

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK MATERYALİNDE
PÜRÜZLENDİRME İŞLEMİ SONRASI FARKLI POLİSAJ
SİSTEMLERİNDE ÇEŞİTLİ BAKTERİ
KOMBİNASYONLARININ ADEZYONLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Tuğçe KAVAZ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR**

**ERZURUM
2021**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

LİTYUM DİSİLİKAT CAM SERAMİK MATERYALİNDE
PÜRÜZLENDİRME İŞLEMİ SONRASI FARKLI POLİSAJ
SİSTEMLERİNDE ÇEŞİTLİ BAKTERİ KOMBİNASYONLARININ
ADEZYONLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Dt. Tuğçe KAVAZ

Tez Savunma Tarihi : 05.02.2020

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Murat ALKURT

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM - 2021

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XII
TABLolar DİZİNİ	XVII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi	4
2.2. Dental Seramiklerin Yapısı.....	6
2.2.1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$).....	7
2.2.2. Kuartz (Silika) (SiO_2)	7
2.2.3. Kaolin ($Al_2O_3SiO_2H_2O$).....	7
2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
2.3.1. Cam Matriks Seramikler	9
2.3.1.1. Feldspatik Seramikler	9
2.3.1.2. Sentetik Seramikler.....	10
2.3.1.2.1. Lössit Esaslı Seramikler	10
2.3.1.2.2. Lityum Disilikat Cam seramikler	11
2.3.1.2.3. Fluoroapatit Esaslı Cam Seramikler	13
2.3.1.3. Cam İnfiltrat Seramikler	13
2.3.2. Rezin Matriks Sistemler.....	14
2.3.3. Polikristalin Seramikler	15

2.3.3.1. Alumina	15
2.3.3.2. Stabilize Zirkonya.....	15
2.3.3.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya.....	16
2.4. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi	16
2.4.1. IPS Ivocolor Glaze Pastası FLUO ve IPS Ivocolor Likidi Allround.....	17
2.4.2. IPS e.max CAD Sistemi için Glaze Öncesi Hazırlık ve Glaze Uygulanması.....	18
2.5. Yüzey Pürüzlülüğü	19
2.5.1. Dental Seramiklerde Yüzeyin Pürüzsüz Olmasının Önemi.....	19
2.6. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj	20
2.6.1. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Parlatma Yöntemleri.....	21
2.6.2. Bitim ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller ve İçerikleri.....	24
2.6.2.1. Abrazivler ve İçerikleri.....	24
2.6.2.2. Bitirme ve Polisaj Araçları	25
2.6.2.3. Optrafine Assorment Polisaj Kiti Sistemi.....	27
2.6.2.4. D+Z Polisaj Kiti Sistemi.....	28
2.7. Oral Mikrobiyota	28
2.7.1. Oral Mikrobiyota ve Bakteriler.....	29
2.7.2. Oral Flora Kaynaklı Oral ve Sistemik Hastalıklar.....	30
2.7.3. Streptokoklar.....	30
2.7.3.1. Streptococcus Salivarius	32
2.7.3.2. Streptococcus Mitis.....	33
2.7.3.3. Streptococcus Mutans	34
2.8. Bakteri Adezyonu	35
2.8.1. Bakteriyel Plak (Dental plak veya Mikrobiyal Dental Plak)	35

2.8.2. Bakteri Adezyonunun Moleküler Mekanizması	37
2.8.3. Bakteri Adezyonunda Restoratif Materyalin Rolü	39
2.8.4. Bakteri Adezyonunun İncelenmesi	40
2.9. Tükürük.....	41
2.10. Yapay Tükürük	42
2.11. Seramik Yüzeylerin Topografik Olarak İncelenmesi	43
2.11.1. Konvansiyonel Profilometreler	43
2.11.2. Kontak Uç Profilometresi	45
2.12. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	45
2.13. Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu (ESEM)	46
3. MATERYAL VE METOT.....	47
3.1. Tam Seramik Örneklerin Hazırlanması	48
3.2. Tam Seramik Örneklerin Yüzeylerinin Pürüzlendirilmesi ve İki Farklı Polisaj Sistemi Kullanılarak Cilalanması	52
3.2.1. Optrafine Assortment Polisaj Kiti ile Polisaj İşlemi.....	55
3.2.2. D+Z Polisaj Kitiyle Polisaj İşlemi	56
3.3. Tam Seramik Örneklerden ESEM Görüntülerinin Alınması.....	57
3.4. Örneklerle Üç Bakteri Türünün ve Farklı Kombinasyonlarının Adezyonunun Sağlanması	59
3.4.1. Sentetik Tükürüğün Hazırlanması	59
3.4.2. Bakteriyel Çözeltiler İçin Kullanılacak Süspansiyonların Hazırlanması	61
3.4.2.1. Fosfat Tamponlu Solüsyon (PBS) Hazırlanması	61
3.4.2.2. Brain-Heart İnfusion (BHI) Broth Hazırlanması	62
3.4.3. Bakteri Süspansiyonlarının Elde Edilmesi	63
3.4.3.1. M17 Besiyerinin Hazırlanması	64

3.4.4. Örneklere Bakteri Adezyonun Gerçekleştirilmesi	67
3.5. Koloni Sayım Yöntemiyle Bakteri Sayılarının Tespit Edilmesi.....	68
3.6. Bakteri Fiksasyonu Sonrası Örneklerin ESEM Görüntülerinin Alınması	69
3.7. Örneklerin Mekanik Temizliğinin Ardından Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi .	69
3.8. Elde Edilen Verilerin Yorumlanabilmesi İçin İstatistiksel Analizlerin Yapılması..	71
4. BULGULAR.....	72
4.1. Örnek Yüzeylerinin ESEM Görüntüleri	72
4.2. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	73
4.2.1. Profilometreyle Elde Edilen Üç Boyutlu Görüntü Bulguları.....	74
4.3. Bakteri Adezyon Bulguları	76
4.3.1. Yüzey Pürüzlülük Özelliklerine Göre Bakteri Adezyon Değerleri	76
4.3.2. Bakteri Kombinasyonlarına Göre Örneklere Adezyon Değerleri.....	81
4.3.3. Bakteriler Arası Etkileşim Bulguları	87
4.5. Bakteri Fiksasyonu Sonrası ESEM Görüntüleri	92
5. TARTIŞMA.....	98
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	113
KAYNAKLAR	115
ETİK KURUL ONAY RAPORU.....	136

TEŞEKKÜR

Uzmanlık tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, değerli bilgi ve katkılarıyla yöneten, değerli hocam Sayın Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR'e,

Muhabbetini, samimiyetini her daim hissettiğim, akademik olarak beni her zaman cesaretlendiren çok sevgili hocam Prof. Dr. Nuran DİNÇKAL YANIKOĞLU'na,

Klinik, akademik bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan sayın hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYSU, Prof. Dr. Funda BAYINDIR, Dr. Öğr. Üyesi Esra KUL, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan Sağsöz POLAT'a

Engin bilgi ve deneyimlerini benimle her daim paylaşan, ufkumu genişleten, değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Mustafa GÜNDOĞDU'ya,

Her konuda danışabildiğim ve tezimin ilerlemesinde ivedilikle yardımına koşan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Alper ÖZDOĞAN'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca beni yalnız bırakmayan, klinikte her daim danışabildiğim, tezimin hazırlanmasında emeklerini ödeyemeyeceğim, kendisini tanımış olmaktan dolayı çok mutlu olduğum, çok değerli abim, dostum ve hocam Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA'ya,

Atatürk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ailesindeki, eşsiz anılar biriktirmemi sağlayan çok sevgili ve değerli tüm asistan arkadaşlarıma,

Tezimin planlanması ve hayata geçmesinde emeklerini ödeyemeyeceğim ve Atatürk Üniversitesi Veterinerlik Fakültesi Gıda Hijyeni ve Teknolojisi Anabilim Dalı bünyesinde her türlü laboratuvar olanaklarından yararlanmamı sağlayan ve çalışmayı beraber yürüttüğümüz çok sevgili hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Sevdâ URÇAR GELEN'e, kendisiyle tanışmamı sağlayan sayın Doç. Dr. Demet ÇELEBİ'ye, katkılarından dolayı

Veterinerlik Fakóltesi Patoloji Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Serkan YILDIRIM'a ve Arş. Gör. İsmail BOLAT'a,

Kendisini tanımış olmaktan dolayı çok memnun olduğum ve bu tez çalışması için en büyük destekçilerimden biri olan, Erzurum Teknik Üniversitesi Fen Fakóltesi Moleküler Biyoloji ve Genetik Bölümü Dr. Öğr. Üyesi Fatma Necmiye KACI'ya,

Sentetik tükürük hazırlanmasını ivedilikle sağlayan sayın Fen Fakóltesi Kimya Bölümü Biyokimya Anabilim Dalı öğretim üyesi sayın Prof. Hasan ÖZDEMİR'e ve Bilim Uzmanı Işıl Nihan Korkmaz'a,

İstatistiksel analizlerin yapılması ve yorumlanmasından ötürü Prof. Dr. Memiş ÖZDEMİR'e,

Bu tez çalışmasını **TDH 2020-8390 BAP** proje numarası ile destekleyen, Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Yoğun eğitim dönemim boyunca sabırla beni destekleyen en büyük destekçim ve hayat arkadaşım, sevgili eşim Dr. Numan KAVAZ'a ve beni yetiştiren ve her zaman yanımda olan canım aileme,

Sonsuz teşekkürler.

Tuğçe KAVAZ

ÖZET

Lityum Disilikat Cam Seramik Materyalinde Pürüzlendirme İşlemi Sonrası Farklı Polisaj Sistemlerinde Çeşitli Bakteri Kombinasyonlarının Adezyonlarının Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmanın amacı Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyaline farklı polisaj kitleriyle cila işlemi yapıldığında polisaj kitlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerini incelemek ve bu materyal için farklı yüzey pürüzlülüklerinde, *S. salivarius*, *S. mitis* ve *S. mutans* bakteri kombinasyonlarının kullanılan tam seramik materyali üzerine adezyonunu araştırmaktır.

Materyal Metot: Bu çalışmada seramik materyali olarak lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kullanıldı. 10 mm çapında 1.3 mm kalınlığında 96 adet disk şeklinde örnek hazırlandı. Örnekler; kontrol, pürüzlü, D+Z Polisaj grubu ve Optrafine Polisaj grubu olarak 4 gruba ayrıldı. Ardından örnekler 3 bakterinin 4'lü kombinasyonlarına göre yeniden 4 gruba ayrıldı ve toplamda 16 alt grup elde edilmiş oldu. Her gruptan bir örnek ESEM'de görüntülendi. Bakteriyel adezyon deneylerinin gerçekleştirilmesinden önce sentetik tükürük hazırlandı. Tüm örneklerin otoklavda steril edilmesinden sonra, bakteriler liyofilize suşlarından çözündürüldü. Örneklerin yüzeyine sentetik tükürük ilave edildikten sonra bakteri kombinasyonları için hazırlanan süspansiyonlar tüm örnekler üzerine ekildi. 48 saatlik inkübasyon süresi sonrası her örnek yüzeyinden alınan bakteri çözeltisi petrilere besiyerlerine ekildi. Oluşan koloniler CFU sistemine göre sayıldı ve bakteri adezyon değerleri elde edildi. Tüm deneyler iki kere yapılarak ortalamaları alındı. Bakteri adezyonunun visual analizi için her gruptan birer tane olmak üzere 16 adet örnek %4'lük formaldehitte fikse edilerek hazır hale getirildi ve ESEM'de görüntülendi. Normal dağılım gösteren değişkenlerde grup ortalamaları arasındaki farklılık tek yönlü ANOVA testi ile analiz edilirken; normal dağılıma uymayan değişkenlerin analizinde ise non-parametrik Kruskal-Wallis-H testinden yararlanılmıştır.

Bulgular: Gruplar arası Sa değerleri en yüksekten en düşüğe, pürüzlü, Optrafine Polisaj, D+Z polisaj ve kontrol grubu şeklindedir. Yüzey pürüzlülüğü değerleri için gruplar arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ($p<0.05$). En düşük Sa değeri kontrol grubuna aitken geriye kalan gruplar arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur. Yüzey pürüzlülük özelliklerine göre bakteri kombinasyonlarına bakıldığında; kontrol grubunda *S. salivarius* ve üçlü bakteri kombinasyonu arasındaki farklılık önemliyken, pürüzlü grupta *S. salivarius*, *S. salivarius* + *S. mutans* ve üçlü bakteri kombinasyonu grupları arasındaki farklılık önemlidir ($p<0.05$). Bütün örnek yüzeylerinde en fazla biriken bakteri tek başına *S. salivarius* olmuştur. *S. salivarius* tek başına ekildiğinde, pürüzlü grup ve D+Z grubu bakteri adezyon değerleri bakımından iki grup arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ($p<0.05$). Geriye kalan tüm örnekler için ikili ve üçlü bakteri kombinasyonları adezyon değerleri arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$). Tüm gruplarda bakteri adezyonu ve yüzey pürüzlülüğü arasında bir korelasyon bulunamamıştır. Tüm gruplarda ortalama olarak *S. salivarius* ve *S. mitis* arasında pozitif yönde yüksek seviyede bir korelasyon varken, *S. mutans* ve *S. mitis* arasında negatif yönde orta şiddette bir korelasyon bulunmaktadır.

Sonuç: Lityum disilikat cam seramiğin en düşük Sa değerlerini kontrol grubu için sergilemiştir. Bakteri adezyonu ve yüzey pürüzlülüğü arasında herhangi bir korelasyon bulunmamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Bakteri adezyonu, bakteri etkileşimleri, lityum disilikat, yüzey pürüzlülüğü

ABSTRACT

Comparison of the Adhesions of Various Bacterial Combinations in Different Polishing Systems after the Roughening Process in Lithium Disilicate Glass Ceramic Material

Aim: The aim of this study was to examine the effects of polishing kits on surface roughness when polishing lithium disilicate reinforced glass ceramic material with different polishing kits and to examine the different surface roughness for this material, *S. salivarius*, *S. mitis* and *S. mutans* it is to investigate the adhesion of mutans bacterial combinations on the exact ceramic material used.

Material and Method: Lithium disilicate reinforced glass ceramic was used as a ceramic material in this study. 96 disc-shaped samples were prepared with a diameter of 10 mm and a thickness of 1.3 mm. Samples were divided into 4 groups as control, rough, D+Z polishing group and Optrafine polishing group. Then, the samples were re-divided into 4 groups according to 4 combinations of 3 bacteria, and a total of 16 subgroups were obtained. After polishing 48 samples, all samples were cleaned in the ultrasonic bath; then a sample from each group was displayed in ESEM. Synthetic saliva was prepared prior to conducting bacterial adhesion experiments. Synthetic saliva was prepared prior to conducting bacterial adhesion experiments. After all samples were sterilized in an autoclave, the bacteria were thawed from their lyophilized strains. After synthetic saliva was added to the surface of the samples, suspensions prepared for bacterial combinations were planted on all samples. After a 48-hour incubation period, bacterial solution taken from each sample surface was planted in petri plates. Colonies formed were counted according to the CFU system and bacterial adhesion values were obtained. All experiments were performed twice and their averages were taken. For visual analysis of bacterial adhesion, 16 samples, one from each group, were fixed with 4% formaldehyde and prepared and displayed in ESEM.

Results: Sa values between groups are highest to lowest, rough, Optrafine Polishing, D+Z polishing and control group. For surface roughness values, the difference between the groups was found to be significant ($p<0.05$). The lowest Sa value belonged to the control group, while the difference between the remaining groups was found to be insignificant. Looking at bacterial combinations according to surface roughness properties; in the control group, *S. salivarius* the difference between the *S. salivarius* and the combination of the triple bacteria was significant, while in the rough group the difference between *S. salivarius*, *S. salivarius* + *S. mutans* and triple bacterial combination groups was significant ($p<0.05$). Bacteria that accumulate the most on all sample surfaces alone *S. salivarius* has been. When *S. salivarius* was planted alone, the difference between the two groups in terms of adhesion values of the rough group and the D+Z group was found to be significant ($p<0.05$). For all remaining samples, the difference between the bacterial adhesion values of binary and triple bacterial combinations was not found to be significant ($p>0.05$). No correlation was found between bacterial adhesion and surface roughness in all groups. In all groups, on average, there is a high level of correlation between *S. salivarius* and *S. mitis* in the positive direction, while there is a moderate correlation between *S. mitis* and *S. mutans* in the negative direction.

Conclusion: Lithium disilicate glass exhibited the lowest Sa values of ceramic for the control group. There is no correlation between bacterial adhesion and surface roughness.

Key Words: Bacterial adhesion, bacterial interactions, lithium disilicate, surface roughness

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al₂O₃	: Alüminyum oksit
Al₂O₃-2SiO₂-2H₂O	: Kaolin
Bis-EMA	: Bisfenol-polietilen-glikol dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol-A-glisidil metakrilat
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
CaCl₂	: Kalsiyum klorür
CaO	: Kalsiyum oksit
CFU	: Koloni oluşturan birim (Colony forming unit)
CH₃COOK	: Potasyum asetat
CO₂	: Karbondioksit
Co-Cr	: Krom Kobalt
ESEM	: Environmental Scanning Electron Microscopy (Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu)
GPa	: Gigapascal
H₃PO₄	: Fosforik asit
HT	: Yüksek translusensi
Hz	: Hertz
K₂CO₃	: Potasyum karbonat
K₂O	: Potasyum oksit
K₂O.Al₂O₃.6SiO₂	: Feldspar
K₂O.AlO₃.4SiO₂	: Lössit kristali formu
K₃PO₄	: Tripotasyum fosfat
KCl	: Potasyum klorür
Li₂SiO₅	: Lityum Disilikat

Li₃PO₄	: Lityum fosfat
LiF	: Lityum florür
LiO₂	: Lityum oksit
Log	: Logaritma
LT	: Düşük translusensi
mg	: Miligram
MgAl₂O₄	: Magnezyum Aluminyum oksit
MgCl₂	: Magnezyum Klorür
MgO	: Magnezyum oksit
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
MT	: Orta translusensi
MTT	: 3-(4,5-dimetiltiyazol2-yl)-2,5-difeniltetrazolyum-bromür
MZ	: Monolitik zirkonyum
N	: Newton (kg.m/s ²)
NaCl	: Sodyum Klorür
Na₂O	: Sodyum oksit
Na₂O.Al₂O₃.6SiO₂	: Sodyum alümina silikat
n	: Örnek sayısı
nm	: Nanometre
p	: İstatistiksel önemlilik değeri
P₂O₅	: Fosfor pentoksit
PICN	: Polimer infiltre seramik ağ (Polymer ceramic infiltrated network)

Ra	: Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü
Rpm	: Devir/Dakika
Sa	: Piklerin yüksekliği ve vadilerin derinliklerinden örneklenen alan için aritmetik ortalama değeri.
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
SiO₂-LiO₂	: Lityum disilikat
SiO₄	: Silisyum tetraoksit
Sn	: Saniye
SS	: Standart sapma
TPY	: Trypticase Pyhtone Yeast
TSB	: Tryptic Soy Broth
UDMA	: Üretan dimetakrilat
UTMA	: Üretan tetrametakrilat
Y₂O₃	: Yitriyum oksit
Y-TZP	: Yitriyum-stabilize tetragonal zirkonya
ZrO₂	: Zirkonyum dioksit
µm	: Mikrometre
3D	: Üç boyutlu
%	: Yüzde
°C	: Derece santigrat

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Silisyum tetraoksit (SiO_4) molekülü	6
Şekil 2.2. Dental restoratif materyallerin bitirme ve cila işlem basamakları	21
Şekil 2.3. Bitirme ve polisaj aletlerinin sınıflandırılması	24
Şekil 2.4. Agarlı besi yerinde, S. salivarius koloni oluşumu.....	32
Şekil 2.5. Mitis Salivarius Agar'da S. Mitis'e ait koloni oluşumu.....	34
Şekil 2.6. S.mutans ve MSB agarda koloni oluşumu	35
Şekil 2.7. Bakteri Adezyon Mekanizmaları.....	39
Şekil 2.8. Ra parametresi diagramı.....	44
Şekil 2.9. Rz parametresi diagramı.....	44
Şekil 2.10. Rpm parametresi diyagramı.	44
Şekil 3.1. Çalışmada Kullanılan IPS e.max CAD mavi blok	48
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan glaze paste ve glaze likidi.....	49
Şekil 3.3. Yatay ve dikey görünümde örneklerin dijital olarak tasarlanması.....	49
Şekil 3.4. Seramik cila diski	50
Şekil 3.5. Seramik fırını.....	50
Şekil 3.6. IPS e.max CAD örneklerin kalınlığının ölçülmesi.....	51
Şekil 3.7. 96 adet örneğin alt gruplara göre numaralandırılması.....	52
Şekil 3.8. Metal levhaya yerleştirilmiş olan örnekler	54
Şekil 3.9. Porselen aşındırma frezi	54
Şekil 3.10. OptraFine Assortment polisaj kiti ve patı.....	55
Şekil 3.11. D+Z polisaj kiti	56
Şekil 3.12. Örneklerin etil alkolde bekletilmesi	56
Şekil 3.13. Örneklerin ultrasonik temizleyicide bekletilmesi.....	57

Şekil 3.14. ESEM cihazı.....	58
Şekil 3.15. Örneklerin ESEM cihazına yerleştirilmesi.....	58
Şekil 3.16. Örneklerin ESEM görüntülerinin alınması.....	59
Şekil 3.17. Tükürük hazırlanması için kullanılan kimyasallar	60
Şekil 3.18. pH metre cihazı	60
Şekil 3.19. Elektromanyetik karıştırıcıda sentetik tükürüğün hazırlanması.....	61
Şekil 3.20. PBS tablet ve hazırlanan solüsyon.	62
Şekil 3.21. Otoklav cihazı.....	62
Şekil 3.22. Brain-Heart İnfüzyon Broth Tozu	63
Şekil 3.23. M17 agar besiyeri	64
Şekil 3.24. Besiyerinin plastik petrilere dökülmesi	64
Şekil 3.25. İnkübatör	65
Şekil 3.26. Üç bakteri türü ve besiyerinde üremiş koloniler	65
Şekil 3.27. Vorteks Cihazı.....	66
Şekil 3.28. Densitometre cihazı ve bakteri yoğunluğunun Mc farland eşeline göre ayarlanması	66
Şekil 3.29. Bakteriyel süspansiyonlar.....	67
Şekil 3.30. Örneklerle tükürük ve bakteri çözeltilerinin eklenmesi	67
Şekil 3.31. Örneklerin anaerobik jarda etüve alınması.....	68
Şekil 3.32. Petrilere görülen koloniler.....	69
Şekil 3.33. Profilometre cihazı	70
Şekil 4.1. Kontrol grubundaki örneklerin ESEM görüntüleri	72
Şekil 4.2. Pürüzlü gruptaki örneklerin ESEM görüntüleri	72
Şekil 4.3. D+Z polisaj kiti uygulanan örneklerin ESEM görüntüleri.....	73
Şekil 4.4. Optrafine polisaj kiti uygulanan örneklerin ESEM görüntüleri	73

Şekil 4.5. Gruplara göre yüzey pürüzlülük değerlerinin dağılımı	74
Şekil 4.6. Kontrol grubunun 3B profilometre görüntüsü.....	75
Şekil 4.7. Pürüzlü grubun 3B profilometre görüntüsü.....	75
Şekil 4.8. D+Z grubunun 3B profilometre görüntüsü	75
Şekil 4.9. Optrafine grubunun 3B profilometre görüntüsü.....	76
Şekil 4.10. Kontrol grubunda bakteri adezyon değerleri ortalamalarının sayısal olarak dağılımı	77
Şekil 4.11. Pürüzlü grupta bakteri adezyon değerleri ortalamalarının sayısal olarak dağılımı	78
Şekil 4.12. D+Z polisaj grubunda bakteri adezyon değerleri ortalamalarının sayısal olarak dağılımı	79
Şekil 4.13. Optrafine Polisaj grubunda bakteri adezyon değerleri ortalamalarının sayısal olarak dağılımı	80
Şekil 4.14. Kontrol, pürüzlü, D+Z, Optrafine grupları arasında bakteri ve bakteri kombinasyonlarının adezyon ortalama değerlerinin dağılımı.....	80
Şekil 4.15. S. salivarius'un kontrol, pürüzlü, D+Z, Optrafine Polisaj grupları arasında bakteri adezyon değerleri ortalamaları dağılımı	82
Şekil 4.16. S. salivarius + S. mitis bakteri kombinasyonunda S. salivarius'un gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı.....	83
Şekil 4.17. S. salivarius + S. mitis bakteri kombinasyonunda S. mitis'in gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı	83
Şekil 4.18. S. salivarius + S. mutans bakteri kombinasyonunda S. salivarius'un gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı.....	84
Şekil 4.19. S. salivarius + S. mutans bakteri kombinasyonunda S. mutans'ın gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı.....	85

Şekil 4.20. S. salivarius + S. mitis + S. mutans bakteri kombinasyonunda S. salivarius'un gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı	86
Şekil 4.21. S. salivarius + S. mitis + S. mutans bakteri kombinasyonunda S.mitis'in gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı	86
Şekil 4.22. S. salivarius + S. mitis + S. mutans bakteri kombinasyonunda S. mutans'ın gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı	87
Şekil 4.23. Kontrol grubunda S. salivarius adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	92
Şekil 4.24. Kontrol grubunda S. salivarius + S. mitis adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	93
Şekil 4.25. Kontrol grubunda S. salivarius + S. mutans adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	93
Şekil 4.26. Kontrol grubunda S. salivarius + S. mitis + S. mutans adezyonu sonrası ESEM görüntüleri	93
Şekil 4.27. Pürüzlü grupta S. salivarius adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	94
Şekil 4.28. Pürüzlü grupta S. salivarius +S. mitis adezyonu sonrası ESEM görüntüleri	94
Şekil 4.29. Pürüzlü grupta S. salivarius + S. mutans adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	94
Şekil 4.30. Pürüzlü grupta S. salivarius + S. mitis + S. mutans adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	95
Şekil 4.31. D+Z Polisaj grubunda S. salivarius adezyonu sonrası ESEM görüntüleri...	95
Şekil 4.32. D+Z Polisaj grubunda S. salivarius + S. mitis adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	95

Şekil 4.33. D+Z Polisaj grubunda S. salivarius + S. mutans adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	96
Şekil 4.34. D+Z Polisaj grubunda S. salivarius + S. mitis + S. mutans adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.	96
Şekil 4.35. Optrafine Polisaj grubunda S. salivarius adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	96
Şekil 4.36. Optrafine Polisaj grubunda S. salivarius + S. mitis adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	97
Şekil 4.37. Optrafine Polisaj grubunda S. salivarius + S. mutans adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.	97
Şekil 4.38. Optrafine Polisaj grubunda S. salivarius + S. mitis + S. mutans adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.....	97

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Viridans streptokokların sınıflandırılması ve ilişki olduğu hastalıklar.....	31
Tablo 2.2. Plağa ilk ve ikinci basamakta katılan mikroorganizma türler.....	37
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan tam seramik materyal, glaze paste ve likiti, polisaj, kitleri, polisaj patı	48
Tablo 3.2. Örneklerin ait oldukları gruba göre numaralandırılması.	53
Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan bakteri kombinasyonları.....	63
Tablo 4.1. Gruplara ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma pürüzlülük (µm) değerleri	73
Tablo 4.2. Kontrol grubuna ait örneklerin bakteri adezyon değerleri.....	76
Tablo 4.3. Pürüzlü gruba ait örneklerin bakteri adezyon değerleri.....	77
Tablo 4.4. D+Z Polisaj grubuna ait örneklerin bakteri adezyon değerleri.....	78
Tablo 4.5. Optrafine Polisaj grubuna ait örneklerin bakteri adezyon değerleri.	79
Tablo 4.6. S. salivarius'un örneklerdeki adezyon değerleri.	81
Tablo 4.7. S. salivarius + S. mitis'in örneklerdeki adezyon değerleri	82
Tablo 4.8. S. salivarius + S. mutans'ın örneklerdeki adezyon değerleri.....	84
Tablo 4.9. S. salivarius + S. mitis + S. mutans'ın örneklerdeki adezyon değerleri.	85
Tablo 4.10. S. salivarius + S. mitis kombinasyonu için Pearson Korelasyon testi sonuçları	88
Tablo 4.11. S. salivarius + S. mutans kombinasyonu için Pearson Korelasyon testi sonuçları	89
Tablo 4.12. S. salivarius + S. mitis + S. mutans kombinasyonu için Pearson Korelasyon testi sonuçları	90

1. GİRİŞ

Çeşitli sebeplerden dolayı oluşabilecek diş kayıplarının protetik restorasyonlar ile rehabilitasyonu, hastanın yaşam konforunu olumlu yönde etkiler. İdeal bir restoratif materyalde aranan özellikler şunlardır; diş ve kemik yapıları ile biyouyumlu olmalı, diş ve dişetiyle doğal bir harmoni içinde olmalı, mine ve dentinle benzer ışık geçirgenliğine sahip olmalı ve kaybedilen veya zarar görmüş dokuların fonksiyonunu devam ettirmelidir.¹ Metal altyapılı seramik restorasyonların, biyouyumluluk ve optik özellikleriyle ilgili endişeler tam seramik kuronların geliştirilmesini sağlamıştır. Biyouyumlu, estetik ve stabil olmaları sebebiyle metal destekli restorasyonlara göre daha az ısı ve elektrik iletkenlikleri göstermeleri ve termal hassasiyetlerin azalmasını sağlamaları ve geleneksel metal altyapılı seramik restorasyonlara yakın marjinal uyum gösterebilmesi gibi özellikleri sayesinde son yıllarda geniş kullanım alanı bulmuşlardır.²

Lityum disilikat ($2\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$) dental seramikleri ilk olarak 1998 yılında IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) olarak pazarlanan, ısıyla preslenmiş kor malzemesi olarak kullanılmak üzere piyasaya sürülmüştür. Empress 2, partikül dolgulu cam seramik olarak sınıflandırılmıştır ve yaklaşık %70'i kristalin lityum disilikat doldurucu içermektedir.³ Başka bir dental seramik olan zirkonya materyali, sertlik ve dirençli olmasıyla, doğal dişe benzer özellikte aşınma özellikleri göstermeleriyle ve düşük maliyetleriyle popülerlik kazanmışlardır. Bazı hekimler zirkonyanın aşırı opak olması, uzun dönemde faz dönüşümü gibi dezavantajlarından dolayı bu materyali tercih etmemişlerdir. Lityum disilikat ise zirkonyadan daha translusent ve veneer porselene ihtiyaç duyulmadan anterior bölgede koheziv kırılma riski olmadan kullanılabilecek popüler bir materyaldir. Ayrıca lityum disilikattaki cam matriks hidroflorik asitle pürüzlendirilip diş yapısına kimyasal olarak bağlanabilir. Her ne kadar zirkonyanın

dayanıklılığının %40'ı kadar dayanıklı ve %57'si kadar kırılma dayanımı olsa da ileri optik özellikleriyle özellikle tek üyeli restorasyonlarda yaygın kullanım kazanmıştır.⁴

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM), son 10 yılda hızlı bir gelişme yaşamıştır. Yazılım ve freze cihazları, özellikle yeni dijital araç ve tarayıcı serilerinin piyasaya sürülmesiyle büyük ölçüde gelişmiştir.⁵ Dijital diş hekimliğinin gelişmesi ve CAD/CAM yöntemlerinde yaşanan gelişmelerle birlikte, IPS e.max CAD, özellikle CAD/CAM kullanımı için hazırlanmış bir lityum disilikat cam seramik olarak 2006 yılında piyasaya sürülmüştür. IPS e.max CAD, piyasaya sürülmesinden bu yana, uygulamasında ve endikasyonlarında bir genişleme yaşamıştır. Estetik bir altyapı, inley, onley ve anterior veneer materyali olarak kullanılması önerilmiştir.^{6, 7}

Seramik restorasyonlarda, fırınlama ya da hasta başında uyumlama sırasında porözite ya da mikro çatlaklar meydana gelebilir. Seramik yüzeyinin pürüzlülüğü ve sertliği ne kadar fazlaysa karşıt dişte meydana getirdiği aşınma o kadar fazla olmaktadır.⁸ Seramik restorasyonlar yapıştırıldıktan sonra bazı nedenlerle ağız içinde aşındırma işlemine gerek duyabilmektedir. Bu nedenler; okluzal çatışma noktalarının eliminasyonu, kontaktlardaki basıncın hafifletilmesi ve konturlara ufak müdahaleler yapılması olarak sıralanabilmektedir. Yapılan bu müdahaleler sonucunda parlak ve cilalı yüzey özellikleri kaybolmaktadır.⁹ Yüzey pürüzlülüğünün artması aynı zamanda mikroorganizmaların o yüzeylerde birikmesine sebep olan bir ortam yaratır. Dental materyallerde bakteri birikimi ve biyofilm oluşması, sekonder çürüklere ve gingival inflamasyona sebep olur. Biyofilmin ikinci aşaması ise mikrobiyal hücre kolonizasyonudur.¹⁰ Düzenli olarak oral hijyen sağlanıyorsa, diş plağı olgunlaşamaz ve nispeten az miktarda kalır. Kişi oral hijyeni sağlamadığında gram negatif ve anaerobik türlerin oranı artar, endotoksin ve

diğer enzimler dış etine geçerek pro-inflamatuvar yolları aktive ederek irritasyon ve inflamasyona neden olur.¹¹

Bu in-vitro tez çalışmasının amacı;

- I. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyaline farklı polisaj kitleriyle cila işlemi yapıldığında polisaj kitlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerini incelemek
- II. Bu materyal için farklı polisaj kitleri uygulandığında, çeşitli bakteri kombinasyonlarının kullanılan tam seramik materyali üzerine adezyonunu araştırmaktır.

Bu amaçla profilometre, ESEM ve koloni sayma yönteminden elde edilen veriler istatistiksel olarak incelenip karşılaştırılacaktır.

Bu çalışmanın hipotezleri;

1. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyaline uygulanacak çeşitli polisaj kitlerinin, bu materyalin yüzey pürüzlülüğüne glaze kadar etkili olmayacağı,
2. Bu materyalin çeşitli bakteri kombinasyonlarıyla adezyonunda gruplar arasında adezyon açısından bir fark çıkmayacağı,
3. Yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında herhangi bir korelasyon olmayacağı,
4. Farklı türde Viridans Streptokoklar aynı yüzey üzerinde tutunabilmek için birbirlerine antagonist bir etki göstereceği, yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramiklerin Tarihçesi

Seramik terimi, 'topraktan gelme, yakılmış olan' anlamında kullanılan ve Yunanca bir kelime olan 'keramikos' tan türetilmiştir.¹²⁻¹⁴ İnsanoğlu tarafından yapay olarak üretilen ilk materyaldir.¹⁵ Seramiklerin tarihi M.Ö. 8000'lere taş Devrine kadar uzanmaktadır.¹⁶ Porselen materyali ise M.Ö. 50'li yıllarda Çinliler tarafından keşfedilmiş ve Portekizliler tarafından 16. yüzyılda Avrupa'ya getirilmiştir.^{12,14-15} Porselen terimi, İtalyancada minik deniz kabuğu anlamına gelen 'porcellana' sözcüğünden gelmektedir.¹² Dental porselenler içinde farklı kristal partiküllerinin doldurulduğu camsı yapıda ve cam matriks içeren, dayanıklı seramik materyaller için kullanılmaktadır. Cam matriks düzensizdir, tamamen transparan ve dayanıksızdır. İçerisindeki kristalin faz daha opak ve daha dayanıklıdır.^{12, 17} Porselen materyali, dental olarak, 1700'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır.¹² Pierre Fauchard diş ve gingiva renginin porselen materyaliyle yansıtılabileceğini düşünüp 1723 yılında bu materyal üzerinde çalışmaya başlamıştır.¹⁵ 1774 yılında, Fransız Eczacı Alexis Duchateau içeriğinde porselen materyali bulunan bir protezi diş hekimliği alanına kazandırmıştır. Duchateau ve diş hekimi Nicolas Dubois de Chenant 1789'da ilk dental porselen materyalinin patentini almışlardır.¹⁸ 1808'de, gömülü platin pimler içeren ayrı ayrı oluşturulmuş porselen dişler, Giuseppangelo Fonzi tarafından Paris'te tanıtılmış ve bu dişlere "terrametalik bozulmazlar" adı verilmiştir. Bu keşif, estetik ve mekanik çok yönlülüğü ile protetik diş hekimliğinde büyük bir ilerleme sağlamıştır. Muhtemelen feldspatik porselenleri içermese de, metal protez kaidelerinin porselenlenmesi Pierre Fauchard tarafından "Le Chirurgien" dergisinde 1723'te tarif edilmiştir.¹⁹ Sabit protezlerde porseleni ilk kullanan 1886 yılında platin yaprak üzerine feldspatik porselen yerleştiren Dr. Charles olmuştur. İnley ve onlay kuronları keşfeden Land aynı zamanda jaket kuronu geliştirmiştir.²⁰ 1950'lerde porselen içeriğine lösit

eklenmiş böylece porselenin genleşme katsayısı artmış ve altın altyapılarla daha güçlü bağlanma dayanımı elde edilmesi sağlanmıştır. Vines ve arkadaşları 1958'de vakumlu fırınlamayı keşfetmişlerdir, 1960 yılında Weinstein, porselene %11-15 potasyum oksit ilave ederek genleşme katsayısını arttırmış ve porselen-metal bağlantısı kuvvetlendirmiştir.²¹ 1962'de metal-seramik restorasyonların patenti Amerika Birleşik Devletlerinde alınmış, ardından 1963'te Vita Firması (Vita Zahnfabrik, Almanya) ilk ticari porseleni üretmiştir.¹² Mclean ve Huges, İngiltere'de 1965 yılında platin folyo üzerinde metal desteği olmadan altyapıyı fırınlayarak bir sistem geliştirmişlerdir. Porselene güçlendirici olarak %40-50 oranında alüminyum oksit eklemişlerdir, böylece kırılma dayanımı önemli miktarda artmıştır.^{22, 23}

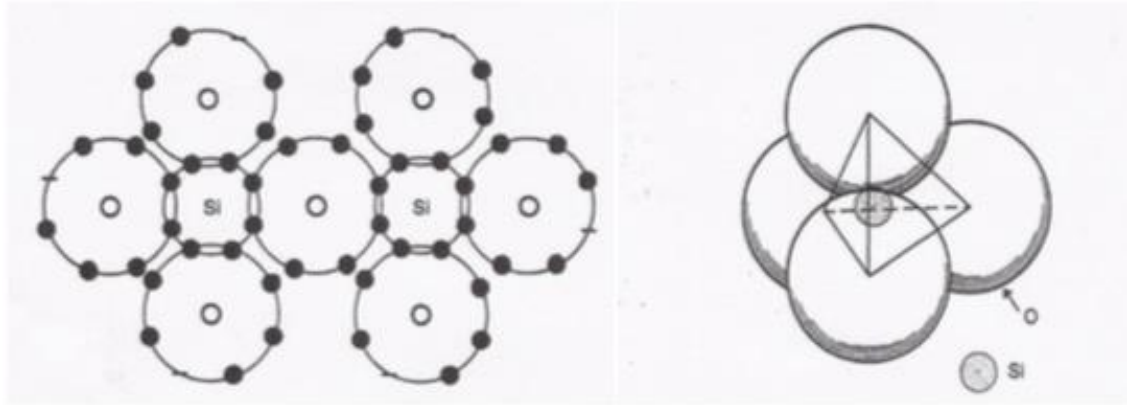
1972'de Southan ve Jorgensen, refraktör day malzemesini geliştirmişler ve pek çok gelişme için öncül olmuşlardır.²² Sozia ve Riley tarafından 1983 yılında porselenin fırınlama sırasında büzülmesiyle ilgili problemleri elimine etmek amacıyla büzülme olmayan (shrink free) Cerestore geliştirilmiştir.²⁴ Adair ve Grossman 1984'te dökülebilir bir seramik olan Dicor'u üretmişlerdir.²² Yakın tarihte Bruggers'de Hi-Ceram sistemini geliştirmiştir. Bu sistem %70 oranında alümina içeren refraktör day üzerine uygulanıp üzerinde porselenin pişirildiği bir sistemdir.²⁵ Dökülebilir cam porselenlerin endikasyonu tek üyeli restorasyonlarla sınırlıdır ve porselenin yapısını güçlendirmek için içeriğine zirkonyum oksit (ZrO_2) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) ilave edilmiş ve porselene dayanıklılık kazandırılmıştır.²⁶ 1989 yılında Fransa'da %90'ın üzerinde alümina içeren, alümina altyapının cam partikül ilavesiyle güçlendirildiği In-Ceram adında yeni bir kor sistemi piyasaya sürülmüştür.²⁵

1990 yılında %34 lösit kristal içerikli IPS Empress seramikler geliştirilmiştir. Bu sistemde yüksek sıcaklık ve basınç altında lösit kristalleri mikro çatlak oluşumunu engellemekte ve kristalizasyon işlemi yapılmamaktadır. 1998 yılında IPS Empress 2

sistemi geliştirilmiştir.¹⁶ %70 oranında lityum disilikat ve lityum orto fosfat ilavesi ile hem estetiğinin hem de dayanıklılığının IPS Empress sistemine göre artması sağlanmıştır. IPS e.max Press sistemi ise, %70 oranında lityum disilikat içeren preslenebilir ingotlara sahiptir ve 2005 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem farklı opasiteye sahip ingotları ile estetik ve dayanıklılık açısından Empress ve Empress 2 sistemlerinden ayrılmaktadır. Ardından; CAD/CAM sistemlerde kullanılmak üzere lityum disilikatle güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD ingotlar piyasaya sürülmüştür. Bu bloklar, içerik olarak IPS e.max Press ile aynıdır, farklı olarak ısı işlemleri parsiyel kristalizasyondur.^{27, 28}

2.2. Dental Seramiklerin Yapısı

Dental porselen yapısı, silisyum tetraoksitten (SiO_4) oluşmaktadır. Merkezde yer alan bir silisyum (Si^{+4}) ve çevresinde dört oksijen (O^-) atomunun kimyasal olarak bağ yapmasıyla oluşmuştur (Şekil 2.1). Uzaysal düzlemde üç boyutludur; kaolin, kuartz ve feldspar dental porselenlerin ana komponentleridir. İçeriğinde opaklaştırıcı, lüminisans özelliğini sağlayan bileşenler, cam modifiye ediciler, renk pigmentleri, ara oksitler ve akışkanlar bulunmaktadır.²⁹



Şekil 2.1. Silisyum tetraoksit (SiO_4) molekülü³⁰

2.2.1. Feldspar ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)

Dental porselenin temel bileşenidir, porselen yapısında %70-90 oranında bulunmaktadır²⁹ ve materyale doğal bir translusensi verir. Sodyum alümina silikat ($Na_2O.Al_2O_3.6SiO_2$) ve potasyum alümina silikat ($K_2O.Al_2O_3.6SiO_2$)'ın bir araya gelmesinden oluşur ve diğer bileşenlerin bağlanmasını sağlar. Feldsparın içeriğindeki potasyum oksit (K_2O), dental seramiğin transparanlığını arttırken, piropplastik akışını hafifletir.³¹

2.2.2. Kuartz (Silika) (SiO_2)

Silika yapısında olan kuartz; dental seramikler için doldurucu işlevi görür, içerik olarak yaklaşık %10-30 oranında bulunur ve yapıyı güçlendirir. Diğer bileşenlere göre erime sıcaklığı yüksektir (yaklaşık 1700 °C) ve ısısal genleşme katsayısını düzenlemeyi sağlar. Fırınlamalar sırasında ortaya çıkabilecek kontraksiyonlara engel olur ve porselenin mukavemetini artırır.³²

2.2.3. Kaolin ($Al_2O_3SiO_2H_2O$)

Opak bir materyal olan kaolin su içeriğini kaybetmiş alüminyum silikat yapısında ve dental porselende %1-5 oranında bulunan bir bileşendir. Dental porselenlerin bileşenlerini yapışkan yapısıyla birbirine bağlar, erime sıcaklığı 1800 °C'dir ve yüksek sıcaklıklara karşı dirençlidir. Ayrıca dental seramiklerin yapısında; opaklaştırıcı ve lüminisans sağlayan ajanlar, çeşitli renk pigmentleri, cam modifiye ediciler, ara oksitler ve akışkanlar da bulunmaktadır.³²

2.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Tam seramik sistemler, biyouyumlu ve üstün estetikleriyle diş hekimliğinde geniş alanda özellikle anterior bölgede kullanılmaktadırlar. Tam seramikler metal-porselen restorasyonlarda karşılaşılan dezavantajları azaltmak üzere üretilmişlerdir. Tam seramik

restorasyonlarda kimyasal yapı değiştirilerek ve içine farklı materyaller eklenerek yapının dayanıklı hale getirilmesi amaçlanmıştır.³³

Tam seramik sistemlerin, güncel materyallerin takip edilebilmesi açısından yeniden sınıflandırılmasına gereksinim vardır. Literatürde tam seramik sistemler için pek çok sınıflandırma türü mevcuttur. Bunlar; içerik, asitlenebilme, endikasyon, üretim metotları, fırınlama derecelerine göre yapılan çeşitli sınıflamalardır.³⁴ Dental seramikler uygulanmalarına, fabrikasyon metotlarına ve kristalin fazlarına göre de sınıflandırılabilirler.³⁵ Artık güncel kabul edilmeyen sınıflamalara bu tez çalışmasında yer verilmemiştir.²³ Rezin matriks yapısında rezin içerikli kompozitlerin 2011 yılında üretilmesiyle beraber CAD/CAM sistemlerinde hibrit seramikler, güçlendirilmiş kompozitler, rezin nanoseramikler gibi seramik ve polimer yapılarını içeren tam seramik sistemlerinin yeni sınıflamaları yapılmıştır.³⁶ Tam seramik ve seramik benzeri materyaller Gracis ve ark.³⁷ 'ına göre 3 temel grupta sınıflandırılmışlardır.

