cited 05.02.2022].
233. Sundell SO, Klein H. Toothbrushing behavior in children: a study of pressure and stroke frequency. *Pediatr Dent*. 1982;4(3):225-7.
234. Souza BM, Fernandes Neto C, Salomão PMA, Vasconcelos L, Andrade FB, Magalhães AC. Analysis of the antimicrobial and anti-caries effects of TiF₄ varnish under microcosm biofilm formed on enamel. *J Appl Oral Sci*. 2018;26:e20170304.
235. Exterkate RA, Crielaard W, Ten Cate JM. Different response to amine fluoride by *Streptococcus mutans* and polymicrobial biofilms in a novel high-throughput active attachment model. *Caries Res*. 2010;44(4):372-9.
236. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2000;16(2):129-38.
237. Yesilyurt C, Er K, Tasdemir T, Buruk K, Celik D. Antibacterial activity and physical properties of glass-ionomer cements containing antibiotics. *Oper Dent*. 2009;34(1):18-23.
238. Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):430-8.
239. Shaw AJ, Carrick T, McCabe JF. Fluoride release from glass-ionomer and compomer restorative materials: 6-month data. *J Dent*. 1998;26(4):355-9.
240. Khoroushi M, Mansoori-Karvandi T, Hadi S. The effect of pre-warming and delayed irradiation on marginal integrity of a resin-modified glass-ionomer. *Gen Dent*. 2012;60(6):e383-8.

241. Moberg M, Brewster J, Nicholson J, Roberts H. Physical property investigation of contemporary glass ionomer and resin-modified glass ionomer restorative materials. *Clin Oral Investig*. 2019;23(3):1295-308.
242. Ghajari MF, Torabzadeh H, Safavi N, Sohrabi A, Ardakani FF. Fluoride release from three glass ionomers after exposure to sodium fluoride and acidulated phosphate fluoride gels. *Dent Res J (Isfahan)*. 2014;11(5):604-9.
243. Cohen WJ, Wiltshire WA, Dawes C, Lavelle CL. Long-term in vitro fluoride release and rerelease from orthodontic bonding materials containing fluoride. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124(5):571-6.
244. Koupis NS, Marks LA, Verbeeck RM, Martens LC. Review: finishing and polishing procedures of (resin-modified) glass ionomers and compomers in paediatric dentistry. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2007;8(1):22-8.
245. Pedrini D, Candido MS, Rodrigues AL. Analysis of surface roughness of glass-ionomer cements and compomer. *J Oral Rehabil*. 2003;30(7):714-9.
246. da Silva RC, Zuanon AC. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). *Braz Dent J*. 2006;17(2):106-9.
247. Madhyastha PS, Hegde S, Srikant N, Kotian R, Iyer SS. Effect of finishing/polishing techniques and time on surface roughness of esthetic restorative materials. *Dent Res J (Isfahan)*. 2017;14(5):326-30.
248. Pala K, Tekçe N, Tuncer S, Serim ME, Demirci M. Evaluation of the surface hardness, roughness, gloss and color of composites after different finishing/polishing treatments and thermocycling using a multitechnique approach. *Dent Mater J*. 2016;35(2):278-89.
249. St-Pierre L, Martel C, Crépeau H, Vargas MA. Influence of Polishing Systems on surface roughness of composite resins: polishability of composite resins. *Oper Dent*. 2019;44(3):E122-e32.
250. Bashetty K, Joshi S. The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *J Conserv Dent*. 2010;13(1):34-8.
251. Biçer CÖ, Öz FD, Attar N, Korkmaz Y. Farklı polisaj sistemlerinin estetik kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkileri. *Acta Odontologica Turcica*. 2017;34(2):77-80.
252. Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Oper Dent*. 2004;29(2):203-11.
253. Ergücü Z, Türkün LS, Aladag A. Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. *Oper Dent*. 2008;33(4):413-20.

