

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİNİN SERAMİK
MALZEMELERİNDE BAKTERİ ADEZYONUNA ETKİSİNİN
IN VİTRO İNCELENMESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Diş Hekimi

İlker ÖNDER

DANIŞMAN

Prof. Dr. Gökhan AKSOY

İZMİR

2015

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI YÜZEY BİTİRME İŞLEMLERİNİN SERAMİK
MALZEMELERİNDE BAKTERİ ADEZYONUNA ETKİSİNİN
IN VİTRO İNCELENMESİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi

Diş Hekimi
İlker ÖNDER

DANIŞMAN
Prof. Dr. Gökhan AKSOY

İZMİR

DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ

Başkan : Prof.Dr. Gökhan AKSOY

(Danışman)

Üye : Prof.Dr. Ebru ÇAL

Üye : Prof.Dr. Gülnur EMİNGİL

Üye : Prof.Dr. Hürriyet POLAT

Üye : Doç .Dr. Bora BAĞIŞ

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:

ÖNSÖZ

Doktora eğitimimin başlangıcından itibaren çalışmalarında beni yönlendiren ve her konuda bana destek olan, varlığıyla her zaman bana güven veren değerli hocam doktora tez danışmanım Prof. Dr. Gökhan AKSOY'a,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Tez izleme komitesinde yer alan ve değerli fikirleriyle bana yol gösteren Prof. Dr. Ebru ÇAL'a, Prof. Dr. Gülnur EMİNGİL' e ve Doç. Dr. Bora BAĞIŞ'a,

Kimyasal deneylerin gerçekleştirilmesi sırasında destek veren ve yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Hürriyet POLAT'a ve kimyasal analizleri yürüten kimyager arkadaşım Esra CİHAN'a,

Mikrobiyolojik deneylerin gerçekleştirilmesi sırasında destek verecek ve yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Güven ÖZDEMİR' e ve deneyleri yürüten biyolog arkadaşım Caner VURAL' a

Tezimin istatistiksel değerlendirmeleri için büyük emek sarf eden Doç. Dr. Timur KÖSE'ye,

Tez çalışmamı hazırladığım dönemde bana gösterdikleri anlayış ve destek için Dr. Bengisu YILDIRIM'a, Dr. Beste BECERİKLİ'ye, Dr. Pınar BİNGÖL'e ve Dr. Selin CANAN'a

Hayatım boyunca hep yanımda olan, sahip olduğum her şeyde en önemli izlere sahip annem Buket ÖNDER, babam İbrahim ÖNDER ve kardeşim Alper ÖNDER' e teşekkür ederim.

İçindekiler

ÖNSÖZ	i
Grafik Dizini.....	viii
Tablo Dizini	ix
Resim Dizini.....	x
Kısaltmalar	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT.....	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Dental Seramikler	3
2.1.1 Dental Seramiğin İçeriği.....	3
2.1.1.1 Feldspat ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)	3
2.1.1.2 Kuartz (Silika) (SiO_2).....	4
2.1.1.3 Kaolin ($Al_2O_3SiO_2H_2O$).....	4
2.1.1.4 Akışkanlar veya Cam Modifiye Ediciler	5
2.1.1.5 Ara Oksitler	5
2.1.1.6 Renk Pigmentleri	5
2.1.1.7 Opaklaştırıcı ajanlar	6
2.1.1.8 Luminisans özelliği.....	6
2.1.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması	7
2.1.2.1 Metal Destekli Dental Seramikler	8
2.1.2.2 Metal Desteksiz Dental Seramikler	8
2.1.2.3 Seramik Alt Yapıların Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması;	9
2.1.2.3.1 CAD-CAM tekniğine dayalı sistemler.....	9
2.1.2.3.2 Kopya – Freze Tekniğine Dayalı Sistemler	9
2.1.2.3.3 Seramik Alt yapıların Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması.....	10
2.1.2.3.4 Seramik Alt Yapıların Güçlendirici Katkı Maddesine Göre Sınıflandırılması.....	10
2.1.2.3.4.1 Monolitik Seramik Sistemleri	11
2.1.2.3.4.1.1 IPS e.max Sistemi.....	11
2.1.2.3.4.1.1.1 IPS e.max CAD.....	12
2.1.2.3.4.1.2 IPS Empress Sistemi	12
2.1.2.3.4.1.2.1 IPS Empress CAD	13
2.1.2.3.4.2 Veneer Seramikleri	13
2.1.2.3.4.2.1 IPS e.max Ceram.....	13
2.1.2.3.4.2.2 IPS InLine Sistemi	14