1. Cam-matriks seramikler: Ana fazı cam fazı olan, metalik faza sahip olmayan inorganik yapıda seramik sistem.
2. Rezin-matriks seramikler: İçeriğinde, seramik, cam, cam seramik ve porselen bulunan inorganik refraktör komponentleri bünyesinde taşıyan polimer matriksleri.
3. Polikristalin seramikler: Herhangi bir cam fazı içermeyen, metalik faza sahip olmayan inorganik yapıda seramik sistem.

Günümüzde güncel seramik sınıflaması aşağıdaki gibidir:³⁷

A. Cam Matriks Sistemler

1) Feldspatik

2) Sentetik

❖ Lössit esaslı

- ❖ Lityum disilikat ve türevleri

- ❖ Fluoroapatit esaslı

3) Cam İnfiltrate

- ❖ Alumina

- ❖ Alumina ve magnezya

- ❖ Alumina ve zirkonya

B. Dental Seramikler ve Seramik Benzeri Materyaller (Rezin Matriks Sistemler)

- ❖ Rezin nanoseraamikler

- ❖ Camsı seramik içerikli rezin matriks

- ❖ Zirkonya silika seramik içerikli rezin matriks

C. Polikristalin Seramikler

- ❖ Alumina

- ❖ Stabilize zirkonya

- ❖ Aluminayla güçlendirilmiş zirkonya

- ❖ Zirkonyayla güçlendirilmiş alümina

2.3.1. Cam Matriks Seramikler

2.3.1.1. Feldspatik Seramikler

Belli oranlarda feldspar, kuartz ve kaolinden meydana gelmiş geleneksel tipte dental seramiklerdir. Kristalin fazdaki lösit kristalleri, potasyum feldspar ($K_2Al_2Si_8O_{16}$) dan meydana gelmektedir. Potasyum feldspar, feldspatik seramiklerin mukavametlerini arttırken, porselenin metal altyapıya bağlanmasını sağlayan bileşendir. Bu seramikler metal altyapıların veneerlenmesinde kullanılmaktadır.

Feldspatik seramiklere örnek olarak:

- ❖ IPS Empress Esthetic ve IPS Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)

- ❖ Vitadur, Vita VMK 68, VitaBlocs, Vident ve Vitablocks TriLuxe (Vita, Bad Sackingen, Almanya) verilebilir.³⁷

2.3.1.2. Sentetik Seramikler

Bileşimleri üreticiler arasında değişir ancak genellikle silikon dioksit (SiO_2), potasyum oksit (K_2O), sodyum oksit (Na_2O) ve alüminyum oksit (Al_2O_3) içerir. Tamamen seramik restorasyonlar üzerinde kullanıldığında, bu malzemeler kendi termal genleşme katsayılarına uyacak şekilde modifiye edilir.³⁷

2.3.1.2.1. Lösit Esaslı Seramikler

Lösit cam-seramikleri, geleneksel feldspatik porselenlerle aynı üçlü faz sisteminde ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$) lösitin kontrollü kristalizasyonu ile üretilir. İçerik olarak daha fazla bulunan K_2O , ağırlıkça en az %12 olarak bulunur. Tetragonal lösit (KAlSi_2O_6) çekirdekler ana camda, cam yapının yüzeyinde başlatılan ve kütleye doğru içeri doğru yayılan bir yüzey kristalizasyon mekanizması ile büyür. $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$ sistemine Na_2O , lityum oksit (Li_2O) veya lityum florür (LiF) gibi bileşenlerin eklenmesi camın füzyon sıcaklığını düşürür ve lösit kristalizasyon oranını artırır. Büyük miktarda lösit kristali, çatlakların yayılmasını bozarak ve durdurarak camı güçlendirir. Lösit kristallerinden biraz daha düşük bir termal genleşmeye sahip rezidüel cam, cam seramiğin mukavemetini daha da artıran bir sıkıştırma sağlar.^{38(s.265)}

Lösit içerikli cam seramikler, yüksek ve ayarlanabilir yarı saydamlığa sahiptir (kristaller ve cam benzer bir kırılma indisine sahiptir) ve metal oksit pigmentlerinin eklenmesiyle camı doğal diş tonlarında renklendirme imkânı sayesinde mükemmel estetik sunar. Lösit içerikli cam seramiğin mukavemeti, geleneksel feldspatik porselenlerin gücünün iki katı kadar olmasına rağmen, posterior sabit diş protezleri (köprüler) için hala yetersizdir. Endikasyonları, rezin bağlı laminalar, inleyler, onleyler, anterior ve posterior tek kuronlardır.^{38(s.266)}

Lösit esaslı seramiklere örnek olarak:^{35, 37, 38}

- ❖ IPS Empress CAD, IPS Empress, IPS d. sign (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn) verilebilir.

2.3.1.2.2. Lityum Disilikat Cam seramikler

Lityum disilikat cam seramikler, ilk olarak 1950'lerde Corning Glass Works'te Stookey tarafından araştırılan $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ sisteminden türetilmiştir. Bu materyaller, %70'e kadar ince çubuk benzeri lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristallerinden ve az miktarda lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristallerinden oluşurlar. Ek olarak büyük hacimli bir fraksiyondan ve camsı matrikste rastgele yönlendirilmiş, homojen bir şekilde dağılmış olan küçük miktarda lityum ortofosfat (Li_3PO_4) kristallerinden oluşurlar. Ivoclar tarafından açıklanan tipik bir bileşimde materyal ağırlıkça %57-80 SiO_2 , %11-19 Li_2O , %0-13 K_2O , %0-11 P_2O_5 , %0-8 ZrO_2 , %0-8 ZnO , %0-5 Al_2O_3 , %0-5 MgO ve %0-8 renklendirici oksitlerden oluşmaktadır. Fosfor pentoksit (P_2O_5), lityum silikat fazlarının hacim çekirdeklenmesini destekleyen heterojen bir çekirdeklendirme ajanı görevi gördüğü için kilit bir bileşendir. Lösit cam seramiklerine kıyasla kristalizasyon mekanizması, kristallerin çekirdeklendiği ve cam boyunca büyüdüğü hacimsel bir kristalleşmedir.

Lityum disilikatın kristalizasyonu heterojendir. CAD/CAM blok ve preslenebilir ingot olmasına göre iki ya da üç farklı yöntemle elde edilebilir. Her iki durumda da ana cam, kuvarz, lityum oksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit ve renk veren oksitler içeren bir cam eriyiğinden oluşan yapı, çelik bir kalıba basınçla dökülerek cam bloklar veya ingotlar halinde oluşturulur. Oda sıcaklığına soğutulmadan önce dökülen eriyik, cam bloğu gevşetmek ve camda gerilim oluşumunu önlemek için 450-550 °C'de önceden ısıtılmış bir fırına aktarılır. Bu aşamada, cam blok, sonraki kristalleştirme ısı işlemlerini gerçekleştirirmeden önce lityum silikat fazlarının çekirdeklenmesini başlatmak için yaklaşık 1 saat fırında aynı sıcaklıkta tutulabilir. İşlenebilir bloklardan (IPS e.max CAD)

restorasyon üretimi amacıyla, lityum disilikatı çökeltmek için üç aşamalı bir kristalizasyon işlemi kullanılır. İlk aşamada, metasilikat kristallerin verimli kristal büyümesini sağlamak için maksimum sayıda çekirdek oluşturmak üzere bir cam blok 450–550 °C'de 5 dakika ila 1 saat arasında ısıtılır. Bu ilk işlem, daha önce bahsedildiği gibi soğutma aşaması sırasında da gerçekleştirilebilir. İkinci aşamada, cam blok, nano-lityum ortofosfat çekirdeklerinden epitaksiyel (yeni kristal katmanların oluşturulduğu bir kristal büyümesi) olarak büyütülen lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri oluşturmak için 10–30 dakika 690–710 °C sıcaklıkta ısıtılır ve oda sıcaklığına soğutulur. Bu ara metasilikat faz, %40'lık bir hacim fraksiyonunda mevcuttur ve camı yaklaşık 130 MPa'lık bir bükülme mukavemetine kadar güçlendiren 0.2-1.0 μm 'lik eşit şekilde dağılmış küçük trombosit şekilli kristallerden oluşur. Bu malzeme (mavi blok) hala zayıftır, ancak mikro yapısı sayesinde istenilen diş yapısını oluşturmak için frezelenebilir. Üçüncü aşamada, restorasyonun istenen şekle getirilmesinden sonra materyal, son güçlü lityum disilikat fazını ve bazı küçük miktarlarda lityum ortofosfat kristallerini çökeltmek için porselen fırınında 850 °C'de 20-31 dakika ısıtılır. Bu sinterleme adımı, CAD yazılımında hesaplanan %0.2 büzülme ile ilişkilidir. Bu aşama sırasında, lityum metasilikat kristalleri çevreleyen cam silika ile katı hal reaksiyonu yoluyla tamamen reaksiyona girerek küçük çubuk benzeri ve birbirine kenetlenmiş 1.5 μm uzunluğunda lityum disilikat kristallerini %70'e varan bir hacim fraksiyonunda oluşturur. Materyal yüksek bükülme dayanımı (360 MPa) ve yüksek kırılma tokluğu ($2.25 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) kazanmış olur.

Yüksek bükülme dayanımı, nispeten yüksek kırılma sertliği, iyi ve ayarlanabilir bir translusensi sayesinde lityum disilikat cam seramikler, rezin-bağlı veneerler, inleyler, onleyler, kuronlar ve ikinci küçük azılara kadar 3 üniteli köprülerde kullanılabilir. Sıcak preslenebilir ingotlar ve CAD/CAM blokları çeşitli renklerde (5 ve 16A ve D arasında Vita tonları ve 4 bleaching tonu) ve dört seviyeli translusensi; yani, yüksek translusensi

(HT), orta translusensi (MT), düşük translusensi olarak mevcuttur (LT). Kristallerin nano yapısı tarafından kontrol edilen renk ise yüksek opasitedir (OH). Renklendirme, daha sonra camsı matris içinde çözünen ham toza doğrudan metal oksitlerin eklenmesiyle elde edilir. Bu tür metal iyonlar Vanadyum (V^{3+} sarı), Seryum (Ce^{4+} sarı) ve Manganez (Mn^{3+} , kahverengimsi)dir. Restorasyon ayrıca boyalarla karakterize edilebilir ve cut-back tekniği kullanılarak spesifik estetik bir cam seramikle veneerlenebilir.^{38(s.266-268)} Lityum Disilikat esaslı cam seramiklere örnek olarak:

- ❖ IPS e.max CAD, IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn) verilebilir.³⁵

2.3.1.2.3. Fluoroapatit Esaslı Cam Seramikler

Nano-florapatit cam-seramik IPS e.max® Ceram, özellikle IPS e.max Press ve e.max ZirCAD altyapılarını veneerlemek için tasarlanmış, düşük füzyonlu bir alüminosilikat cam seramiktir. IPS e.max Ceram, tabakalama tekniği için toz şişelerde bulunur ve tüm klasik Vita A-D renklerinde, Chromascop (Ivoclar'ın kendi renk sistemi) ve bleaching tonlarında mevcuttur. 750-760 °C'de apatit kristallerinin morfolojisini değiştirmeden fırınlanır ve sonuç olarak 90 MPa'lık bir bükülme dayanımı oluşturulur.^{38(s.268)}

Fluoroapatit Esaslı Cam Seramiklere örnek olarak:

- ❖ IPS e.max ZirPress, IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) verilebilir.³⁵

2.3.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler

Cam infiltrasyon edilmiş oksit seramik altyapılar, 1100 °C'de 4-6 saat fırınlanan düşük viskoziteli lantan alüminosilikat cam ile infiltrasyon edilen gözenekli pre-sinterize seramik kordan oluşur. Vita In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) hacimce %78 magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) ve hacimce %22 infiltrasyon

camından oluşur. Vita In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) piyasaya sürülen ilk sistemdir (1989). Hacimce %75 polikristalin alümina ve %25 infiltrasyon camından oluşur. Vita In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), In-Ceram Alümina (ağırlıkça %67) bazlıdır ve seryum-stabilize edilmiş zirkonya (ağırlıkça %33) ilave edilmiştir.^{38(s.270)}

2.3.2. Rezin Matriks Sistemler

Rezin kompozitler ve seramikler dental restorasyonların üretilmesinde en çok kullanılan malzemelerdir. İlk rezin kompozit, temel olarak inorganik dolgu maddesiyle güçlendirilmiş organik bir matris tarafından oluşturulan parçacıklardır. Dolgu parçacıklarının miktarı doğrudan Young modülü ve malzemenin sertliğiyle ilgilidir. Diğer yandan, polimerizasyon büzülmesi, matristeki monomerlere bağlıdır ve en yaygın olanları bisfenol a glisidil metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), üretan tetrametakrilat (UTMA) ve bisfenol polietilen glikol dimetakrilat (BisEMA) dır.³⁹

Polimer infiltre seramik ağın (PICN) yorgunluk direnci hakkında az sayıda çalışma olmasına rağmen, bulgular düşük (200 N) yüklerde bozulmaya karşı çok dirençli bir malzeme olduğunu göstermiştir. 500 N ve üzeri yüklerde lityum disilikat ve zirkon daha iyi seçenektir.⁴⁰

Rezin matriks sistemlere örnek olarak:

Lava Ultimate (3M Espe, Seefeld, Almanya)-Nano hibrit seramik

GC Cerasmart (GC Dental Products, Leuven, Belçika)-Nano hibrit seramik

Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)-Rezin infiltre seramik

Paradigm MZ-100 Blocks (3M ESPE, Seefeld, Almanya)-Rezin ağ matriks içerikli zirkonya silika seramik verilebilir.^{37, 39}

2.3.3. Polikristalin Seramikler

2.3.3.1. Alumina

Alüminadan ilk olarak 1933'te Max Rock'nın yayınında 'İnsan ve hayvan vücudunun içi ve dışı için kullanılan yapay bir biyomateryal' olarak bahsedilmiştir. Alumina köprülerin ve jaket kuronlarının üretiminde kullanılan cam-seramik kompozitlerin bir bileşeni olarak uygulama bulmuştur. Alumina ve feldspatik cam tozları (hacimce %55 Al_2O_3) önceden prepare edilmiş dişler üzerinde şekillendirilen platin folyolar üzerine sinterlenmektedir. Hakemli klinik raporların bir özetine göre, bu materyal kullanım süresi ve estetik açısından tatmin edici sonuçlar göstermektedir.^{38(s.220-221)}

2.3.3.2. Stabilize Zirkonya

"Zirkon" adı, bazı zirkon cevherlerinin görünümü için eski Farsça 'zargun' kelimesinden veya altın renginden gelmektedir. Zirkonya, sıcaklığa bağlı olarak üç farklı biçimde oluşan polimorfik bir malzemedir: Oda sıcaklığında monoklinik (m), 1170 °C'nin üzerinde tetragonal (t) ve 2370 °C'nin üzerinde kübik (c) fazdadır. Faz geçişleri tersine çevrilebilir ve serbest kristallerde, kübik ile tetragonal ($c \rightarrow t$) geçiş durumunda yaklaşık %0.5 ve tetragonelden monoklinik ($t \rightarrow m$) geçiş için yaklaşık %4 hacim genişlemesi gerçekleşmektedir. Soğutmada, $t \rightarrow m$ dönüşümü özellikle ilgi çekicidir. Çünkü saf zirkonyumdan elde edilen sinterlenmiş ürünler, $t \rightarrow m$ dönüşümüne eşlik eden kafes genişlemesi tarafından oluşturulan gerilimler nedeniyle parçalara ayrılabilir.^{38(s.227)}

Geleneksel metal destekli sabit bölümlü protezlerin yerine tamamen seramik protez kuronlar, köprüler ve tam ark protezler, estetik ve diş renginde, metal içermeyen sistemlerin üretilmesi mükemmel biyoyumlu bir materyal olarak zirkonyayla sağlanmıştır. Bazı zirkonyum oksit CAD/CAM disk sistemlerine örnek olarak:^{38(s.227-229)}

- ❖ In-Ceram YZ (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)
- ❖ IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn, Almanya)
- ❖ Everest Z-block (Kavo, Leutkirch, Almanya)
- ❖ INcoris ZI (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya)
- ❖ Procera All-zircon (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç)
- ❖ CERCON (DeguDent, Hanau, Almanya)
- ❖ LAVA (3M ESPE, Seefeld, Almanya)
- ❖ Zeno ZR (Wieland, Pforzheim, Almanya)
- ❖ Katana Zirconia ML (Kuraray Noritake, Miyoshi, Japonya) olarak verilebilir.

2.3.3.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya

Zirkonya genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize kaldığından ve alümina orta derecede sertlik gösterdiğinden, alümina-zirkonya (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina [ZTA]) ve zirkonya-alümina (alümina ile güçlendirilmiş zirkonya [ATZ])'lar geliştirilmiştir. Bunlar artroplasti uygulamaları için önerilen mikro veya nano ölçekte yapıya sahip kompozitlerdir. (alümina ve zirkonya olmak üzere iki veya daha fazla farklı fazın bileşimi olarak tanımlanan kompozitler)³⁷

- ❖ In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) zirkonya ile güçlendirilmiş alümina örneğidir.
- ❖ In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) %12 mol oranında seryum oksitle stabilize edilmiş zirkonyadır³⁷

2.4. Dental Seramiklerde Glaze İşlemi

Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğünde glaze terimi, “1. parlak, pürüzsüz, yansıtıcı bir yüzeyle kaplaması; 2. yüksek parlaklık durumuna ulaşılan kadar yüzeyin vitrifiye edildiği porselenin fırınlanması veya yüzeyin sırlanması” olarak

tanımlanmaktadır.⁴¹ Metal-seramik, full seramik kuronlarda porselenlerin estetiği, komşu dişlere veya restorasyonlara daha gerçekçi bir görünüm ve renk uyumu sağlayabilmek için, boya ve glaze'in uygulanmasıyla gerçekleştirilebilir. Glaze materyallerinin erime sıcaklıkları ve kimyasal dayanıklılıkları, cam modifiye edicilerin (alkali oksitlerin) eklenmesiyle azalır. Boyalar ise aynı kimyasal dayanıklılık problemlerine maruz kalan renkli glaze materyalleridir. Bununla birlikte glaze tabakası 50 µm veya daha fazla kalınlıklarda uygulandığında yeterli dayanıklılığa sahip olduğu düşünülmektedir.⁴²

Porselenin fırınlanarak yüzeyinde glaze tabakası oluşturulması 'natural glaze veya otoglaze' olarak tanımlanabilir. Glaze tozu ve glaze likitinin belirli oranlarda karıştırılıp, porselen yüzeyine ince bir tabaka olarak uygulanması ve sonrasında fırınlanması ise 'over glaze' olarak tanımlanmaktadır.⁴² Başka bir ifadeyle natural glaze ya da overglaze, porselen belli bir süre glaze için uygun sıcaklıkta bekletildiğinde cam fazın şekillenmesiyle oluşan camsı bir yüzey katmanıdır.⁴³

Seramik restorasyonlar için ideal yüzey glaze ve polisajla elde edilebilir. Bununla birlikte, başlangıçtaki seramik yüzeyi anlamlı derecede pürüzlüyse, natural glaze veya overglaze uygulamak restorasyona kusursuz ve pürüzsüz bir yüzey sağlamayacaktır. En pürüzsüz yüzeyler, ekstraoral olarak protez yapıştırılmadan önce elde edilebilir. İntraoral olarak ise ancak küçük yüzey pürüzlülükleri yüzey kalitesinden ödün vermeden başarıyla cilalanabilir. Ek olarak polisaj işlemi, protezlerin yüzeylerindeki gözenekleri, mikro çatlakları ve diğer mikroskobik kusurları ortadan kaldırdığı için seramik dayanıklılığı artmış olur.⁴²

2.4.1. IPS Ivocolor Glaze Pastası FLUO ve IPS Ivocolor Likidi Allround

IPS Ivocolor Glaze Pastası FLUO, Ivoclar Vivadent için üretilen seramik materyallerin renklendirilmesi ve/veya karakterizasyonu ve glaze işlemi için, press, veneer ve frezelenmiş seramiklerde, zirkonyum oksitten üretilen altyapı ya da tam kontur

restorasyonlar için kullanılabilir. Bu glaze pastası alkali aluminasilikat cam içermektedir.⁴⁴

IPS Ivocolor Likiti Allround, Ips Ivocolor tozu veya pastasıyla karıştırılarak kullanılabilen bir glaze likitidir. Glaze materyalinin yoğunluğu, pişirilmiş restorasyonda parlaklığın sağlanabilmesi için çok sıvı olmamalıdır. IPS Ivocolor Mixing Liquid, glaze tozuna damlatılıp homojen hale gelene kadar karıştırılır. Doğru karıştırıldığında glaze materyalinin yoğunluğu çok akışkan olmamalıdır. Glaze materyalinin fazla seyreltilmesi, materyalin stabilitesini bozar hatta materyal yüzeyden akıp gidebilir. Ayrıca, glaze materyalinin fazlaca seyreltilmişken uygulanması pişim sonuçlarında parlaklığın azalmasına sebep olur. Glaze materyalinin seyreltilmeden jel kıvamında uygulanması, glaze tabakasının homojen olmasını zorlaştırır. Ancak bu özellik yüzeyde belirli noktaların belirginleştirilmesinde kullanılabilir.⁴⁴

2.4.2. IPS e.max CAD Sistemi için Glaze Öncesi Hazırlık ve Glaze Uygulanması

Kazınan restorasyon karakterizasyondan önce kazıma bloğundan ayrılmalıdır. Tutucu pinin bağlantı noktası yumuşatıldıktan sonra, restorasyon yarı kristalize mavi haldeyken elmas-bağlı frez ve polisaj diskleriyle bitim yapılır. Restorasyon yüzeyinde istenen mikro yapılandırma elmas frezlerle sağlandıktan sonra restorasyonu temizlemek için basınçlı buhar veya ultrasonik temizleyici kullanılabilir. Restorasyonun kristalizasyon pişimi yapılır. Restorasyon Al_2O_3 veya cam yapıda glaze tozu ile kumlanmamalıdır. Temizlenen restorasyon artık boyanıp glaze işlemine tabi tutulabilir. Glaze materyali tüm restorasyon yüzeyine homojen bir tabaka olarak uygulanmalıdır. Doğru karıştırılmış materyal restorasyon yüzeyinde kalır, akıp gitmez. Glaze tabakası uygun kalınlık ve yoğunlukta uygulandıktan sonra restorasyon üretici firma talimatlarına göre fırınlanır.⁴⁴

2.5. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü; yüzey dokusunda oluşan çok ince düzensizlikler olarak tanımlanır. Bu materyalin elde edilme yöntemine ya da materyalin özelliğine bağlı olarak olarak değişmektedir.^{45(s.44)}

2.5.1. Dental Seramiklerde Yüzeyin Pürüzsüz Olmasının Önemi

Seramik restorasyonlar ve kompozit rezin materyalleri arasında bağlanma kuvveti için yüzey pürüzlülüğü önemli olsa da restorasyonların oral kaviteyle temasta olduğu bölgelerde, belirgin olarak dişeti kenarında, plak birikimi ve patojenik ve karyojenik bakteri tutulumunu minimum seviyeye indirecek parlak yüzeyler oluşturulmalıdır.⁴⁶ Seramik yüzeyinin oral kaviteyle temasta olduğu bölgelerin pürüzlü bırakılması halinde yüzey gerilimi artarak karşıt dişte aşınmaya sebep olduğu gibi materyalin esneme direncini de olumsuz etkiler.⁴⁷⁻⁴⁹ Ağız ve diş sağlığını olumsuz etkileyen bu durum oral mukozada inflamasyonlara ve dişlerde çürüklere sebebiyet vermektedir. Ayrıca pürüzlü alanların mevcudiyetiyle diş yüzeylerinde hassasiyet artmakta ve mikroorganizma tutunumu kolaylaşmaktadır.⁴⁶ Asidüle fosfat florür gibi topikal flor jelleri ve introral kumlama gibi işlemler restorasyonların yüzeylerinde pürüzlülüğe sebep olmaktadır. Topikal florürün sık uygulanmasının diş sert dokularını ve ağızda bulunan restorasyonların yüzey özelliklerini bozabileceği belirtilmiştir.⁵⁰ Hekimler, seramik restorasyonların yüzey özelliklerini frezle aşındırma yaparak bozmak durumunda kalabilirler. Sonuçta restorasyonların cilalı yüzeyleri bozulmakta, pürüzlü yüzeyler oluşmaktadır ve bu polisaj işlemini zorunlu hale getirmektedir. Bakteriye kolonizasyon için pürüzlülük eşik değerinin 0.2 µm olduğu rapor edilmiş, bu değerden daha düşük yüzey pürüzlülük değerlerinin polisaj açısından kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir.⁵¹

2.6. Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme İşlemleri ve Polisaj

Yüzey bitirme; restorasyonların pürüzlü yüzeylerinin daha düzgün bir forma dönüştürülmesiyle elde edilir. Polisaj işlemi ise; restorasyonun bitim ve düzeltme sonrası oluşan pürüzlü alanlarını tamamen yumuşak geçişli hale getirme ve çizikleri elimine etme işlemidir. Yüzey bitirme ve polisaj işlemleri birbirleriyle ilişkilidir ve bir restorasyonun hastaya tesliminden önce bu işlemlerin uygulanmaması düşünülemez.⁵²

Bitmiş ve cilalanmış restorasyonlar, daha iyi diş eti sağlığı, çiğneme etkinliği, hasta konforu ve estetik sağlamaktadır. Hastalar, dil propriyosepsiyonu ile 0.5 µm'den daha büyük yüzey pürüzlülüğü değişikliğini tespit edebilmektedir.⁵³ Pürüzlü yüzeylerde bakterilerin makaslama kuvvetlerinden daha iyi korunduğu bilinmektedir. Bakteriler için geri dönebilir bağlantıdan geri dönemez bağlantıya geçiş daha kolay ve sık meydana gelir. Materyalin yüzey özelliklerinin (serbest enerji, pürüzlülük, kimyasal yapı) supragingival ve subgingival biyofilm oluşumundaki etkisini inceleyen çalışmalar derlendiğinde, yüzey pürüzlülüğünün 0.2 µm'lik eşik değerin üzerine çıkmasının veya yüzey serbest enerjisinin artmasının, restoratif materyaller üzerinde biyofilm oluşma ihtimalini arttırdığını, yüzey pürüzlülüğünün bu özelliklerden en önemlisi olduğunu ve biyofilm oluşumunun aynı zamanda biyomateriyal tipi (kimyasal içerik) ve restorasyon çeşidi tarafından da etkilendiğini belirtmişlerdir.⁵⁴

Bitirme işlemi iyi yapılmış ve cilalanmış bir restorasyon, yiyecek artıkları ve patojenik bakterilerin birikmesini engelleyerek dişeti sağlığını sağlamaya yardımcı olur. Bu, toplam yüzey alanında azalma ve restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğünün azalması ile sağlanır. Daha pürüzsüz yüzeyler daha az tutunma alanına sahiptir ve ağız hijyenini uygulamak daha kolaydır; böylece diş ipi ve diş fırçası kılları tüm yüzeylere ve marjinal alanlara kolaylıkla erişim sağlayabilir. Pürüzlü restorasyon yüzeyleri, dişler arasındaki fonksiyonel ve stabilize edici temasların kaybına veya okluzal dikey boyutta azalmaya

sebepe olabilecek temas gerilmelerine yol açar. Bunun sebebi; seramikteki pürüzlü yüzeylerin stres birikim noktalarına dönüşmesidir. Bu yüzeylerin bitirilmesi ve parlatılması, özellikle seramik restorasyonların desteklenmeyen alanlarında restorasyonun direncini artırabilir.⁴²

2.6.1. Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Parlatma Yöntemleri

Dental restorasyonlarda cilali bir yüzey elde etmek için sırasıyla dört aşama izlenmelidir. Bunlar sırayla; kaba düzeltme, konturlama, ara bitirme ve final parlatma işlemleridir (Şekil 2.2).⁵⁵



Şekil 2.2. Dental restoratif materyallerin bitirme ve cila işlem basamakları

Bu piramit diyagramında deneysel gözlemlere bakılarak her bir aşama için harcanan süre ve efor temsil edilmiştir. En yukarıdaki basamakta olan cila işlemi için daha fazla süre harcanması gerektiği ve en son uygulanan bu basamağa daha çok dikkat edilmesi gerektiği görülmektedir.⁵⁶

Kaba düzeltme; restorasyondaki geniş yüzey pürüzlülüklerinin giderilmesidir. 100 µm ve üstü partiküllü aşındırıcılar tercih edilir. Bu amaçla; elmas frezler, tungsten karbit frezler ve abraziv partiküllerle kaplanmış aşındırıcı diskler tercih edilir. Farklı tipte frezlerin yüzeyler üzerinde benzersiz etkileri vardır. Genel olarak, daha fazla bıçağa sahip bir karbit frez, daha az bıçak içeren bir karbit frezden daha pürüzsüz bir yüzey üretecektir. Örneğin; 16 yivli bir karbit frez, 8 yivli karbit frezden daha pürüzsüz bir yüzey oluşturur ve ikincisi malzemeyi daha hızlı aşındırır. Benzer şekilde, en kaba elmas frez, materyali daha hızlı aşındırır ve bu frezle daha pürüzlü bir yüzey elde edilir.⁴²

Konturlama; bu sürecin sonunda istenilen anatomi ve sınırların oluşturulmasıdır. Bu aşamada yüzeyin pürüzsüzlüğü, kullanılan alete bağlıdır ve daha pürüzsüz bir yüzey oluşturmak için ekstra adımlar gerektirebilir. Genellikle, 12 ila 16 yivli karbit frezler veya boyutları 30 ila 100 µm arasında değişen aşındırıcılar ince bir şekillendirme işlemi sağlar.⁴²

Ara bitirme işlemi, nispeten kusursuz pürüzsüz bir yüzey sağlar. Son işlem genellikle 18 ila 30 yivli karbit frezler, ince ve çok ince elmas frezler veya 8 ila 20 µm boyutundaki aşındırıcılar kullanılarak gerçekleştirilir.⁴²

Son parlatmanın amacı, restorasyona mine benzeri bir parlaklık sağlamaktır. Aşındırıcılarda daha küçük parçacıklar olması daha pürüzsüz ve daha parlak yüzeyler sağlar. Parlaklık elde etme hızı; aşındırıcı parçacıkların sertliğine, boyutuna ve aşındırma yöntemine bağlıdır. İdeal olarak, 20 µm'ye kadar partikül boyutları aralığındaki aşındırıcı partiküller ancak Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM) düşük büyütmede parlaklık gösterir. Son parlatma işleminin sonunda gözle görülür çizikler olmamalıdır yine de her zaman daha yüksek büyütmede tespit edilebilen çizikler olacaktır. Bir önceki adımdan artakalan aşındırıcı parçacıklar derin çiziklere neden olabileceği için adımlar arasında yüzey temizlenmelidir. Yüzey topografisi ve cilanın kalitesi, profilometre, optik mikroskop veya SEM cihazıyla değerlendirilebilir ancak klinik uygulamalarda bu pratik bir yöntem değildir.^{42, 57}

Parlatma aletlerine örnek olarak kauçuk aşındırıcılar, ince partiküllü diskler, zımparalar ve ince partiküllü polisaj pastaları verilebilir. Polisaj pastaları yumuşak keçe uçlar, pamuk tekerlekler, profilaktik kauçuk lastikler veya parlatma diskleri ile uygulanır. Parlatma patlarındaki aşındırıcıların partikülleri 0.3-20 µm boyutlarındadır. Bu malzemelerin bazılarının ortak bir özelliği, parlatma işlemi sırasında ince aşındırıcı parçacıkların tutulmasına izin veren gözenekli yapılarıdır. Doğrudan restorasyonların

kesme, şekillendirme, bitirme ve cilalama süreçleri sırasında ısı üretimi önemli bir sorundur. Pulpaya olumsuz etkilerden kaçınmak için, klinisyen yüzeyi hava-su spreyi gibi bir lubrikantla soğutmalı ve yüksek hızlı döner aletlerin yüzey ile sürekli temasından kaçınılmalıdır. Çalışma sırasında aralıklı temas, yalnızca yüzeyi soğutmak için değil, aynı zamanda yüzey ve polisaj lastiği arasında oluşan kalıntıları gidermek için de gereklidir. Konturlama, bitirme ve cilalama prosedürlerinin etkinliği ve hızı, debrislerin giderilmesiyle büyük oranda düzelecektir.⁴²

Döner bir aşındırıcı aletin dönme yönü, aletin restoratif yüzeydeki hareketini kontrol etmede önemli bir faktördür. Bir el aleti ve frez, aşındırılan yüzeyde frezin dönme yönünün tersi yönünde hareket ettirildiğinde, daha yumuşak bir aşındırma işlemi sağlamış olur. Bununla birlikte, el aleti ve frez, yüzeydeki frezin dönme yönü ile aynı yönde hareket ettirildiğinde, frez, alt tabakadan "kaçma" eğilimi gösterir, böylece daha kontrolsüz bir aşındırmayla daha pürüzlü bir yüzey elde edilmiş olur.⁴²

Aşınma, iki bileşenli ve üç bileşenli işlemlerle gerçekleştirilebilir. Aşındırıcı parçacıklar aşındırıcı aletin yüzeyine sıkıca bağlandığında ve başka aşındırıcı parçacık kullanılmadığında bu iki bileşenli aşındırma olarak adlandırılır. Örneğin doğal bir dişi kesmek için kullanılan elmas frez, iki bileşenlidir. Üç bileşenli aşındırma, aşındırıcı parçacıklar serbestçe iki yüzey arasında döndüğünde ve hareket ettiğinde oluşmaktadır. Üç bileşenli aşındırmaya örnek olarak lastik fırçaların ve polisaj patlarının beraber kullanımı örnek verilebilir. Bu bağlanmamış aşındırıcılar, bir diş veya malzeme yüzeyine karşı döndürülen kauçuk bir kap içine yerleştirilir. Bu farklı sayıda bileşen içeren iki çeşit aşındırma birbirine dönüşebilir. Örneğin; elmas frezden ayrılan elmas parçacıkları hem aşındırıcıya hem de substrata zarar verebilir. Su, gliserin veya silikon gibi lubrikantların kullanılmasıyla kesme ve aşındırma verimliliği artacaktır. Ağız içinde suda çözünür bir lubrikant tercih edilir. Aşırı miktarda lubrikant, alt tabaka ile aşındırıcı arasındaki teması

azaltarak kesme verimini düşürebilir. Çok az miktarda lubrikant, ısının artmasına, kesme ve aşındırma verimliliğın azalmasına sebep olabilir.⁴²

2.6.2. Bitim ve Polisaj İşleminde Kullanılan Materyaller ve İçerikleri

En çok tercih edilen bitirme ve polisaj aletleri şunlardır: Yivli karbit bitirme frezleri, silikon karbit diskler, yüzeyi kaplanmış sert seramik elmas döner aletler, silikonlastik diskler, tekerler ve alüminyum oksitle kaplanmış aşındırıcı disklerdir.^{55, 58} Dental abrazyivler partikül boyutuna göre iri, orta iri, orta, ince ve süper ince olarak sınıflandırılır. Hangi dental materyalde hangi aşındırıcı sınıfının en iyi bitim sonucunu verdiğini genellikle hekimin deneyimi belirler.⁴² Şekil 2.2’de diş hekimliğinde en çok kullanılan yüzey bitirme ve cila işlemlerinde kullanılan materyaller şematize edilmiştir.



Şekil 2.3. Bitirme ve polisaj aletlerinin sınıflandırılması⁵⁵

2.6.2.1. Abrazyivler ve İçerikleri

Alüminyum oksit, karbit bileşenler, elmas abrazyivler, silikon dioksit, zirkonyum oksit ve zirkonyum silikattır.

Alüminyum oksit, tipik olarak kağıt ya da polimer disklere ve şeritlere bağlanmış veya lastik tekerlekler ve lastiklere entegre edilmiş partiküller olarak üretilir. Çeşitli şekillerde sinterlenmiş alüminyum oksit seramik uçlardan oluşan beyaz taşlarda kullanılan aşındırıcıdır. Alüminyum oksit, porselen, seramik ve kompozit rezilerin parlatılması için yeterli sertliğe (Mohs sertlik ölçeğinde 9) sahiptir.

Karbit bileşikleri şeklindeki aşındırıcılar arasında silisyum karbit, bor karbit ve tungsten karbit bulunur. Çok yivli bitirme frezlerinin aşındırma ve kesme kısmı tungsten karbit uçlardan üretilir.

Karbondan oluşan elmas, bilinen en sert maddedir. Elmas, sertliği nedeniyle oldukça etkili bir aşındırıcıdır, bu nedenle aşınmaya dirençlidir ve keskinliğini korur. Elmas tozu veya partikülleri, sert bir matris üzerine entegre edilebilir ve polisaj pastası olarak da kullanılabilir.

Silikon dioksit esas olarak lastikten veya elastomerik materyallerden yapılan polisaj lastiklerine bağlı bir şekilde bulunur; bitirme ve cilalama için bir parlatma ajanı olarak kullanılır. Zirkonyum oksit, silikon dioksitle aynı amaçla kullanılır.