254. Heintze SD, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater.* 2006;22(2):146-65.
255. SARI ME, KOYUTÜRK AE, ÇANKAYA S. Günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve dolgu materyallerinin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisi. *Atatürk univ. diş hekim. fak. derg.* 2010;20(3):153-61.
256. Rosentritt M, Sawaljanow A, Behr M, Kolbeck C, Preis V. Effect of tooth brush abrasion and thermo-mechanical loading on direct and indirect veneer restorations. *Clin Oral Investig.* 2015;19(1):53-60.
257. Yuan JC, Barão VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2018;119(6):1000-6.
258. Lopes MB, Saquy PC, Moura SK, Wang L, Graciano FM, Correr Sobrinho L, et al. Effect of different surface penetrating sealants on the roughness of a nanofiller composite resin. *Braz Dent J.* 2012;23(6):692-7.
259. Lewis R, Dwyer-Joyce RS, Pickles MJ. Interaction between toothbrushes and toothpaste abrasive particles in simulated tooth cleaning. *Wear.* 2004;257(3-4):368-76.
260. Kumar S, Kumar Singh S, Gupta A, Roy S, Sareen M, Khajuria S. A Profilometric Study to Assess the Role of Toothbrush and Toothpaste in Abrasion Process. *J Dent (Shiraz).* 2015;16(3 Suppl):267-73.
261. Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent.* 2002;27(1):50-8.
262. Dhull KS, Nandlal B. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2011;29(1):39-45.
263. Minami H, Hori S, Kurashige H, Murahara S, Muraguchi K, Minesaki Y, et al. Effects of thermal cycling on surface texture of restorative composite materials. *Dent Mater J.* 2007;26(3):316-22.
264. Ionescu A, Wutscher E, Brambilla E, Schneider-Feyrer S, Giessibl FJ, Hahnel S. Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro *Streptococcus mutans* biofilm development. *Eur J Oral Sci.* 2012;120(5):458-65.
265. Jung M, Voit S, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent.* 2003;28(1):53-9.

266. Cazzaniga G, Ottobelli M, Ionescu AC, Paolone G, Gherlone E, Ferracane JL, et al. In vitro biofilm formation on resin-based composites after different finishing and polishing procedures. *J Dent*. 2017;67:43-52.
267. Hauser-Gerspach I. Adhesion of oral streptococci to enamel and dental materials: studies using a flow chamber and microcalorimetry: University_of_Basel; 2007.
268. Miličević A, Goršeta K, van Duinen RN, Glavina D. Surface Roughness of Glass Ionomer Cements after Application of Different Polishing Techniques. *Acta Stomatol Croat*. 2018;52(4):314-21.
269. Bala O, Arisu HD, Yikilgan I, Arslan S, Gullu A. Evaluation of surface roughness and hardness of different glass ionomer cements. *Eur J Dent*. 2012;6(1):79-86.
270. Bonato F, Spohr AM, Mota EG, Rodrigues-Junior SA, Burnett LH, Jr. Surface roughness and maintenance of surface sealants for resin composites after toothbrushing. *Am J Dent*. 2016;29(1):39-45.
271. Monteiro B, Spohr AM. Surface Roughness of Composite Resins after Simulated Toothbrushing with Different Dentifrices. *J Int Oral Health*. 2015;7(7):1-5.
272. Khalaj K, Tayefi-Nasrabadi M, Soudi A. The evaluation of surface sealants' effect on the surface roughness of Nano-hybrid composite after polishing with One-Step system (in-vitro). *J Clin Exp Dent*. 2018;10(7):e635-e41.
273. Kyoizumi H, Yamada J, Suzuki T, Kanehira M, Finger WJ, Sasaki K. Effects of toothbrush hardness on in vitro wear and roughness of composite resins. *J Contemp Dent Pract*. 2013;14(6):1137-44.
274. Momoi Y, Hirosaki K, Kohno A, McCabe JF. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. *Dent Mater*. 1997;13(2):82-8.
275. Kaur S, Makkar S, Kumar R, Pasricha S, Gupta P. Comparative evaluation of surface properties of enamel and different esthetic restorative materials under erosive and abrasive challenges: An in vitro study. *Indian J Dent*. 2015;6(4):172-80.
276. 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. *J. Interdiscip. Dent*. 2013;3(2):86.
277. Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, Ozsoy A, Topcu FT. Effects of polishing systems on the surface roughness of tooth-colored materials. *J Dent Sci*. 2013;8(2):160-9.
278. Mehmet B, Öztaş N. Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica*. 2013;30(1):13-7.