2.1.3 Dental Seramiklerde Yüzey Tabakası ve Pürüzsüzlüğün Önemi.....	15
2.1.4 Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme Yöntemleri	16
2.1.4.1 Dental Seramiklerde Glazür Tabakası	16
2.1.4.2 Glazür Katmanının Seramik Üzerine Etkileri	17
a) <i>Mekanik Dayanıklılık Üzerine Etkisi</i>	17
b) <i>Sertlik Değeri Üzerine Etkisi</i>	17
c) <i>Renk Üzerine Etkisi</i>	17
d) <i>Kimyasal Etkilere Karşı Dayanıklılık</i>	18
e) <i>Ağız Sıvılarının Emilimi</i>	18
f) <i>Oral Hijyen Üzerine Etkisi</i>	18
2.1.4.3 Dental Seramiklerde Glazür Oluşturma Yöntemleri	19
a) <i>Natürel Glazür (otoglaze):</i>	19
b) <i>Düşük Isı Glazürü (overglaze):</i>	19
c) <i>Süper Glazür:</i>	20
2.1.4.4 Dental Seramiklerde Polisaj.....	20
2.1.4.4.1 Bitim ve polisaj işleminde kullanılan aletler ve kompozisyonları.....	21
a) <i>Dental frezler</i>	21
b) <i>Dental taşlar</i>	21
c) <i>Lastik diskler</i>	21
d) <i>Disk ve şeritler</i>	22
e) <i>Pomza ve pastalar</i>	22
2.1.4.4.2 Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Polisaj Yöntemleri.....	22
a) <i>Kaba Düzeltme ve Konturlama:</i>	22
b) <i>Ara Bitirme:</i>	23
c) <i>Son Parlatma:</i>	23
2.1.4.4.3 Bitim Ve Polisaja Etki Eden Faktörler	23
a) <i>Sertlik</i>	24
b) <i>Partikül büyüklüğü</i>	24
c) <i>Partikül şekli</i>	24
d) <i>Hız</i>	24
e) <i>Uygulanan baskı veya kuvvet</i>	24
f) <i>Yıkama</i>	25
2.1.5 Dental Seramiğin Kimyasal Dayanıklılığı.....	25
2.1.5.1 Sıvı Ortamın Dental Seramiğin Dayanıklılığı Üzerine Etkisi	26
2.1.5.2 Kimyasal Etkilerle Yüzeyin Yıpranması	27
2.1.6 Yüzey Karakterizasyon Yöntemleri	30

2.1.6.1 Konvansiyonel profilometreler	30
2.1.6.2 Lazer uçlu profilometre.....	31
2.1.6.3 Mikrofotoğraf yöntemi	31
2.1.6.4 Atomik kuvvet mikroskopi.....	31
2.1.6.5 Temas Açısı ve Yüzey Enerjisi.....	32
2.1.6.5.1 Temas Açısının Ölçüm Metotları.....	35
a. Yapışık Damlacık Yöntemi (Duran Damla Yöntemi; Sessile Drop Method):	36
b. Sualtı Baloncuk Yöntemi (Underwater Bubble Method):.....	36
c. Wilhelmy Dinamik Kap Tekniği (Wilhelmy's Dynamic Plate Technique) :.....	36
2.1.6.5.2 Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi.....	37
a. Fowkes Metodu:	37
2.1.6.6 SEM (Scaning Elektron Mikroskobu).....	38
2.1.7 Adezyon.....	39
2.1.7.1 Bakteri Adezyonu.....	40
2.1.7.2 Periodontal Hastalıkların Etiyolojisi.....	40
1. Bakteriyel Faktörler	40
2. Sistemik Faktörler	40
3. Lokal Faktörler	40
4. Neoplazmalar.....	40
2.1.7.3 Dişler Üzerinde Biriken Maddeler	41
2.1.7.3.1 Bakteriyel Plak:.....	41
2.1.7.3.2 Akkız Pelikül:	42
2.1.7.3.3 Diştaşı:.....	42
2.1.7.3.3.1 Supragingival Diştaşı:.....	42
2.1.7.3.3.2 Subgingival Diştaşı:	43
2.1.7.3.4 Debri (Gıda Birikintisi) :	43
2.1.7.3.5 Materia Alba (Beyaz Madde):	43
2.1.7.4 Periodontal Hastalıkta Bakteriyel Faktörler:	44
2.1.7.5 Bakteri Adezyonunun Moleküler Mekanizması	48
2.1.7.6 Bakteriyel Plak Oluşumu	49
2.1.7.6.1 Supragingival Plak.....	50
2.1.7.6.2 Subgingival Plak.....	50
2.1.7.7 Plak Mikroorganizmaları.....	51
2.1.7.8 Diğer Plak Bileşenleri:.....	53
a. Epitel Hücreleri:.....	53
b. Beyaz Kan Hücreleri:	53