Zirkonyum silikat, genellikle ince ara yüz zımparaları, diskler ve detarraj patlarında parlatma maddesi olarak kullanılan doğal bir mineraldir.⁵⁶

2.6.2.2. Bitirme ve Polisaj Araçları

Restorasyonların bitirilmesi ve cilalanması için bir dizi yöntem ve araç klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Bunlar; yivli karbit frezler, elmas frezler, taşlar, abraziv kaplı diskler ve şeritler, yumuşak veya sert konik formlu lastikler, polisaj pastaları ve aşındırıcı partiküller emdirilmiş tekerleklerdir.⁵⁶

Elmas bitirme frezleri, çeşitli şekil ve boyutlarda, üreticiye bağlı olarak 7 ila 50 µm arasında değişen farklı partikül büyüklükleriyle üretilirler. Çoğu durumda, daha büyük grenli bir frezle başlanıp daha küçük grenli bir freze doğru sırayla uygulanırlar. Elmas frezler, ısıyı dağıtmak için her zaman su spreyi ile kullanılmalıdır. Elmas bitirme frezleri, materyalleri aşındırmada oldukça etkilidir, ancak önemli ölçüde pürüzlü bir yüzey bırakır, bu da daha fazla bitirme ve cilalama gerektirir.⁵⁹

Karbit frezler, şekillendirme ve bitirme için en yaygın olarak kullanılan frezler olarak; düz veya burğu şeklinde bulunur. En yaygın yivli karbit bitirme frezleri, çeşitli

restoratif materyalleri ve diş dokusunu aşındırmak, şekillendirmek veya cilalamak için 12, 20 veya 40 bıçaklı üretilirler.⁶⁰ Karbit bitirme frezleri, daha az aşındırıcı etkileri nedeniyle, elmas frez veya kaplanmış aşındırıcılara göre basamak ve diş eti sınırlarında daha yumuşak bir geçiş sağlar.⁵⁶

Dental taşlar, bitişik bir kütle oluşturmak için organik rezinlerle sinterlenmiş ya da bağlanmış aşındırıcı partiküllerden oluşur.⁶⁰ Silikon karbür içeren taşlar yeşildir, alüminyum oksit içeren taşlar ise beyazdır. Restorasyonların şekillendirilmesi ve bitirilmesi için kullanılan taşlar, elmas frezlerden daha düşük kesme veya aşındırma yeteneğine sahiptir. Kullanılan abraziv partikülün boyutuna bağlı olarak, aşındırıcı taşlar kaba, orta ve ince özellikte olabilir.⁵⁶

Abraziv kaplanmış aşındırıcı diskler ve şeritler, aşındırıcı parçacıkların ince bir polimer veya plastik materyal üzerine bağlanmasıyla üretilir.⁶⁰ Bu diskler ve şeritler özellikle düz veya dışbükey yüzeylerde kullanışlıdır. Özellikle anterior bölgede insizal kenarlar ve embraşurlarda ve sınırlı ölçüde posterior kompozit restorasyonların interproksimal ve bukkal-lingual yüzeylerinde kullanılırlar. Posterior dişlerin içbükey oklüzal yüzeylerinde anterior dişlerin lingual alanlarında sınırlı kullanımları vardır.⁵⁶ Bu alanlara aşındırıcı emdirilmiş fırçalar, konik veya ters konik lastiklerle daha kolay erişim sağlanabilir. Aşındırıcı diskler için belirtilen partikül boyutu, kaba bitirme diskleri için 55-100 µm; ultra veya çok ince bitime diskleri için 7-8 µm arasında değişir.⁶¹

Konik formlu cila lastikleri, kompozitleri bitirmek, pürüzsüzleştirmek veya cilalamak için kullanılır. Bu elastomerik matrikse bağlı aşındırıcılar genellikle yavaş hızdaki el aletleriyle ve bir mandrelle kullanılır. Mandreller, paslanmaz çelikten veya yüksek sertlikte plastikten yapılmıştır. Literatürde listelenen parçacık boyutları alüminyum oksit içerikli bir cila lastiği için yaklaşık 40 µm ile silikon elmas cila lastiği için 6 µm arasında değişir.⁶²

Gevşek bağı aşındırıcı parlatma pastaları, endüstriyel olarak ve bilimsel uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır.⁶³ Üç bileşenli bu sistemde aşınma; mikro ve nanometre ölçeğe meydana gelir.

Dental uygulamalarda kullanılan gevşek bağı aşındırıcı cila pastaları içerisinde ultra ince partiküllü alüminyum oksit ya da elmas parçacıkları bulunmaktadır.⁵⁵ Alüminyum oksit parlatma pastaları genellikle 1 µm veya daha küçük partikül boyutlu partiküller içerir ve gliserin esaslıdır. Elmas parlatma pastaları da gliserin bazlıdır ancak partikül büyüklüğü 1-10 µm ile arasında değişmektedir. Literatürde bahsedilen iki elmas parlatma pastasından birinin partikül büyüklüğü 4-6 µm arasındayken, diğeri 1 µm'den küçük boyutlu elmas partikülleri içerir.⁶⁴

2.6.2.3. Optrafine Assorment Polisaj Kiti Sistemi

Optrafine klinik uygulamalarda dental seramiklerin mekanik cila işlemlerinde kullanılan, 3 aşamalı ve elmas partikül içerikli bir polisaj kit sistemidir (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn). Optrafine polisaj kiti üç farklı özellikte lastik frez, bir naylon fırça ve polisaj patından oluşur.

Açık mavi renkli, alev, kadeh ve disk şeklinde elmas bitirme lastikleri (F-Finisher), koyu mavi renkli, alev, kadeh ve disk şeklinde elmas cila lastikleri (P-Polisher), yüksek parlaklık amaçlı elmas cila pastası ve onunla birlikte kullanılan yüksek parlaklık cilası ve naylon fırçalardan (HP-High Polisher) oluşur. Bitirme ve cila lastikleri suni kauçuktan, elmas granüllerden, titanyum dioksitten oluşmaktadır, şaftlar paslanmaz çeliktendir. Naylon fırçalar naylon liflerden oluşur, şaftları ise yine paslanmaz çeliktendir. Elmas polisaj pastası gliserin, sodyum lauril sülfat ve propilen glikolden oluşan bir emülsiyon içerisinde 2-4 µm parçacık büyüklüğünde elmas tozu içerir.

Üretici firma, elmas bitirme ve cila aletleri için su soğutması ya da bol miktarda su spreyi (>50 ml/dk) ile birlikte uygulanmasını ve 15000 rpm’le kullanılmasını önermektedir. Cila işlemi ortalama 2 N civarında baskı gücüyle ve hafif rotasyonel hareketlerle yapılmalıdır. Son basamak olan HP parlatma işlemi firma tarafından dakikada 5000-7000 rpm olarak belirlenmiştir (maksimum 10000 rpm) ve su altında çalışmayı gerektirmez. Tüm bileşenler 134 °C’de otoklavlanabilir.⁶⁵

2.6.2.4. D+Z Polisaj Kiti Sistemi

Bu sistemde aşındırıcı materyal olarak, birimlere elmas parçacıklar yerleştirilmiştir (D+Z, Frankfurt, Almanya). Seramik ve metal alaşımlarının parlatılması için polisaj öncesi, polisajlama ve yüksek-parlaklık için polisajlama olmak üzere 3 birimden oluşmaktadır. Sistem herhangi polisaj pastasına ihtiyaç duymaz.

Aşamalar:

- ❖ Polisaj öncesi yüzey düzeltme işlemleri için disk şeklinde, mavi, elmas partiküllü frez
- ❖ Polisaj işlemi için disk şeklinde, kırmızı elmas partiküllü frez
- ❖ Polisaj sonrası yüksek parlaklık sağlamak için disk şeklinde, elmas partiküllü, gri frez kullanılmaktadır.

Üretici firma materyallerin kullanımında; seramik restorasyonlarda mikro çatlak oluşumunu önlemek ve materyal ömrünü uzatmak için su soğutması eşliğinde ve düşük kontakt baskısıyla yapılması gerektiğini belirtmişlerdir.⁶⁶

2.7. Oral Mikrobiyota

Ağız, solunum sistemi, gastro-intestinal sistem, vajina, deri gibi insan vücudunun çeşitli bölgelerinde bulunan bakteri, virüs, mantarlar ve protozoadan oluşan kompleks mikroorganizma ekosistemine ‘mikrobiyota’ ismi verilmektedir.⁶⁷ İnsan mikrobiyotası başta bakteriler olmak üzere, virüsler, mantarlar ve birçok ökaryotik mikroorganizmadan

oluşmaktadır. İnsan vücudunun %1-2'sini oluşturan bu mikroorganizmaların sayıları insan hücre sayısının 10 katı kadardır.⁶⁸

Oral mikrobiyota, kişiden kişiye hatta aynı bireyde, ağız içerisindeki farklı bölgelerde değişiklikler gösterir.⁶⁸ Vücudun dış dünyaya açılan kapısı olan oral kavite içerik olarak insan vücudunun en zengin mikrobiyal yaşam alanlarından birini oluşturur.⁶⁹ İnsan ağız boşluğu, virüsler, protozoa, mantarlar, arkeler ve bakteriler dahil olmak üzere mikroorganizmalar tarafından yoğun şekilde kolonize edilmiştir. Ağızda bulunan bakteri topluluklarının sayısı yaklaşık 1000 civarındadır ve oldukça karmaşıktır;⁷⁰ kolondan sonra vücuttaki en karmaşık ikinci mikrobiyota olduğu gösterilmiştir.⁷¹ Ağız sağlığının idamesi için oral mikrobiyota ve konakçı arasında simbiyotik bir ilişkinin gerekli olduğu düşünülmektedir.⁷²

2.7.1. Oral Mikrobiyota ve Bakteriler

Oral mikrobiyotada bakteriler en sık bulunan taksonomik gruptur. Doğum sonrası dönemde ağız boşluğunun kalıcı kolonizasyonu dönemi başlar. Bu dönemde, ağız boşluğunun en sık kolonizörleri genellikle mukozal epitelyuma bağlanan Gram-pozitif koklar, yani Streptococcus türleridir (Streptococcus salivarius, Streptococcus mitis ve Streptococcus oralis).⁷³

Bebeğin yaşı ilerledikçe, süt dişlerinden kalıcı dişlere geçilir ve diyeteye yeni gıdalar eklenir. Ardından yetişkinler, diğer çocuklarla ve evcil hayvanlarla temas, oral hijyen alışkanlıklarından oral mikrobiyota etkilenir. Kalıcı dişlerden sonra mikrobiyatanın daha kararlı hale geldiği ve bu durumun yetişkinliğe kadar süre geldiği düşünülmektedir.^{73, 74} Actinomyces ve Streptococci gibi fakültatif anaerobik bakteriler genellikle ilk kolonizasyon oluşturanlardır.⁷⁵ Daimi dişlenmeyle birlikte Gram-negatif anaerobik bakteri türleri sayısında artış göstermeye başlar.⁷⁶

2.7.2. Oral Flora Kaynaklı Oral ve Sistemik Hastalıklar

Oral florada bulunan mikroorganizmalar konak ile ilişkilerini simbiyotik olarak sürdürürken, bazı türler kommensalizm (iki organizmanın kurduğu ortak yaşam) davranışından sapabilir ve ortamdaki homeostazi disbiyoz (mikrobiyotadaki dengenin bozulmasıyla vücuda zarar vermesi) kayabilir. Böyle bir durum gerçekleştiğinde patojenite potansiyeli olan belirli türlerin oranının artmasıyla tüm oral florayı ilgilendiren hastalıklar görülmeye başlamaktadır.⁷²

Oral flora üyelerinin patojenik etkilerinin sadece orofasiyal boşlukla limitli olduğu düşünülmemelidir. Oral mikrobiyota sistemik hastalıklarla yakın ilişkilidir. Çünkü; orofasiyal boşluk vücudun hemen hemen her bölgesiyle ve baş boyun bölgesindeki önemli yapılarla komşuluk içerisinde.⁷⁷ Bazı bakteri türlerinin oluşturduğu mikrobiyal toplulukların, diş çürüklerini başlattığı ve bu durumun ilerlemesi için sinerjistik bir ilişki etki oluşturduğu bilinmektedir.⁷⁸ Mevcut dişleri olan hastalarda, yetersiz oral hijyen alışkanlıklarının pnömoni insidansını artırdığı kesitsel çalışmalarla göstermiştir.⁷⁹

2.7.3. Streptokoklar

Streptokoklar invaziv enfeksiyonlara yol açabilen önemli bir bakteri grubudur. İnvaziv enfeksiyonlar toplum sağlığı açısından önemli yer tutarlar. İnsan vücudunun normal florasını oluşturdıkları gibi saprofit olarak süt ve süt ürünlerinde de bulunabilirler. Streptokoklar Gram-pozitif koklardır. Geniş ve heterojen bir gruptur. Tipik dizilimleri zincir veya ikili şeklindedir. Hareketsiz ve sporsuz olan streptokoklar patojen özelliklere sahiptir ve bazıları da hyaluronik asit ya da polisakkarit özellikte kapsüle sahiptir.⁸⁰

‘Viridis’ kelimesi latince, yeşil anlamına gelmektedir. Heterojen bir grup olan Viridans streptokokların ortak özelliği kanlı agarda yeşil pigmentler oluşturmalarıdır. Viridans streptokoklar, oral flora dışında üst solunum, gastrointestinal kanal ve kadın genital sisteminin normal flora üyeleridir. Proliferasyonları için %5-10 CO₂’li ortama ve

zenginleştirilmiş besiyerlerine gereksinim duyarlar. Otuzdan fazla tür ve alt türe sahiptirler. Salivarius, Mitis, Mutans ve Sanguinis klinik öneme sahip olan dört grubu oluşturur.⁸¹ Tablo 2.1’de bazı viridans streptokokların sınıflandırılması ve ilişkili oldukları hastalıklar verilmiştir.

Tablo 2.1. Viridans streptokokların sınıflandırılması ve ilişki olduğu hastalıklar.⁸²

Grup	Örnek Türler	Hastalıklar
Anginosus	S. anginosus, S.constellatus, S. intermedius	Orofarinks, beyin ve periton kavitesinde apseler
Mitis	S. mitis, S.pneumoniae, S. Oralis	Subakut endokardit; nötropenik hastalarda sepsis; pnömoni ve menenjit
Mutans	S. mutans, S. Sobrinus	Dişlerde çürük; bakteriyemi
Salivarius	S. Salivarius	Bakteriyemi, endokardit
Bovis	S. gallolyticus subsp.gallolyticus, subsp.Pasteurianus	Gastrointestinal kanserle ilişkili bakteriyemi (subsp. gallolyticus); menenjit (subsp. Pasteurianus)
Gruplandırılmamış Olanlar	S. Suis	Menenjit; bakteriyemi; streptokokal toksik şok sendromu

Salivarius, Mitis, Mutans ve Sanguinis grupları düşük virülanslı bakteri gruplarına dahil edilir. Düşük virulansa rağmen klinik olarak önemli bazı durumlarla ilişkilendirirler. Enfektif endokarditin temel nedenlerinden biri çürük dişe uygulanan girişimlerdir. Çürük dişlerde uygulanan invaziv işlemler geçici bakteriyemiye sebep olur. Bu bakteriler trombositlere bağlanarak kalp kapaklarında, septal defektlerde ve mural endokartta vejetasyonlara sebep olurlar.⁸²

"Düşük pH streptokoklar", glikoz içerikli broth’un pH’ını en az 4.4 değerini altına düşürebilen Streptococcus mutans dışı suşları ifade eder. Bu türler, S. oralis, S. mitis, S. anginosus ve S. gordonii türleridir bunun yanında başka türler de bulunmaktadır. Bu türler, mine pelikülünün primer kolonizasyonunu oluştururlar. Genellikle düşük

karyojenik potansiyelleri vardır ve birçok çalışmada çürükle ilişkilendirilmişlerdir. *S. mitis* ve *S. oralis*'in, tükürük ve dental plakta *S. gordonii* ve *S. anginosus*'tan çok daha fazla bulunduğu bilinmektedir.⁸³

2.7.3.1. *Streptococcus Salivarius*

Streptococcus salivarius oral bir streptokoktur ve suşları genellikle kanlı agarda hemoliz reaksiyonu göstermezler, alfa hemolitiktirler ve fakültatif anaeropturlar. Sükroz içerikli agarda alt türler fazlaca ekstraselüler polisakkarit üretiminden dolayı mukoid veya katı formda koloniler oluşturur (Şekil 2.4). Bu bakteriye ait suşların çoğu Lancefield grubundaki K antiserumuyla reaksiyon verir.⁸⁴ *Streptococcus salivarius*, *Actinomyces* spp. gibi başka bakterilerin adezyon yapabileceği, sükrozdan ekstrasellüler polimerler üretir.⁸⁵



Şekil 2.4. Agarlı besi yerinde, *S. salivarius* koloni oluşumu⁸⁶

Epitelyal deskuamasyonla birlikte, mukozal alanlarda mikrobiyal içerik sürekli kontrol altında tutulur; ancak dil dorsumunda önemli miktarda bakteri birikimi gelişebilir. Sağlıklı bireylerin dil dorsumu, fazla sayıda *Streptococcus salivarius* tarafından kolonize edilir.^{87, 88} Dilde özellikle *Streptococcus salivarius* izole edilirken, *Streptococcus mutans* ve *Streptococcus sanguis* oral florada yalnızca dişler sürdükten sonra bulunmaya başlar. Dil, periodontal hastalıklara sebep olan mikroorganizmalar için rezervuar olabilir.⁸⁵

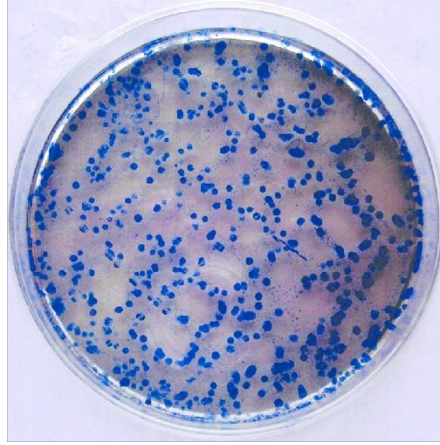
S. salivarius'un farklı türleri, lantibiyotik adı verilen bakteriyosinleri üretebilir. Lantibiyotikler bulaşıcı hastalıkları tedavi etme potansiyeline sahiptir ve bu nedenle *S.*

salivarius'un bir probiyotik olarak nasıl hareket edebileceğine dair daha fazla araştırma, tıpta yeni tedavi keşiflerine yol açabilir.⁸⁹

S. salivarius'un sahip olduğu üç parçalı bir enzim kompleksi, alkali üretici bir mekanizmadır ve üreyi parçalayarak amonyak ve CO₂ salan bir üreaz sistemidir. Üreaz sistemi, tükürük ve dişeti oluğu sıvılarında bulunan milimolar üre konsantrasyonu göz önüne alındığında, oral bakteriyel ekoloji üzerinde önemli etkiye sahiptir. Kronik böbrek yetmezliği olan hastalarda tükürükte normal bireylere göre 10 kat daha fazla üre salgılanmaktadır ve bu hastalar karbonhidrat açısından zengin bir diyet uyguladıkları halde nadiren diş çürüğü geliştirmişlerdir.^{90, 91}

2.7.3.2. Streptococcus Mitis

S. mitis hücreleri Gram-pozitif ve küresel veya eliptik şekildedir (çapı yaklaşık 0.6-0.8µm). Broth kültüründe uzun zincirler oluşturabilirler. Streptococcus mitis hücreleri, 45 ° C'de büyürler ve glikozlu brohtaki son pH değerleri, pH 4.2-5.8 civarındadır. Broth kültüründeki hücreler, zamanla pürüzlüden pürüzsüz hale geçer. Aerobik koşullar altında büyütülen hücreler pürüzsüz veya pürüzlü olabilir. S. mitis'in üretildiği yaygın besiyeri Tripticase Pyhtone Yeast (TPY) agardır. S. mitis kanlı agarda geliştiğinde önemli α-hemolitik reaksiyonlar gözlemlenebilir. S. mitis, sükrozlu agarda kırık cam benzeri küçük koloniler oluşturur ve çok az suş, tipik olarak yapışkan kolonileri oluşturabilir.⁹² Mitis Salivarius Agar'da S. mitis'e ait koloni oluşumu Şekil 2.5'te gösterilmiştir.

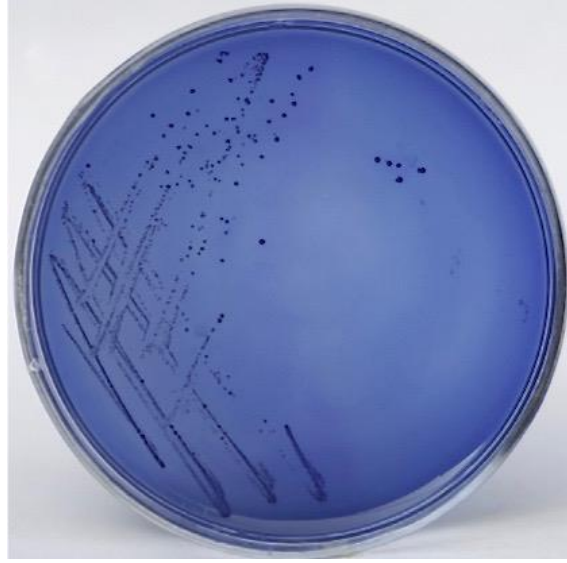


Şekil 2.5. Mitis Salivarius Agar'da *S. Mitis*'e ait koloni oluşumu⁹³

2.7.3.3. Streptococcus Mutans

S. mutans, fakültatif bir anaeroptur; ancak kültürlerde üreyebilmesi için en uygun atmosferik koşul anaerobik olmalıdır ya da yalnızca %5-10 oranında karbondiokit içermelidir. *S. mutans* 37 °C'de hızla üreyebilirken, bazı suşlar 45 °C'de ürer. *S. mutans* kültürleri, Tryptic Soy Broth (TSB) ve TPY agar gibi besin açısından zengin ve kompleks ortamlar gerektirir. Mitis-Salivarius-Bacitrasin (MSB) agar seçici kültür için kullanılır (Şekil 2.6). *S. mutans* esas olarak diş yüzeyinden izole edilmektedir. *S. mutans* uzun süredir temel oral patojenlerden biri olarak kabul edilmektedir. Bakteriyemi ve endokardit gibi ikincil enfeksiyonlarda da rol oynar.⁹²

Diş çürüğünün mikrobiyal etiyojisi tartışma konusu olmaya devam etmektedir. *Streptococcus mutans* çürükle ilgili temel patojen kabul edilse de, genel plak ekolojisinde çürük riskini arttıran pek çok patojen sorumlu tutulmaktadır.⁹⁴ Net olan şey, artmış *S. Mutans* sayısı ve çürükler arasındaki bağlantının güçlü olmasıdır. *S. mutans*'ın çürük lezyonlarına katkısının abartılması mümkün olabilir. *S. mutans*'ın daha az karyojenik türlerin desteğiyle çürük gelişimine sebep olması da akla yatkındır.⁸³



Şekil 2.6. S.mutans ve MSB agarda koloni oluşumu⁹²

2.8. Bakteri Adezyonu

Bir birey konak olarak düşünüldüğünde bakterinin hastalık meydana getirebilmesi için ilk başta, bakterinin konaktaki dokulara tutunması gerekmektedir. Oral florada yaşayan bakteriler protez ve dolgu malzemelerinin yüzeylerine tutunduğu gibi gingivaya, diş sert dokularına da tutunabilmektedir. Mikroorganizmaların hayatta kalabilmelerinin ön koşulu tutundukları yüzeye adeze olabilmelerine bağlıdır. Oral mukozaya ve diş sert dokularına yapışmayı başaramayan mikroorganizmalar, tükürüğün yıkayıcı etkisi ve yutma refleksiyle ortamdan uzaklaştırılır. Diş yüzeyine yapışabilen bakteriler salgıladıkları adeziv matriksle hem diş yüzeyine hem de birbirlerine bağlanarak güçlü bir kolonizasyon gerçekleştirirler.⁹⁵

2.8.1. Bakteriyel Plak (Dental plak veya Mikrobiyal Dental Plak)

Diş yüzeylerinin mekanik olarak ulaşılamayan ve temizlenemeyen tükürük akımından uzakta kalmış; dil, yanak ve dudak mukozasına yerleşen, beyaz-sarı ya da beyaz-gri renkli organik içerikli birikintilere mikrobiyal dental plak adı verilir.^{96, 97}

Mikrobiyal dental plağın yapısını temel olarak mikroorganizmalar oluşturmaktadır. 1 gram dental plakta yaklaşık 10^{11} kadar mikroorganizma

bulunmaktadır. Diş sıkı tutunur, hava-su spreyi ile bağlandığı yüzeyden uzaklaştırılmaz. Görüntüsü oldukça net ve spesifiktir.⁹⁸ Yerleşimine göre;

- Supragingival Plak (Marjinal plak):

Gingival marjinin koronalinde bulunur. Sondlamada sonda gelir veya plak boyayıcı ajanlarla gözlemlenebilir. Sağlıklı gingivada miktarı oldukça azdır. Rengi sarıdan beyaza doğru olabilir.

- Subgingival Plak:

Subgingival plak, supragingival plağa göre daha anaerobiktir ve supragingival plak birikintilerinden kaynak alıp, gelişir. Mikroorganizmalar plakta mikrobiyom ihtiyacı olan besini diş eti oluğu sıvısından karşılar. Diş ve cep epiteli arasında gingival marginin apikalinde bulunur.⁹⁸

Dental plağın içerisinde adeziv protein ve polisakkarit grupları bulunmaktadır. Dental mikrobiyal plak mikrobiyomu oral mikrofloradan oldukça farklı bir yapıdadır. Kişinin beslenme alışkanlıklarına göre, sistemik hastalıklarına ve oral kavitenin farklı bölgelerine göre değişkenlik gösterebilir.^{97, 99}

Oral kavitede dental plak sert yüzeyler üzerinde birikir. Bakteri metabolizmalarının bir sonucu olarak bireylerde, periodontitis, peri-implant enfeksiyonları ve stomatitler, çürük ve gingivitis oluşur.^{97, 100}

Mikrobiyal dental plak mikrobiyomun içeriğine ve buna bağlı gelişen plak metabolizmasına göre marjinal gingivitise ya da çürüğe veya her iki hastalığa birden sebep olabilir. *S. salivarius*, *S. mitis*, *S. mutans* ve *Lactobacillus* gibi Gram-pozitif bakteriler supragingival plakta çoğunlukta, *Porphyromonas gingivalis*, *Actinobacillus*, *Fusobacterium nucleatum*, *Campylobacter* spp. gibi Gram-negatif anaerobik bakteriler subgingival plakta baskın olarak bulunurlar.¹⁰¹ Diş çürüğü patogenezinin supragingival plak sorumluyken; subgingival plak, periodontal hastalık

patojenizinden sorumludur.¹⁰² Plak oluşumundan sorumlu türler Tablo 2.2’de gösterilmektedir.

Tablo 2.2. Plağa ilk ve ikinci basamakta katılan mikroorganizma türler¹⁰³ (Erken ve Geç Türler)

Primer Kolonizasyon	Sekonder Kolonizasyon
<i>Streptococcus gordonii</i>	<i>Campylobacter gracilis</i>
<i>Streptococcus intermedius</i>	<i>Campylobacter rectus</i>
<i>Streptococcus mitis</i>	<i>Campylobacter showae</i>
<i>Streptococcus oralis</i>	<i>Eubacterium nodatum</i>
<i>Streptococcus sanguinis</i>	<i>Aggregatibacter actinomycetemcomitans</i> serotype b
<i>Actinomyces gerencseriae</i>	<i>Fusobacterium nucleatum</i> spp <i>nucleatum</i>
<i>Actinomyces israelii</i>	<i>Fusobacterium nucleatum</i> spp <i>vincentii</i>
<i>Actinomyces naeslundii</i>	<i>Fusobacterium nucleatum</i> spp <i>polymorphum</i>
<i>Actinomyces oris</i>	<i>Fusobacterium periodonticum</i>
<i>Aggregatibacter actinomycetemcomitans</i> serotype a	<i>Parvimonas micra</i>
<i>Capnocytophaga gingivalis</i>	<i>Prevotella intermedia</i>
<i>Capnocytophaga ochracea</i>	<i>Prevotella loescheii</i>
<i>Capnocytophaga sputigena</i>	<i>Prevotella nigrescens</i>
<i>Eikenella corrodens</i>	<i>Streptococcus constellatus</i>
<i>Actinomyces odontolyticus</i>	<i>Tannerella forsythia</i>
<i>Veillonella parvula</i>	<i>Porphyromonas gingivalis</i>
	<i>Treponema denticola</i>

2.8.2. Bakteri Adezyonunun Moleküler Mekanizması

Pelikül tabakası tükürük proteinleri ve bakteriyel enzimler içeren hücresiz ve dış fırçalamadan hemen sonra oluşan organik bir film tabakasıdır. Bakterilerin plak oluşturmak için adezyon oluşturabilecekleri bir ortam ve yüzey oluşturur. Primer adezyon, Van der Waals çekim kuvvetleri ve elektrostatik itici kuvvetlerin belirli bir mesafeden bakteri hücreesindeki reseptörleri etkilemesiyle oluşur. Serbest yüzey enerjisi

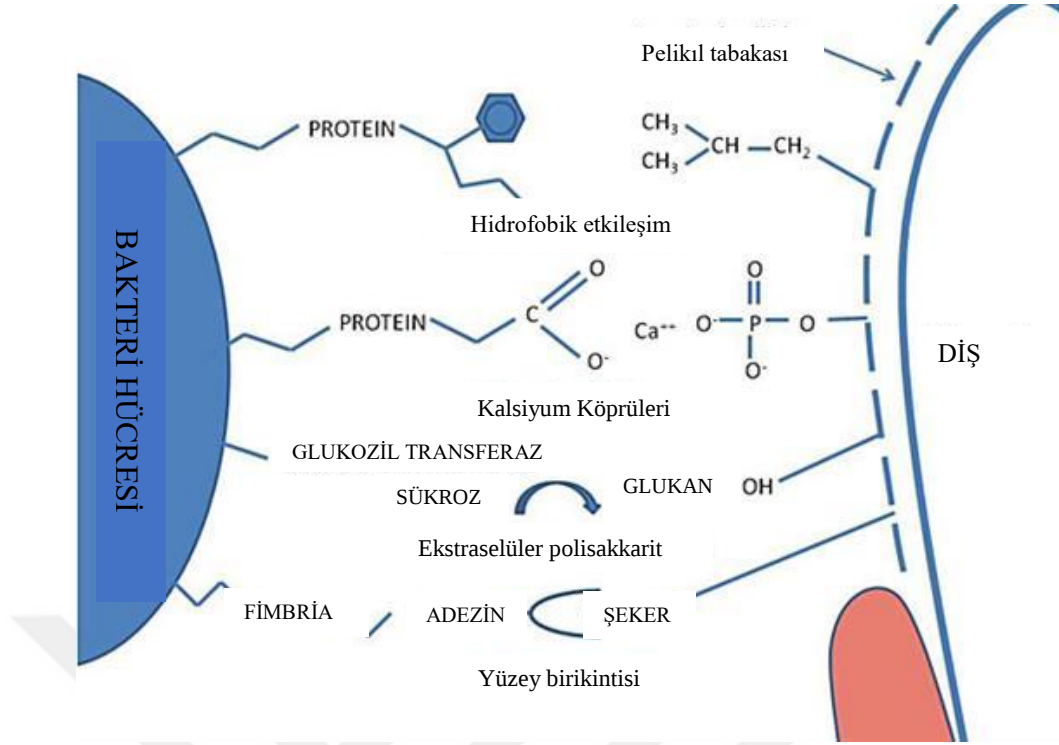
ve bağlanılan yüzeyin hidrofobik özelliği de adezyonda önemli faktörlerdir.^{104, 105}

Başlangıç bakteri adezyonu bazı fiziksel faktörlerden etkilenir, bunlar:¹⁰⁶

- ❖ Bakterinin serbest-yüzey enerjisi
- ❖ Ağız içi yüzeylerin pürüzlülüğü
- ❖ Çevre sıvı ortamının iyonik dayanıklılığı
- ❖ Bakterinin yüzeye uzaklığıdır.

Oral kavitede yaşayan bakteriler için ilk kolonizasyon yüzeyde bulunan adezyon proteinleriyle gerçekleşmektedir, sürekli hazır halde bekleyen pelikl tabakası ile bakteri arasında meydana gelen primer adezyon, iki yüzeyde de bulunan moleküller arasında oluşan hidrofobik bağlarla oluşmaktadır. Bakteri adezyonunda rol oynayan başka bir mekanizma ise kalsiyum köprüleridir. Bakteri yüzeyindeki negatif yüklü iyonlar ile pelikl tabakasındaki negatif yüklü iyonlar arasına tükürükteki pozitif yüklü kalsiyum iyonları girer ve arada bir köprü oluşmuş olur.^{107, 108}

Başka bir adezyon mekanizması, bakterilerin hücre duvarında yer alan ‘adezin’ ismi verilen yüzey proteinleri yoluyla sağlanır. Adezinler glukoproteinlerin sakarin veya sükroz bileşenleriyle adezyon sağlarlar. Fimbrialar, bakteri yüzeyindeki adezin reseptörleridir. Fimbria sayesinde oluşan adezyonlar, iyonik veya hidrojen bağlama mekanizmaları ile gerçekleşmektedir.^{109, 110}



Şekil 2.7. Bakteri Adezyon Mekanizmaları¹¹¹

2.8.3. Bakteri Adezyonunda Restoratif Materyalin Rolü

- **Yüzey Pürüzlülüğü**

Yapılan araştırmalarda bakterilerin oral florada ilk olarak diş yüzeyindeki mine üzerinde pit ve fissürler gibi retantif alanlara tutunduğu ve gelişimini devam ettirdiği görülmüştür. Bakterilerin tutunduğu yüzeyin yapısının önemli olduğu ve tutunmanın gerçekleşebilmesi için kritik yüzey pürüzlülüğünün 0.2 µm olduğu bildirilmiştir.⁵¹

- **Serbest Yüzey Enerjisi**

Dişe ait yüzey enerjisinin bakteri adezyonunda önemli bir rolü bulunmaktadır. Pürüzlü özelliğe sahip yüzeylerin, yüzey enerjisi daha yüksektir ve düşük yüzey enerjisine sahip polisajlanmış veya pürüzsüz yüzeylere göre bu yüzeylere daha çok bakteri adezyonu gerçekleşmektedir. Bakteri adezyonunun ilk aşamasında yüzey pürüzlülüğü önemliyken, zaman geçtikçe ve biyofilm tabakası daha kompleks hale geldiğinde yüzey pürüzlülüğü önemsiz bir parametre haline gelmektedir.⁵¹

- **Malzemenin Cinsi**

Bakteriler farklı malzemeler üzerinde farklı miktarda adezyon gösterirler. Malzemenin kimyasal özellikleri, oluşan plağın kompozisyonu ve miktarını etkilemektedir. Birçok çalışma, malzemenin yüzey kimyasının bakteriyel adezyonda etkili olduğunu belirtmiştir.¹¹²

2.8.4. Bakteri Adezyonunun İncelenmesi

In-vitro bakteri adezyon deneylerinde, bakterilerin çoğalması, deney örneklerinin bakteriler ile temas edebilmesi ve bakterilerin sayılabilmesi için besiyerlerine ekim yapılması gerekir. Bakterilerin olduğu süspansiyon seyreltilerek veya yoğun olarak katı besiyeri üzerine ekilebilmektedir. Yoğun ekim yöntemi genellikle disk difüzyon testlerinde uygulanır. 0.5 McFarland bulanıklığına eş değer yoğunluktaki bakteri süspansiyonundan alınan sıvı, besiyeri yüzeyine konulur ve bakterilerin tüm alana eşit yoğunlukta ekilmesi amaçlanır. Çalışmada kullanılacak bakteriler kültür tüpleri, petri kutuları veya kuyucuk gibi ticari olarak mevcut bulunan yüzeylerde besiyerleri içerisinde üretilir ve test örneği bu bakteriler ile temas ettirilir.^{113, 114} Örnek yüzeylerine bakterilerin adezyonu sağlandıktan sonra sayım işlemi için bakterilerin deney örneği yüzeyinden uzaklaştırılması gerekiyorsa vorteks ile homojenizasyon, ultrasonik enerji ile sonikasyon yöntemleri kullanılabilir. Bazı araştırmacılar sonikasyon metodunun malzeme yüzeyinden bakterilerin uzaklaştırılması için en etkili yol olduğunu belirtmişlerdir. 20 kHz üzerindeki sonik titreşimler deney örneğine yapışan bakterilerin yüzeyden uzaklaşmasını sağlamaktadır. Sonikasyon amacıyla en sık kullanılan cihazlar ultrasonik banyolardır.¹¹⁵ Koloni sayımı amacıyla bakteri içeren sıvı, katı besiyeri yüzeyine yayma yöntem ile ekilir. Ekimi yapılan örnekte bulunan bir adet canlı bakteri hücresi, uygun inkübasyon süresi sonunda gözle görülebilir bir adet koloni oluşturur. Böylece besiyeri üzerindeki kolonilerin sayımı ile başlangıçta ekimi yapılan materyalde kaç tane canlı

bakteri olduğu belirlenir. Sayılan kolonilerin her biri “koloni oluşturan birim” (CFU) olarak adlandırılır.^{106, 114}

2.9. Tükürük

Diş plakları, düzenli bakteri biyofilmleri, ağız yüzeylerinde oluşan bakteriyel ve konakçı ürünler, dişlerin ve periodonsiyumun tahribatına (gingivitis ve periodontitis) aracılık edebilen metabolik ürünler salgılar. Tükürüğün, diş plağı oluşumunda ve metabolizmasında önemli bir rol oynadığı ve tükürük bileşenleri ile oral bakteriler arasındaki spesifik etkileşimlere dair çok sayıda örnek olduğu giderek daha açık hale gelmiştir. Tükürükteki belirli bileşenlerin konsantrasyonlarındaki dalgalanmaların, doku tahribatından sorumlu bakterilerin oral kolonizasyonunu desteklemek veya buna direnmek için ekolojik dengeyi etkileyebilmesi mümkündür.¹¹⁶

Tükürük sıvısı, major ve minör tükürük bezlerinden salgılanır. Tükürüğün %65'i submandibular bezlerden, %25'i parotis bezinden, %5'i sublingual bezlerden ve %5'i de minör tükürük bezlerinden salgılanır. Stimüle edilmemiş koşullarda dakikada 0.3-0.5 ml, stimüle koşullarda dakikada 1-2 ml tükürük salgısı olur. Normal erişkin bir insan, günde ortalama 1lt kadar tükürük salgılar. Tükürüğün pH'ı 6.2-7.4 civarındadır⁹⁶

Ağız ve diş sağlığının önemli bir bileşeni olan tükürük; biyokimyasal ve fonksiyonel olarak çok çeşit ve sayıda, kompleks ve mikroorganizma tutulumunu kolaylaştıracak moleküller (glikoproteinler ve proteinler) içerir. Tükürükteki bu konakçı moleküller, oral kavitede bulunan ve mukozanın her bölgesinde gelişen biyofilm içindeki yerleşik mikrobiyom için temel besin kaynağıdır.¹¹⁷ Sağlıklı bir bireyde tükürük mikrobiyotası, disbiyom ve mikrobiyomun her daim dengede kaldığı gerekli bir mekanizmadır.¹¹⁸ Tükürük mikrobiyotasının önemli görevleri şunlardır:¹¹⁷

- ❖ Pro-inflamatuvar cevapların down regülasyonu,
- ❖ Konakçı ile çapraz etkileşimler sağlama,

- ❖ Besinlerdeki nitratın nitrite dönüştürülmesi,
- ❖ Mukus üretimini stimüle etmek,
- ❖ Vazodilatasyonu artırmak.