279. Mohamed-Tahir MA, Yap AU. Effects of pH on the surface texture of glass ionomer based/containing restorative materials. *Oper Dent*. 2004;29(5):586-91.
280. Yap AU, Mok BY. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Oper Dent*. 2002;27(2):161-6.
281. Wilder AD, Jr., Swift EJ, Jr., May KN, Jr., Thompson JY, McDougal RA. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glass ionomer restorative materials. *J Dent*. 2000;28(5):367-73.
282. Yip HK, Lam WT, Smales RJ. Fluoride release, weight loss and erosive wear of modern aesthetic restoratives. *Br Dent J*. 1999;187(5):265-70.
283. Hepdeniz ÖK, Kelten ÖS, Gürdal O. Cam İyonomer İçerikli Dört Farklı Restoratif Materyalin Yüzey Pürüzlülüklerinin Değerlendirilmesi. *SDÜ Sağlık Bilimleri Dergisi*. 2019;10(1):13-7.
284. Al-Angari SS, Hara AT, Chu TM, Platt J, Eckert G, Cook NB. Physicomechanical properties of a zinc-reinforced glass ionomer restorative material. *J Oral Sci*. 2014;56(1):11-6.
285. Jyothi K, Annapurna S, Kumar AS, Venugopal P, Jayashankara C. Clinical evaluation of giomer- and resin-modified glass ionomer cement in class V noncarious cervical lesions: An in vivo study. *J Conserv Dent*. 2011;14(4):409-13.
286. Naz F, Samad Khan A, Kader MA, Al Gelban LOS, Mousa NMA, Asiri RSH, et al. Comparative evaluation of mechanical and physical properties of a new bulk-fill alkasite with conventional restorative materials. *Saudi Dent J*. 2021;33(7):666-73.
287. Krithika A, Kandaswamy D, Sathish ES. Wear analysis of nano ceramic composites against a ceramic antagonist. *J Conserv Dent*. 2006;9(4):152.
288. Donlan RM. Role of biofilms in antimicrobial resistance. *Asaio j*. 2000;46(6):S47-52.
289. Auschill TM, Arweiler NB, Brex M, Reich E, Sculean A, Netuschil L. The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *Eur J Oral Sci*. 2002;110(1):48-53.
290. 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. *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(6):424-34.
291. Beyth N, Bahir R, Matalon S, Domb AJ, Weiss EI. Streptococcus mutans biofilm changes surface-topography of resin composites. *Dent Mater*. 2008;24(6):732-6.
292. Rudney JD, Chen R, Lenton P, Li J, Li Y, Jones RS, et al. A reproducible oral microcosm biofilm model for testing dental materials. *J Appl Microbiol*. 2012;113(6):1540-53.

293. van de Sande FH, Azevedo MS, Lund RG, Huysmans MC, Cenci MS. An in vitro biofilm model for enamel demineralization and antimicrobial dose-response studies. *Biofouling*. 2011;27(9):1057-63.
294. Axelsson P. Diagnosis and risk prediction of dental caries. 2000.
295. Harris NO, Garcia-Godoy F. Primary preventive dentistry: Upper Saddle River, NJ: Pearson Education; 2004.
296. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*. 2010;103(4):221-7.
297. Pereira CA, Eskelson E, Cavalli V, Liporoni PC, Jorge AO, do Rego MA. Streptococcus mutans biofilm adhesion on composite resin surfaces after different finishing and polishing techniques. *Oper Dent*. 2011;36(3):311-7.
298. Steinberg D, Eyal S. Early formation of Streptococcus sobrinus biofilm on various dental restorative materials. *J Dent*. 2002;30(1):47-51.
299. Rudney JD. Saliva and dental plaque. *Adv Dent Res*. 2000;14:29-39.
300. Mei L, Busscher HJ, van der Mei HC, Ren Y. Influence of surface roughness on streptococcal adhesion forces to composite resins. *Dent Mater*. 2011;27(8):770-8.
301. Tanner J, Carlén A, Söderling E, Vallittu PK. Adsorption of parotid saliva proteins and adhesion of Streptococcus mutans ATCC 21752 to dental fiber-reinforced composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003;66(1):391-8.
302. Tanner J, Robinson C, Söderling E, Vallittu P. Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clin Oral Investig*. 2005;9(3):154-60.
303. Ismail HS, Ali AI, Abo El-Ella MA, Mahmoud SH. Effect of different polishing techniques on surface roughness and bacterial adhesion of three glass ionomer-based restorative materials: In vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2020;12(7):e620-e5.
304. Sainan Z, Li J, Lei Z, Liying H, Lu Y, Wei L. [Influence of surface roughness on oral streptococcal adhesion forces to dental filling materials]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2016;34(5):448-53.
305. 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. *J Dent*. 2014;42(1):15-20.
306. Shahal Y, Steinberg D, Hirschfeld Z, Bronshteyn M, Kopolovic K. In vitro bacterial adherence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*. 1998;25(1):52-8.

307. Montanaro L, Campoccia D, Rizzi S, Donati ME, Breschi L, Prati C, et al. Evaluation of bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* on dental restorative materials. *Biomaterials*. 2004;25(18):4457-63.
308. Lassila LV, Garoushi S, Tanner J, Vallittu PK, Söderling E. Adherence of *Streptococcus mutans* to Fiber-Reinforced Filling Composite and Conventional Restorative Materials. *Open Dent J*. 2009;3:227-32.
309. Poggio C, Arciola CR, Rosti F, Scribante A, Saino E, Visai L. Adhesion of *Streptococcus mutans* to different restorative materials. *Int J Artif Organs*. 2009;32(9):671-7.
310. Anusavice KJ, Zhang NZ, Shen C. Effect of CaF₂ content on rate of fluoride release from filled resins. *J Dent Res*. 2005;84(5):440-4.
311. Bahsi E, Sagmak S, Dayi B, Cellik O, Akkus Z. The evaluation of microleakage and fluoride release of different types of glass ionomer cements. *Niger J Clin Pract*. 2019;22(7):961-70.