c. Eritrositler:	53
d. Protozoa:	53
e. Gıda Parçacıkları:	53
f. Diğer Bileşenler:	53
2.1.7.9 Streptococcus Mutans	54
2.1.7.10 Candida Albicans	54
2.1.7.11 Plak Kontrolü	56
2.1.7.11.1 Plak Kontrol İşlemleri	56
2.1.7.11.1.1 Fırçalama	56
2.1.7.11.1.2 Ara yüz Temizlik Araçları	56
2.1.7.11.1.2.1 Diş ipi ve Şerit	56
2.1.7.11.1.2.2 Gazlı Bez	56
2.1.7.11.1.2.3 Lastik, Plastik ve Tahta Ara yüz Temizleyicileri	57
2.1.7.11.1.3 Ulaşılamayan Alanların Temizlenmesinde Kullanılan Yardımcılar	57
2.1.7.11.1.4 Ağız İrrigatörleri	57
2.1.7.11.1.5 Plak Boyayıcı Ajanlar	57
2.1.7.11.1.6 Ağız Gargaraları	57
2.1.8 Tükürük:	58
2.1.8.1 Tükürüğün bileşimi ve fonksiyonları	58
2.1.8.2 Sentetik tükürük	60
2.1.9 Mikroskoplar	61
2.1.9.1 Işık Mikroskopları	61
2.1.9.1.1 Parlak Alan Mikroskobu	62
2.1.9.1.2 Karanlık Alan Mikroskobu	62
2.1.9.1.3 Faz Kontrast Mikroskobu	63
2.1.9.1.4 Floresan Mikroskobu	63
2.1.9.1.5 Konfokal Lazer Mikroskop	63
2.1.9.2 Elektron Mikroskopları	64
2.1.10 Görüntü Analiz Yöntemi	65
3.1. Kullanılan Materyaller	67
Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	68
IPS Pressvest Speed Revetman	68
Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	68
3.2. Kullanılan Yöntemler	68
3.3. Yapılacak Testler İçin Örnek Gruplarının Oluşturulması	68
3.3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması	69

3.3.1.1.Monolitik Seramik Sistemleri Kullanılarak Deney Örneklerinin Hazırlanması	69
3.3.1.1.1. IPS empress CAD Grubu Örneklerinin Hazırlanması.....	69
3.3.1.1.2.IPS e-max CAD Grubu Örneklerinin Hazırlanması	70
3.3.1.2.Veneer Seramikleri Kullanılarak Deney Örneklerinin Hazırlanması	71
3.3.1.2.1.IPS e-max Ceram ve IPS InLine Grubu Örneklerinin Hazırlanması.....	71
3.4. Yüzey Bitirme İşlemlerinin Yapılması.....	72
3.4.1.Overglaze İşlemi:	73
3.4.2. Otolaze İşlemi	74
3.4.3. Mekanik Polisaj İşlemi	75
3.5. Yüzey Bitirme İşlemleri Uygulanan Örneklerde Yüzey Pürüzlülüğü, Temas Açısının Ölçülmesi ve Yüzey Enerjisi Değerlerinin Hesaplanması	76
3.6 Seramik Örneklerle Mikroorganizma Adezyonunun Sağlanması	77
3.6.1.Yapay Tükürük Solüsyonu	77
3.6.2. Tampon Solüsyonu.....	78
3.6.3. Mikroorganizmaların Çoğaltılması.....	78
3.6.4. Mikroorganizmaların Adezyon Testine Hazırlanması.....	79
3.6.5. Örneklerle Candida Albicans Adezyonunun Sağlanması	80
3.6.6. Kristal Viyole Boyası İle Örneklerin Boyanması ve Candida Albicans Sayımının Yapılması	81
3.6.7. Örneklerle Streptococcus Mutans Adezyonunun Sağlanması	82
3.6.8. Örneklerin SEM Görüntülerinin Elde Edilerek Streptococcus Mutans Adezyonunun Değerlendirilmesi	83
3.7.Seramik Asit Korozyon İşlemi (Hızlandırılmış Kimyasal Yaşlandırma)	83
3.8. İstatistiksel Analiz.....	85
4.1. Seramik Sistemlere Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları	86
4.1.1. Üst Yapı Seramik Sistemlerine Göre Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları.....	88
4.1.1.1. Üst Yapı Seramik Sistemlerine Kimyasal Yaşlandırma Yapılmadan Önceki Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları.....	88
4.1.1.1.1.Monolitik Yapıdaki Seramik Sistemlerde Kimyasal Yaşlandırma Öncesinde Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları.....	89
4.1.1.1.2.Veneer Seramik Sistemlerde Kimyasal Yaşlandırma Öncesinde Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları	90
4.1.1.2. Üst Yapı Seramik Sistemlerine Kimyasal Yaşlandırma Yapıldıktan Sonraki Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları.....	92
4.1.1.2.1. Monolitik Yapıdaki Seramik Sistemlerde Kimyasal Yaşlandırma Sonrasında Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları.....	93