Tükürüğün yapısı, akış hızı ve pH gibi biyokimyasal özelliklerinin dışında, tükürük bezleri mukozanın farklı alanlarında nemlilik ve kuruluk gibi mikrobiyal kolonizasyonunda son derece önemli olan çevresel faktörleri direkt etkileyebilmektedir.¹¹⁹ Tükürüğün her mililitresinde yaklaşık 1.4×10^8 CFU bakteri bulunmaktadır.¹²⁰ Tükürükte bulunan bakteriler ağız boşluğunun çeşitli kısımlarından kaynaklanabilir ve tükürüğün mikrobik bileşimi dildeki kolonizasyona benzer.^{85, 88}

2.10. Yapay Tükürük

Yapay tükürüğün kullanımına ilişkin araştırma tarihi ilk kez 1931'de W. Souder ve W.T. Sweeney tarafından rapor edilmiştir. Ağız boşluğundaki amalgam dolgulardan salınan cıvanın toksisitesini analiz etmişlerdir. Deneylerinde, üç tip amalgam bir insan tükürük çözeltisine 37 °C'de 30 gün boyunca yerleştirilmiş ve günde bir kez yoğun fırçalamaya tabi tutulmuştur. 5 aylık süre sonunda, çözeltiler herhangi bir amalgam partikülünün varlığını tespit etmek için taranmıştır. Örneklerden aşındırıcı olarak açığa çıkabilen cıva parçacığı tespit edilmemiştir. Yazarlar tarafından kullanılan formül, keyfi olarak belirlenmiş bir insan tükürüğü bileşimine dayandığı için bu raporlar, uzun yıllar in vitro testlerde kullanılmak üzere bir yapay tükürük modeli arayışına yol açmıştır.¹²¹

Yapay tükürüğün fizyolojik bileşimi çalışılacak alanın profiline bağlı olarak (örneğin tıp, diş hekimliği, analitik, toksikoloji) belirlenmelidir. Bunun nedeni hem biyolojik sıvının bileşenleri arasındaki hem de bunlar ile malzeme arasındaki çok sayıda etkileşimdir. Bu etkileşimler, diş hekimlerinin günlük uygulamalarda kullandığı çok çeşitli kaynaklar nedeniyle, özellikle dental malzeme araştırmalarında önemlidir. Bu nedenle, insan tükürüğünün en eksiksiz kopyasının geliştirilmesine yönelik birçok

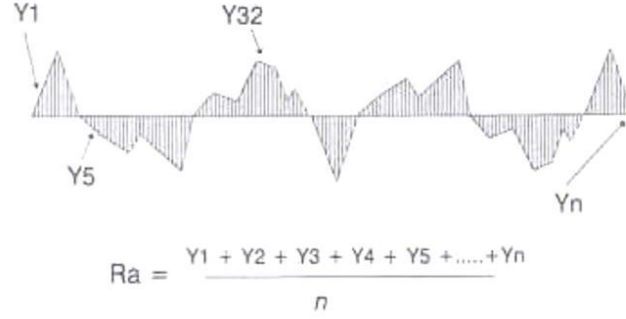
çalışma yapılmıştır. Araştırmalar, analizlerin ortalama sonuçlarına dayanarak bu bileşimi belirlemeyi amaçlamaktadır. Bu kadar çok değişkenin tükürük bileşimi üzerindeki etkisinden dolayı, evrensel olarak uygulanabilir tek bir yapay tükürük modeli oluşturmak imkansızdır. Bileşimindeki varyasyonlar farklı *in vitro* ve *in vivo* sonuçlara neden olabileceğinden, kullanılan tükürük türünün çalışmanın hazırlık aşamasında belirlenmesi çok önemlidir.¹²¹ Bu nedenle, ağız boşluğundaki koşulların bileşimindeki olası varyasyonları simüle etmek için çalışmalar sırasında birçok yapay tükürük varyantı geliştirilmiştir.¹²²

2.11. Seramik Yüzeylerin Topografik Olarak İncelenmesi

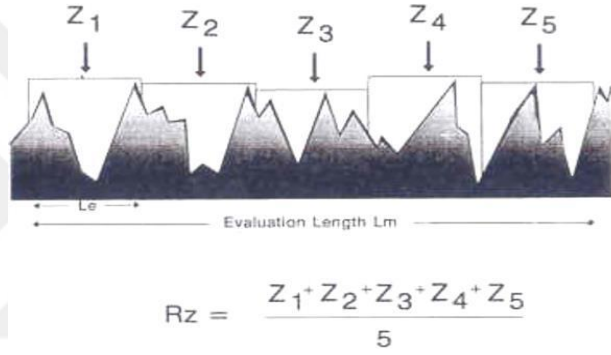
2.11.1. Konvansiyonel Profilometreler

Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için kullanılan en yaygın yöntemlerden biri profilometre cihazını kullanmaktır. Cihazda, analiz edilmek istenen örnek yüzeydeki yüzey pürüzlülüğüyle ilgili bulgular elmas tarayıcı uç sayesinde dijital olarak hesaplanır ve kayıt altına alınır.⁵⁵ Profilometrede sıklıkla kullanılan parametreler Ra, Rz, Rpm ve Rz:Rpm oranıdır.¹²³ Yüzeyle temas edilmesi örneğin yüzeyine zarar verebilmektedir.¹²⁴ X eksenini doğrultusunda hareket eden tarayıcı uç dikey eksenindeki yükseklik farklarını hesaplar.¹²⁵ Bundan dolayı ölçülen örnek yüzeyinin paralelliği muntazam olarak ayarlanmalıdır. Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü Ra değeriyle belirlenir, profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülerek aritmetik ortalamanın alınmasıyla saptanır (Şekil 2.8). Art arda gelen beş yüzeydeki en yüksek sivri uçların ortalamaları Rz değerini belirler (Şekil 2.9), Rpm değeri ise art arda gelen beş yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder (Şekil 2.10). Küçük Rpm değeri ise geniş tepeli ve dar vadili yüzeyleri, büyük Rpm değeri sivri ve keskin kenarlı yüzeyleri gösterir. Rpm/Rz oranı yüzeyin profil özelliği hakkında önemli bilgiler verir. Bu oran 0.5

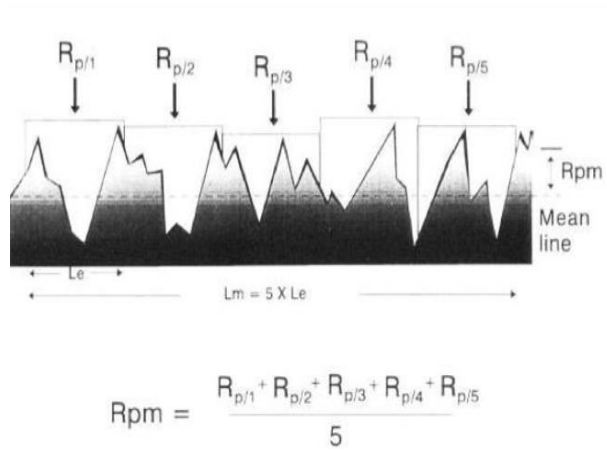
değerinin üzerinde ise keskin kenarlı profili, 0.5 değerinden daha küçük ise yuvarlak kenarlı profili gösterir.^{123, 126, 127}



Şekil 2.8. Ra parametresi diagramı¹²³



Şekil 2.9. Rz parametresi diagramı¹²³



Şekil 2.10. Rpm parametresi diyagramı.

Optik profilometre ve kontak uç profilometresinde Ra'ya karşılık gelen Sa değeri kullanılmaktadır. Sa yüzey pürüzlülüğü ölçülen alanın ortalama yüksekliğini ifade eder.¹²⁸

2.11.2. Kontak Uç Profilometresi

Kontak uç profilometresi taranacak yüzey alanında sivri elmas uçlu çizici bir uçla ile tarama yapmaktadır. Uçların kalınlığı 1.5 ile 2.5 μm arasında değişebilir, uçların şekli cihazlar arasında değişiklik gösterebilir.¹²⁹ İğne uçlarının çap genişliği azaldıkça ölçüm hassasiyeti artmaktadır. Chisel tip uçları (0.25×0.25 μm) tanımlayıcı darbeler için tercih edilirken, konik uçlar mikro pürüzlülük taramaları için kullanılmaktadır. Yüzeyden doğrusal bir hat boyunca bir pikap iğnesi gibi kayıt yapan Stylus tip cihazlarla genellikle geniş bir vertikal aralıkta (2 μm -250 μm arası) tarama yapılabilmesine rağmen, elmas ucunun numuneye zarar verme riski bulunmaktadır. İğnenin uç yarıçapı incelenecek alanlardaki girintilerin yarıçapından küçük olarak seçilmez ise yüzey detayları kaydedilemez ve bu nedenle daha ince yüzey ayrıntıları seçilemeyebilir. Elmas uçlar zamanla aşınabilir, bu sebeple ölçümlerin doğruluğundan emin olmak için bu uçların periyodik olarak kontrol edilmeleri gerekmektedir. Bir referans standardı kullanılarak ölçümler tamamlanmaktadır.^{129, 130}

2.12. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM çok ince (10 μm) bir elektron demetinin incelenen yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya art arda hareket etmesi prensibiyle çalışır. Objenin yüzeyinden yansıyan elektronlar yardımıyla yüzeyin üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesine olanak tanır. Analizden önce, örnekler ince bir metal tabakayla (örneğin altın ile) kaplanmalıdır. Böylece örnekler, elektron demetleri gönderilerek tabaka tabaka taranır. Elektronlar belirli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bu elektronlar özel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre ulaşan

sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve magnifiye edilir. Bu elektriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ardından; görüntü bilgisayar tarafından üç boyutlu hale getirilir ve kaydedilir. SEM, yüzey topografisinin tanımlanmasında bir takım sınırlamalara sahiptir ve üç boyutlu yüzey özelliği görüntülenememektedir.¹³¹

2.13. Çevresel Taramalı Elektron Mikroskobu (ESEM)

Bu cihaz, örneklerin metal ile kaplama ihtiyacı duyulmadan elektron mikroskobu görüntülerinin elde edilmesini sağlamaktadır. ESEM, geleneksel SEM ile doğrudan bağlantılıdır, ancak; aynı zamanda numune hazırlığı yapılmadan ıslak ve izole edilmiş numunelerin görüntülenmesine de izin verir. Numunenin etrafına düşük gaz basıncı yerleştirilerek, bu gaz su olduğunda sulu örnekler kendi yapılarını muhafaza edebilmektedirler. Gazın su ya da başka bir gaz olmasına bakılmaksızın numuneden çıkan elektronlar ve gaz halindeki moleküller arasında çarpışmalar yoluyla oluşan iyonlar elektrik akımını azaltmaya yardımcı olan numune yüzeyinde birikir. Bu mekanizma yalıtkan numunelerin iletken bir yüzey kaplamasına tabi tutulmasını ortadan kaldırır.¹³²

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasında, lityum disilikatla güçlendirilmiş bir cam seramik olan IPS e.max CAD materyalinin iki farklı polisaj sistemiyle cilalandıktan sonra yüzey pürüzlülükleri, yüzey görüntüleri ve üç farklı bakterinin farklı kombinasyonlarıyla muamele edildikten sonra adezyonları değerlendirildi. Çalışma için etik kurul onayı alındı (EK-2). Kullanılan sarf ve demirbaş malzemeler Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenen TDH 2020-8390 no'lu projeyle temin edildi.

Çalışmanın aşamaları şu şekildedir:

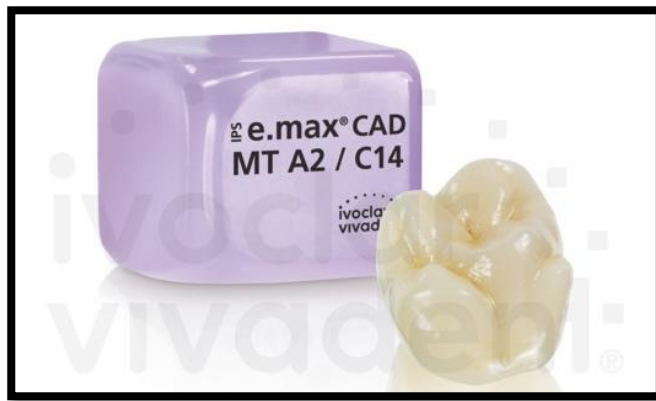
- ❖ Tam seramik örneklerin hazırlanması
- ❖ Tam seramik örneklerin yüzeylerinin pürüzlendirilmesi ve iki farklı polisaj sistemi kullanılarak cilalanması
- ❖ Tam seramik örneklerden ESEM görüntülerinin alınması
- ❖ Örneklerle üç bakteri türünün ve farklı kombinasyonlarının adezyonunun sağlanması
- ❖ Koloni sayım yöntemiyle bakteri sayılarının tespit edilmesi
- ❖ Bakteri fiksasyonu sonrası örneklerin ESEM görüntülerinin alınması
- ❖ Örneklerin mekanik temizliğinin ardından yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi
- ❖ Elde edilen verilerin yorumlanabilmesi için istatistiksel analizlerin yapılması

3.1. Tam Seramik Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan tam seramik materyal ve polisaj kitleri Tablo 3.1’de gösterildi. Çalışmada kullanılan tam seramik materyal mavi blok Şekil 3.1’de, glaze pastası ve likidi Şekil 3.2’de gösterildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan tam seramik materyal, glaze paste ve likiti, polisaj, kitleri, polisaj patı

Materyal	Marka	Üretici Firma
Monolitik lityum disilikat cam seramik	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn
Glaze Paste	Ivocolor Glaze Paste Fluo	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn
Glaze Likit	Ivocolor Mixing Liquid Allround	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn
Polisaj Kiti	OptraFine Assortment	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn
Polisaj Kiti	Drendel+Zweiling	D+Z, Frankfurt, Almanya
Polisaj Patı	OptraFine HP Polishing Paste	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn
Elmas Porselen Frez (105-120 µm, grenli-şeritsiz)	Drendel+Zweiling	D+Z, Frankfurt, Almanya

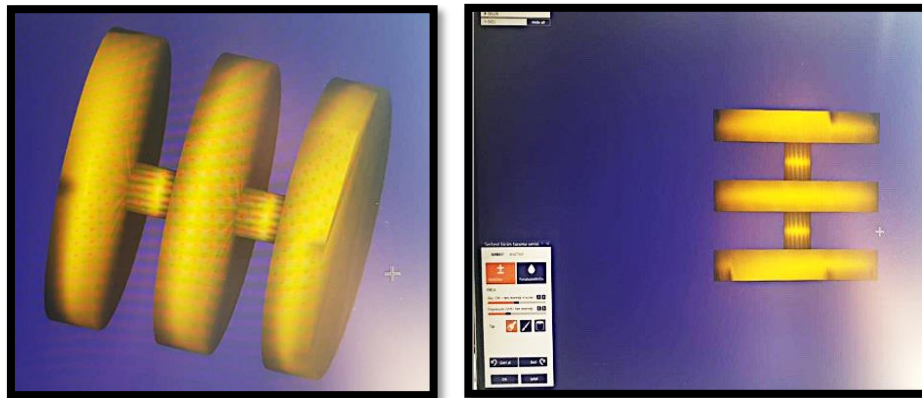


Şekil 3.1. Çalışmada Kullanılan IPS e.max CAD mavi blok



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan glaze paste ve glaze likidi

Çalışmada kullanılan tam seramik örnek sayısı bakteri kombinasyonu sayısı ve iki farklı polisaj kiti dikkate alınarak her grupta 6 örnek olacak şekilde toplamda 96 adet olarak belirlendi. Deneyler iki tekrar olarak yapıldığı için ($6 \times 2 = 12$) $n=12$ olacak şekilde $16 \times 2 = 32$ grup oluşturuldu. Örnekler üretici talimatına uygun olarak özel bir laboratuvarında çapları 10 mm ve kalınlıkları 1.3 mm olacak şekilde yuvarlak diskler şeklinde üretildi. IPS e.max CAD disk örneklerin standardizasyonu için örnek şablonlar Ceramill Mind CAD Design (Amann Girrbach AG, Koblach, Avusturya) yazılımında dijital olarak tasarlandı. Bir adet IPS e.max CAD MT bloktan üç adet örnek üretildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Yatay ve dikey görünümde örneklerin dijital olarak tasarlanması

Örneklerin tasarımından sonra kazıma işlemine geçildi. Blokların kazınması beş eksenli kazıyıcı Redon Hybrid CAD/CAM kazıyıcı (Redon Corp, İstanbul, Türkiye) ile su soğutması altında yapıldı. Örneklerin yarı-kristalize olarak elde edilmesinden sonra su soğutması altında seramik bitirme ve cila diskiyle (F9545F, D+Z, Frankfurt, Almanya) (Şekil 3.4) örneklerin yüzeyindeki ve kenarlarındaki düzensizlikler giderildi.



Şekil 3.4. Seramik cila diski

Yüzey bitim işlemlerinin ardından örnekler kristalizasyon işlemi için porselen fırınına (Programat CS4, Ivoclar Vivadent, ABD) alındılar (Şekil 3.5). Örneklerin fırınlama işlemi 850 °C’de yapıldı. Fırınlama süresi; 500 °C’den başlayıp 850 °C’ ye ulaşması için geçen 12 dakika ve 850 °C’ de 1 dakika olacak şekilde ayarlandı.



Şekil 3.5. Seramik fırını

Kristalizasyon işleminden sonra örneklerin su soğutması altında 180 gritlik silikon karbid zımpara ile yüzey bitim işlemleri tamamlandı ve örneklerin kalınlığı dijital kumpasla (Şekil 3.6) (Absolut Digimatic Caliper; Mitutoyo Corporation, Aurora, Illionis, ABD) ölçülerek kontrol edildi.

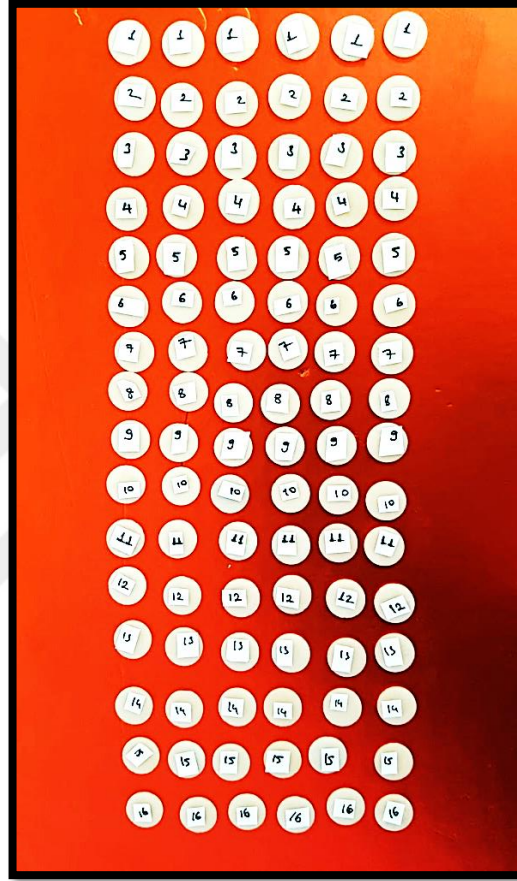


Şekil 3.6. IPS e.max CAD örneklerin kalınlığının ölçülmesi

Glaze işlemine hazır olan tüm IPS e.max CAD örneklerin yalnızca tek bir yüzeyine, glaze materyallerinin kendisine ait özel bir levhada hazırlanan glaze pastası ve glaze likiti kullanıcı talimatlarına göre karıştırıldı ve tek bir araştırmacı tarafından homojen olarak uygulandı. Tüm örnekler özel bir tabla üzerinde daha önce kristalizasyon işleminde kullanılan seramik fırınına (Programat CS4 Porcelain Furnace, Ivoclar Vivadent AG) yerleştirildi. Firmanın önerdiği glaze programı (820 °C, 10 dakika) ile glaze işlemi gerçekleştirildi ve glaze işlemi tamamlanan örnekler yavaş soğumaya bırakıldı.

Glaze işlemi tamamlandıktan sonra örneklerin 24 tanesi kontrol grubu olarak ayrıldı ve örnek yüzeylerine ilave bir işlem uygulanmadı. 2 farklı polisaj sisteminin etkinliğinin değerlendirilmesi ve ağız ortamındaki aşındırmaları taklit etmek amacıyla geriye kalan tüm örneklerin yüzeyleri pürüzlendirildi. Her örnek yüzeyinden 105-120 μm grenli elmas porselen aşındırma freziyle 0.1 mm kadar aşındırma yapıldı ve dijital kumpasla bu miktar kontrol edildi.¹³³ Frezle pürüzlendirme işleminden sonra örnekler kendi arasında rastgele 3 gruba ayrıldı. 24 adet örnek pürüzlü yüzey grubu olarak

belirlendi. Geriye kalan 48 tane örnek de 2 farklı polisaj kiti uygulaması için 2 gruba ayrıldı. Toplamda yüzey pürüzlülüğü ölçümü için 4 grup, bakteri kombinasyonları için 16 grup elde edildi ve her örnek bulunduğu gruba göre numaralandırıldı. Örneğin birinci gruptaki tüm örnekler bir rakamıyla numaralandırılırken, on altıncı gruptaki örnekler on altı sayısı ile numaralandırıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. 96 adet örneğin alt gruplara göre numaralandırılması.

3.2. Tam Seramik Örneklerin Yüzeylerinin Pürüzlendirilmesi ve İki Farklı Polisaj Sistemi Kullanılarak Cilalanması

IPS e.max CAD MT A2 seramik materyalinden hazırlanan 96 adet örnek, adezyonu sağlanacak bakteriler ve uygulanacak yüzey parlatma sistemine bağlı olarak 4'er gruba ayrıldı. Elde edilen 4 grup ise bakteri adezyonuna göre kendi arasında 4 gruba daha ayrılarak toplamda 16 grup elde edildi (n=6). Bütün gruplara göre örneklerin dağılımı Tablo 3.2'de gösterildi. Artı işareti iki bakterinin aynı anda ekildiğini ifade

etmekte, iki artı işareti ise aynı anda üç bakterinin ekildiğini ifade etmektedir. Her bir grup 1’den 16’ya kadar numaralandırıldı ve her grupta 6 adet örnek bulunmaktadır. Birinci grup üzerine *S. Salivarius* ekilmiş kontrol grubunu temsil ederken, on altıncı grup üzerine aynı anda üç bakterinin ekildiği Optrafine Assortment (Ivoclar Vivadent AG) ile polisaj işlemi uygulanan grubu temsil etmektedir. Gruplara herhangi bir bakteri adezyon işlemi yapılmadan önce, her grubun kendisine ait pürüzlendirme ve polisaj işlemleri uygulandı. Her bir örneğin bir yüzeyine glaze işlemi yapıldığı için, karışıklıkları önlemek amacıyla örneklerin glaze işlemi uygulanmayan pürüzlü yüzeyine siyah asetat kalemle (Faber Castell; Nuremberg, Almanya) işaret konuldu.

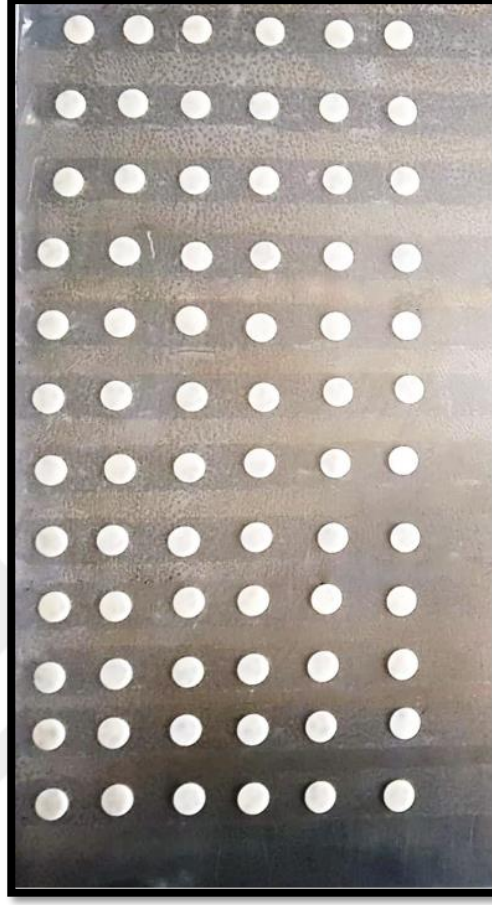
Tablo 3.2. Örneklerin ait oldukları gruba göre numaralandırılması.

	Kontrol N=24	Pürüzlü Yüzey N=24	D+Z Polisaj N=24	Optrafine Polisaj N=24
S	1*	5*	9*	13*
S+Mi	2*	6*	10*	14*
S+Mu	3*	7*	11*	15*
S+Mi+Mu	4*	8*	12*	16*

*: Bütün gruplarda n=6’dır. S: *Streptococcus salivarius*, Mi: *Streptococcus mitis*; Mu: *Streptococcus mutans*.

Pürüzlendirme işlemleri sırasında oluşabilecek aşınmalar ve süreleri standardize edebilmek amacıyla örnekler iki taraflı yapışkan bantla metal bir levhaya yapıştırıldı (Şekil 3.8). 24 adet kontrol grubu dışındaki 72 adet grubun hepsi intra oral ortamdaki restorasyon uyumlama ve aşındırmalarını canlandırabilmek amacıyla pürüzlendirme ve polisaj işlemleri bu levhanın üzerinde, boyun açısı 180° olan piyasemen (NSK S Mask M65; Nakanishi Inc, Tokyo, Japonya) sistemiyle sabit su soğutması altında tek bir araştırmacı tarafından 20.000 rpm’le, 8 mm uzunluğunda, ISO 014 çaplı, orta grenli (105-120 µm) elmas porselen aşındırma frezleriyle (645229; D+Z, Frankfurt, Almanya) 90° açı ile gerçekleştirildi. Standardizasyonu sağlamak için 12 grubun her birinde yeni bir elmas frez kullanıldı (Şekil 3.9).

Örnek yüzeyleri $15 \times 2 = 30$ sn olarak (tek turu 15 sn süren, iki turla) sağdan sola ve soldan sağa olmak üzere iki yönde pürüzlendirildi.



Şekil 3.8. Metal levhaya yerleştirilmiş olan örnekler

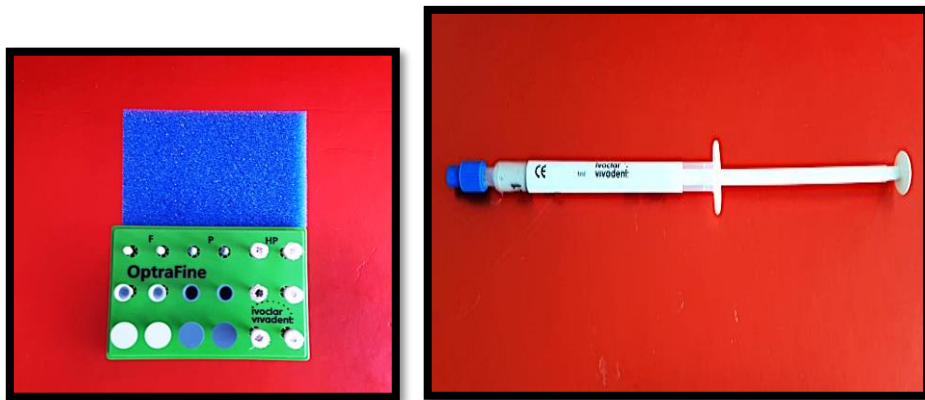


Şekil 3.9. Porselen aşındırma frezi

Pürüzlendirilen örnekler distile suyla yıkandıktan sonra kurumaya bırakıldı ve 48 örnek için mekanik parlatma işlemine geçildi.

3.2.1. Optrafine Assortment Polisaj Kiti ile Polisaj İşlemi

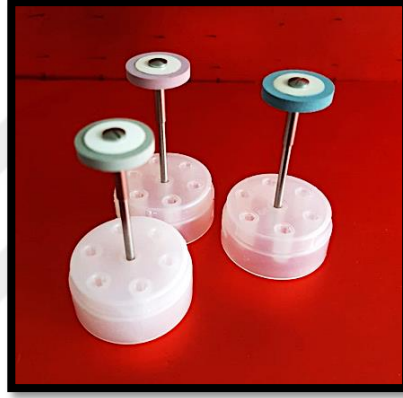
Bu çalışmada 24 adet seramik örnek yüzeyine, üretici firma talimatlarına uygun olarak, içten su püskürten piyasamen ve mikromotor sistemiyle Optrafine Assortment Polisaj kitini (Ivoclar Vivadent AG) oluşturan; açık mavi elmas bitirme lastiği F (Finisher), koyu mavi P (Polisher) elmas bitirme lastiği ve HP (High Polishing Brush) naylon fırçayla, üste belirtilen sırayla mekanik cila işlemi yapıldı. Seramik örnek yüzeylerine, sırayla F ve P elmas bitirme lastikleri ile su soğutması altında (>50 ml/dk) 15'er saniye, toplamda $30 \times 2 = 60$ saniye olmak üzere, iki yönde, sağdan sola ve soldan sağa olmak üzere rotasyonel hareketlerle 10.000 rpm'le mekanik cila işlemi uygulandı. Ardından seramik örnekler, su soğutmasız olarak HP naylon fırça ve naylon fırçanın içindeki boş kısma yerleştirilen, her seferinde aynı miktarda olmasına dikkat edilen elmas polisaj pastasıyla (OptraFine HP Polishing Paste, Ivoclar Vivadent AG) iki yönde sağdan sola ve soldan sağa olmak üzere toplamda $30 \times 2 = 60$ saniye olmak üzere rotasyonel hareketlerle 6000 rpm'le mekanik cila işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. OptraFine Assortment polisaj kiti ve patı

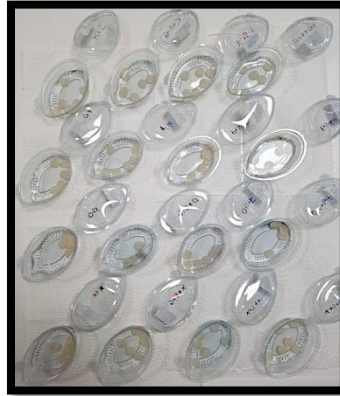
3.2.2. D+Z Polisaj Kitiyle Polisaj İşlemi

Bu çalışmada 24 adet seramik örnek yüzeyine, üretici firma talimatlarına uygun olarak, içten su püskürten piyasamen ve mikromotor sistemiyle sırasıyla mavi (pre-polisher), kırmızı (fine polisher) ve gri (high shine polisher) elmas bitirme lastikleri ile mekanik cila işlemi yapıldı. Seramik örnek yüzeylerine, sırasıyla mavi, kırmızı ve gri elmas bitirme lastikleri ile su soğutması altında (>50 ml/dk) 15'er saniye, iki yönde, sağdan sola ve soldan sağa olmak üzere rotasyonel hareketlerle toplamda $30 \times 3 = 90$ saniye olmak üzere 10.000 rpm'le mekanik cila işlemi uygulandı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. D+Z polisaj kiti

Polisaj uygulanan tüm örnekler (96 adet örnek) %96' lık etil alkol içinde 5 dakika bekletildi ve ardından deiyonize su ile ultrasonik temizleyicide (Elmasonic xtra ST; Elma GmbH & Co, Almanya) 10 dakika temizlendi (Şekil 3.12 ve Şekil 3.13).



Şekil 3.12. Örneklerin etil alkolde bekletilmesi



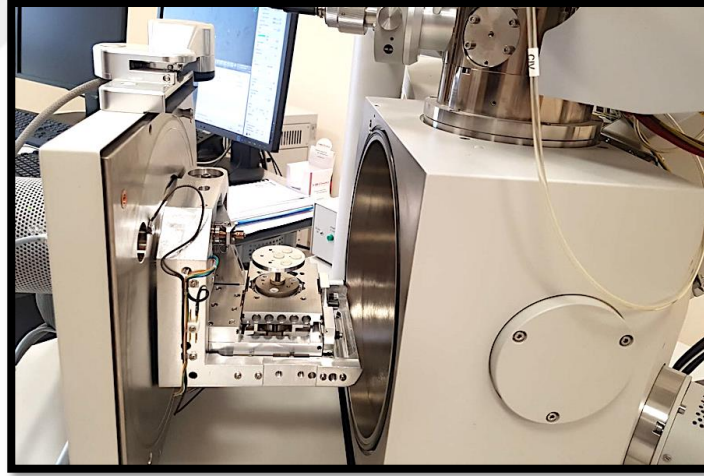
Şekil 3.13. Örneklerin ultrasonik temizleyicide bekletilmesi

3.3. Tam Seramik Örneklerden ESEM Görüntülerinin Alınması

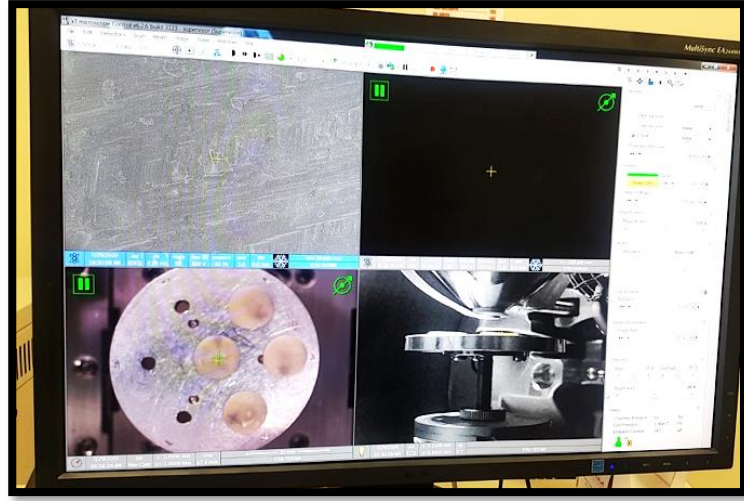
Mekanik cila işlemleri tamamlanan her gruptan birer örnek rastgele seçildi. Seçilen 4 örneğin yüzey görüntüleri Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezi'nde (YÜTAM) bulunan FIB/SEM tomografi elektron mikroskopunda (Quanta 250 FEG; FEI, Hillsboro, OR, ABD) alındı (Şekil 3.14-3.16). Görüntüler 5000, 20000 büyütme ile alındı ve kaydedildi.



Şekil 3.14. ESEM cihazı



Şekil 3.15. Örneklerin ESEM cihazına yerleştirilmesi



Şekil 3.16. Örneklerin ESEM görüntülerinin alınması

Örneklerin yüzey özelliklerinin profilometre cihazının çizici ucuyla bozulabileceği göz önüne alınarak önce bakteri adezyonu sağlandı, daha sonra yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü.

3.4. Örnekler Üç Bakteri Türünün ve Farklı Kombinasyonlarının Adezyonunun Sağlanması

3.4.1. Sentetik Tükürüğün Hazırlanması

Elde edilen seramik örnekler bakteri adezyonunun sağlanması ve pelikül tabakasını taklit edebilmek için ilk olarak sentetik tükürük hazırlandı. Bu çalışmada kullanılan sentetik tükürük, Shannon'un¹³⁴ tükürük formülüne göre belirlendi. 2 litrelik sentetik tükürük için, 8.4 mg sodyum florür, 2560 mg sodyum klorür, 332.97 mg kalsiyum klorür, 250 mg magnezyum klorid hegzahidrat, 189.48 mg potasyum klorür, 3 g potasyum asetat, 772 mg potasyum fosfat ve 0.1 ml % 85'lik ortofosforik asit (Şekil 3.17) pH metrede (Seven Compact™ S220-K; Mettler-Toledo AG, İsviçre) pH değeri 6.51 olacak şekilde (Şekil 3.18) kullanıldı. Hassas terazide ölçümden sonra kimyasallar elektromanyetik karıştırıcıda (IKA C-MAG HS 7; IKA, Almanya) saf su içerisinde karıştırıldı (Şekil 3.19) Tükürük kullanılmadan önce -20 °C' de saklandı.⁹⁹



Şekil 3.17. Tükürük hazırlanması için kullanılan kimyasallar



Şekil 3.18. pH metre cihazı

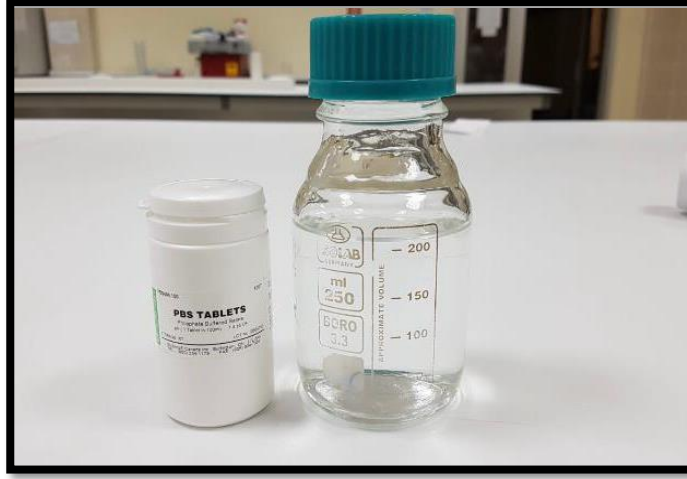


Şekil 3.19. Elektromanyetik karıştırıcıda sentetik tükürüğün hazırlanması

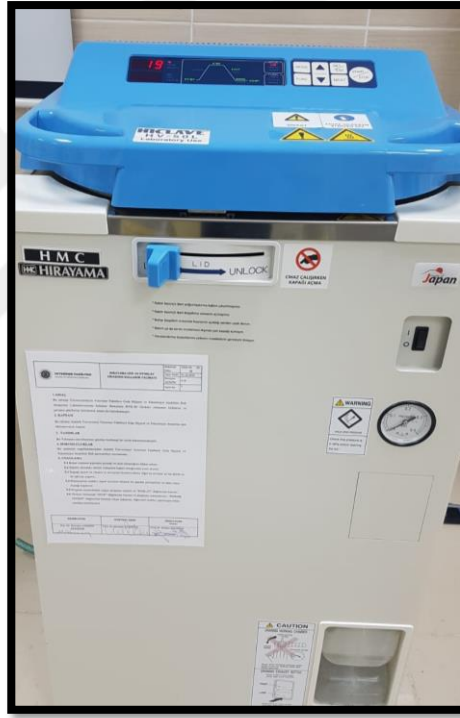
3.4.2. Bakteriyel Çözeltiler İçin Kullanılacak Süspansiyonların Hazırlanması

3.4.2.1. Fosfat Tamponlu Solüsyon (PBS) Hazırlanması

PBS tablet (BioShop; Burlington, Kanada), fosfat tamponlu solüsyonu hazırlamak için kullanıldı (Şekil 3.20). PBS solüsyonu hazırlamak için 100 ml distile su içinde 1 adet tablet çözdürüldü. Her deney öncesi, tüplerin içindeki solüsyonlar ve bakteri adezyonu sonrası örnekleri yıkamak için 200'er ml taze olarak hazırlandı. Solüsyon her kullanımdan önce otoklavda (HV50-L; Hirayama, Tokyo, Japonya) 121 °C'de 15 dakika steril edildi (Şekil 3.21).



Şekil 3.20. PBS tablet ve hazırlanan solüsyon.

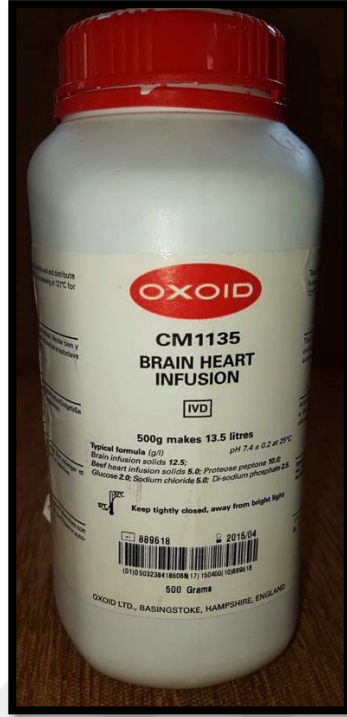


Şekil 3.21. Otoklav cihazı

3.4.2.2. Brain-Heart İnfusion (BHI) Broth Hazırlanması

37 gr BHI broth toz (Oxoid Ltd, Basingstoke, İngiltere) 1 litre distile suda dilue edildi (Şekil 3.22). Karışım 15 dakika 121°C’ de otoklavda (HV50-L; Hirayama) steril edildi ve liyofilize bakteri suşları hazırlanan broth’a ekildi.

Sıvı besiyeri, inkübatörde (Red Line incubator; Binder, Almanya) 37 °C’de 48 saat bekletildi; böylece bakterilerin üremesi sağlandı.



Şekil 3.22. Brain-Heart İnfüzyon Broth Tozu

3.4.3. Bakteri Süspanyonlarının Elde Edilmesi

Bu çalışmada bakteri örneği olarak:

- ❖ Streptococcus salivarius-subsp. salivarius (ATCC® 13419™)
 - ❖ Streptococcus mutans (ATCC® 25175™)
 - ❖ Streptococcus mitis (ATCC® 49456™) ve farklı kombinasyonları
- kullanıldı.

Çalışmamızda dört farklı bakteri kombinasyonu kullanıldı. Kullanılan bakteri kombinasyonları aşağıdaki tabloda listelenmektedir.

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan bakteri kombinasyonları

Çözelti Türü	Bakteri Türleri
Bir tür bakteri çözeltisi	S. salivarius
İki tür bakteri çözeltisi	S. salivarius ve S.mitis
İki tür bakteri çözeltisi	S. salivarius ve S.mutans
Üç tür bakteri çözeltisi	S. salivarius ve S.mitis ve S. mutans

3.4.3.1. M17 Besiyerinin Hazırlanması

1 litre distile suda 57.2 gr M17 agar (Biokar; Biokar Diagnostics, Beauvais, Fransa) tozu çözdürüldü (Şekil 3.23) ve 121 °C’ de 15 dakika otoklavlandı. Besiyeri tek kullanımlık steril, plastik petrilere paylaştırıldı, 24 saat katılaşması için ters çevirilerek kurumaya bırakıldı (Şekil 3.24).



Şekil 3.23. M17 agar besiyeri

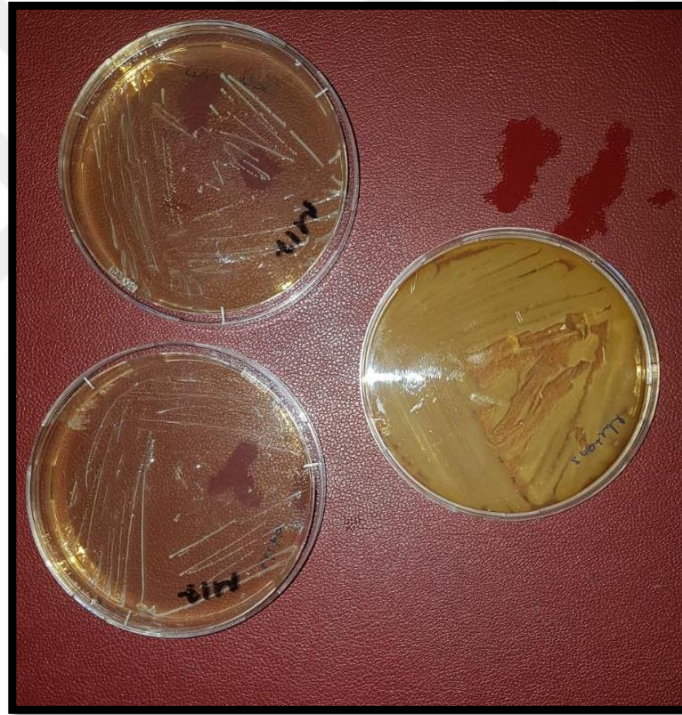


Şekil 3.24. Besiyerinin plastik petrilere dökülmesi

Her bir bakteri türü hazırlanmış olan bakteri kültüründen alınarak, besiyerine çizim yöntemi ile ekildi. 37 °C’de %5’lik CO₂’li etüvde (Red Line incubator; Binder) (Şekil 3.25) 24 saat inkübe edildi ve her bir bakterinin ürediği izlendi (Şekil 3.26).