4.1.1.2.2. Veneer Seramik Sistemlerde Kimyasal Yaşlandırma Sonrasında Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları	95
4.1.2. Uygulanan Yüzey Bitirme İşlemine Göre Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları	97
4.1.3. SEM Değerlendirmesi.....	99
4.1.3.1. e-max Ceram Grubu SEM Görüntüleri.....	100
4.1.3.1.1. e-max Ceram <i>Toz-Likit</i> Glazür Sistemi SEM Görüntüleri.....	100
4.1.3.1.3. e-max Ceram <i>Şırınga</i> Glazür Sistemi SEM Görüntüleri.....	102
4.1.3.1.4. e-max Ceram <i>Otoglazür</i> Sistemi SEM Görüntüleri	103
4.1.3.1.5. e-max Ceram <i>Mekanik Polisaj</i> Sistemi SEM Görüntüleri.....	104
4.1.3.2. IPS inLine Grubu SEM Görüntüleri	105
4.1.3.2.1. IPS inLine <i>Toz-Likit</i> Glazür Sistemi SEM Görüntüleri.....	105
4.1.3.2.2. IPS inLine <i>Şırınga (Pasta)</i> Glazür Sistemi SEM Görüntüleri.....	106
4.1.3.2.3. IPS inLine <i>Otoglazür</i> Sistemi SEM Görüntüleri	107
4.1.3.2.4. IPS inLine <i>Mekanik Polisaj</i> Sistemi SEM Görüntüleri.....	108
4.1.3.3. e-max CAD Grubu SEM Görüntüleri.....	109
4.1.3.3.1. e-max CAD <i>Sprey</i> Glazür Sistemi SEM Görüntüleri.....	109
4.1.3.3.2. e-max CAD <i>Şırınga (Pasta)</i> Glazür Sistemi SEM Görüntüleri.....	110
4.1.3.3.3. e-max CAD <i>Otoglazür</i> Sistemi SEM Görüntüleri	111
4.1.3.3.4. e-max CAD <i>Mekanik Polisaj</i> Sistemi SEM Görüntüleri.....	112
4.1.3.4. empress CAD Grubu SEM Görüntüleri	113
4.1.3.4.1. empress CAD <i>Sprey</i> Glazür Sistemi SEM Görüntüleri.....	113
4.1.3.4.2. empress CAD <i>Şırınga (Pasta)</i> Glazür Sistemi SEM Görüntüleri	114
4.1.3.4.3. empress CAD <i>Otoglazür</i> Sistemi SEM Görüntüleri.....	115
4.1.3.4.4. empress CAD <i>Mekanik Polisaj</i> Sistemi SEM Görüntüleri	116
5. TARTIŞMA.....	119
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	138
Kaynaklar	140
ÖZGEÇMİŞ.....	161

Grafik Dizini

Grafik 1 : Üst yapı porselen çeşidi ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırma yapılmadan önce karşılaştırılması.....	88
Grafik 2: Monolitik yapıdaki porselen çeşitleri ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırmadan önce karşılaştırılması	89
Grafik 3 : Veneer seramik porselen ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırmadan önce karşılaştırılması.....	90
Grafik 4 : Üst yapı porselen çeşidi ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırma yapıldıktan sonra karşılaştırılması	92
Grafik 5 : Monolitik yapıdaki porselen çeşitleri ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırmadan sonra karşılaştırılması	93
Grafik 6 : Veneer seramik porselen ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırmadan sonra karşılaştırılması	95
Grafik 7 : Uygulanan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans değerlerinin kimyasal yaşlandırma öncesi istatistiksel bulguları	97
Grafik 8 : Uygulanan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans değerlerinin kimyasal yaşlandırma sonrası istatistiksel bulguları	97