Şekil 3.25. İnkübatör

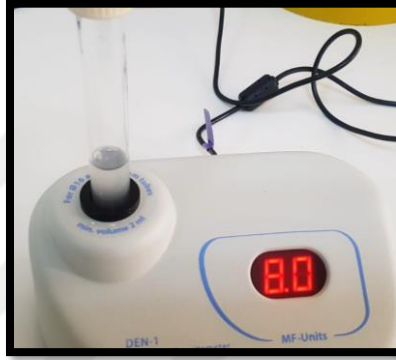


Şekil 3.26. Üç bakteri türü ve besiyerinde üremiş koloniler

Bakteri kültüründe üreyen kolonilerden belirli bir miktar özeyle alınarak içerisinde 9 ml PBS bulunan cam tüplere alındı. Tüpler vortex cihazıyla (REAX top; Heidolph, Schwabach, Almanya) istenilen bakteri yoğunluğuna ulaşılana kadar her defasında 10 saniye santrifüj edildi (Şekil 3.27). Her bir tüpteki bakteri yoğunluğu 8 Mc Farland eşeline (ml’de 2.4×10^9 bakteri) göre densitometre (DEN-1 McFarland Densitometer; Biosan, Riga, Letonya) cihazında ayarlandı (Şekil 3.28).



Şekil 3.27. Vorteks Cihazı



Şekil 3.28. Densitometre cihazı ve bakteri yoğunluğunun Mc farland eşeline göre ayarlanması

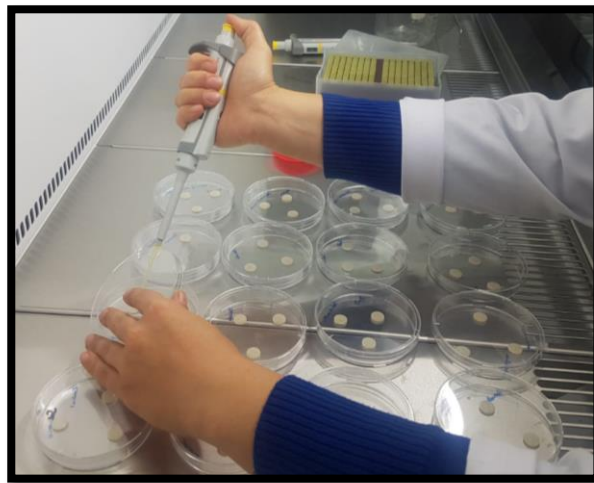
Her bir bakteri türü için bu işlem tekrar edildi ve tüpler içinde bakteriyel süspansiyonlar elde edilmiş oldu (Şekil 3.29). Bakteri yoğunluğunun eşit olması için kombinasyonlu süspansiyonlar hazırlanırken her bir tekli süspansiyon'den tüplere 3 ml süspansiyon eklendi. Tek tür bakterinin olduğu tüp tüpte 3 ml, iki tür bakterinin olduğu tüpte 6 ml, üç tür bakterinin olduğu tüpte 9 ml süspansiyon hazırlandı.



Şekil 3.29. Bakteriyel süspansiyonlar

3.4.4. Örneklerle Bakteri Adezyonun Gerçekleştirilmesi

Tüm seramik örnekler otoklavda 121 °C’de 15 dakika steril edildi. Ardından tek kullanımlık steril plastik petrilere alındı ve üzerlerine ağız ortamını taklit etmesi için oda sıcaklığında her bir örneğin üzerine 200 µl sentetik tükürük eklendi ve pelikülün oluşması için 37 °C’ de %5’lik CO₂’ lü etüvde 1 saat beklendi. Ardından petrideki her bir örnek üzerine 100 µl bakteri çözeltisi eklendi (Şekil 3.30) ve adezyonun sağlanması için petriler anaerobik jarlara yerleştirilerek 37 °C’ de %5’lik CO₂’ lü etüvde 24 saat inkübasyona bırakıldı (Şekil 3.31)¹³⁵.



Şekil 3.30. Örneklerle tükürük ve bakteri çözeltilerinin eklenmesi



Şekil 3.31. Örneklerin anaerobik jarda etüve alınması

İnkübasyon işlemi tamamlanan ve bakteri adezyonu sağlanan örnekler üç defa adeze olamamış bakteriler için 30 ml PBS'yle yıkandı ve içlerinde 9 ml PBS bulunan tüplere ayrı ayrı yerleştirildi. Tüpler 30 saniye vortekslendi, 1 saat beklendi ve tekrar 30 saniye vortekslendi. Böylece örneklerin üzerindeki adeze olmuş bakterilerin tüpler içindeki çözeltilere geçmesi sağlandı. Bu bakteri içeren süspansiyonlardan 10^{-1} 'den başlanarak 10^{-3} 'e kadar dilüsyonlar hazırlandı. Üçüncü dilüsyonla her bir örnek için ayrı ayrı besiyerlerine ekim yapıldı.

3.5. Koloni Sayım Yöntemiyle Bakteri Sayılarının Tespit Edilmesi

Hazırlanan 96 çözeltiliden besiyerlerine 100'er µl alınarak ve yayma metoduyla ekim yapılarak 37 °C'de 24 saat süre ile inkübasyona bırakıldı. 24 saatlik süre sonunda oluşan koloniler, visual olarak sayıldı ve mililitredeki koloni sayısı CFU olarak belirlendi (Şekil 3.32). Bu deneylerin tümü, tüm bakteri ve bakteri kombinasyonları için 2 kere

tekrar edildi, bütün deneylerin ortalamaları alındı. Tüm deneylerden önce bakteri kültürü ve süspansiyonları taze olarak hazırlandı.



Şekil 3.32. Petrilerde görülen koloniler

3.6. Bakteri Fiksasyonu Sonrası Örneklerin ESEM Görüntülerinin Alınması

Her bir gruptan birer örnek olmak üzere on altı örnek adeze olmamış bakterilerin ve hücre dışı moleküllerin uzaklaştırılması için, 10 ml PBS ile 3 kere yıkandı. Ardından örnekler %4'lük formaldehit ile 15 dakika fikse edildi ve tekrar 1000 cc'lik distile suyla yıkandı. Sonrasında örnekler 10'ar dakika süreyle sırayla %20, %50, %80 ve %100 etanolle inkübe edilerek sabitlendi.¹³⁶ Sabitlenen örnekler SEM'de görüntülenmeye hazır hale geldi.

Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezi'nde (YÜTAM) bulunan FIB/SEM tomografi elektron mikroskobunda yüzey görüntüleme işlemi yapıldı. Örnekler, $\times 5000$ ve $\times 20000$ 'lik büyütmede görüntülendi ve kaydedildi.

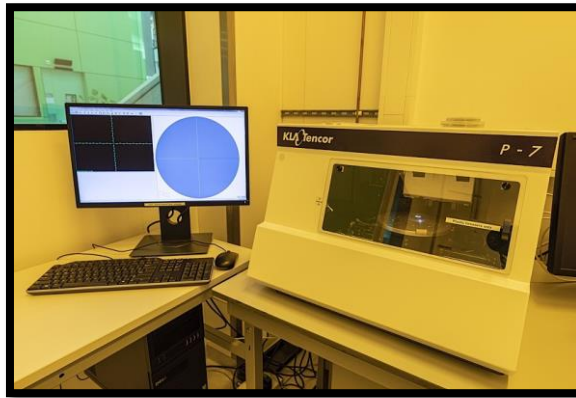
3.7. Örneklerin Mekanik Temizliğinin Ardından Yüzey Pürüzlülüklerinin Ölçülmesi

Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmadan % 90'lık etanolde 10 dakika dekontaminasyonları sağlandı.⁹⁹ Ardından yumuşak bir fırça ile (Oral-B Basic Clean; Procter & Gamble, Weybridge, Surrey, Birleşik Krallık) su soğutması altında 10 dakika

boyunca fırçalandı sonrasında ise deiyonize su ile ultrasonik temizleyicide (Elmasonic xtra ST, Elma, Almanya) 10 dakika temizlendi daha sonra tüm örnekler 15 dakika 121 °C’ de otoklavda (HV50-L; Hirayama) steril edildi.

Örneklerin pürüzlülüğü 16 adet gruptan rastgele 3’er adet seçilerek toplamda 48 tane olmak üzere Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi’nde bulunan KLA Tencor Stylus Profiler P7 (KLA-Tencor, Miltipas, Kaliforniya, ABD) kontakt profilometre cihazında ölçüldü (Şekil 3.33). Toplamda 48 adet örneğin yüzey pürüzlülük değerleri ölçüldü. Ölçümler 25 µm’lık uçla, cut-off değeri 8 µm olacak şekilde, 100 µm/sn hızla yapıldı. Tek örneğin taranma süresi 13 dakika olarak belirlendi ve her bir örnek için 5703 µm uzunluğunda alanlar tarandı.

Cihazın örnek tablası boyutu 150 mm (6inç)’dir, 150 mm çaplı ve 50 mm kalınlığına kadar olan örnekler incelenebilmektedir. Örnek tablası kendi eksenini etrafında 360 derece dönebilmektedir ve X-Y eksenini boyunca hareketi programlanabilmektedir. Ayrıca; cihazın örnek tablası, dikey ekseninde 1 mm’ ye kadar, yatay ekseninde de minimum 55 mm tarama uzunluğuna sahiptir. Sivri ucun örnek üzerine uyguladığı kuvvet, 1-15 mg arasında ayarlanabilmektedir.¹³⁷



Şekil 3.33. Profilometre cihazı

3.8. Elde Edilen Verilerin Yorumlanabilmesi İçin İstatistiksel Analizlerin Yapılması

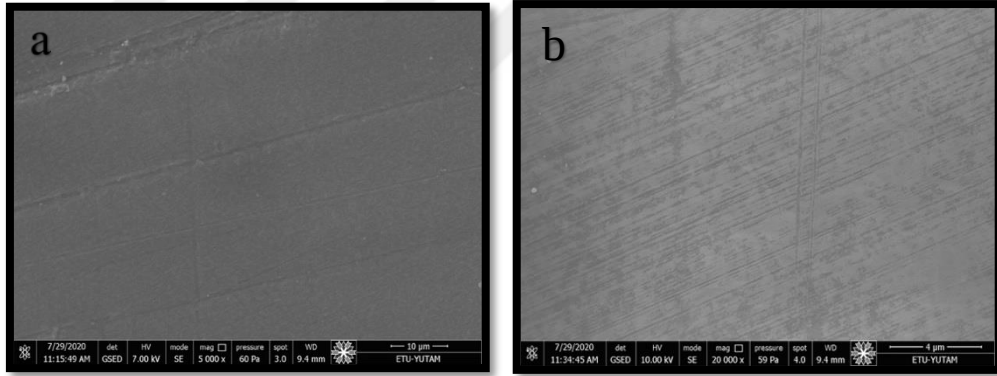
Elde edilen bulguların istatistiksel analizi, SPSS 23.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, ABD) istatistik paket programı vasıtasıyla değerlendirilmiştir. Verilerin Normal dağılışa uyup uymadıkları Kolmogorof-Simirnov testiyle kontrol edilmiş, Normal dağılış gösteren verilerde bağımsız iki grup karşılaştırılırken Bağımsız Örneklem t Testi, bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırılırken tek yönlü Varyans Analizi kullanılmış, Varyans Analiz sonucunda önemli bulunan varyasyon kaynağına ait grup ortalamaları arasındaki farklılığı tespit etmek amacıyla Tukey Çoklu Karşılaştırma testi kullanılmıştır. Normal dağılış göstermeyen verilerin analizinde; bağımsız iki grup karşılaştırılırken Mann-Whitney U testi, bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırılırken Kruskal Wallis Testi kullanılmış, Kruskal Wallis testi sonucunda farklılık gösteren faktöre ait grup ortalamaları arasındaki farklılığı tespit etmek amacıyla yine Mann-Whitney U testinden yararlanılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ile bakteri tutulumu arasındaki ilişkiyi ve bakterilerin birbirleriyle olan sinerjistik ya da antagonistik etkileşimlerini belirlemek için Pearson Korelasyon Analizi uygulanmıştır. Bulgular değerlendirilirken önemlilik düzeyi olarak 0.05 kullanılmıştır.

4. BULGULAR

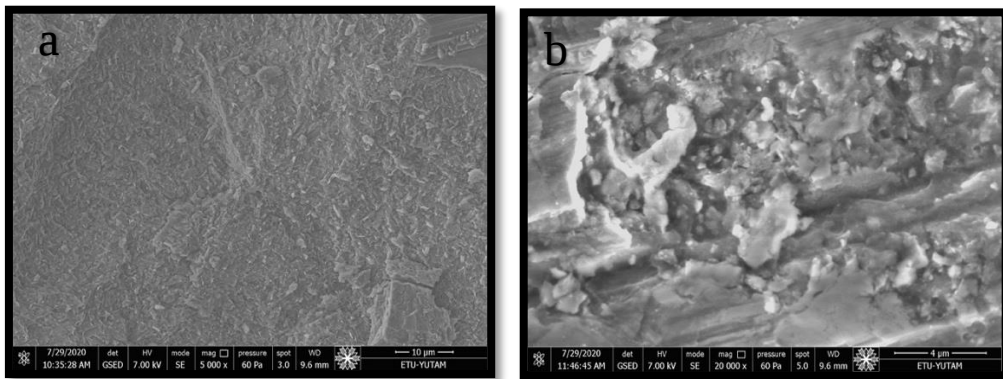
4.1. Örnek Yüzeylerinin ESEM Görüntüleri

Kontrol (glaze) grubuna, pürüzlü gruba, D+Z ve Optrafine Polisaj grubuna ait örnekler sırasıyla $\times 5000$ ve $\times 20000$ büyütmede ESEM’de görüntülenmiştir. Örneklerin, ESEM görüntüleri incelendiğinde örneklerin birbirinden farklı yüzey özelliklerine sahip oldukları görülmektedir (Şekil 4.1-4.4)

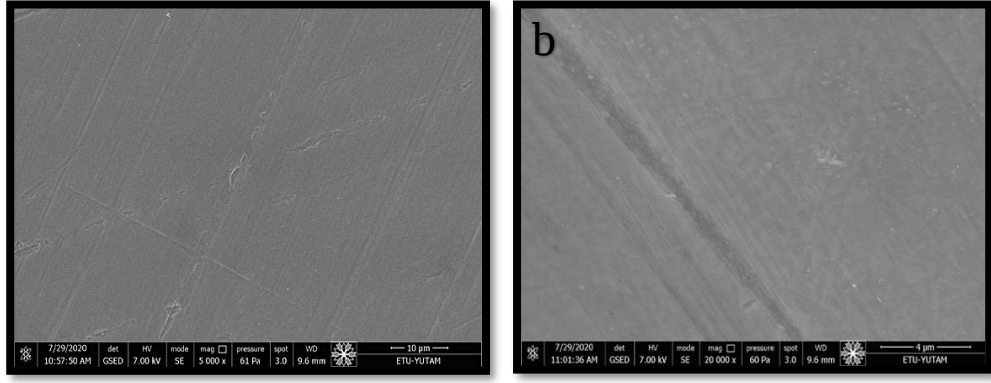
Pürüzlü gruptaki örneğin görüntüsü diğer tüm gruplarla karşılaştırıldığında, materyalin belirgin olarak düzensiz bir yüzeye sahip olduğu, pek çok çukur ve tümsekten oluşmuş bir profile sahip olduğu görülmektedir (Şekil 4.2). Optrafine polisaj grubundaki örneğin, kontrol ve D+Z polisaj grubuna göre daha fazla mikro çizik içerdiği (Şekil 4.4); kontrol grubu ve D+Z polisaj grubundaki örneklerin daha düz yüzeylere sahip olduğu ve birbirine benzer yüzey özellikleri taşıdığı görülmektedir (Şekil 4.1, 4.3).



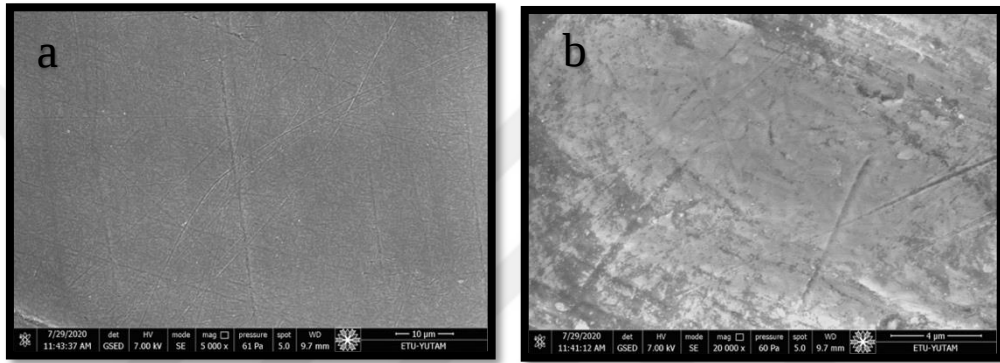
Şekil 4.1. Kontrol grubundaki örneklerin ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



Şekil 4.2. Pürüzlü gruptaki örneklerin ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



Şekil 4.3. D+Z polisaj kiti uygulanan örneklerin ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



Şekil 4.4. Optrafine polisaj kiti uygulanan örneklerin ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)

4.2. Yüzey Pürüzlüğü Bulguları

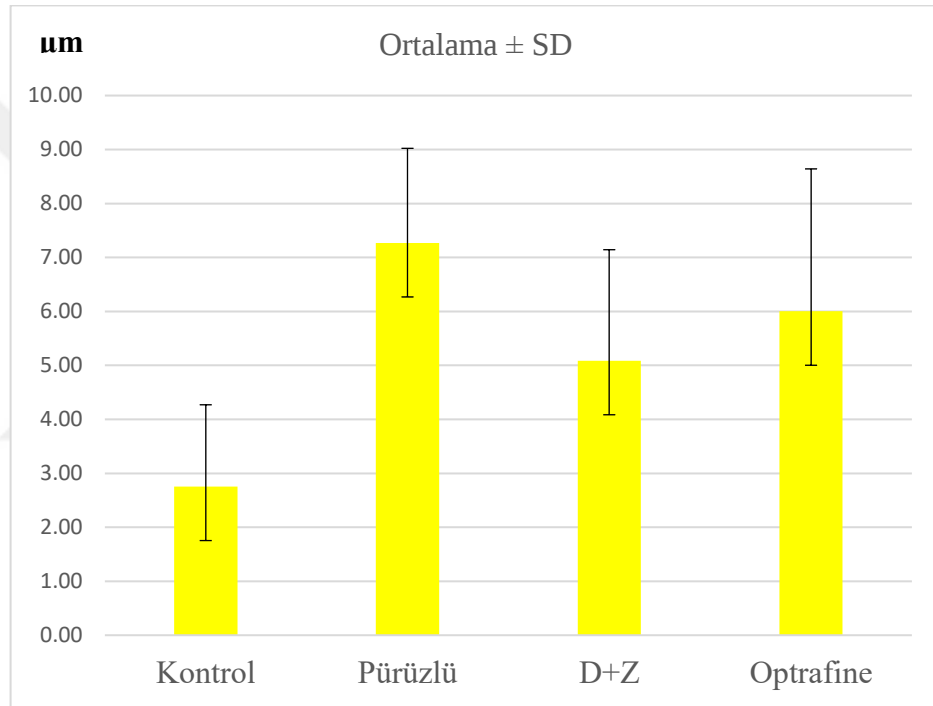
Pürüzlülük ölçümü tüm yüzey alanından yapılan ve ortalaması alınan örneklerin maksimum, minimum, ortalama ve standart sapma değerleri ve gruplar arası farklılıklar Tablo 4.1’de gösterildi. Ölçüm sonucu elde edilen S_a değerlerinin grafiği Şekil 4.9’ da verilmiştir.

Tablo 4.1. Gruplara ait minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma pürüzlülük(μm) değerleri

Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama $\pm$ SD
Kontrol	12	1.12	5.91	2.75 ± 1.52^a
Pürüzlü	12	4.69	10.26	7.27 ± 1.75^b
D+Z	12	1.51	8.26	$5.09 \pm 2.06_b$
Optrafine	12	2.95	10.58	6.00 ± 2.64^b

*Farklı harfler (a,b) gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğunu ifade etmektedir ($p < 0.05$). Tablodaki değerlerin birimi μm ’dir.

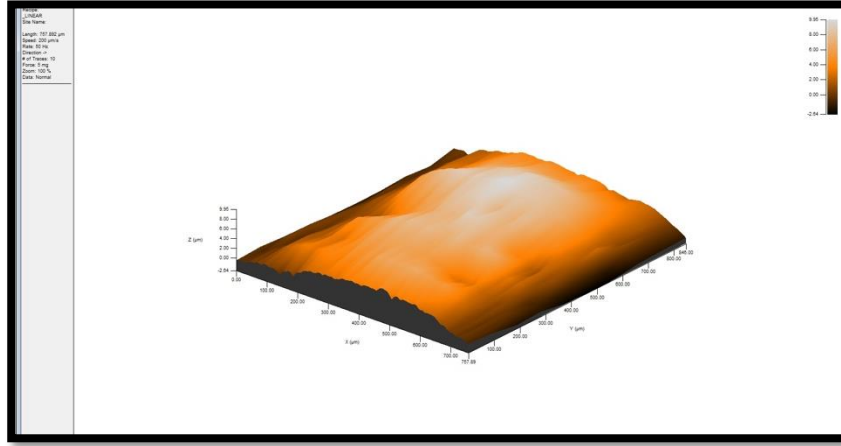
Çalışmada kullanılan örneklerle ilişkin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri karşılaştırıldığında gruplar arası farklılık önemli bulunmuştur ($p < 0.001$). Kontrol grubu yüzey pürüzlülüğü ortalama değeriyle ($2.75 \pm 1.52 \mu\text{m}$) diğer tüm gruplara ait yüzey pürüzlülüğü ortalamaları arasındaki farklılık önemli bulunmuştur. En yüksek Sa değerleri sırasıyla pürüzlü grup ($7.27 \pm 1.75 \mu\text{m}$), Optrafine grubu ($6.00 \pm 2.64 \mu\text{m}$), D+Z grubu ($5.09 \pm 2 \mu\text{m}$) için tespit edilmiştir, bu gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü ortalamaları arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ($p > 0.05$).



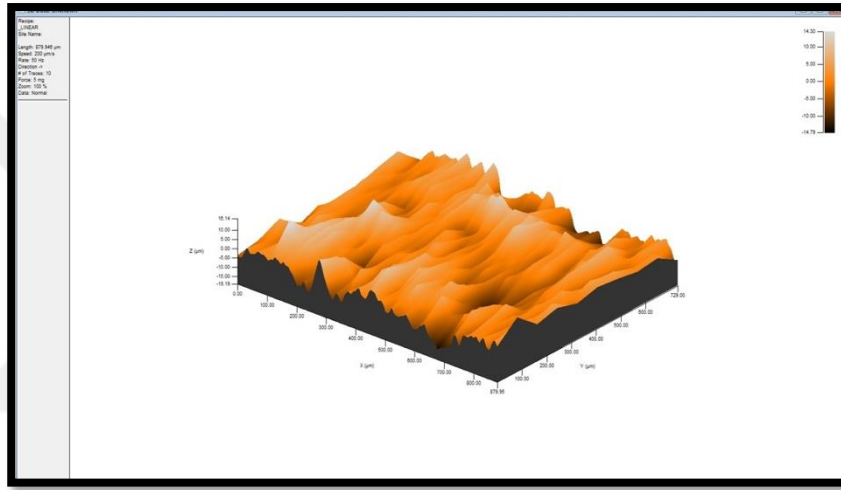
Şekil 4.5. Gruplara göre yüzey pürüzlülük değerlerinin dağılımı

4.2.1. Profilometreyle Elde Edilen Üç Boyutlu Görüntü Bulguları

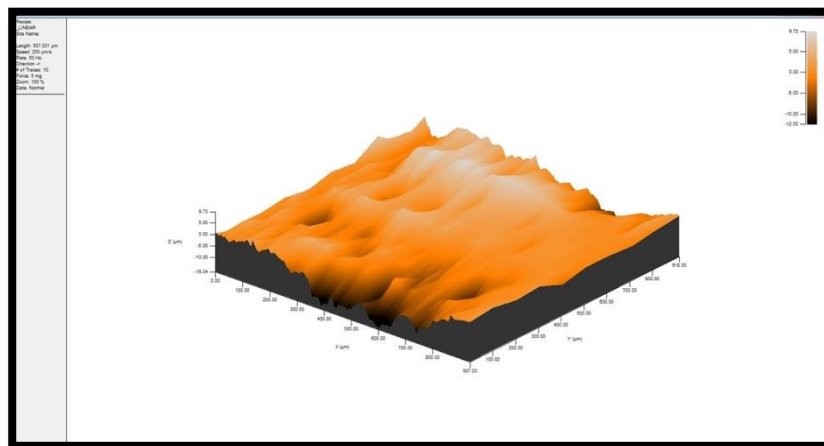
Örnek yüzeylerinden alınan 3 boyutlu (3B) profilometre görüntüleri Şekil 4.6-4.9'de verilmiştir. Kontrol grubundaki örneklerin yüzeyleri çok az sayıda olan çukurcuklar dışında düz bir profile sahiptir. Pürüzlü grup, D+Z grubu ve Optrafine Polisaj grubu birbirlerine benzer şekilde dağınık yerleşimli sivri tepeler ve derin vadilere sahip düzensiz alanlar içermektedir.



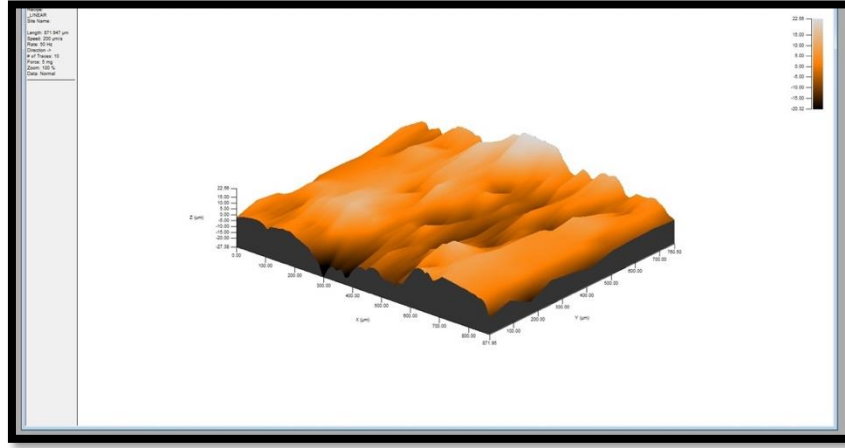
Şekil 4.6. Kontrol grubunun 3B profilometre görüntüsü



Şekil 4.7. Pürüzlü grubun 3B profilometre görüntüsü



Şekil 4.8. D+Z grubunun 3B profilometre görüntüsü



Şekil 4.9. Optrafine grubunun 3B profilometre görüntüsü

4.3. Bakteri Adezyon Bulguları

4.3.1. Yüzey Pürüzlülük Özelliklerine Göre Bakteri Adezyon Değerleri

Tüm bakteriler 8 McFarland eşeline göre örnekler üzerine ekildi ve ardından iki kere dilüe edildi. Bu sebeple petrideki her bir kolonideki bakteri sayısı yaklaşık 10^5 'e karşılık gelmektedir. Bu sebeple, değerlerin 10 tabanına göre logaritma değerleri alınarak istatistiksel analizler yapılmıştır.

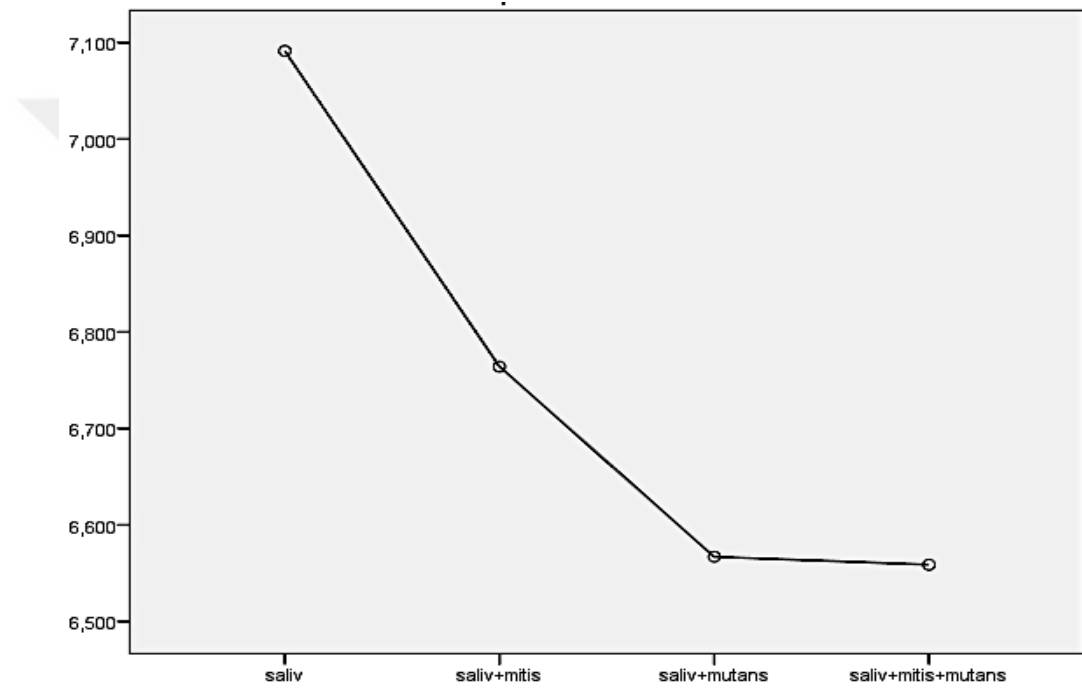
Kontrol grubu, pürüzlü grup, Optrafine ve D+Z Polisaj grupları için bakteri ve bakteri kombinasyonlarına ait adezyon değerleri sırayla Tablo 4.2-4.5'te gösterilmiştir. Farklı gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılım grafiği Şekil 4.10-4.13'de gösterilmiştir. Tüm gruplara göre bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılım grafiği 4.14.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Kontrol grubuna ait örneklerin bakteri adezyon değerleri

Bakteriler	N	Minimum	Maksimum	Ortalama $\pm$ SD
Saliv	12	6.23	7.72	$7.09 \pm (0.45)^a$
Saliv + Mit	14	5.85	7.64	$6.76 \pm (0.60)^{a,b}$
Saliv + Mut	14	5.48	7.08	$6.57 \pm (0.52)^{a,b}$
Saliv + Mit + Mut	15	5.48	7.19	$6.56 \pm (0.50)^b$

*Farklı harfler (a,b) gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğunu ifade etmektedir ($p < 0.05$). Sal: S. salivarius, Mit: S. mitis, Mut: S. mutans.

Kontrol grubunda, bakteri adezyon değerleri ortalamaları arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ($p<0.05$). *S. salivarius* (7.09 ± 0.45) ile *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* adezyon değerleri (6.56 ± 0.50) ortalamaları arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemliyken ($p=0.42$), diğer karşılaştırılan gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur. En yüksek bakteri adezyonu değeri ortalamasını *S. salivarius* gösterirken, en düşük değeri *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* bakteri grubu göstermiştir.



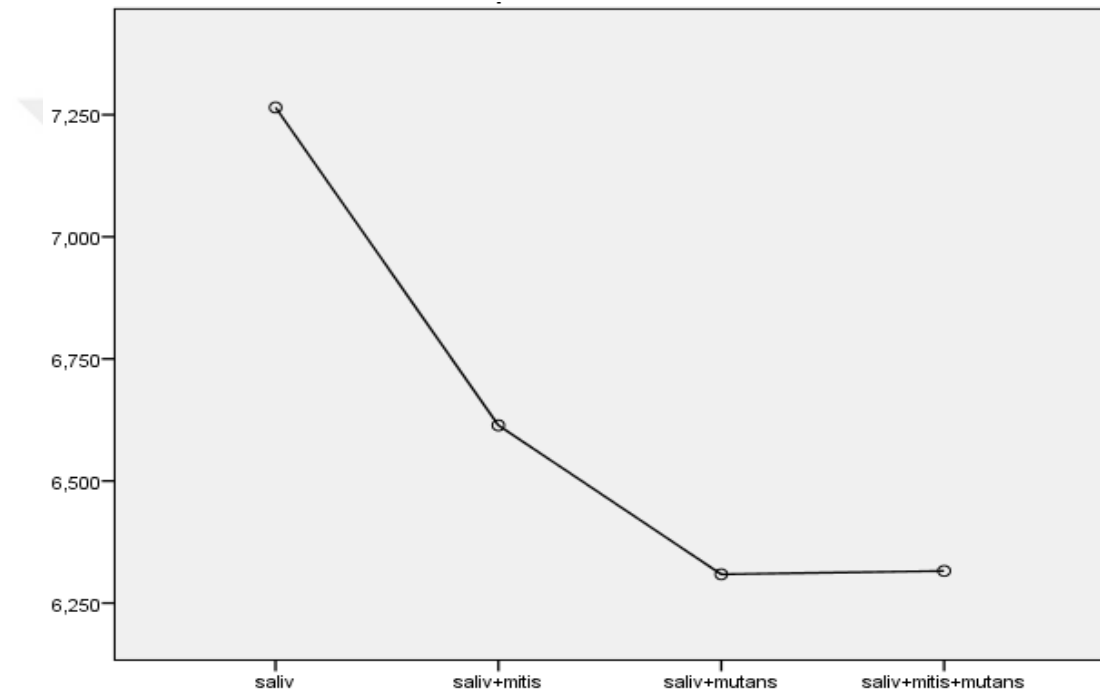
Şekil 4.10. Kontrol grubunda bakteri adezyon değerleri ortalamalarının sayısal olarak dağılımı

Tablo 4.3. Pürüzlü gruba ait örneklerin bakteri adezyon değerleri

Bakteriler	N	Minimum	Maksimum	Ortalama $\pm$ SD
Saliv	12	6.54	7.78	$7.26 \pm (0.11)^a$
Saliv + Mit	15	5.00	7.70	$6.61 \pm (0.26)^{a,b,c}$
Saliv + Mut	14	5.30	7.20	$6.31 \pm (0.18)^b$
Saliv + Mit + Mut	13	5.00	7.09	$6.32 \pm (0.17)^c$

*Farklı harfler (a, b, c) gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğunu ifade etmektedir ($p<0.05$). Sal: *S. salivarius*, Mit: *S. mitis*, Mut: *S. mutans*.

Pürüzlü grupta, bakteri adezyon değerleri ortalamaları arasındaki farklılık önemli bulunmuştur ($p<0.05$). *S. salivarius* (7.26), *S. salivarius* + *S. mitis* (6.61 ± 0.26), *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* (6.32 ± 0.17) adezyon değerleri ortalamaları arasındaki farklılık önemliyken ($p=0.005$) geriye kalan *S. salivarius* + *S. mitis* grubuyla diğer gruplar arasındaki farklılıklar önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$). En yüksek değerler sırasıyla *S. salivarius*, *S. salivarius* + *S. mitis* ve *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* bakteri gruplarına aittir. En düşük değer ise *S. salivarius* + *S. mutans* (6.31 ± 0.18) bakteri grubuna aittir.



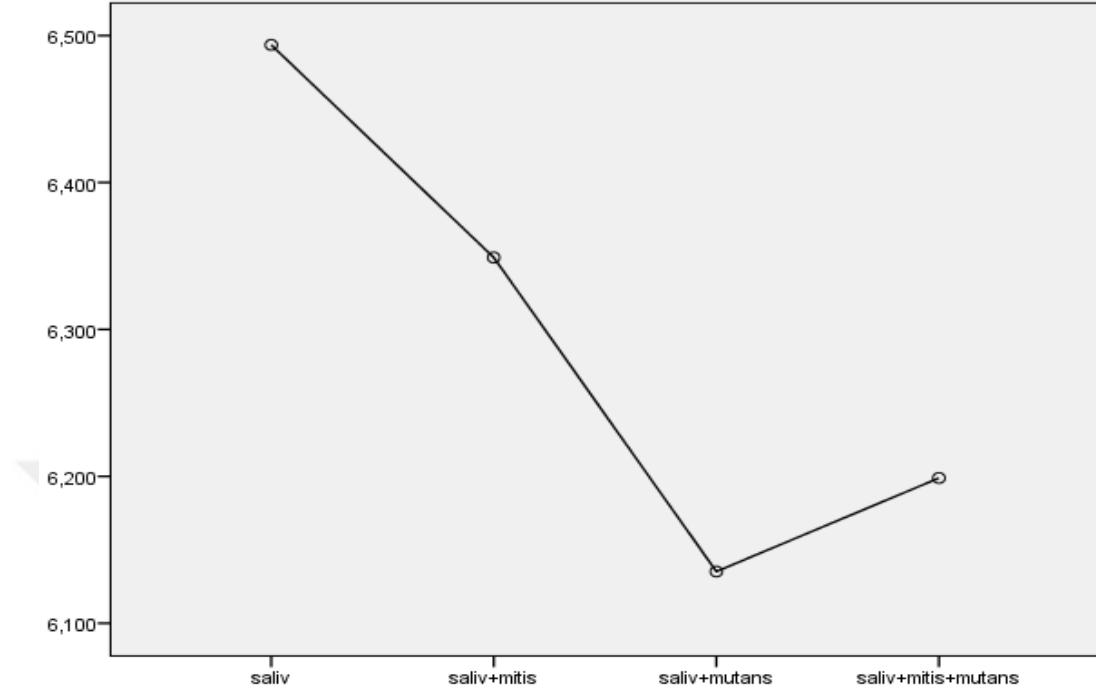
Şekil 4.11. Pürüzlü grupta bakteri adezyon değerleri ortalamalarının sayısal olarak dağılımı

Tablo 4.4. D+Z Polisaj grubuna ait örneklerin bakteri adezyon değerleri

D+Z Polisaj Grubu	N	Minimum	Maksimum	Ortalama ± SD
Saliv	12	4.95	7.52	6.49± (1.02)
Saliv + Mit	15	5.00	7.03	6.35 ± (0.69)
Saliv + Mut	12	4.95	6.74	6.14 ± (0.63)
Saliv + Mit + Mut	14	4.95	7.06	6.20 ± (0.76)

*Sal: *S. salivarius*, Mit: *S. mitis*, Mut: *S. mutans*.

D+Z Polisaj grubunda, bakteri adezyon değerleri ortalamaları arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$).



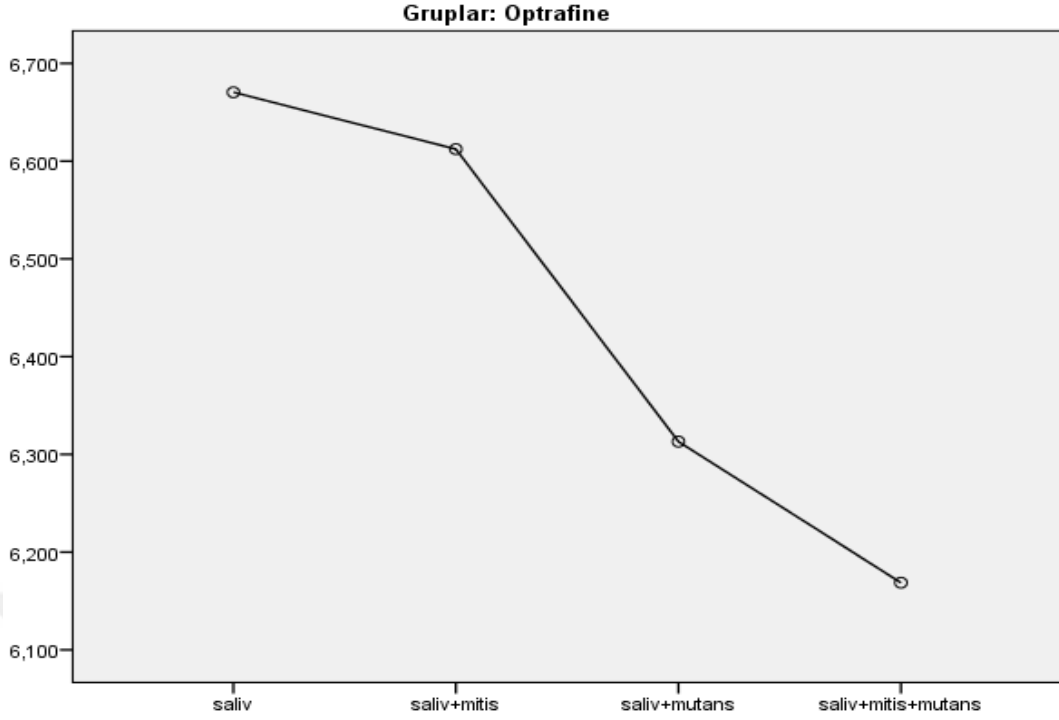
Şekil 4.12. D+Z polisaj grubunda bakteri adezyon değerleri ortalamalarının sayısal olarak dağılımı

Tablo 4.5. Optrafine Polisaj grubuna ait örneklerin bakteri adezyon değerleri.