Tablo Dizini

Tablo 1: Dental seramiklerde renk oluşturan pigmentler ve oluşturdıkları renkler	6
Tablo 2: IPS inLine sistemi	14
Tablo 3: Farklı araştırmacılar tarafından ölçülen tükürük yüzey gerilimi değerleri	33
Tablo 4: Çeşitli materyallerin yüzey enerjisi değerleri	33
Tablo 5 : Distile su, gliserol ve diiodometan' ın yüzey enerji komponentleri.....	38
Tablo 6 : Plak, debri ve materia alba arasındaki bazı farklar	44
Tablo 7: Dental plak içeriğinde bulunan bakteri türleri	52
Tablo 8 : Çalışmamızda kullanılan malzemeler ve üretici firmalar	67
Tablo 9 : Kullanılan seramikler sistemleri ve uygulanan yüzey bitirme işlemleri.....	69
Tablo 10 : Örnek grupları ve bu gruplara uygulanan yüzey bitirme işlemleri	73
Tablo 11 : Üretici firmanın önerdiği pişirme dereceleri	74
Tablo 12 : Fusayama-Meyer yapay tükürük solüsyonunun içeriği	78
Tablo 13 : PBS solüsyonunun içeriği	78
Tablo 14 : Mikroorganizmaların üretilmesi için kullanılan besiyerinin bileşimi.....	79
Tablo 15 : Candida Albicans adezyonunu değerlerinin kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında farklı üst yapı seramikleri ve çeşitli yüzey bitirme yöntemlerine göre tanımlayıcı istatistikleri.....	86
Tablo 16 : Kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında elde edilen S. Mutans adezyonu puanı.....	117

Resim Dizini

Resim 1: IPS e-max Sistemi	11
Resim 2 : IPS Empress Sistemi	13
Resim 3: IPS InLine Dentin Çeşitleri.....	14
Resim 4 : Yüzey altı pörözitelerin aşınma sonucu açığa çıkması	29
Resim 5 : Katı bir yüzey üzerinde duran sıvı damlasının oluşturduğu temas açıları	32
Resim 6: IPS empress CAD seramik bloklar	70
Resim 7: Akril tutucu parça ve tutucu parça içine yerleştirilmiş blok	70
Resim 8: IPS e-max CAD seramik blok.....	71
Resim 9: IPS e-max Ceram ve IPS InLine dentin porselen tozları	71
Resim 10 : OptraFine seramik bitirme ve polisaj seti	75
Resim 11: Test örneklerinin yüzey pürüzlülük ölçümlerinde kullanılan profilometre cihazı	76
Resim 12: Temas açısı ölçümlerinde kullanılan gonyometre mikroskobu ve üzerine saf su damlatılmış örneğin görünümü	77
Resim 13: Santrifüj cihazı ve Falcon tüplerinin santrifüj cihazına yerleştirilmesi.....	79
Resim 14 : Falcon tüplerinin vorteks cihazında karıştırılması	80
Resim 15 : Amberli şişelere koyulan örnekler ve otoklav cihazı	80
Resim 16: Örneklerle Candida Albicans adezyonunun gerçekleştirildiği çalkalamalı inkübatör	81
Resim 17: Parlak alan mikroskobunda kaydedilen Candida Albicans görüntüleri	82
Resim 18: SEM cihazı.....	83
Resim 19: Örneklerin yaşlandırma işleminin gerçekleştirildiği termostatik çalkalama cihazı	84
Resim 20: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram toz-likit glazür sistemi SEM görüntüleri.....	100
Resim 21: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram toz-likit glazür sistemi SEM görüntüleri.....	100
Resim 22: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram spreyl glazür sistemi SEM görüntüleri.....	101
Resim 23: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram spreyl glazür sistemi SEM görüntüleri.....	101
Resim 24: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram şırınga (pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri.....	102
Resim 25: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram şırınga (pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri.....	102
Resim 26: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram otoglazür SEM görüntüleri	103
Resim 27: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram otoglazür SEM görüntüleri	103

Resim 28: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram mekanik polisaj SEM görüntüleri	104
Resim 29: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram mekanik polisaj SEM görüntüleri	104
Resim 30: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine toz-likit glazür sistemi SEM görüntüleri	105
Resim 31: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine toz-likit glazür sistemi SEM görüntüleri	105
Resim 32: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine şırınga (pasta) sistemi SEM görüntüleri	106
Resim 33: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine şırınga (pasta) sistemi SEM görüntüleri	106
Resim 34: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine otoglazür sistemi SEM görüntüleri.	107
Resim 35: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine otoglazür sistemi SEM görüntüleri.	107
Resim 36: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine mekanik polisaj SEM görüntüleri...	108
Resim 37: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine mekanik polisaj SEM görüntüleri...	108
Resim 38: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD sprej glazür sistemi SEM görüntüleri	109
Resim 39: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD sprej glazür sistemi SEM görüntüleri	109
Resim 40: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD şırınga(pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri	110
Resim 41: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD şırınga(pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri	110
Resim 42: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD otoglazür sistemi SEM görüntüleri	111
Resim 43: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD otoglazür sistemi SEM görüntüleri	111
Resim 44: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD mekanik polisaj SEM görüntüleri	112
Resim 45: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD mekanik polisaj SEM görüntüleri	112
Resim 46: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD sprej glazür sistemi SEM görüntüleri	113
Resim 47: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD sprej glazür sistemi SEM görüntüleri	113
Resim 48: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD şırınga(pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri	114
Resim 49: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD şırınga(pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri	114
Resim 50: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD otoglazür sistemi SEM görüntüleri	115
Resim 51: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD otoglazür sistemi SEM görüntüleri	115
Resim 52: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD mekanik polisaj SEM görüntüleri	116
Resim 53: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD mekanik polisaj SEM görüntüleri	116

Kısaltmalar

CAD/CAM: Bilgisayar-destekli-tasarım/bilgisayar-destekli-üretim

SEM : Taramalı elektron mikroskobu

Y-TZP : Yttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristal

Ra : Ortalama yüzey pürüzlülüğü

LR : Doğru profil uzunluğu

IL-1 α : Interlökin -1 alpha

IL-1 β : Interlökin – 1 beta

IL-6 : Interlökin 6

IL-8 : Interlökin 8

TNF- α : Tumor necrosis factor alpha

PGE₂ : Prostaglandin E₂

LPS : Lipopolisakarit

ÖZET

Dental restorasyonlar etrafındaki mukozanın sağlığının korunabilmesi ile gingivitis ve periodontitisin gelişmemesi, her ne kadar hastanın oral hijyen alışkanlıkları, protetik restorasyonlarının hijyenik olması ve mikrobiyal dental plağın azlığına bağlı olsa da, diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin yüzey özellikleri de önemlidir.

Bu çalışmada ağızda sıklıkla enfeksiyon etkeni olarak kabul edilen *Candida Albicans* ve *Streptococcus mutans*'ın (*S.mutans*), günümüzde sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılan maddelere tutunmalarının incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada kullanılmak üzere iki veneer seramik sistemi (IPS e.max Ceram, IPS inLine) ve iki monolitik seramik sistemi (IPS empress CAD, IPS e-max CAD) seçilmiştir. Her grup öncelikle uygulanan yüzey bitirme işlemine göre 3 alt gruba ayrılmıştır; overglaze, otoglaze, polisaj (n=10). Overglaze uygulanan gruplar yine 3 alt gruba ayrılmıştır; toz-likit, pasta, sprej. Ancak, monolitik porselen sistemleri için toz-likit glazür sistemi ve IPS inLine grubu için sprej glazür sistemi üretici firma tarafından piyasaya sunulmadığından ötürü uygulanamamıştır.

Candida Albicans ve *S. Mutans* suşlarının belli oranda bakteri süspansiyonları hazırlandı.

Öncelikle bütün deney örneklerine *Candida Albicans* adezyonu sağlandı. Mikroorganizmalar ışık mikroskopuyla sayıldıktan sonra örnekler sterilize edildi ve örneklerle *S. Mutans* adezyonu sağlandı. *S. Mutans*' ın çapının *Candida Albicans*' a göre çok küçük olması sebebiyle ışık mikroskopuyla sayım yapılamadı ve SEM görüntüleri alındı.

Örnekler tekrar sterilize edildi ve her alt gruptaki örneklerle kimyasal yorgunluk işlemi uygulandı. Aynı prosedürler tekrarlanarak mikroorganizma adezyonları tekrar sağlandı.

Candida Albicans sayımı ışık mikroskopuyla yapıldı ve *S.Mutans* adezyonu hakkında bilgi sahibi olmak için SEM görüntüleri alındı.

Kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında *Candida Albicans* adezyonu arasındaki değerleri Bağımsız Örneklem t-Testi (Independent Samples Test) (0,05) ile analiz edilmiştir. Her grubun kendi içinde seramik sistemleri, yüzey bitirme işlemleri ile mikroorganizma adezyonu arasındaki ilişkilerini belirlemek için Dunnet

T3 Post Hoc (0,05) testleri uygulandı. *Streptococcus Mutans* adezyonunda kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırmak için ise Wilcoxon Signed Ranks Testi uygulandı (0,05).

Her deney grubunda kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrası *S.Mutans* ve *Candida Albicans* adezyonunda belirgin farklılıklar elde edilmiştir. Kimyasal yaşlandırma uygulaması mikroorganizma adezyonunda artışa neden olmuştur.

Kimyasal yaşlandırma öncesinde, monolitik seramik sistemlerinde en düşük *Candida Albicans* adezyon değerleri overglaze yapılan gruplarda görülmüştür. Bunu sırasıyla mekanik polisaj ve otoglaze izlemiştir. Overglaze yapılan alt gruplar incelendiğinde ise en düşük *Candida Albicans* değerleri Pasta glazür sisteminde elde edilmiştir. Veneer seramik sistemlerinde En düşük *Candida Albicans* adezyon değerleri yine overglaze yapılan gruplarda elde edilmiştir.