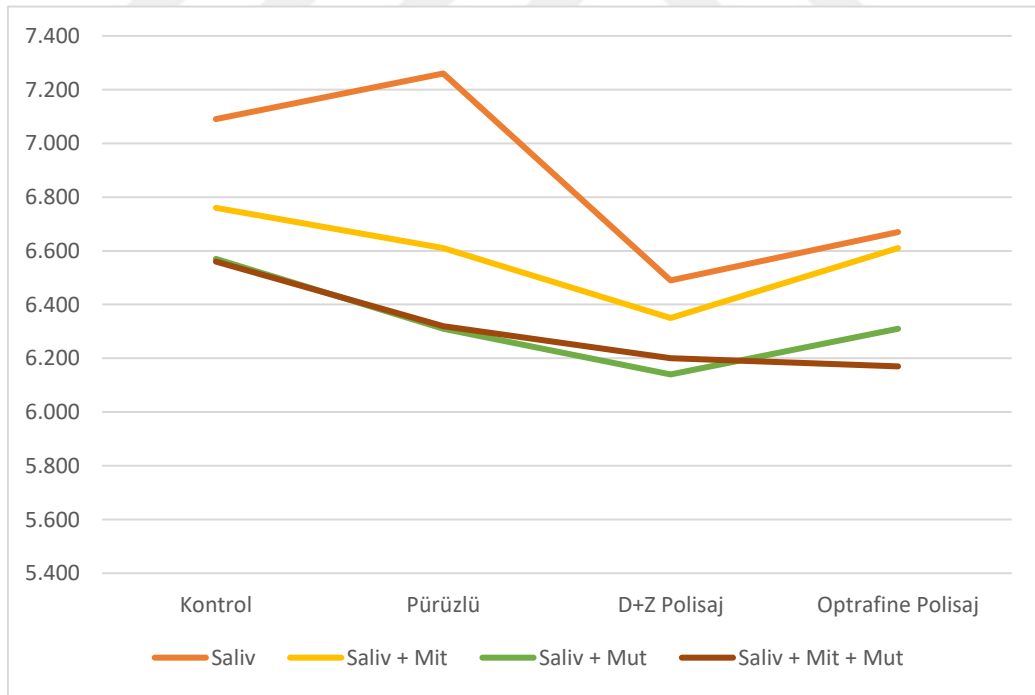
Optrafine Polisaj Grubu	N	Minimum	Maksimum	Ortalama $\pm$ SD
Saliv	12	4.95	7.80	6.67 $\pm$ (0.84)
Saliv + Mit	13	5.00	7.79	6.61 $\pm$ (0.86)
Saliv + Mut	16	5.30	6.97	6.31 $\pm$ (0.46)
Saliv + Mit + Mut	13	5.48	7.23	6.17 $\pm$ (0.55)

*Sal: S. salivarius, Mit: S. mitis, Mut: S. mutans.

Optrafine Polisaj grubunda, bakteri adezyon değerleri ortalamaları arasındaki farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$).



Şekil 4.13. Optrafine Polisaj grubunda bakteri adezyon değerleri ortalamalarının sayısal olarak dağılımı



Şekil 4.14. Kontrol, pürüzlü, D+Z, Optrafine grupları arasında bakteri ve bakteri kombinasyonlarının adezyon ortalama değerlerinin dağılımı

4.3.2. Bakteri Kombinasyonlarına Göre Örneklerle Adezyon Değerleri

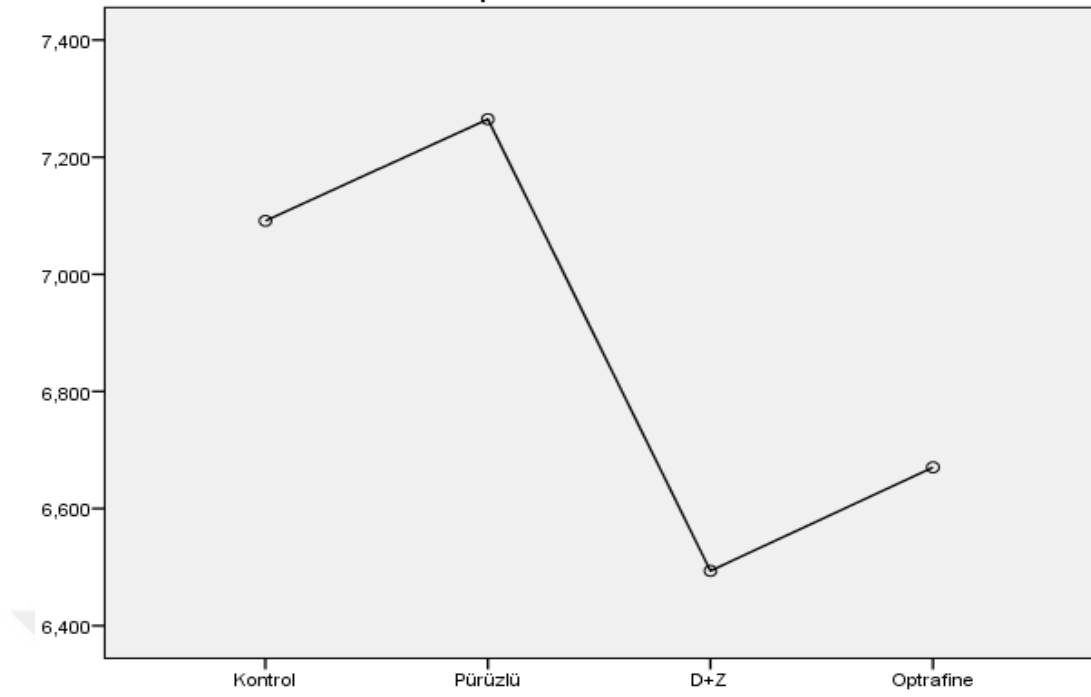
Bakteri kombinasyonlarına göre bakterilerin kontrol, pürüzlü, D+Z ve Optrafine Polisaj gruplarına olan adezyon değerleri Tablo 4.6-4.9’da gösterilmiştir. Tek tek bakterilere göre kontrol, pürüzlü, D+Z ve Optrafine Polisaj grupları arasındaki bakteri adezyon değerleri ortalamaları dağılım grafikleri Şekil 4.15-4.22’de gösterilmiştir.

Tablo 4.6. S. salivarius’un örneklerdeki adezyon değerleri.

Örnekler	N	Minimum	Maksimum	Ortalama $\pm$ SD
Kontrol	12	6.23	7.72	$7.09 \pm (0.45)^{a,b}$
Pürüzlü	12	6.54	7.78	$7.26 \pm (0.39)^b$
D+Z	12	4.95	7.52	$6.49 \pm (1.02)^a$
Optrafine	12	4.95	7.80	$6.67 \pm (0.84)^{a,b}$

*Farklı harfler (a, b) gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak önemli olduğunu ifade etmektedir ($p < 0.05$).

S. salivarius adezyonu bakımından gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0.05$). Bu farklılık en yüksek bakteri adezyon değeri ortalamasına (7.26 ± 0.39) sahip pürüzlü ve en düşük bakteri adezyon değeri ortalamasına sahip (6.49 ± 1.02) D+Z polisaj grubu arasındadır. Sırasıyla (7.09 ± 0.45) ve (6.67 ± 0.84) adezyon değerleri ortalamalarına sahip, kontrol ve Optrafine Polisaj grupları arası farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur.

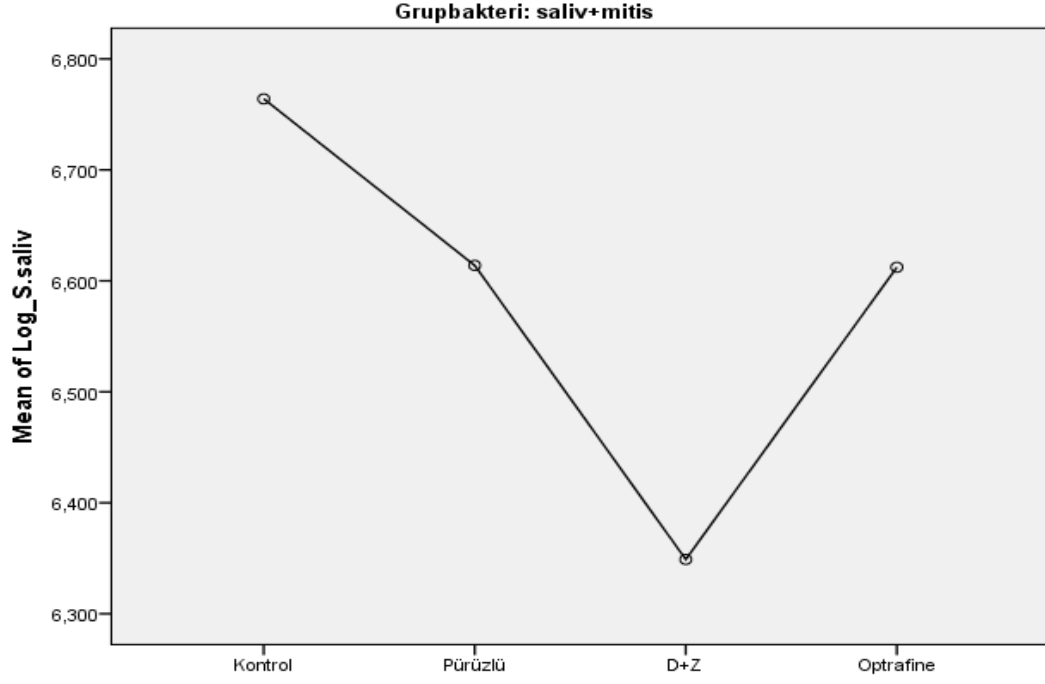


Şekil 4.15. S. salivarius'un kontrol, pürüzlü, D+Z, Optrafine Polisaj grupları arasında bakteri adezyon değerleri ortalamaları dağılımı

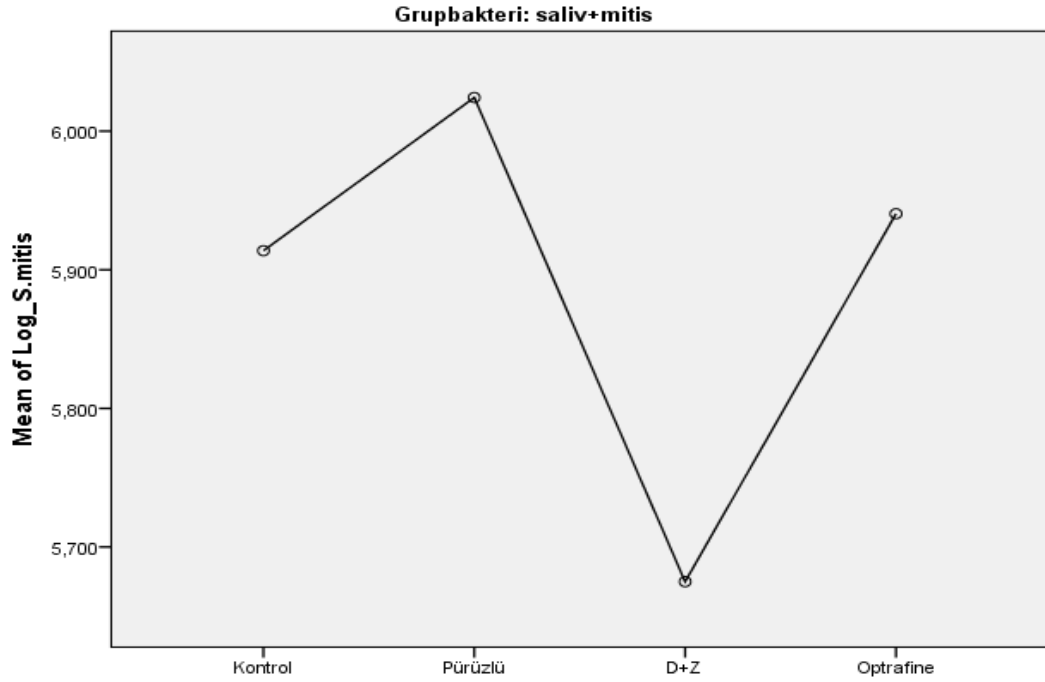
Tablo 4.7. S. salivarius + S. mitis'in örneklerdeki adezyon değerleri

Bakteriler	Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama $\pm$ SD
S. salivarius	Kontrol	14	5.85	7.64	6.76 $\pm$ (0.60)
	Pürüzlü	15	5.00	7.70	6.61 $\pm$ (1.01)
	D+Z	15	5.00	7.03	6.35 $\pm$ (0.69)
	Optrafine	13	5.00	7.79	6.61 $\pm$ (0.86)
S. mitis	Kontrol	14	4.95	7.41	5.91 $\pm$ (0.74)
	Pürüzlü	15	4.95	7.36	6.02 $\pm$ (0.84)
	D+Z	15	4.95	6.49	5.68 $\pm$ (0.61)
	Optrafine	13	4.95	6.70	5.94 $\pm$ (0.61)

S. salivarius ve S. mitis'in beraber adezyonunun sağlandığı durumda, adezyon değerleri ortalamaları açısından gruplar arası farklılık önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$).



Şekil 4.16. *S. salivarius* + *S. mitis* bakteri kombinasyonunda *S. salivarius*'un gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı

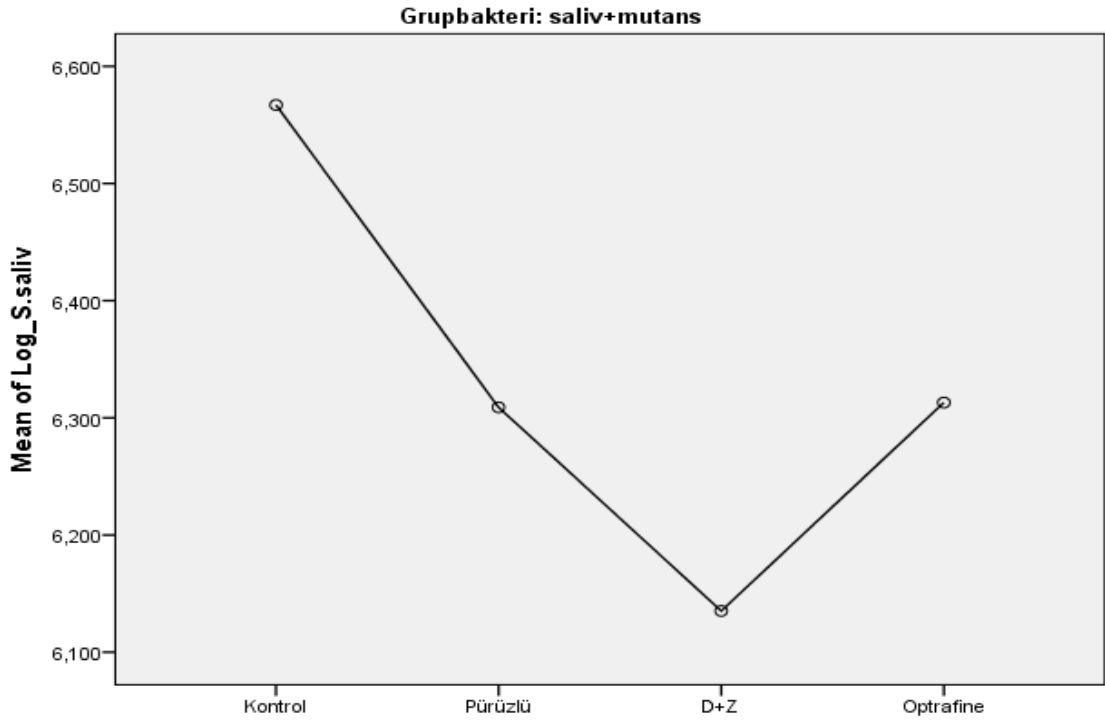


Şekil 4.17. *S. salivarius* + *S. mitis* bakteri kombinasyonunda *S. mitis*'in gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı

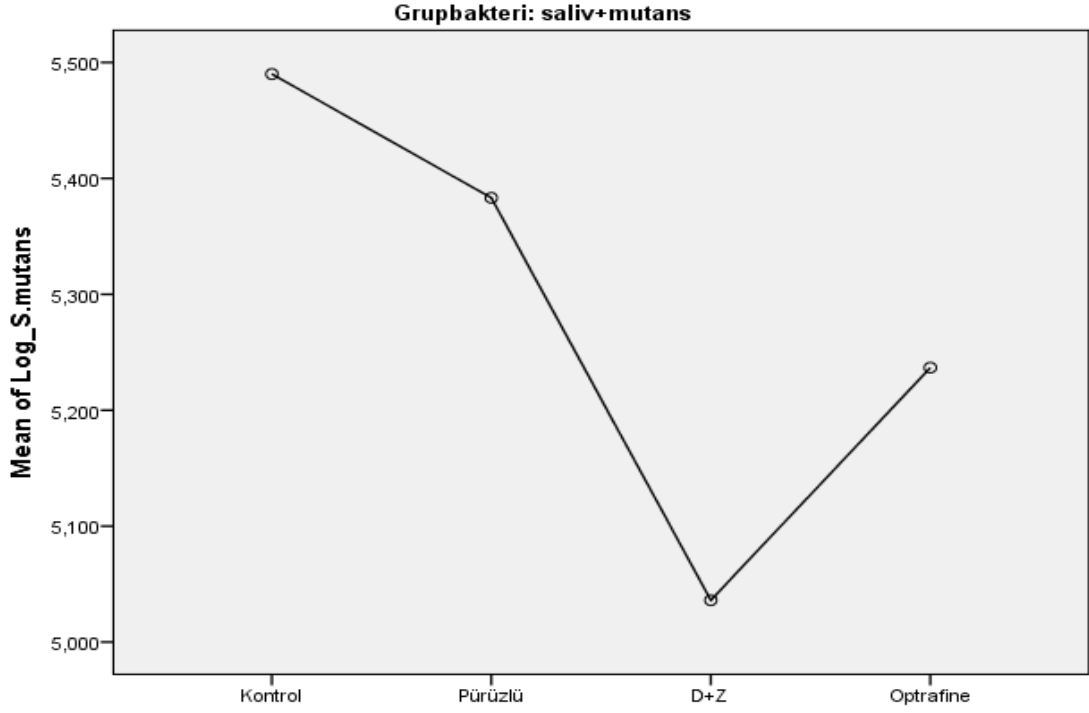
Tablo 4.8. S. salivarius + S. mutans'ın örneklerdeki adezyon değerleri

Bakteriler	Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama $\pm$ SD
S. salivarius	Kontrol	14	5.48	7.08	6.57 $\pm$ (0.52)
	Pürüzlü	14	5.30	7.20	6.31 $\pm$ (0.67)
	D+Z	12	4.95	6.74	6.14 $\pm$ (0.63)
	Optrafine	16	5.30	6.97	6.31 $\pm$ (0.46)
S. mutans	Kontrol	14	4.95	7.14	5.49 $\pm$ (0.67)
	Pürüzlü	14	4.95	6.99	5.38 $\pm$ (0.26)
	D+Z	12	4.95	5.85	5.04 $\pm$ (0.38)
	Optrafine	16	4.95	6.00	5.24 $\pm$ (0.53)

S. salivarius ve S. mutans'ın beraber adezyonunun sağlandığı durumda, adezyon değerleri ortalamaları açısından gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$).



Şekil 4.18. S. salivarius + S. mutans bakteri kombinasyonunda S. salivarius'un gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı

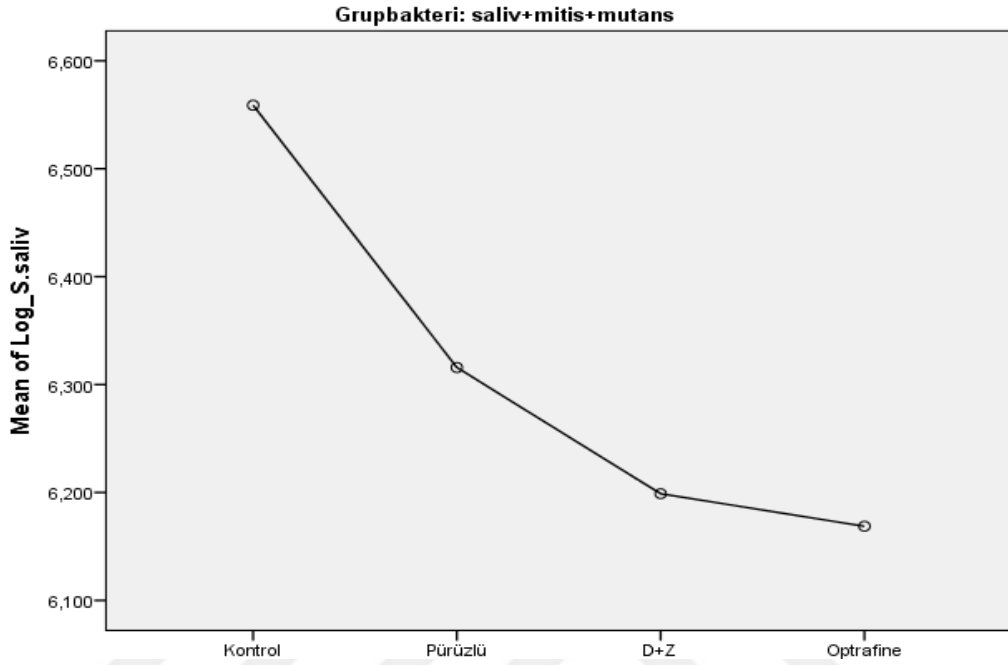


Şekil 4.19. S. salivarius + S. mutans bakteri kombinasyonunda S. mutans'ın gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı

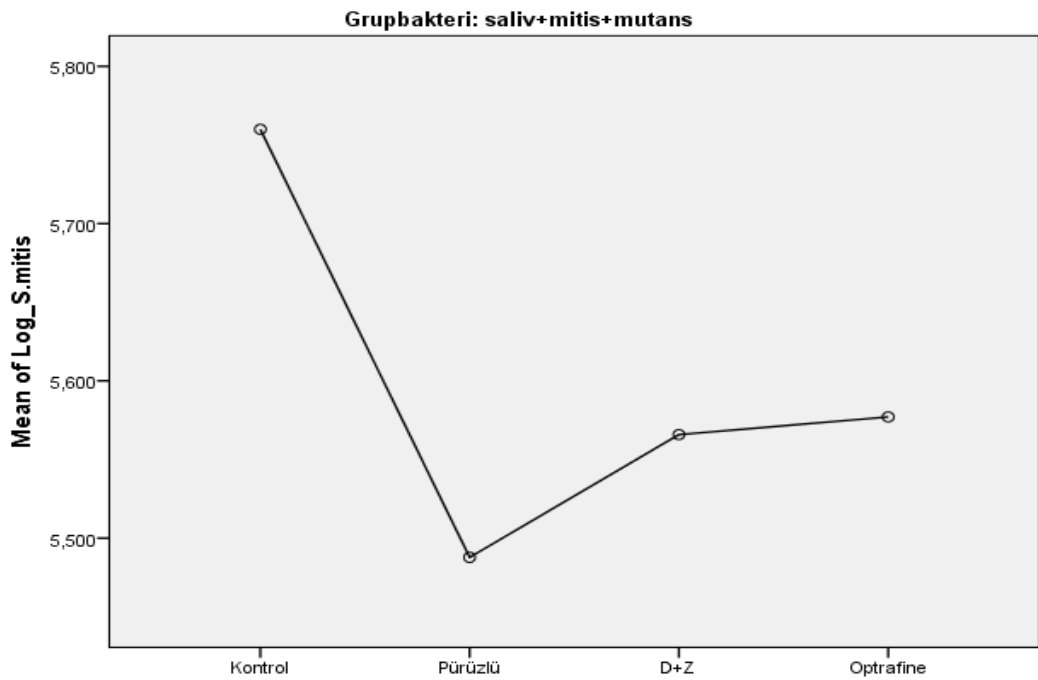
Tablo 4.9. S. salivarius + S. mitis + S. mutans'ın örneklerdeki adezyon değerleri.

Bakteriler	Gruplar	N	Minimum	Maksimum	Ortalama ± SD
S. salivarius	Kontrol	15	5.48	7.19	6.56 ± (0.50)
	Pürüzlü	13	5.00	7.09	6.32 ± (0.60)
	D+Z	14	4.95	7.06	6.20 ± (0.76)
	Optrafine	13	5.48	7.23	6.17 ± (0.55)
S. mitis	Kontrol	15	4.95	6.28	5.76 ± (0.44)
	Pürüzlü	13	4.95	6.41	5.49 ± (0.56)
	D+Z	14	4.95	6.23	5.57 ± (0.51)
	Optrafine	13	4.95	6.48	5.58 ± (0.46)
S. mutans	Kontrol	15	4.95	6.00	5.33 ± (0.40)
	Pürüzlü	13	4.95	5.30	5.11 ± (0.16)
	D+Z	14	4.95	5.48	5.09 ± (0.20)
	Optrafine	13	4.95	7.03	5.31 ± (0.59)

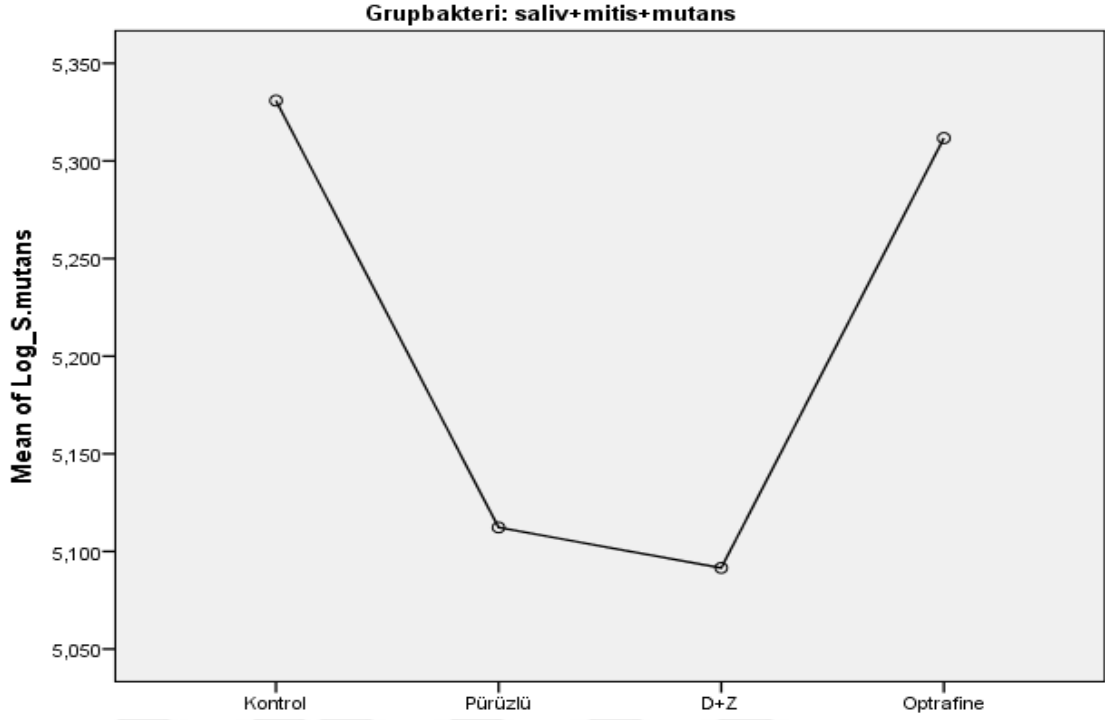
S. salivarius, *S. mitis* ve *S. mutans*'ın beraber adezyonunun sağlandığı durumda adezyon değerleri ortalamaları açısından gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ($p>0.05$).



Şekil 4.20. *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* bakteri kombinasyonunda *S. salivarius*'un gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı



Şekil 4.21. *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* bakteri kombinasyonunda *S.mitis*'in gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı



Şekil 4.22. *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* bakteri kombinasyonunda *S. mutans*'ın gruplar arası bakteri adezyon değerleri ortalamalarının dağılımı

4.3.3. Bakteriler Arası Etkileşim Bulguları

İkili ve üçlü kombinasyonlarla örneklere adezyonunu sağlayan bakterilerin etkileşim bulguları Pearson Korelasyon katsayısıyla Tablo 4.10-4.12'de gösterilmiştir. Korelasyon analizi yapılırken logaritma değerleri yerine, bakterilerin CFU değerleri kullanılmıştır. Çember içerisindeki *r* değerleri (korelasyon katsayısı) orta seviyede korelasyon ilişkisini gösterirken, dikdörtgen içindeki *r* değerleri ise yüksek ya da çok yüksek seviyede korelasyon ilişkisini göstermektedir.

Tablo 4.10. S. salivarius + S. mitis kombinasyonu için Pearson Korelasyon testi sonuçları

r değerleri	SK	MiK	SP	MiP	SD	MiD	SO	MiO
SK	1	,775**	,603*	,361	,154	-,137	-,027	,113
MiK	,775**	1	,341	,124	,293	,068	,020	,174
SP	,603*	,341	1	,851**	,390	-,070	,419	,597*
MiP	,361	,124	,851**	1	,428	-,164	,479	,643*
SD	,154	,293	,390	,428	1	,740**	,284	,294
MiD	-,137	,068	-,070	-,164	,740*	1	,500	,368
SO	-,027	,020	,419	,479	,284	,500	1	,898**
MiO	,113	,174	,597*	,643*	,294	,368	,898**	1

*S. salivarius:S, S. mitis:Mi, S. mutans:Mu; kontrol grubu:K, pürüzlü grup:P, D+Z Polisaj grubu:D, Optrafine Polisaj grubu:O.

Pürüzlü grupta ve Optrafine Polisaj grubunda S. salivarius ve S. mitis arasında çok yüksek seviyede ($r>0.8$) pozitif yönde korelasyon bulunmaktadır.

Kontrol grubunda ve D+Z polisaj grubunda S. salivarius ve S. mitis arasında yüksek seviyede ($r=0.6-0.8$) pozitif yönde korelasyon bulunmaktadır.

Tablo 4.11. S. salivarius + S. mutans kombinasyonu için Pearson Korelasyon testi sonuçları

r değerleri	SK	MuK	SP	MuP	SD	MuD	SO	MuO
SK	1	,324	,148	,472	,506	,352	-,132	-,186
MuK	,324	1	-,207	,936**	,384	-,106	,210	,063
SP	,148	-,207	1	-,031	,433	,170	-,374	-,401
MuP	,472	,936**	-,031	1	,396	-,015	,165	,005
SD	,506	,384	,433	,396	1	,382	-,172	-,279
MuD	,352	-,106	,170	-,015	,382	1	-,145	-,215
SO	-,132	,210	-,374	,165	-,172	-,145	1	,233
MuO	-,186	,063	-,401	,005	-,279	-,215	,233	1

*S. salivarius:S, S. mitis:Mi, S. mutans:Mu; kontrol grubu:K, pürüzlü grup:P, D+Z Polisaj grubu:D, Optrafine Polisaj grubu:O.

Kontrol grubu, D+Z ve Optrafine Polisaj grubunda S. salivarius ve S. mutans arasında düşük seviyede pozitif yönde korelasyon ($r=0.2-0.4$) bulunmaktadır. Pürüzlü grupta ise S. salivarius ve S. mutans arasında herhangi bir korelasyon bulunmamaktadır.

Tablo 4.12. S. salivarius + S. mitis + S. mutans kombinasyonu için Pearson Korelasyon testi sonuçları

r değerleri	SK	MiK	MuK	SP	MiP	MuP	SD	MiD	MuD	SO	MiO	MuO
SK	1	,475	,217	,668*	,529	-,490	,505	,446	-,592*	,003	,069	,251
MiK	,475	1	-,494	,727**	,741**	-,408	-,027	,071	-,383	,100	,063	-,416
MuK	,217	-,494	1	-,192	-,240	-,226	,690**	,564*	-,039	,062	-,036	,818**
SP	,668*	,727**	-,192	1	,942**	-,301	,489	,346	-,464	,141	,203	-,119
MiP	,529	,741**	-,240	,942**	1	-,257	,409	,305	-,453	,106	,147	-,189
MuP	-,490	-,408	-,226	-,301	-,257	1	-,501	-,257	,169	,180	,318	-,211
SD	,505	-,027	,690**	,489	,409	-,501	1	,828**	-,429	,242	,242	,632*
MiD	,446	,071	,564*	,346	,305	-,257	,828**	1	-,396	-,074	-,038	,623*
MuD	-,592*	-,383	-,039	-,464	-,453	,169	-,429	-,396	1	-,093	-,274	-,144
SO	,003	,100	,062	,141	,106	,180	,242	-,074	-,093	1	,927**	-,179
MiO	,069	,063	-,036	,203	,147	,318	,242	-,038	-,274	,927**	1	-,129
MuO	,251	-,416	,818**	-,119	-,189	-,211	,632*	,623*	-,144	-,179	-,129	1

*S. salivarius:S, S. mitis:Mi, S. mutans:Mu; kontrol grubu:K, pürüzlü grup:P, D+Z Polisaj grubu:D, Optrafine Polisaj grubu:O.

Kontrol grubunda, *S. salivarius* ve *S. mitis* arasında orta seviyede pozitif yönde korelasyon ($r=0.4-0.6$) bulunmaktadır.

Kontrol grubunda, *S. salivarius* ve *S. mutans* arasında düşük seviyede pozitif yönde korelasyon ($r=0.2-0.4$) bulunmaktadır.

Kontrol grubunda, *S. mitis* ve *S. mutans* arasında orta seviyede negatif yönde korelasyon ($r=0.4-0.6$) bulunmaktadır.

Pürüzlü grupta, *S. salivarius* ve *S. mitis* arasında yüksek seviyede pozitif yönde korelasyon ($r>0.8$) bulunmaktadır.

Pürüzlü grupta, *S. salivarius* ve *S. mutans* arasında düşük seviyede pozitif yönde korelasyon ($r=0.2-0.4$) bulunmaktadır.

Pürüzlü grupta, *S. mitis* ve *S. mutans* arasında düşük seviyede negatif yönde korelasyon ($r=0.2-0.4$) bulunmaktadır.

D+Z Polisaj grubunda, *S. salivarius* ve *S. mitis* arasında yüksek seviyede pozitif yönde korelasyon ($r>0.8$) bulunmaktadır.

D+Z Polisaj grubunda, *S. salivarius* ve *S. mutans* arasında orta seviyede negatif yönde korelasyon ($r=0.4-0.6$) bulunmaktadır.

D+Z Polisaj grubunda, *S. mitis* ve *S. mutans* arasında düşük seviyede negatif yönde korelasyon ($r=0.2-0.4$) bulunmaktadır.

Optrafine Polisaj grubunda, *S. salivarius* ve *S. mitis* arasında yüksek seviyede pozitif yönde korelasyon ($r>0.8$) bulunmaktadır.

Optrafine Polisaj grubunda, *S. salivarius* ve *S. mutans* arasında korelasyon ilişkisi bulunmamaktadır.

Optrafine Polisaj grubunda *S. mitis* ve *S. mutans* arasında korelasyon ilişkisi bulunmamaktadır.

4.5. Bakteri Fiksasyonu Sonrası ESEM Görüntüleri

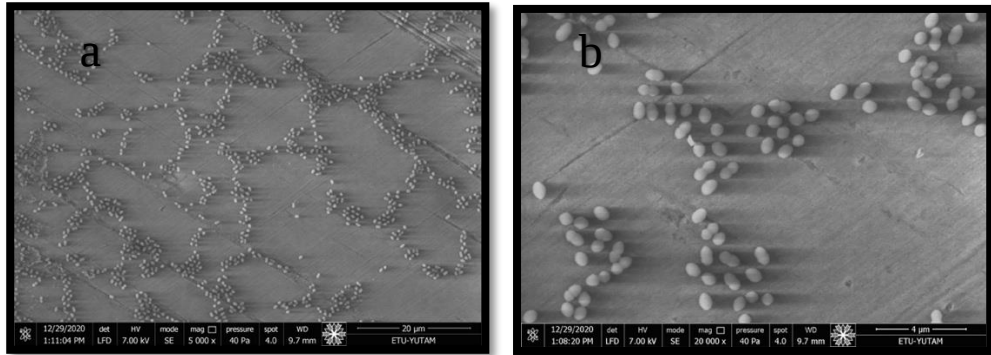
Fiksasyon protokolü sonrası sabitlenmiş olan bakterilerin örnekler üzerindeki ESEM görüntüleri 5000× ve 200000×'lık büyütmede kaydedilmiştir. (Şekil 4.23-4.35).

CFU ile uyumlu olarak kontrol grubu örneklerinin görüntülerinde en fazla adezyon *S. salivarius*'un tek başına olduğu durumda gözlemlenmiştir. En az bakteri adezyonu ise üç bakterinin beraber olduğu grupta gözlemlenmiştir. Bakterilerin ikili kombinasyonları ise benzer sayıda koloni birikimi göstermişlerdir.

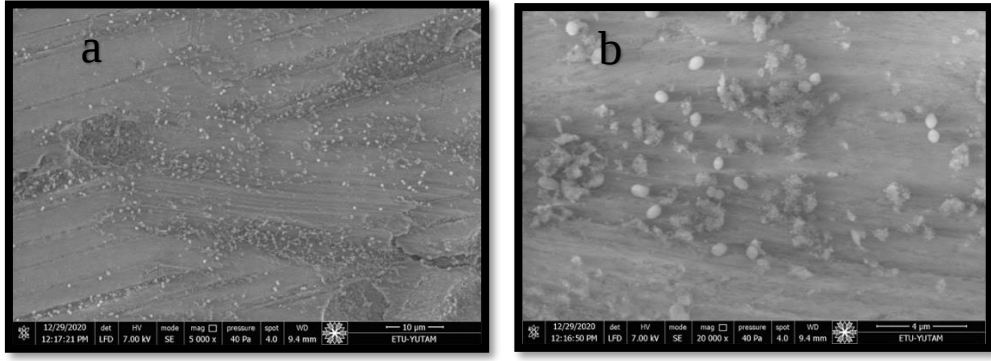
CFU ile uyumlu olarak pürüzlü grup örneklerinin görüntülerinde en fazla adezyon *S. salivarius*'un tek başına olduğu durumda gözlemlenmiştir. Diğer grupların CFU değerleri daha önce bahsedilen bulgulara göre birbirinden farklıdır; buna rağmen benzer sayıda koloni birikimi gözlemlenmiştir.

D+Z Polisaj grubunda bütün bakteri grupları için benzer sayıda koloni birikimi gözlemlenmiştir.

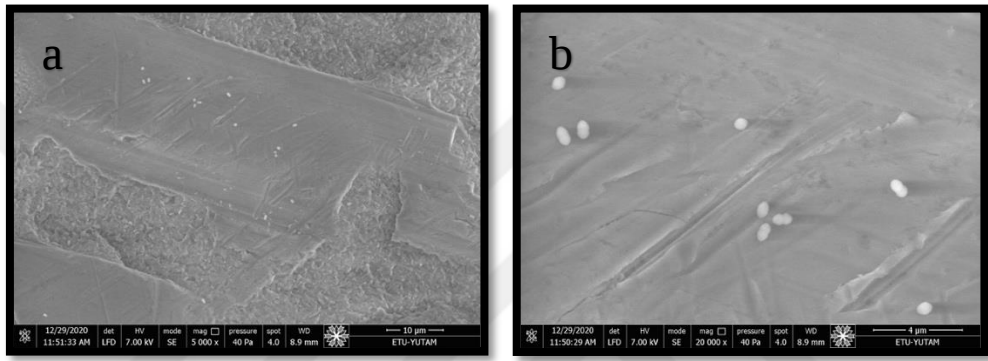
Optrafine Polisaj grubunda bütün bakteri grupları için benzer sayıda koloni birikimi gözlemlenmiştir.