Kimyasal yaşlandırma sonrasında monolitik ve veneer seramik gruplarında en düşük *Candida Albicans* adezyon değerleri overglaze yapılan gruplarda elde edilmiştir. Monolitik sistemlerde overglaze işlemini mekanik polisaj ve otoglaze işlemleri sırasıyla izlemiştir. Overglaze yapılan alt gruplar incelendiğinde ise en düşük *Candida Albicans* değerleri pasta glazür sisteminde elde edilmiştir.

Çalışmamızın tüm sonuçları göz önüne alındığında, kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında en az mikroorganizma tutunumunun overglaze yapılan gruplarda olduğu gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler; monolitik seramik, veneer seramik, overglaze, otoglaze, mekanik polisaj, *Candida Albicans*, *Streptococcus Mutans*, adezyon

ABSTRACT

Although improved oral hygiene and hygienic prosthetic restorations are prerequisites for a healthy state of periodontal tissues around dental restorations by impeding occurrence of gingivitis and periodontitis, the surface characteristics of dental restorative materials can also present important factors.

The aim of this study was to evaluate the adhesion of *Candida Albicans* and *Streptococcus mutans* (*S.mutans*) before and after chemical aging, which are accepted to be the infectious agents, to current prosthetic restorative materials.

Two corresponding veneering porcelains (IPS e.max Ceram, IPS inLine) and two monolithic porcelains (IPS empress CAD, IPS e-max CAD) were selected for this study. Each group contained three subgroups based on the veneer surface finishing procedure; overglaze, otoglaze and polishing (n=10). The groups that applied overglaze contained three subgroups; powder-liquid, paste, spray. But, powder-liquid glaze system couldnt be applied for Monolithic Porcelains and spray glaze system couldnt be applied for IPS inLine because of the manufacturer has not implemented to market.

The bacterial suspensions of *Candida Albicans* and *S.mutans* were prepared.

At first *Candida Albicans* were adhered to all specimens. The microorganisms counted by using light microscope and then all specimens were sterilized and prepared to be ready for adhering *S.Mutans*. Light microscope couldnt used to count because of the dimension of organism and SEM images were taken.

All specimens were sterilized again and all subgroups were subjected to corrosion test (chemical aging). The same procedures were followed.

Candida Albicans were counted light microscope and SEM images were taken for *S.Mutans* to get information about the adherence.

The data of the *Candida Albicans* adhesion before and after chemical aging were statistically analyzed with Independent Samples Test (0,05). Each group in its own were statistically analyzed with Dunnet T3 Post Hoc (0,05) Test. To analyze the adhesion of *S.Mutas* a scale was created and according to that scale the data of the *S. Mutans* adhesion before and after chemical aging were statistically analyzed with Wilcoxon Signed Ranks Test (0,05).

For each tested groups, there was a significant difference between the corroded and non-corroded sample's adhesion of *S. Mutans* and *Candida Albicans*. Chemical aging caused to increase the number of organisms.

Before chemical aging, lowest *Candida Albicans* adhesion was seen in overglaze methods at monolithic porcelains. Polishing and otoglaze were followed this group respectively. When overglaze subgroups were analyzed the lowest *Candida Albicans* adhesion was seen in paste glaze method. The lowest *Candida Albicans* adhesion was seen in overglaze method at veneering porcelains too.

The lowest *Candida Albicans* adherence were seen after chemical aging in overglaze methods at monolithic porcelains and veneering porcelains. For Monolithic porcelains, polishing and otoglaze were followed the overglaze group respectively. When overglaze subgroups were analyzed the lowest *Candida Albicans* adhesion was seen in paste glaze method.

Within the limitations of our in-vitro study it can be concluded that before and after chemical aging the adhesion of *Candida Albicans* and *S. Mutans* was lowest at overglaze methods.

Key Words; monolithic porcelain, veneer porcelain, overglaze, otoglaze, polishing, *Candida Albicans*, *Streptococcus Mutans*, adhesion

1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliğinin amacı, herhangi bir nedenle kaybedilmiş olan fonksiyon, fonasyon ve estetiğin hastaya tekrar kazandırılmasıdır. Protetik amaçlı restorasyonlar sadece fonksiyon ve fonasyonu iade etmekle kalmamalı, aynı zamanda estetikte olmalıdır. Dental porselenler estetik avantajları açısından restoratif materyaller arasında önemli bir yere sahiptir. Yaygın ve düzenli ışık geçişine izin vererek renk derinliği oluşturmaları ve doğal diş yapısını taklit edebilmesi dental porselene estetik üstünlük sağlamaktadır. Ayrıca ağız sıvılarından etkilenmemeleri, biyouyumlu olmaları ve dişin yapısına benzer ısısal genleşme katsayısına sahip olmaları gibi oldukça önemli avantajları vardır.