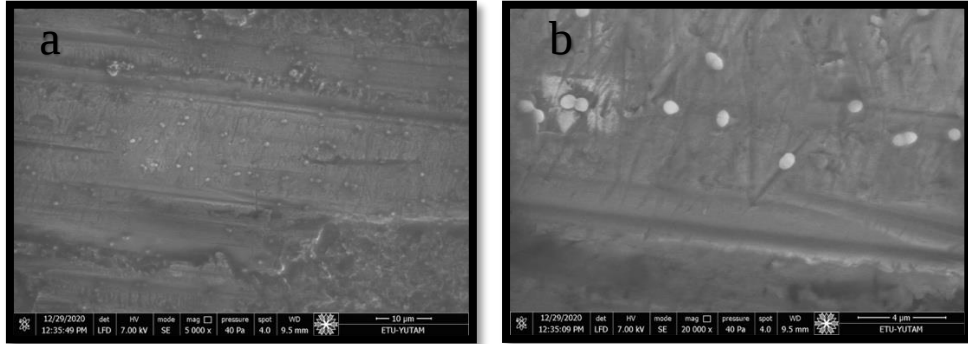
Şekil 4.23. Kontrol grubunda *S. salivarius* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



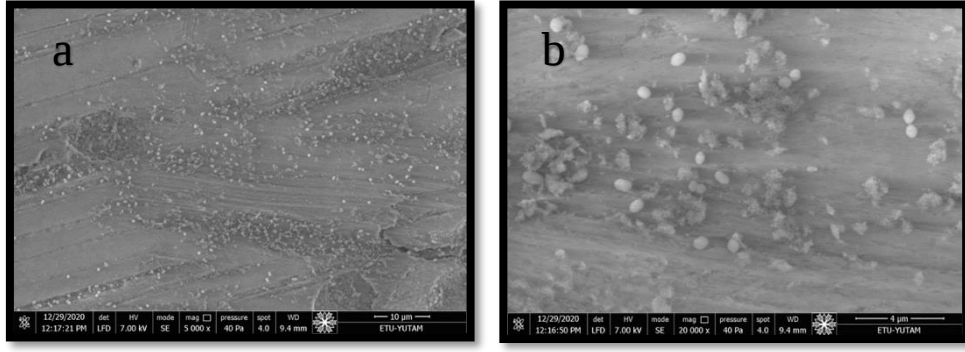
Şekil 4.24. Kontrol grubunda *S. salivarius* + *S. mitis* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



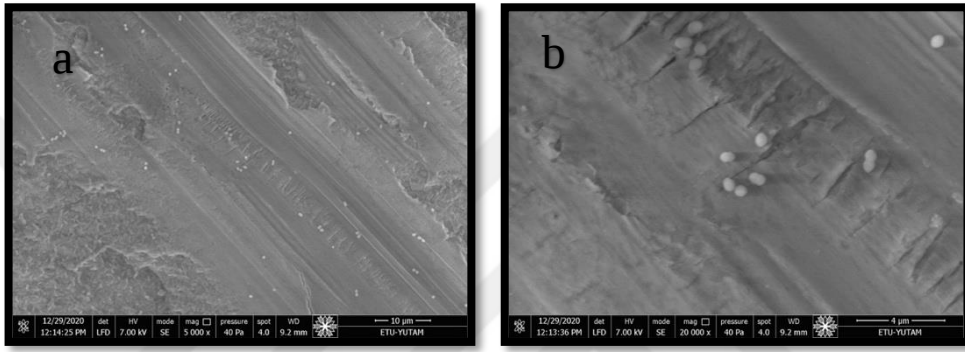
Şekil 4.25. Kontrol grubunda *S. salivarius* + *S. mutans* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



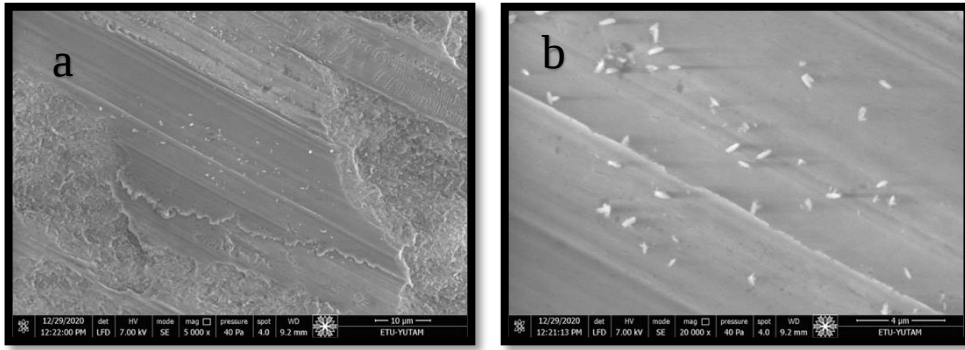
Şekil 4.26. Kontrol grubunda *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



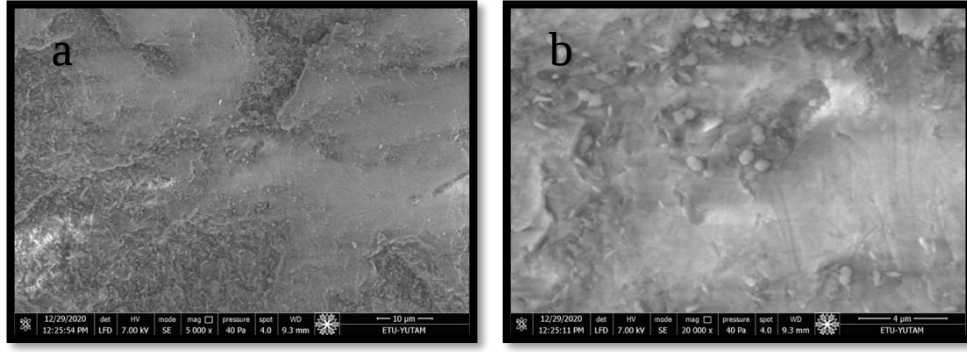
Şekil 4.27. Pürüzlü grupta *S. salivarius* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



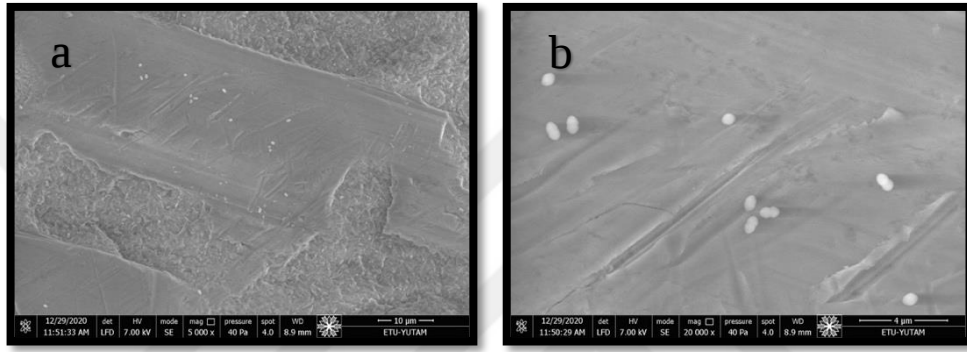
Şekil 4.28. Pürüzlü grupta *S. salivarius* + *S. mitis* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



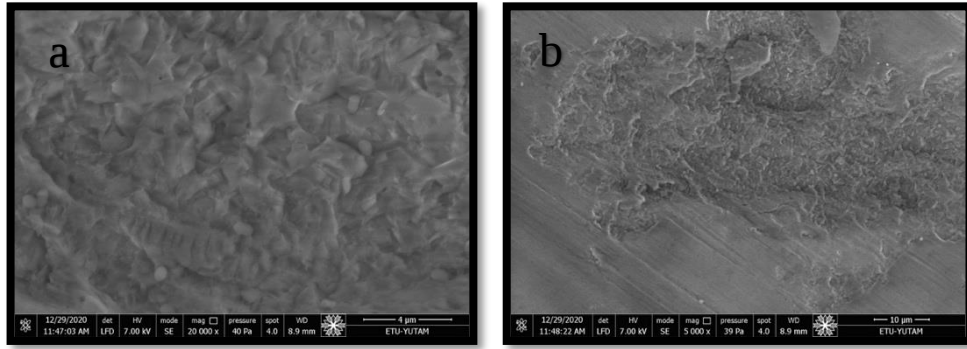
Şekil 4.29. Pürüzlü grupta *S. salivarius* + *S. mutans* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



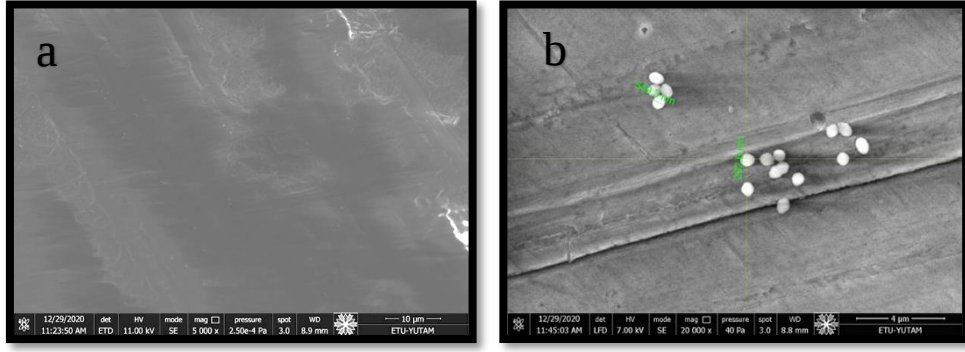
Şekil 4.30. Pürüzlü grupta *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



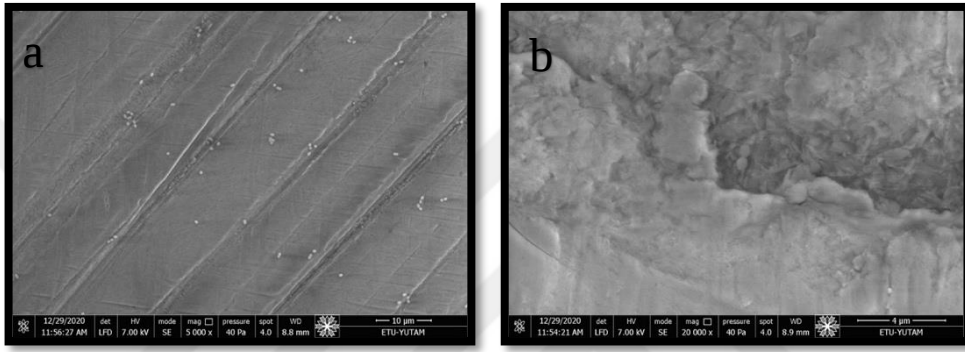
Şekil 4.31. D+Z Polisaj grubunda *S. salivarius* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



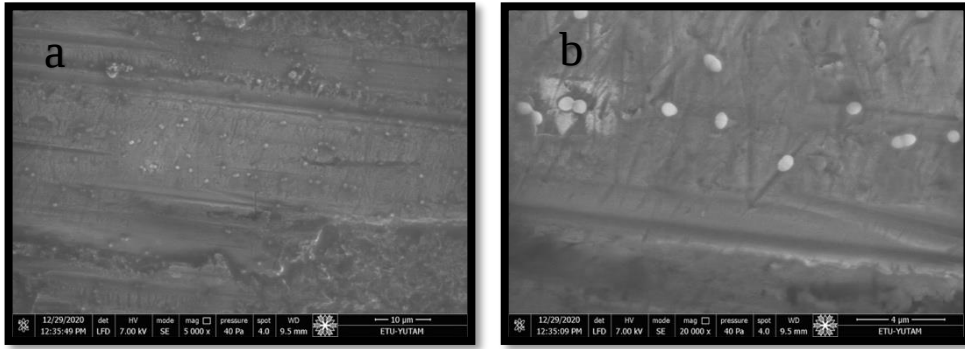
Şekil 4.32. D+Z Polisaj grubunda *S. salivarius* + *S. mitis* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri (a:5000×, b:20000×)



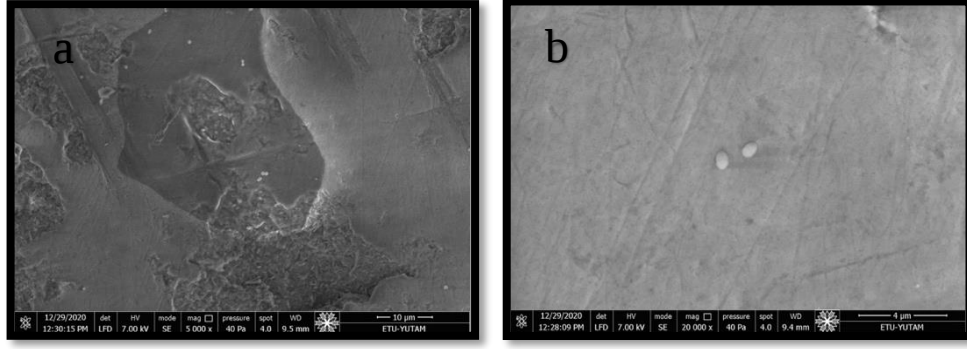
Şekil 4.33. D+Z Polisaj grubunda *S. salivarius* + *S. mutans* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.(a:5000×, b:20000×)



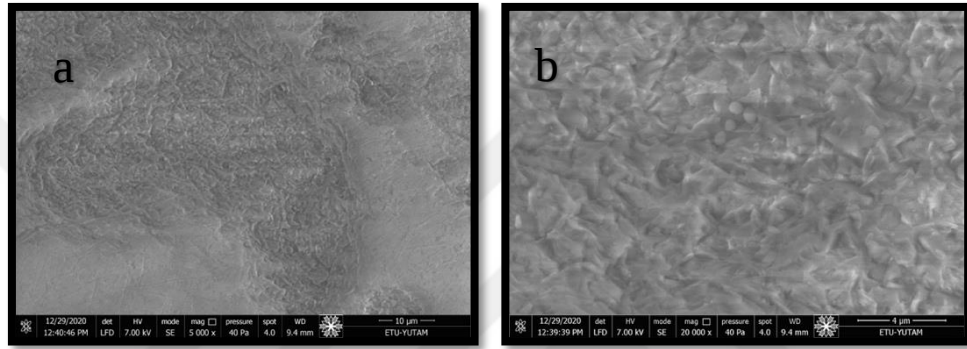
Şekil 4.34. D+Z Polisaj grubunda *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.(a:5000×, b:20000×)



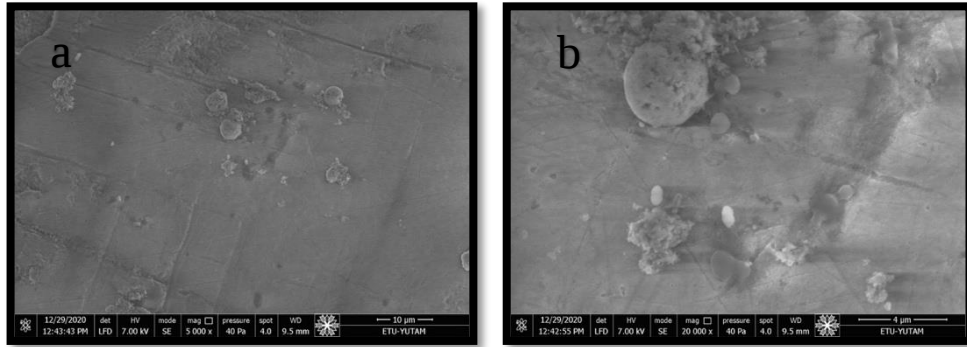
Şekil 4.35. Optrafine Polisaj grubunda *S. salivarius* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.(a:5000×, b:20000×)



Şekil 4.36. Optrafine Polisaj grubunda *S. salivarius* + *S. mitis* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.(a:5000×, b:20000×)



Şekil 4.37. Optrafine Polisaj grubunda *S. salivarius* + *S. mutans* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.(a:5000×, b:20000×)



Şekil 4.38. Optrafine Polisaj grubunda *S. salivarius* + *S. mitis* + *S. mutans* adezyonu sonrası ESEM görüntüleri.(a:5000×, b:20000×)

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasıyla; lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyalinde glaze ve mekanik polisaj işlemlerinin etkinliklerini karşılaştırmak; yüzeyi pürüzlendirilen lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyalini yeniden cilalamak gerektiğinde mekanik parlatmanın etkinlik seviyesini değerlendirmek; oral flora yararlı etkileri olan *S. salivarius*, diş çürüklerinin temel patojeni olan *S. mutans* ve oral floranın fırsatçı patojeni *S. mitis* arasındaki sinerjistik ve antagonist etkileri incelemek; bakteri adezyonu ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkiyi araştırmak amaçlandı.

Bu çalışma sonucunda başlangıçta kurduğumuz hipotezlerden ilki ve üçüncüsü kabul edilirken, ikinci ve dördüncü hipotez kabul edilmedi. Bu çalışmanın sonucunda:

1. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyaline uygulanacak çeşitli polisaj sistemlerinin, bu materyalin yüzey pürüzlülüğünü gidermede glaze kadar etkili olmayacağı hipotezi kabul edildi. Kontrol grubundaki örnekler diğer gruplardan önemli derecede daha az pürüzlülük değerleri gösterdi.
2. Bu materyalin çeşitli bakteri kombinasyonlarıyla adezyonunda gruplar arasında adezyon açısından bir fark çıkmayacağı hipotezi kabul edilmedi. Kontrol grubu ve pürüzlü grupta bakteri adezyonu bakımından gruplar arası farklılık önemliyken, D+Z Polisaj grubu ve Optrafine Polisaj gruplarında bu farklılık önemsiz bulundu.
3. Yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında herhangi bir korelasyon olmayacağı hipotezi kabul edilmiştir. Tüm örnekler için yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında bir korelasyon bulunmadı.
4. Farklı türde Viridans Streptokoklar aynı yüzey üzerinde tutunabilmek için birbirlerine antagonist bir etki gösterirler, hipotezi kabul edilmedi. *S. mutans*

ve *S. mitis* birbirlerine antagonist etki gösterirken, *S. salivarius* düşük seviyede *S. mutans*'la yüksek seviyede *S. mitis*'le sinerjistik etkileşim gösterdi. Buna rağmen tüm gruplarda *S. salivarius* tek başına en yüksek oranda tutulum gösterdi.

Oral biyofilmler, oral kavitede diş yüzeylerine ve dental materyallerin yüzeylerine yapışır. Oral biyofilmler sadece diş çürüğü ve periodontitisin patogenezinde rol oynamakla kalmaz, aynı zamanda klinik tedavilerin başarısız olmasına sebep olan sekonder çürükler ve peri-implantitislere sebep olur.¹³⁸ Ağız ortamına maruz kalan dental materyal yüzeyleri, spesifik fiziksel ve kimyasal özelliklerinden dolayı ince bir pelikül tabakası oluşmasına, başlangıç bakteri adezyonuna ve biyofilm oluşumuna sebep olabilir. Dental protetik ve restoratif materyallerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin oral biyofilmler üzerindeki etkisini anlayabilmek için rezin içerikli kompozitler, cam iyonomer simanlar, amalgamlar, dental alaşımlar, seramik ve dental implant materyallerinin yüzey özelliklerini göz önünde bulundurmak gerekir. Sonuç olarak, her bir özel kimyasal bileşim (organik matriks, inorganik doldurucular, florür ve çeşitli metalik iyonlar) biyofilm oluşumunu artırabilir veya engelleyebilir. Düzensiz topografya ve pürüzlü yüzeyler, bakteriyel kolonizasyon için elverişli bir ara yüz sağlar. Bu yüzeyler bakterileri ilk tersinir bağlanma ve biyofilm oluşumu sırasındaki kesme kuvvetlerine karşı korur. Ayrıca, materyalin serbest yüzey enerjisi, hidrofobikliği ve yüzey kaplanma tekniği de oral biyofilmler üzerinde önemli bir etkiye sahiptir.¹³⁹

Bir restorasyona bitirme işlemi yapılmasının amacı, restorasyonu şekillendirerek istenen anatomik şekli ve adaptasyonu elde etmektir (örn. çıkış profili, restorasyon marjinal uyumu). Bu tür ayarlamalar genellikle parlatılmış tabakayı bozan, yüzey topografyasını değiştiren ve yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olan restorasyonun yüzey özelliklerini değiştiren, ince taneli elmas aşındırıcılarla yapılır. Pürüzlü restorasyon

yüzeylerinde zamanla renk değişimleri ve çevre dokularda gingival inflamasyon veya sekonder çürüklere sebep olan plak akümüasyonu ile beraber seramik restorasyon mukavemetinde azalma¹⁴⁰ ve karşıt dişlerde abrazyon izlenebilir.¹⁴¹ Pek çok araştırma, cilalanmamış materyal yüzeylerinde, dental kompozitler, seramikler, implant dayanakları ve protez kaidelerinde cilalı yüzeylerden daha fazla dental biyofilm birikebileceğini göstermiştir.^{54, 142, 143}

Diş hekimliğinde son 30 yılda restoratif materyal biliminde ve restorasyonların üretilmesinde kullanılan teknolojiye kayda değer gelişmeler yaşanmıştır. CAD/CAM için estetik performansı yüksek ve dayanıklı materyallerin geliştirilmesi, seans sayısının azalmış olması; bu sistemlerin yaygın bir kullanım alanı bulmalarına sebep olmuştur.¹⁴⁴ Lityum disilikat seramikler yüksek bükülme dayanımı, nispeten yüksek kırılma sertliği, iyi ve ayarlanabilir bir translusensi sayesinde, rezin-bağlı veneerler, inleyler, onleyler, kuronlar ve ikinci küçük azılara kadar 3 üniteli köprülerde kullanılabilir.³⁸ Bu sebeple bu tez çalışmasında en yaygın kullanılan materyallerden biri olan lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik IPS e.max CAD tercih edildi.

Klinik uygulamada, seramik restorasyonların çoğu, simantasyondan önce bazı ayarlamalar gerektirebilir, bu da seramik restorasyonun yüzeyindeki glaze tabakasının kalkmasına ve yüzeyin pürüzlü hale gelmesine yol açar.¹⁴⁵ İdeal olarak, yüzeyi aşındırılmış protezler, simantasyondan önce polisaj işlemine ve glaze işlemine tabi tutulmalıdır.¹⁴⁶ CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonun simantasyona hazır hale gelebilmesi için uygun bir şekilde düzeltilip cilalanması gerekmektedir.¹⁴⁷ Glaze ve polisaj işlemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda hangisinin daha efektif olduğu konusunda bir görüş birliğine varılamamıştır.¹⁴⁸

Pürüzlülük ortalaması (Ra, ISO 4287) yüzey pürüzlülüğü için en yaygın kullanılan parametredir ve ölçüm uzunluğu dahilinde pürüzlülük profilinin merkez hattından tüm

mutlak mesafelerinin aritmetik ortalama değerini gösterir.^{123, 149} Merkez izgisi, numunenin konumlandırılmasına bağlı olarak seçilir ve bu, doğrusal yüzey pürüzlülüğünün fazla tahmin edilmesine veya yetersiz llmesine neden olabilir. Bu nedenle, sınırları belirlenmiş bir alanın pürüzlülüğünü kaydetmek için bir parametreye ihtiyaç vardır. Kaydedilen alanın verilerini içeren ortalama yüzey pürüzlülüğü için karşılık gelen parametre Sa'dır (ISO 25178), bu sebeple bu tez çalışmasında geleneksel profilometrede kullanılan Ra'ya karşılık gelen fakat daha ideal ölçümler yapılmasına olanak sağlayan Sa değeri kullanıldı.¹⁵⁰

Güvener ve Kara¹⁵¹ 4 farklı seramik CAD/CAM materyaline uygulanan farklı polisaj metotlarının S. mutans adezyonuna etkisini inceledikleri tez çalışmalarında kullandıkları bütün materyallerin kendilerine ait olan polisaj sistemlerini tercih etmişlerdir. Çoğu seramik sisteminin kendisine ait polisaj kiti olsa da çok fazla materyal seçeneği olan protetik diş tedavisi biliminde her bir seramik sistemi için ayrı bir polisaj kitini tedarik etmek ve bu kitlerin belirli bir kullanımdan sonra yenileme gerekliliği düşünüldüğünde, maliyetleri yükseltebilir. Bu sebeple, bu tez çalışmasında bütün seramik sistemlerinde kullanılabilen Optrafine Assortment ve D+Z polisaj kitleri tercih edildi.

Mohammadibassir ve ark.¹⁵² iki polisaj sisteminin monolitik lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiğin yüzey pürüzlülüğü, topografyası ve bükülme dayanımı üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında, IPS e.max CAD'i przlendirerek bu tez çalışmasına benzer şekilde cilamama işlemi için Optrafine Assortment ve D+Z polisaj kitlerini tercih etmişlerdir. Pürüzlendirilen ve sonra Optrafine'la cilalanan grup en düşük Ra değerini göstermiştir, daha sonra sırasıyla en yüksekte en düşüğe Ra değerleri pürüzlendirilen grup, D+Z'yle cilanan grup, kontrol grubu, przlendirilmemiş glaze grubuna aittir, en yüksek Ra değeri ise pürüzlendirilen ve sonrasında glaze uygulanan gruba aittir. Bu tez çalışmasında Optrafine grubu ve pürüzlü grup arasında istatistiksel

olarak pürüzlülük bakımından önemli bir fark çıkmamıştır. Bu tez çalışmasında glaze işleminden önce örnekler sadece 180 gritlik silikon karbid zımparalarla aşındırılmıştır. Mohammadibasir ve ark. ise seramik örnekleri bitirme ve polisaj makinesinde 600, 800 ve 1200 gritlik silikon karbidle zımparalamışlardır. Daha ince gritli zımparalar, yüzey pürüzlülük değerlerini etkileyebilir.

Hürbağ ve Nalbant.⁶⁵ yaptıkları tez çalışmalarında farklı translüsensiye sahip IPS Empress CAD örnek yüzeylerine glaze uygulamadan örnekleri Optrafine Assortment Polisaj kitiyle cila işlemine tabi tutmuşlardır. Polisaj işlemi öncesi ve sonrası örnekler arasında pürüzlülük değerleri bakımından farklılığı önemli bulmuşlardır.

Vo ve ark.¹⁵³ IPS e. max CAD, IPS e.max Press, IPS e.max ZirPress/Ceram, IPS e.max Press/Ceram gibi dört farklı özellikte lityum disilikat materyalinin pürüzlülüklerini karşılaştırmış ve Ra değerlerini sırasıyla en yüksekte en düşüğe; Ceram glaze, ZirPress/Ceram, IPS e.max CAD, IPS e.max Press olarak bulmuşlardır. IPS e.max Press cila kitiyle polisaj işlemine tabi tutulduğunda, glaze uygulanan formundan çok daha düşük Ra değeri göstermiştir. Bu tez çalışmasında bütün seramik örnekler için kristalizasyon işlemi öncesi aynı protokol uygulanmıştır. Vo ve ark. ise Ceram glaze örneklerine çalışmalarında kullandıkları diğer üç lityum disilikat materyalinden farklı olarak, son parlatma ve polisaj patı uygulamamışlar, sadece glaze işlemi uygulamışlardır. Aynı zamanda hiçbir örneğe ilave pürüzlendirme işlemi uygulamamışlardır, bu sebeple bu tez çalışmasında en pürüzsüz yüzey glaze (kontrol) grubuna aitken, Vo ve ark.'nın çalışmasında en pürüzlü yüzey glaze uygulanan grup olmuştur.

Özdoğan, Bayındır, Ulu ve Yeşil Duymuş¹⁵⁴ 2 farklı porselen türünde glaze ve manuel polisaj işlemini karşılaştırdıkları çalışmalarında glaze işleminin pürüzleri gidermede daha etkin bir yöntem olduğunu göstermişler, porselen türlerinin yüzey pürüzlülük değerlerini etkilemediğini belirtmişlerdir.

Mota ve ark.¹⁵⁵, IPS e.max CAD, Enamic, IPS Empress CAD, Mark II, Vita Suprinity, seramiklerinin ve Lava Ultimate kompozit rezin materyallerinin freze işlemi, kristalizasyon, polisaj ve glaze işlemi öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerini birbirleriyle karşılaştırmışlardır. IPS Empress CAD, Mark II, Vita Enamic ve Lava Ultimate örneklerinin polisaj ve glaze işlemi uygulanmış örnekleri arasında Ra değerleri arasında önemli bir farklılık bulunmazken, IPS e.max CAD ve Suprinity seramik örneklerinde önemli bir farklılık bulunduğunu belirtmişlerdir. Bu durum; kısmi kristalize IPS e.max CAD ve Suprinity seramiklerinin yüzey sertliğinin daha az olmasından ötürü elmas frezlerin hareketine daha duyarlı olması, dolayısıyla yüzey pürüzlülüğünün artması olarak yorumlamışlardır.

Abdalla ve ark.¹⁵⁶ lityum disilikat seramik, feldspatik seramik ve zirkonyayla güçlendirilmiş lityum silikat seramiğin her birini pürüzlendirmiş; ardından kendilerine ait polisaj kitleriyle polisaj işlemine tabi tutmuşlardır. Seramik tipinden bağımsız olarak, bütün gruplarda pürüzlendirilen gruplar, polisaj ve glaze gruplarından önemli derecede pürüzlü çıkmıştır. Pürüzlülük değerleri profilometreyle ölçülen örneklerin yüzeyine daha sonra S. mutans adezyonu sağlanmıştır. En yüksek yüzey pürüzlülüğü gösteren grup olan feldspatik porselen ve lityum disilikat seramik iken üzerinde en çok biyofilm biriken yüzey feldspatik porselendir. Yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında pozitif yönde bir korelasyon söz konusudur. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik ise en düşük yüzey pürüzlülüğüne ve en ince biyofilm tabakasına sahip grup olmuştur. Bu tez çalışmasında yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında herhangi bir korelasyon bulunamamıştır. Kontrol grubu IPS e.max CAD grubunun yüzey pürüzlülük değeri ortalama $2.75 \pm 1.52 \mu\text{m}$ bulunmuştur. Literatürdeki verilere göre bu değer oldukça yüksek görünmektedir. Bunun sebebi glaze işlemi öncesi yapılan tesviye polisaj işleminin yetersizliği olabilir. Ayrıca pürüzlü grup iki farklı polisaj sistemiyle cilalandığında yüzey

pürüzlülüğü kontrol grubuyla karşılaştırıldığında önemli derecede azalmamıştır. Cilalama süresinin artırılması yüzey pürüzlülük değerlerini ve dolayısıyla bakteri adezyon değerlerini tamamen değiştirebilir.

Bu tez çalışmasından elde edilen bulgulara göre lityum disilikat yüzeyinde daha optimal yüzey özellikleri elde edebilmek için yeni polisaj sistemleri ve yüzey modifikasyon yöntemleri geliştirilmelidir. Ayrıca, farklı polisaj sistemlerinin ve ölçüm yöntemlerinin pürüzlülük değerlerini değiştirebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.^{54,}

¹⁵⁷ Ek olarak, bakteri adezyon değerlerinin ölçümünde farklı pürüzlülük değerlerindeki lityum disilikat örneklerle beraber mine, sement gibi dokuların kullanılması sonraki çalışmalar için faydalı sonuçlar doğurabilir.

Dutra ve ark.¹⁵⁸ restoratif materyallere yapılan polisaj ve cilalama prosedürlerinin, dental materyallerin yüzeyine olan bakteriyel adezyonuna etkilerini konu alan derlemelerinde farklı restoratif materyallerin kullanıldığı çalışmaları derlemeye dahil etmemişlerdir. Restoratif materyallere mikrobiyal yapışmayı değerlendiren *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar, biyofilm yapısında farklılıklar olduğunu ortaya koymuştur.¹⁵⁹⁻¹⁶¹ Farklı materyaller arasındaki mikrobiyal adezyon çeşitliliği, materyalin kimyasal kompozisyonundan ve yüzey özellikleri farklılıklarından kaynaklanmaktadır.¹⁵⁸ Güvener ve Kara.¹⁵¹, hazırladıkları tez çalışmalarında 4 farklı CAD/CAM seramik materyaline polisaj ve glaze işlemi uyguladıktan sonra bakteriyel adezyon ve yüzey pürüzlülüğü arasında bir korelasyon bulamamışlardır. Farklı materyallerin farklı serbest yüzey enerjisi, yüzey hidrofilitesi ve fizikokimyasal özelliklerinin olmasının farklı bakteri adezyon değerlerine yol açabileceğini söylemişlerdir. Bu sebeple, bu çalışmada, materyaller arasındaki fizikokimyasal, kristalin yapı ve hidrofobite farklılıklarının bakteri adezyon değerlerini etkilememesi için tek bir materyal seçilmiştir.

Bakterilerin farklı diş malzemelerine adezyonunu birkaç faktörün etkileyebileceği iyi bilinmektedir. Bakteriyel yapışmayı etkileyen en önemli faktörlerden biri tükürük pelikuludur.¹⁶² Tükürük varlığı , temas açılarının homojenleşmesine ve daha hidrofilik bir yüzeye yol açar.^{162, 163} Bununla birlikte, çeşitli substratlar üzerindeki farklı ve karmaşık protein adsorpsiyon modelleri ve özellikle oral bakterilerle etkileşime giren insan tükürüğündeki geniş protein yelpazesi nedeniyle, bakterilerin *in vivo* yapışma modellerinin, *in vitro* olanlardan farklı olması mümkün olabilir.¹⁶⁴ Bu tez çalışmasında oral kavitedeki koşulları taklit etmek için her deney yapay tükürük varlığında gerçekteştirildi. Tükürük içinde herhangi organik materyal barındırmadan tamamen inorganik materyallerden hazırlandı. Bununla birlikte bazı çalışmalar protetik materyaller üzerine olan bakteri inokülasyonunu tamamen insan tükürüğünden elde edilen biyofilm birikimi üzerinden ölçmüşlerdir.¹⁶⁵ İnsan tükürüğünde ml’de 10^8 - 10^9 kadar bakteri bulunmaktadır.^{10, 166} Bu sebeple bu tez çalışmasında ml’deki tükürük sayısı 10^9 olarak belirlendi.

Schmidlin ve ark.¹⁶⁷ çeşitli bakterilerin ve *C. Albicans*’ın farklı yüzey özelliklerine sahip titanyum materyaline adezyonunu inceledikleri bir çalışmada stimüle edilmemiş ve hastalardan izole edilmiş tükürüğü sterilize ederek kullanmışlardır. Tükürükteki organik ve inorganik içeriklerin *in vitro* ortamda bakteri adezyonu mekanizmasını etkileme derecelerini anlayabilmek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu tez çalışmasında yapay tükürük, bireyler arası farklılığı en aza indirmek için Shannon ve ark.¹³⁴ protokolüne göre seçildi. Bu protokolde tükürük içeriği sadece inorganik materyallerden oluşmaktadır. Tükürüğün organik içeriği bireyler arasında farklılık gösterebilmektedir.¹⁶⁸

Literatürde dental protetik materyallere bakterilerin birlikte, yani kombinasyonlar şeklinde adezyonunun incelendiği çalışma sayısı oldukça azdır.¹⁶⁴ Mikrobiyal dental plak aynı bireyde farklı dişler arasında dahi çeşitlilik gösterebildiğinden *in vivo* çalışmaların

standardizasyonunu sağlamak zorlaşabilir.¹⁶⁹ *In vitro* araştırmalarda parametreler ve deney koşullarını kontrol edebilmek daha kolaydır. Bu çalışmalar güncel materyallerle herhangi bir klinik takip olmadan etkili ve kısa sürede bulguların elde edilmesini sağlar. Bu üstünlükleri göz önünde bulundurarak bu tez çalışması güncel bir materyal kullanılarak *in vitro* ortamda gerçekleştirildi.

Souza ve ark.¹⁶⁵ *in vitro* ortamda, *in vivo* olarak elde ettikleri tükürükten gelen mikroorganizmaların adezyonunu sağlamışlar ve 4 farklı implant üstü protetik restoratif materyalin 24 ve 48 saat sonundaki biyofilm birikimlerini incelemişlerdir. Krom-kobalt alaşımında 24 ve 48 saat sonunda zirkonya ve titanyuma göre daha kalın bir biyofilm tabakası oluştuğunu FEG-SEM analizlerinde gözlemlemişlerdir. Ayrıca Souza ve ark.'larının çalışmasına benzer olarak bu tez çalışmasında CFU sistemi kullanıldı ve ESEM görüntüleriyle koloni sayım bulguları uyumlu sonuçlar verdi.

Biyofilm formasyonunu kantitatif olarak ölçmek ve birim alandaki mikroorganizma sayısını hesaplamak için pek çok yöntem mevcuttur.¹⁷⁰ Bunlar, mikroskopik yöntemler, canlı bakteri sayım yöntemleri, biyofilm değerlendirme yöntemleri, direkt ve indirekt yöntemler olarak sınıflandırılabilir.¹⁷¹ SEM'le görüntüleme ve glutaraldehit fiksasyonu altında bakteri adezyonu kontrolü de son dönemde tekrar gündeme gelmiştir.¹⁷² Koloni oluşturan birimlerin sayılması olan CFU sisteminin kullanıldığı literatürde pek çok çalışma mevcuttur.^{10, 104, 151, 165, 173-176} Bu tez çalışmasında CFU sistemi tercih edildi. Bu sistemde direkt bakteri sayımı yapıldığı için hareketli bakterilerin sayımında güçlükler yaşanmaktadır.¹⁷¹ Pek çok materyal üzerindeki biyofilm birikimini inceleyen çalışmada ölü ve canlı bakteri sayısını ayırt edebilmek için 3-(4,5-dimetiltiyazol2-yl)-2,5-difeniltetrazolyum-bromür (MTT) yöntemi tercih edilmiştir.^{142, 177, 178} Bu da çalışmamızın limitasyonlarından biridir.

Naik ve ark.⁹³ 5-12 yaş arasındaki çocuklara 5 gün boyunca diş fırçası kullandırmış ve fırçaları kontamine eden *Streptococcus* türlerini araştırmışlardır. *Streptococcus* ve *Enterococcus* türleri için özel bir besiyeri olan Mitis-Salivarius Agar'da diş fırçalarından izole edilen türler: *S. salivarius*, *S. mitis* ve *S. mutans* olmuştur.

Hanhel ve ark.¹⁷⁹ cam seramik, lityum disilikat cam seramik ve 3 farklı zirkonya materyalinin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlar ardından bu materyalleri *Streptococcus sanguinis*, *Streptococcus gordonii*, *Streptococcus oralis*'le ayrı ayrı inkübe etmişlerdir. Lityum disilikat materyali bu materyaller arasında en pürüzlü grup olarak bulunmuştur ve ortalama pürüzlülük değeri bu tez çalışmasındaki kontrol grubuyla benzerlik göstermektedir. Hanhel ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde bu tez çalışmasında yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında herhangi bir korelasyon bulunamadı. Vo ve ark.¹⁵³ 4 farklı lityum disilikat materyali yüzeyinde *S. mutans* adezyonunu inceledikleri çalışmada, bu tez çalışmasının aksine bakteri adezyonu ve yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif yönde bir korelasyon bulmuşlardır. Hanhel ve arkadaşları farklı materyaller kullanmışlar, Vo ve ark. ise farklı formlardaki lityum disilikat materyalini tercih etmişlerdir. Farklı materyallerin kullanımında bakteri adezyonun sadece yüzey pürüzlülüğüyle ilişkili olmaması bu sonuçlara yol açmış olabilir.

Jalalian ve ark.¹⁸⁰ IPS e.max, feldspatik porselen ve mine yüzeyinde *S. mutans* adezyonunu inceledikleri bir çalışmada, en çok bakteri tutulumunu mine üzerinde olduğunu bildirmişlerdir. IPS e.max ve feldspatik porselen arasında önemli bir farklılık bildirmemişlerdir. Bu tez çalışmasıyla benzer şekilde bakteri sayısını ml'de 10^9 olarak belirlemelerine rağmen koloni sayım yöntemlerini ayrıntılı açıklamadıkları ve logaritma değerlerini kullanmadıklarından dolayı mevcut tez çalışmasıyla *S. mutans* adezyonu değerleri karşılaştırılamamıştır.

Aykent ve ark.¹⁰, 4 farklı kompozit ve bir seramik materyaline farklı cila sistemleri uyguladıkları ve *S. mutans* adezyonunu inceledikleri çalışmalarında pürüzlülük değerinin her bir materyal için farklı değerlerde olduğunu ortaya koymuşlardır. *S. mutans* adezyonu ve yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif yönde korelasyon olduğunu bildirmişlerdir.

Meier ve ark.¹⁸¹ cam, 3 farklı cam seramik ve bir zirkonya materyalinin üzerine ayrı ayrı *S. oralis*, *S. sanguinis*, *S. mutans* ve *S. sobrinus* adezyonunu sağlamışlardır. Yüzey pürüzlülük değerleri ve adezyon değerleri arasında korelasyon bulamamışlardır. *S. sobrinus* ve *S. mutans* bu çalışmadaki diğer streptokoklardan 10 kat daha az sayıda yüzeylere tutunmuştur. Bu tez çalışmasında da *S. mutans* tüm gruplarda diğer bakterilere göre 10 ya da 100 kat daha az sayıda yüzeylere tutunmuştur.

S. mitis dental plak oluşumunda erken kolonizörlerden biridir¹⁸² ve plağın erken safhalarında sayıca en fazla bulunan bakteridir. *S. salivarius* ve *S. mutans* daha geç safhalarda plağa bağlanırlar.¹⁸³

Kang ve ark.¹⁸⁴ feldspatik porselen ve zirkonyaya iki farklı polisaj kitiyle polisaj yapmışlar ve sonrasında *S. mitis* adezyonu ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki korelasyona bakmışlardır. Feldspatik porselen yüzeyi daha pürüzlü olmasına rağmen üzerinde az miktarda bakteri birikimi olurken, zirkonya materyali daha az pürüzlü olmasına rağmen yüzeyinde daha çok bakteri birikimi görülmüştür, fakat bu farklılık istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur. Bu tez çalışmasında tek başına *S. salivarius*'un olduğu örnek yüzeylerinde en çok bakteri adezyonu pürüzlü grupta en az bakteri adezyonu D+Z polisaj grubunda görülmüş ve aralarındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$), bununla birlikte yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasında bir korelasyon bulunamamıştır. Bakterilerin kombinasyon şeklinde örnek yüzeylerine adezyonunun sağlandığı durumlarda, tüm bakteri grupları ve yüzeyler için kontrol grubu belirgin şekilde daha az pürüzlülük değerlerine sahip olmasına rağmen, bakteri adezyon değerleri

arasında önemli bir farklılık bulunamamıştır. Bunun sebebinin daha önceki çalışmalarda⁵¹ belirtilen eşik değerle (0.2 µm) ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Bu tez çalışmasında kontrol grubu da dahil tüm örneklerin değerleri bu eşik değerinin çok üzerinde Sa değerleri göstermiştir.

Engel ve ark.¹⁸⁵ mine kesiti, IPS e.max CAD materyali, kompozit materyali, iki farklı seramik materyali ve Krom-Kobalt-Molibden metal alaşımından hazırladıkları diskleri stabilizasyon splintine yerleştirmiş ve hastaların 3, 24, 72 saatlik sürelerle kullanmalarını sağlamışlardır. Kontrol grubu olarak kullanılan mine yüzeyinde her hastada 72 saat kullanım sonucunda *S. mitis* varlığına rastlanmıştır. IPS e.max CAD için ilk 3 saat kullanım sonucunda yüzeyde *Staphylococcus saprophyticus* varlığına rastlanmıştır. *S. mitis* için mine yüzeyleri her daim rezervuar alanı olarak görülebilir.¹⁶⁵ Çalışma sonucunda oral biyofilmlerin konakçının oral kavitesindeki bakteriyel flora ile ilişkili olarak geliştiğini ve restoratif materyaller üzerindeki biyofilmin yüzey özellikleri ve materyal kompozisyonundan etkilendiğini belirtmişlerdir.

S. salivarius suşları bazen bağırsak mikrobiyotası ile ilişkilendirilir ama çoğunlukla doğumdan sonra bebeklerin oral kavitelerini ilk olarak kolonize eden bakterilerdir. Bu sebeple *S. salivarius*'un ana yaşam alanı insan oral kavitesi olarak kabul edilir.¹⁸⁶ *S. salivarius*'un bazı suşları (K12 ve M18) *S. mutans* üzerinde lantibiyotik etkinlikleriyle inhibe edici etkilere sahiptir, fakat bu probiyotik bakteriler oral kavitede bu tez çalışmasında kullanılan *S. salivarius* (ATCC 13419) kadar yaygın değildir, ticari amaçlarla üretilirler ve gen çalışmalarıyla özel olarak elde edilirler.¹⁸⁷

Literatürde diş, dental implant, kompozit, seramik yüzeyine *S. salivarius* adezyonunu araştıran çalışma sayısı oldukça azdır.^{183, 188} Bu çalışmada *S. salivarius*'un her gruba ekilmesinin sebebi oral floranın ana elemanı olmasıdır. Bu sebeple *S. salivarius* *S. mitis* ve *S. mutans*'la ayrı ayrı kombinasyonlar şeklinde seramik yüzeylerine ekildi. *S.*

salivarius ile ortamdaki patojenik bakteriler olan *S. mitis* ve *S. mutans* arasında negatif bir korelasyon söz konusu olmamıştır. *S. salivarius*'un tek başına olduğu kontrol, pürüzlü, D+Z ve Optrafine Polisaj gruplarında kombinasyonların olduğu duruma göre *S. salivarius*'un CFU değeri çok daha yüksek çıkmıştır. Bunun sebebi mikroorganizmaların aynı ortamda yaşamak için koloni oluşturma kapasitelerini düşürme eğilimi olabilir. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinden bağımsız olarak bütün örnek yüzeylerinde en fazla bakteri adezyon değeri ortalaması *S. salivarius*'a aitken, ikinci sırada *S. salivarius* + *S. mitis* grubu bulunmaktadır. Bu sonucun, *S. salivarius* ve *S. mitis* arasındaki pozitif yönlü korelasyondan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bütün örnek yüzeylerinde en düşük bakteri adezyon değerleri ortalaması *S. mutans*'ın bulunduğu ikili ve üçlü kombinasyon gruplarında görüldü. *S. mutans* ve *S. mitis* arasındaki negatif yönlü korelasyon bu sonuçlara yol açmış olabilir. *S. salivarius* ve *S. mutans* arasında bazı örnek yüzeylerinde pozitif yönlü korelasyon olsa da *S. mutans*'ın agresif büyüme paterni toplam bakteri adezyon değeri ortalamalarını düşürmüş olabilir.

S. salivarius tükürükte üreaz enzimi oluşumuna katkıda bulunan asıl bakteri türüdür.¹⁸⁹ *S. salivarius*'un bazı suşları ortamın asidik pH'ını regüle ederek *S. mutans*'ın çürük yapma etkinliğini düşürür.¹⁹⁰ Bu tez çalışmasında *S. salivarius* ve *S. mutans*'ın beraber olduğu gruplarda *S. mutans*'ın *S. salivarius*'a göre az sayıda koloni üretmesi, *S. mutans*'ın etkinliğinin *S. salivarius* tarafından düşürüldüğüne kanıt olarak görülmemelidir. Çünkü besiyerlerinde iki bakterinin üst üste üreyebildiği görüldü. Tüm gruplarda koloni sayısı olarak *S. salivarius* baskın olsa da *S. mutans*'ın yayılma paterni çok daha agresif seyretti.

Yüzey pürüzlülüğü yanında yüzey topografisi, hidrofobiklik, serbest yüzey enerjisi, kimyasal bileşimde bakteriyel yapışmada çok önemli bir rol oynar.¹⁹¹ Bislimi ve

ark.¹⁹² zirkonya, kompozit rezin ve Nikel-Krom-Molibden metal alaşımı yüzeyinde S. mutans adezyonunu inceledikleri çalışmalarında hidrofobiklik ve adezyon arasında bir korelasyon bulamamışlar, bakteriyel adezyon ve serbest yüzey enerjisi arasında ise pozitif yönde bir korelasyon bulmuşlardır. En çok adezyon değeri kompozit rezin materyaline aitken en az değer zirkonyaya aittir.

Çalışmamızın limitasyonları şu şekilde özetlenebilir.

Bu tez çalışmasında, yüzey pürüzlülüğü bakımından gruplar arasındaki farklılık önemli çıksa da bakteriyel adezyonla, yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişki önemli bulunmadı. Bu durum bakteriyel adezyona yalnızca yüzey pürüzlülüğünün değil, materyale özgü serbest yüzey enerjisi ve yüzey hidrofilitesi gibi fizikokimyasal özelliklerin de etki etmesi ile açıklanabilir.¹⁷⁵ Bu tez çalışmasında polisaj metotlarının örneklerin fizikokimyasal özellikleri üzerindeki etkisi incelenmediği için ileri dönem çalışmalarda geniş çaplı yüzey analizlerinin yapıldığı araştırmalara ihtiyaç vardır. Oral kavitenin sıcaklığı 34°C-36°C arasında değişmektedir¹⁸¹; fakat bu çalışmadaki deneyler pratik nedenlerden dolayı oda sıcaklığında gerçekleştirildi. Tükürük bileşimi kişiden kişiye değişebildiği gibi ağzın farklı bölgelerinde de değişkenlik gösterebilir. Öğünler sırasındaki pH dalgalanması, çiğneme ve oral hijyen sırasında artan tükürük akışı bakteri adezyonunu ve biyofilm gelişimini etkileyebilir.¹⁵³

Oral biyofilm oluşumu çok karmaşık bir süreç olduğundan, *in vitro* çalışmaların sonuçlarının klinik çalışmalarla örtüşemeyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Her yüzey parametresinin oral biyofilm gelişimi üzerindeki rolünü ve mekanizmasını açıklığa kavuşturmak için daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.¹³⁹ Bakteri büyüme koşullarını stimüle etmek ve biyofilm birikiminin stimüle edilmesi için çok sayıda sistem bulunmaktadır. Drip flow biyofilm reaktör ve flow reaktör gibi açık sistemler düşük kayma gerilimi ve sürekli taze besiyeri varlığında düşük sayılı biyofilm belirlenmesini

sağlar. Ağızda sürekli bir sirkülasyon olması biyofilm kütlesi ölçümlerinde açık sistemleri *in vivo* koşullara daha çok yaklaştırır.¹⁹³ Bu tez çalışmasında ise, kapalı bir sistem olan mikroplak sistemi kullanılmıştır.

Ağız ortamı ve vücudun diğer bölgelerindeki protetik malzemelerin tasarım ve kalitesindeki gelişmeler, insanların yaşam süresini ve yaşam kalitesini büyük ölçüde artırmıştır. Ancak mikrobiyal yerleşimin ve bu yüzeylerdeki yayılmanın kontrolü ile ilgili hala birçok sorun ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle, oral ve diğer hastalıkların komplikasyonlarını ve nüksünü azaltmak için bu materyallerin iyileştirilmesine yatırım yapmak bir gerekliliktir.¹⁹⁴

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyalinin pürüzlendirme işleminden sonra, iki farklı polisaj sistemiyle cila işlemine tabi tutulduğu ve ardından örnek yüzeylerine *S. salivarius*, *S. mitis* ve *S. mutans*'ın farklı kombinasyonlarının ekildiği bu tez çalışmasında *in vitro* çalışma sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

1. Kontrol grubu; pürüzlü, Optrafine Polisaj ve D+Z Polisaj grubuna göre önemli derecede düşük Sa değeri gösterdi. En yüksekten en düşüğe Sa değerleri; sırasıyla pürüzlü grup, Optrafine Polisaj grubu, D+Z Polisaj grubu ve kontrol grubudur. Kontrol grubu ve D+Z Polisaj grubu Sa değerleri arasındaki farklılık önemli olsa da ESEM analizinde kontrol grubundan sonra en pürüzsüz yüzey D+Z polisaj grubu için gözlemlendi.
2. Bakteri adezyon ortalama değerleri ve örneklerin yüzey pürüzlülüğü arasında herhangi bir korelasyon bulunamamıştır ($r < 0.1$).
3. *S. salivarius*'un tek başına ekildiği gruplarda, gruplar arası farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0.05$). En fazla bakteri adezyon ortalama değerine sahip grup, pürüzlü grup olurken; en düşük değer D+Z grubunda görülmüştür.
4. Bakteri kombinasyonları yüzey pürüzlülüklerine göre tek tek gruplar içinde değerlendirildiğinde:
 - Kontrol grubundaki örnek yüzeylerinde en yüksek adezyon değeri ortalaması *S. salivarius*'a aitken, en düşük adezyon değeri 3 bakterinin birlikte olduğu gruba aittir ve gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0.05$).

- Pürüzlü gruptaki örnek yüzeylerinde ise bakteri adezyon değeri ortalamaları bakımından *S. salivarius*, *S. salivarius* + *S. mutans* ve üçlü bakteri grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p<0.05$).
- 5. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinden bağımsız olarak bütün örnek yüzeylerinde en fazla bakteri adezyon değeri ortalaması *S. salivarius*'a aitken, ikinci sırada *S. salivarius* + *S. mitis* grubu bulunmaktadır.
- 6. Bütün örnek yüzeylerinde en düşük bakteri adezyon değerleri ortalaması *S. mutans*'ın bulunduğu ikili ve üçlü kombinasyon gruplarında görülmüştür.
- 7. *S. salivarius* ve *S. mutans* arasında bazı örnek yüzeylerinde pozitif yönlü korelasyon bulunmuştur.
- 8. Bu tez çalışmasının bulgularına göre; oral florada *S. mitis* ve *S. mutans* gibi patojenik bakterilerin lityum disilikat materyali üzerinde *S. salivarius*'un adezyon değerlerini düşürdüğü söylenebilir.

Oral flora elemanları ve patojenik bakteriler arasındaki dengenin korunması hastanın ağız ve sistemik sağlığının idamesi açısından çok önemlidir. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre klinik uygulamada lityum disilikat cam seramik materyali protetik bir seçenek olarak düşünüldüğünde: Bakteri adezyonu için kritik yüzey pürüzlülük değeri olan $0.2\ \mu\text{m}$ 'ya dikkat edilmeli; faz 1 (oral hijyen eğitimi ve plak kontrolü) ve faz 2 (operasyonlar, implantların uygulanması, endodontik tedaviler) tedavileri tamamlanmamış bir hastada lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik materyali restoratif materyal olarak seçildiğinde biyofilm birikimi için rezervuar görevi görebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, 1. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 2003:22
2. Şener İD, Türker ŞB. Kimyasal yapılarına göre Tam seramik restorasyonlar. J Dent Fac Atatürk Uni, 2009, 1: 61-67.
3. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater*, 2004, 20: 441-448.
4. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, Gordan VV, Pihlstrom DJ, Meyerowitz C, Mungia R, McCracken MS, National Dental PCG. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent*, 2016, 55: 40-47.
5. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*, 2012, 28: 3-12.
6. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 2014, 58: 208-216.
7. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 22-30.
8. Mackert Jr J, Twiggs S, Russell C, Williams A. Evidence of a critical leucite particle size for microcracking in dental porcelains. *J Dent Res*, 2001, 80: 1574-1579.
9. Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 2004, 92: 486-490.

10. Aykent F, Yondem I, Özyeşil AG, Günal SK, Avunduk MC, Özkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*, 2010, 103: 221-227.
11. Wade WG. The oral microbiome in health and disease. *Pharmacol Res*, 2013, 69: 137-143.
12. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dentl Clin N Am*, 1985, 29: 621-644.
13. Ozturk O, Uludag B, Usumez A, Sahin V, Celik G. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*, 2008, 100: 99-106.
14. John W. *The science and art of dental ceramics. The nature of dental ceramics and their clinical use*, 1st ed. London, Quintessens, 1979: 79-82.
15. Akın E. *Diş Hekimliğinde Porselen*, 2. Baskı. İstanbul, İÜ Diş Hek. Fak. Yayınları, 1983: 232-234.
16. Anusavice KJ, Phillips R. *Science of dental materials*. 11. Baskı. St Louis, WB Saunders, Elsevier, 2003: 419-468.
17. Van Dijken J. All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 1999, 20: 1115.
18. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 2011, 1: 84-96.
19. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 1996, 75: 18-32.
20. Stephen F, Martin F, Junhei F. *Contemporary fixed prosthodontics*, 4. Baskı. St Louis, Mosby Elsevier, 2006:774.

21. Tatal Z, Yamaner I, Tuncer E. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi. *J Dent Fac Atatürk Uni*, 2015, 25: 157-166.
22. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 61-66.
23. O'Brien, William J. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago, Quintessence, 2002: 212-230.
24. Wall J, Cipra D. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dentl Clin N Am*, 1992, 36: 765-782.
25. Gökçe HS, Beydemir B. Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı. *Gulhane Med J*, 2002, 44: 457-463.
26. Qualtrough AJE, Piddock V. Ceramics update. *J Dent*, 1997, 25: 91-95.
27. Uctasli S, Wilson H, Unterbrink G, Zaimoglu A. The strength of a heat-pressed all-ceramic restorative material. *J Oral Rehabil*, 1996, 23: 257-261.
28. Duymuş ZY, Özdoğan A. Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler. *J Dent Fac Atatürk Uni*, 2016, 26: 193-196.
29. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics, The Nature of Dental Ceramics and their Clinical Use*, 1st ed. Chicago, Quintessence, 1980: 23-28
30. McLean JW. *The Science and Art of Dental Ceramics. Volume II: Bridge Design and Laboratory Procedures in Dental Ceramics*, 1st ed. Chicago, Quintessence, 1979: 25, 28, 31-37, 189, 241.
31. Naylor W. *Introduction to Metal Ceramic Technology*, 3rd ed. Illinois, Quintessence, 1992: 9-10.
32. Craig R, Powers J. *Restorative properties in restorative dental materials*, 11th ed. New York, Mosby Publication, 2002: 551-592.

33. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater J*, 2008, 24: 185-191.
34. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2014, 35: 38-43.
35. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J. *Craig's Restorative Dental Materials*, 14th ed. Missouri, Elsevier, 2019: 209-225.
36. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clin Oral Investig*, 2019, 23: 511-517.
37. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 2015, 28(3): 227-235.
38. Shen JZ, Kosmac T. *Advanced ceramics for dentistry*. 1st ed. Massachusetts, Elsevier, 2014.
39. Nagaş IÇ, Egilmez F, Ergün G, Valittu PK, Lassila LV. Farklı yüzey bitirme ve parlatma uygulamalarının nano-hibrit ve polimer infiltre seramiklerin ışık geçirgenliğine etkisi. *AOT*, 2017, 34: 98-103.
40. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent*, 2018, 30: 281-286.
41. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*, 2017, 117: e1-e105.

42. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*, 12th ed. Missouri, Elsevier, 2013: 231-255.
43. Saraç D, Saraç YS, Yüzbaşıoğlu E, Bal S. The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *The J Prosthet Dent*, 2006, 96: 122-128.
44. <https://www.ivoclarvivadent.com.tr/zoolu-website/media/document/38983/IPS+Ivocolor>. Accessed Ekim 2020.
45. Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry*, 1st ed. New york, Elsevier-Mosby, 2004.
46. Yılmaz K, Özkan P. Profilometer evaluation of the effect of various polishing methods on the surface roughness in dental ceramics of different structures subjected to repeated firings. *Quintessence Int*, 2010, 41:125-31.
47. Bessing C, Wiktorsson A. Comparison of two different methods of polishing porcelain. *Eur J Oral*, 1983, 91: 482-487.
48. Al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. *Int J Prosthodont*, 1997, 10: 269-82.
49. Tholt B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent*, 2006, 31: 442-449.
50. Wozniak W, Naleway C, Gonzalez E, Schemehorn B, Stookey G. Use of an in vitro model to assess the effects of APF gel treatment on the staining potential of dental porcelain. *Dent Mater J*, 1991, 7: 263-267.

51. 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 J*, 1997, 13: 258-269.
52. Yap A, Yap S, Teo C, Ng J. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Oper Dent*, 2004, 29: 100-104.
53. Jones C, Billington R, Pearson G. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*, 2004, 196: 42-45.
54. 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: 68-81.
55. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dentl Clin N Am*, 1998, 42: 613-627.
56. Jefferies SR. Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dentl Clin N Am*, 2007, 51: 379-397.
57. Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent*, 2002, 27: 175-183.
58. Craig R, Powers J, Wataha J. *Dental materials Properties and manipulation*, 8th ed. New York, Mosby, 2004: 161-166.
59. Jung M. Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent*, 1997, 22: 98-104.
60. O'Brien W. *Dental materials and their selection. Chapter 10: Abrasion, polishing, and bleaching*, 3rd ed. Chicago, Quintessence, 2002: 156-164.
61. Gedik R, Hürmüzlü F, Coşkun A, Bektaş Ö, Özdemir AK. Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. *J Am Dent Assoc*, 2005, 136: 1106-1112.

62. Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *J Oral Sci*, 2005, 47: 21-25.
63. Rémond G, Nockolds C, Phillips M, Roques-Carnes C. Implications of polishing techniques in quantitative X-ray microanalysis. *Natl*, 2002, 107: 639.
64. Ashe M, Tripp G, Eichmiller F, George L, Meiers J. Surface roughness of glass-ceramic insert-composite restorations: assessing several polishing techniques. *J Am Dent Assoc*, 1996, 127: 1495-1500.
65. Hürbağ M. Polisaj ve termal siklus işlemlerinin farklı translusensiye sahip lösit içerikli seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimine etkisinin incelenmesi. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2019.
66. <http://www.drendel.com/fileadmin/katalog/en/files/assets/basic-html/page-73.html>. Accessed 2020.
67. Bianconi E, Piovesan A, Facchin F, Beraudi A, Casadei R, Frabetti F, Vitale L, Pelleri MC, Tassani S, Piva F. An estimation of the number of cells in the human body. *Ann Hum Biol*, 2013, 40: 463-471.
68. Rosenwald AG, Arora GS, Madupu R, Roecklein-Canfield J, Russell JS. The human microbiome project: an opportunity to engage undergraduates in research. *Procedia Comput Sci*, 2012, 9: 540-549.
69. Yılmaz D, Altındış M. Sağlık ve hastalıkta oral kavite mikrobiyotası. *BSHR*, 2018, 2: 9-22.
70. Dewhirst FE, Chen T, Izard J, Paster BJ, Tanner AC, Yu W-H, Lakshmanan A, Wade WG. The human oral microbiome. *J Bacteriol Res*, 2010, 192: 5002-5017.

71. Gevers D, Knight R, Petrosino JF, Huang K, McGuire AL, Birren BW, Nelson KE, White O, Methé BA, Huttenhower C. The Human Microbiome Project: a community resource for the healthy human microbiome. *PLoS Biol*, 2012, 10: e1001377.
72. Pamukçu U, Yıldız FN, Dal T, Peker İ. Oral mikrobiyota araştırmaları ışığında ağız sağlığına yeni bakış açısı: derleme. *BSHR*, 2018, 2: 128-137.
73. Sampaio-Maia B, Caldas I, Pereira M, Perez-Mongiovi D, Araujo R. The oral microbiome in health and its implication in oral and systemic diseases. *Adv Appl Microbiol*, 2016: 171-210.
74. Cephas KD, Kim J, Mathai RA, Barry KA, Dowd SE, Meline BS, Swanson KS. Comparative analysis of salivary bacterial microbiome diversity in edentulous infants and their mothers or primary care givers using pyrosequencing. *PloS one*, 2011, 6: e23503.
75. Koenig JE, Spor A, Scalfone N, Fricker AD, Stombaugh J, Knight R, Angenent LT, Ley RE. Succession of microbial consortia in the developing infant gut microbiome. *PNAS*, 2011, 108: 4578-4585.
76. Jiang W-x, Hu Y-j, Gao L, He Z-y, Zhu C-l, Ma R, Huang Z-w. The impact of various time intervals on the supragingival plaque dynamic core microbiome. *PloS one*, 2015, 10: e0124631.
77. Newman MG. Improved clinical decision making using the evidence-based approach. *Ann Periodontol*, 1996, 1: i-ix.
78. Simon-Soro A, Mira A. Solving the etiology of dental caries. *Ann Periodontol*, 2015, 23: 76-82.

79. Terpenning M, Bretz W, Lopatin D, Langmore S, Dominguez B, Loesche W. Bacterial colonization of saliva and plaque in the elderly. *Clin Infect Dis*, 1993: S314-S316.
80. Arabacı Ç. Bölüm 3 Streptokoklar: *Güncel Mikrobiyoloji Çalışmaları*, 1. Baskı. İstanbul, Efe Bilişim Danışmanlık Hizmetleri, 2020: 29-52.
81. Beighton D, Hardie J, Whaley R. A scheme for the identification of viridans streptococci. *J Med Microbiol*, 1991, 35: 367-372.
82. Murray P, Rosenthal K, Tenover FC, Tenover FC. Streptococcus and enterococcus in medical microbiology. 7th ed. Philadelphia, Elsevier, 2013: 108-208.
83. Banas JA, Zhu M, Dawson DV, Blanchette DR, Drake DR, Gu H, Frost R, McCaulley G, Levy SM. Acidogenicity and acid tolerance of Streptococcus oralis and Streptococcus mitis isolated from plaque of healthy and incipient caries teeth. *J Oral Microbiol*, 2016, 8: 32940.
84. Murray Patrick R, Baron EJ, Jorgensen JH, Tenover FC, Tenover FC. *Manual of Clinical Microbiology*, 8th ed. Washington, ASM Press, 2003: 1999.
85. Samaranayake L, Matsubara VH. Normal oral flora and the oral ecosystem. *Dent Clin N Am*, 2017, 61: 199-215.
86. Tagg J. Prevention-still better than a cure. *Microbiol Aust*, 1996, 17: 18-28.
87. Hupp JR, Ferneini EM. *Head, neck, and orofacial infections: an interdisciplinary approach*, 1st ed. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2015: 397.
88. Staskova A, Nemcová R, Lauko S, Jenca A. Oral Microbiota from the Stomatology Perspective, 1st ed. London, IntechOpen, 2019: 2-23.
89. Barbour A, Philip K. Variable characteristics of bacteriocin-producing Streptococcus salivarius strains isolated from Malaysian subjects. *PloS one*, 2014, 9: e100541.

90. Peterson S, Woodhead J, Crall J. Caries resistance in children with chronic renal failure: plaque pH, salivary pH, and salivary composition. *Pediatr Res*, 1985, 19: 796-799.
91. Epstein SR, Mandel I, Scopp IW. Salivary composition and calculus formation in patients undergoing hemodialysis. *J Periodontol*, 1980, 51: 336-338.
92. Zhou X, Li Y. *Atlas of oral microbiology: From healthy microflora to disease*, 1st ed. San Diego, Academic press, 2015: 97.
93. Naik R, Mujib BA, Telagi N, Anil B, Spoorthi B. Contaminated tooth brushes—potential threat to oral and general health. *TJFMPC*, 2015, 4: 444.
94. Takahashi N, Nyvad B. The role of bacteria in the caries process: ecological perspectives. *J Dent Res*, 2011, 90: 294-303.
95. Çakır F, Gürkan S, Attar N. Çürük mikrobiyolojisi. *j Hacettepe Fac Dent*, 2010, 34: 78-91.
96. Ataoğlu T, Gürsel M. Periodontoloji, 3. Baskı. Konya, Damla Ofset, 199: 122-123.
97. Koray F. *Diş Çürükleri*, 1. Baskı. İstanbul, Altın Matbaacılık, 1981: 113-4.
98. <https://dspace.ankara.edu.tr/xmlui/bitstream/handle/20.500.12575/41260/M%C4%B0KROB%C4%B0YAL%20DENTAL%20PLAK.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. 2020 Accessed.
99. Nabert-Georgi C, Rodloff AC, Jentsch H, Reissmann DR, Schaumann R, Stingl CS. Influence of oral bacteria on adhesion of *Streptococcus mutans* and *Streptococcus sanguinis* to dental materials. *Clin Exp Dent Res*, 2018, 4: 72-77.
100. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M. *Tıp ve Diş Hekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji*, 1. Baskı. Ankara, Güneş Kitabevi, 2004: 175-180.
101. Hojo K, Nagaoka S, Ohshima T, Maeda N. Bacterial interactions in dental biofilm development. *J Dent Res*, 2009, 88: 982-990.

102. Abusleme L, Dupuy AK, Dutzan N, Silva N, Burleson JA, Strausbaugh LD, Gamonal J, Diaz PI. The subgingival microbiome in health and periodontitis and its relationship with community biomass and inflammation. *The ISME J*, 2013, 7: 1016-1025.
103. https://acikders.ankara.edu.tr/pluginfile.php/44633/mod_resource/content/0/Periodontal%20hastal%C4%B1k%20etiyojisi.pdf, 2020.
104. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, Van Eldere J, Van Steenberghe D. The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: Short-term observations. *J Oral Maxillofac Implants*, 1996, 11: 169-178.
105. Steinberg D, Sela MN, Klinger A, Kohavi D. Adhesion of periodontal bacteria to titanium, and titanium alloy powders. *Clin Oral Implants Res*, 1998, 9: 67-72.
106. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, Van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res*, 1996, 7: 201-211.
107. Rose R, Dibdin G, Shellis R. A quantitative study of calcium binding and aggregation in selected oral bacteria. *J Dent Res*, 1993, 72: 78-84.
108. Jenkinson H, Lamont R. Streptococcal adhesion and colonization. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1997, 8: 175-200.
109. Clark W, Wheeler T, Lane M, Cisar J. Actinomyces adsorption mediated by type-1 fimbriae. *J Dent Res*, 1986, 65: 1166-1168.
110. Germaine GR, Harlander SK, Leung W-LS, Schachtele CF. Streptococcus mutans dextranase: functioning of primer dextran and endogenous dextranase in water-soluble and water-insoluble glucan synthesis. *Infect Immun*, 1977, 16: 637-648.

111. Samaranayake L. *Essential Microbiology for Dentistry-E-Book*. 5th ed. Elsevier, 2018:41.
112. Akca AG, Gökce S, Sultan N, Özdemir A. Farklı sabit protetik restorasyon maddelerinde bakteri tutunmasının incelenmesi. *Gulhane Med J*, 2005, 47: 251-255.
113. Karaarslan A. Farklı içeriklere sahip restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin, antibakteriyel etkilerinin, Streptococcus mutans tutulumlarının değerlendirilmesi. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, Sivas: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2019.
114. Kahyaoğulları S. Diş rengindeki restoratif materyallere S. mutans adezyonunun incelenmesi. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2013.
115. Bjerkan G, Witso E, Bergh K. Sonication is superior to scraping for retrieval of bacteria in biofilm on titanium and steel surfaces in vitro. *Acta Orthop*, 2009, 80: 245-250.
116. Scannapieco FA. Saliva-bacterium interactions in oral microbial ecology. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1994, 5: 203-248.
117. Marsh PD, Do T, Beighton D, Devine DA. Influence of saliva on the oral microbiota. *Periodontol 2000*, 2016, 70: 80-92.
118. Segata N, Haake SK, Mannon P, Lemon KP, Waldron L, Gevers D, Huttenhower C, Izard J. Composition of the adult digestive tract bacterial microbiome based on seven mouth surfaces, tonsils, throat and stool samples. *Genome Biol*, 2012, 13: R42.
119. Zhang C-Z, Cheng X-Q, Li J-Y, Zhang P, Yi P, Xu X, Zhou X-D. Saliva in the diagnosis of diseases. *Int J Oral Sci*, 2016, 8: 133-137.

120. He J, Li Y, Cao Y, Xue J, Zhou X. The oral microbiome diversity and its relation to human diseases. *Praha*, 2015, 60: 69-80.
121. Marques M, Loebenberg R, Almukainzi M. Simulated biological fluids with possible application in dissolution testing. *Dissolut Technol*, 2011, 18(3): 15-28.
122. Gal J-Y, Fovet Y, Adib-Yadzi M. About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta*, 2001, 53: 1103-1115.
123. Whitehead S, Shearer A, Watts D, Wilson N. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*, 1995, 22: 421-427.
124. Nergiz I, Schmage P, Herrmann W, Özcan M. Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *AJODO*, 2004, 125: 42-50.
125. 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: 39-46.
126. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscope, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*, 1998, 20: 79-92.
127. 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: 74-7.
128. Janiszewska-Olszowska J, Drozdziak A, Tandecka K, Grocholewicz K. Effect of air-polishing on surface roughness of composite dental restorative material—comparison of three different air-polishing powders. *BMC oral health*, 2020, 20: 30.

129. Bhushan B. Macro-and microtribology of magnetic storage devices. *Modern tribology handbook*, 1st ed. Oklahoma City, CRC Press, 2001, 2: 1413-1513.
130. Øen J, Gjerdet N, Wisth P. Glass ionomer cements used as bonding materials for metal orthodontic brackets. An in vitro study. *Eur J Orthod*, 1991, 13: 187-191.
131. 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, Materials in Medicine*, 2007, 18: 155-163.
132. Donald A. The use of environmental scanning electron microscopy for imaging wet and insulating materials. *Nat. Mater*, 2003, 2: 511-516.
133. Ozdogan A, Yesil Duymus Z. Investigating the effect of different surface treatments on vickers hardness and flexural strength of zirconium and lithium disilicate ceramics. *J Prosthodont*, 2020, 29: 129-135.
134. Shannon IL. Fluoride Treatment Programs for High-carries-risk patients. *Clin Prevent Dent*, 1982, 4: 11-20.
135. Chen L, Yang S, Yu P, Wu J, Guan H, Wu Z. Comparison of bacterial adhesion and biofilm formation on zirconia fabricated by two different approaches: an in vitro and in vivo study. *Adv Appl Ceram*, 2020: 1-9.
136. Huang X, Zhang K, Deng M, Exterkate RA, Liu C, Zhou X, Cheng L, Jacob M. Effect of arginine on the growth and biofilm formation of oral bacteria. *Arch Oral Biol*, 2017, 82: 256-262.
137. <http://daytam.atauni.edu.tr/cihazlar/dokunarak-taramali-profilometre/>. Accessed 2020.

138. Barbour ME, O'Sullivan DJ, Jenkinson HF, Jagger DC. The effects of polishing methods on surface morphology, roughness and bacterial colonisation of titanium abutments. *J Mater Sci Mater Med*, 2007, 18: 1439-1447.
139. Hao Y, Huang X, Zhou X, Li M, Ren B, Peng X, Cheng L. Influence of dental prosthesis and restorative materials interface on oral biofilms. *Int J Mol Sci*, 2018, 19: 3157.
140. Yılmaz C, Korkmaz T, Demirköprülü H, Ergün G, Özkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont*, 2008, 17: 20-24.
141. Heintze S, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist-A systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater J*, 2008, 24: 433-449.
142. 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*, 2012, 120: 458-465.
143. Haralur SB. Evaluation of efficiency of manual polishing over autoglazed and overglazed porcelain and its effect on plaque accumulation. *J Adv Prosthodont*, 2012, 4: 179-186.
144. Yin R, Jang Y-S, Lee M-H, Bae T-S. Comparative evaluation of mechanical properties and wear ability of five CAD/CAM dental blocks. *Materials*, 2019, 12: 2252.
145. Silva FP, Vilela AL, Almeida MM, Oliveira AR, Raposo LH, Menezes MS. Surface topography, gloss and flexural strength of pressable ceramic after finishing-polishing protocols. *Braz Dent J*, 2019, 30: 164-170.

146. Carrabba M, Vichi A, Vultaggio G, Pallari S, Paravina R, Ferrari M. Effect of finishing and polishing on the surface roughness and gloss of feldspathic ceramic for chairside CAD/CAM systems. *Oper Dent*, 2017, 42: 175-184.
147. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *J Esthet Restor Dent*, 2016, 28: 56-66.
148. Değirmenci K, Büyükdere AK. İn vitro yöntemlerle tam seramiklerin yüzey pürüzlülüğü ve translusensinin değerlendirilmesi: derleme. *Int J Dent Sci Res*, 2017: 13-18.
149. Brezocnik M, Kovacic M, Ficko M. Prediction of surface roughness with genetic programming. *J Mater Process Technol*, 2004, 157: 28-36.
150. Scherrer D, Bragger U, Ferrari M, Mocker A, Joda T. In-vitro polishing of CAD/CAM ceramic restorations: An evaluation with SEM and confocal profilometry. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020: 103761.
151. Güvener N. CAD/CAM materyallerine uygulanan farklı polisaj metotlarının streptococcus mutans adezyonuna etkisi. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi, İstanbul: BezmiAlem Vakıf Üniversitesi, 2020.
152. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ. Effect of two polishing systems on surface roughness, topography, and flexural strength of a monolithic lithium disilicate ceramic. *J Prosthodont*, 2019, 28: e172-e180.
153. Vo DT, Arola D, Romberg E, Driscoll CF, Jabra-Rizk MA, Masri R. Adherence of Streptococcus mutans on lithium disilicate porcelain specimens. *J Prosthet Dent*, 2015, 114: 696-701.

154. Özdoğan A, Bayındır F, Hamza U, Duymuş ZY. İki Farklı Cila Yönteminin Porselenin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi. *J Dent Fac Atatürk Uni*, 2014, 24: 252-257.
155. Mota EG, Smidt LN, Fracasso LM, Burnett Jr LH, Spohr AM. The effect of milling and postmilling procedures on the surface roughness of CAD/CAM materials. *J Esthet Restor Dent*, 2017, 29: 450-458.
156. Abdalla MM, Ali IA, Khan K, Mattheos N, Murbay S, Matinlinna JP, Neelakantan P. The Influence of surface roughening and polishing on microbial biofilm development on different ceramic materials. *J Prosthodont*, 2020.
157. Aravind P, Razak PA, Francis P, Issac JK, Shanoj R, Sasikumar T. Comparative evaluation of the efficiency of four ceramic finishing systems. *JIOH*, 2013, 5: 59.
158. 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: E37-E52.
159. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. *Int J Prosthodont*, 2007, 20:419-422.
160. Kantorski KZ, Scotti R, Valandro LF, Bottino MA, Koga-Ito CY, Jorge AO. Surface roughness and bacterial adherence to resin composites and ceramics. *Oral Hlth Prev Dent*, 2009, 7:29-32.
161. Brentel A, Kantorski K, Valandro L, Fucio S, Puppini-Rontani R, Bottino M. Confocal laser microscopic analysis of biofilm on newer feldspar ceramic. *Oper Dent*, 2011, 36: 43-51.

162. Takatsuka T, Konishi N, Nakabo S, Hashimoto T, Torii Y, Yoshiyama M. Adhesion in vitro of oral streptococci to porcelain, composite resin cement and human enamel. *Dent Mater J*, 2000, 19: 363-372.
163. Sardin S, Morrier JJ, Benay G, Barsotti O. In vitro streptococcal adherence on prosthetic and implant materials. Interactions with physicochemical surface properties. *J Oral Rehabil*, 2004, 31: 140-148.
164. Nabert-Georgi C, Rodloff AC, Jentsch H, Reissmann DR, Schaumann R, Stingu CS. Influence of oral bacteria on adhesion of *Streptococcus mutans* and *Streptococcus sanguinis* to dental materials. *Clin Exp Dent Res*, 2018, 4: 72-77.
165. Souza J, Mota RR, Sordi MB, Passoni BB, Benfatti CA, Magini RS. Biofilm formation on different materials used in oral rehabilitation. *Braz Dent J*, 2016, 27: 141-147.
166. Hauser-Gerspach I, Kulik EM, Weiger R, Decker E-M, Von Ohle C, Meyer J. Adhesion of *Streptococcus sanguinis* to dental implant and restorative materials in vitro. *Dent Mater J*, 2007, 26: 361-366.
167. Schmidlin PR, Müller P, Attin T, Wieland M, Hofer D, Guggenheim B. Polyspecies biofilm formation on implant surfaces with different surface characteristics. *J Appl Oral Sci*, 2013, 21: 48-55.
168. Pytko-Polonczyk J, Jakubik A, Przeklasa-Bierowiec A, Muszynska B. Artificial saliva and its use in biological experiments. *J Physiol Pharmacol*, 2017, 68: 807-813.
169. Auschill T, Hellwig E, Sculean A, Hein N, Arweiler N. Impact of the intraoral location on the rate of biofilm growth. *Clin Oral Investig*, 2004, 8: 97-101.
170. <http://www.mikrobiyoloji.org/TR/Genel/DosyaGoster.aspx?DIL=1&BELGEANAH=2931&DOSYASIM=210010601.pdf>.

171. An YH, Friedman RJ. Laboratory methods for studies of bacterial adhesion. *J Microbiol Methods*, 1997, 30: 141-152.
172. Kammoun R, Zmantar T, Ghoul S. Scanning Electron Microscopy approach to observe bacterial adhesion to dental surfaces. *MethodsX*, 2020: 101107.
173. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *The J Prosthet Dent*, 2000, 83: 664-667.
174. Dutra D, Pereira G, Kantorski K, Exterkate R, Kleverlaan C, Valandro L, Zanatta F. Grinding with diamond burs and hydrothermal aging of a Y-TZP material: effect on the material surface characteristics and bacterial adhesion. *Oper Dent*, 2017, 42: 669-678.
175. Tayfun D. CAD/CAM restoratif materyallerin yüzey özellikleri ve bakteriyel adezyonun incelenmesi. Restoratif Diş Tedavisi Anabil Dalı. Diş Hekimliği Uzmanlık Tezi, Antalya: Akdeniz Üniversitesi, 2020.
176. Eick S, Glockmann E, Brandl B, Pfister W. Adherence of Streptococcus mutans to various restorative materials in a continuous flow system. *J Oral Rehabil*, 2004, 31: 278-285.
177. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res*, 2015, 26: 1297-1301.
178. Hahnel S, Wastl DS, Schneider-Feyrer S, Giessibl FJ, Brambilla E, Cazzaniga G, Ionescu A. Streptococcus mutans biofilm formation and release of fluoride from experimental resin-based composites depending on surface treatment and S-PRG filler particle fraction. *J Adhes Dent*, 2014, 16: 313-321.
179. Hahnel S, Rosentritt M, Handel G, Bürgers R. Surface characterization of dental ceramics and initial streptococcal adhesion in vitro. *Dent Mater J*, 2009, 25: 969-975.

180. Jalalian E, Sarzaeem F, Pourchafjiri MK. Adhesion of *Streptococcus mutans* on glazed IPS e. max press, glazed feldspatic and dental enamel. *Biotech Res Comm*, 2017, 10: 525-528.
181. Meier R, Hauser-Gerspach I, Lüthy H, Meyer J. Adhesion of oral streptococci to all-ceramics dental restorative materials in vitro. *J Mater Sci Mater Med: Materials in Medicine*, 2008, 19: 3249.
182. Li J, Helmerhorst E, Leone CW, Troxler R, Yaskell T, Haffajee A, Socransky S, Oppenheim F. Identification of early microbial colonizers in human dental biofilm. *J Appl Microbiol*, 2004, 97: 1311-1318.
183. Yamamoto K, Noda H, Kimura K. Adherence of oral streptococci to composite resin restorative materials. *J Dent*, 1989, 17: 225-229.
184. Kang D-H, Choi H, Yoo Y-J, Kim J-H, Park Y-B, Moon H-S. Effect of polishing method on surface roughness and bacterial adhesion of zirconia-porcelain veneer. *Ceram Int*, 2017, 43: 5382-5387.
185. Engel A-S, Kranz HT, Schneider M, Tietze JP, Piwowarczyk A, Kuzius T, Arnold W, Naumova EA. Biofilm formation on different dental restorative materials in the oral cavity. *BMC oral health*, 2020, 20: 1-10.
186. Carlsson J, Grahnén H, Jonsson G, Wikner S. Early establishment of streptococcus salivarius in the mouths of infants. *J Dent Res*, 1970, 49: 415-418.
187. Barbour A, Wescombe P, Smith L. Evolution of lantibiotic salivaricins: new weapons to fight infectious diseases. *Ann Periodontol*, 2020, 82: 173-185.
188. Ørstavik D, Kraus FW, Henshaw LC. In vitro attachment of streptococci to the tooth surface. *Infect Immun*, 1974, 9: 794-800.
189. Sissons C, Loong P, Hancock E, Cutress T. Electrophoretic analysis of ureases in *Streptococcus salivarius* and in saliva. *Oral Microbiol Immunol*, 1989, 4: 211-218.

190. Burton JP, Wescombe PA, Macklaim JM, Chai MH, MacDonald K, Hale JD, Tagg J, Reid G, Gloor GB, Cadieux PA. Persistence of the oral probiotic *Streptococcus salivarius* M18 is dose dependent and megaplasmid transfer can augment their bacteriocin production and adhesion characteristics. *PloS one*, 2013, 8: e65991.
191. Lee B-C, Jung G-Y, Kim D-J, Han J-S. Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *J Adv Prosthodont*, 2011, 3: 81-84.
192. Bislimi F, Bajevska J, Garai M, Reka AA. A study on the bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* in various dental ceramics: In vitro study. *Open Chem J*, 2020, 18: 1334-1338.
193. Azeredo J, Azevedo NF, Briandet R, Cerca N, Coenye T, Costa AR, Desvaux M, Di Bonaventura G, Hébraud M, Jaglic Z. Critical review on biofilm methods. *Crit Rev*, 2017, 43: 313-351.
194. 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: 1-24.

ETİK KURUL ONAY RAPORU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 31/12/2019

Oturum Sayısı: 08/ 2019

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR Arş. Gör. Dt. Tuğçe KAVAZ</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>Lityum Disilikat Materyalinde Pürüzlendirme İşlemi Sonrası Farklı Polisaj Sistemlerinde Çeşitli Bakteri Kombinasyonlarının Adezyonlarının Karşılaştırılması</i>
Karar No	60.
Alınan Karar	Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR yöneticiliğinde Arş. Gör. Dt. Tuğçe KAVAZ tarafından yürütülecek olan “ <i>Lityum Disilikat Materyalinde Pürüzlendirme İşlemi Sonrası Farklı Polisaj Sistemlerinde Çeşitli Bakteri Kombinasyonlarının Adezyonlarının Karşılaştırılması</i> ” konulu İn vitro çalışmasının Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun oybirliği ile karar verildi.

Prof. Dr. Abdulfahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nilgün SEVEN
ÜYE

Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE (Katılmadı)

Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
ÜYE

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE (Katılmadı)