1928’ de Faucher’ in seramiği diş restorasyonlarında kullanılmasını önermesinden beri, porselenin bir restoratif materyal olarak kozmetik, mekanik ve fiziksel ihtiyaçları karşılaması amaçlanan birçok in vivo ve in vitro çalışmalar yapılmıştır. Seramik güncel gereksinimleri en iyi şekilde karşılayan bir malzeme olması nedeniyle günümüzde popülerliğini hala korumaktadır. Glazeli porselen bir restoratif materyal olarak en az plak birikimine izin verir ve plağın kolayca uzaklaştırılabilmesini sağlar. Glazeli porselen yüzeyi doğal diş yüzey parlaklığı ve karakterizasyonunu taklit eder. Bundan dolayı glazeli porselen yüzeyinin en iyi yüzey bitimi olduğuna inanılır. Ancak bazı klinik durumlarda porselen restorasyonlar simante edildikten sonra da ağız içi düzenlemeler (oklüzal interferenslerin ortadan kaldırılması, restorasyonun yeniden konturlanması veya marjinal düzenlemeler gibi) gerekebilir ve restorasyonun yeniden glaze yapılması olası değildir. Bu durumda seramik yüzeyine yeniden yüzey düzenlemelerinin yapılabilmesi için birçok materyal ve yöntem geliştirilerek piyasaya sunulmuştur.

Pürüzlü porselen yüzeyi karşıt diş veya restorasyonda aşınmaya yol açabilir. Abraziv özellik seramik pürüzlülüğü ve sertlik ile doğru orantılıdır. Ağız içi sert dokuların pürüzlülüğü, oral mikroorganizmaların ilk adezyon ve retansiyonunda önemli rol oynar. Özellikle supragingival olarak yüzey pürüzlülüğündeki artış, plak oluşumunu hızlandırır. En az plak birikiminin porselen restorasyon yüzeyinde olmasının çok iyi bilinmesine rağmen pürüzlü yüzeyler plak birikimini artırır. Pürüzlü seramik yüzeyinde plak birikiminin artması sadece çürük oluşma

virulansının artmasına değil aynı zamanda periodontal dokularda enflamasyona da yol açabilir. Yetersiz polisaj, pürüzlü yüzey oluşumuna neden olarak daha fazla plak birikimine ve periodontal doku enflamasyonunun oluşmasına neden olabilir.

Çürük ve periodontal hastalıkların gelişmesinde ilk basamak dental plak oluşumudur. Oral kavitedeki bütün girintili yüzeyler, dental plağın oluşması ve büyümesi için uygun ortamlardır. Tükürük peliküllerinin formasyonundan sonra bu yüzeylerdeki ilk koloniciler streptokoklardır. Çürük patojeni Streptococcus Mutans erken dönem plakta görülür. Streptococcus Mutans virulan bakteriler arasında yer alır, tükürük pelikül bileşenlerine canlı olarak yapışır ve sukrozla beraber ekstrasellüler polisakkarit üretir.

Bununla beraber oral florada candida türlerine sık rastlanmaktadır, bunun sebebi hem ağızda çok sayıda bulunmaları, hem de yüzeyel ve derin enfeksiyonlar yapabilen fırsatçı patojen mantarlar olmalarıdır. Bu parazitler arasında en önemli patojen tür, Candida Albicans' tır. Candida Albicans, oral kavitedeki mikroorganizmaların; sağlıklı bireylerde %25, çeşitli sağlık sorunlarına sahip bireylerde ve özellikle immünsüpresif hastalarda ise %50-90 kadarını oluşturlar.

Bu çalışmanın amacı ağızda sıklıkla enfeksiyon etkeni olarak kabul edilen Streptococcus Mutans ve Candida Albicans'ın günümüzde popüler olan veneer seramiği kullanılmış veya monolitik özellikteki protetik restorasyonlara tutunma yeteneğini çeşitli yüzey bitirme yöntemleri uygulayarak, kimyasal yaşlandırmadan önce ve kimyasal yaşlandırmadan sonra karşılaştırmalı olarak incelemek ve seramik malzemelerinin yüzeyindeki mikroorganizma adezyonu farklılıklarını tartışmaktır. Bu çalışmanın H_0 hipotezi, kimyasal yaşlanmanın, farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanmış porselenlerinde mikroorganizma adezyonunu artırdığıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental Seramikler

Seramikler; inorganik ametallerin genel adıdır. Diş hekimliğinde kullanılan porselen ise sinterleme (sinterizasyon: porselen içindeki partiküllerin eriyerek birleşme olayı) ile elde edilen, içinde lōsit kristalleri bulunan camsı bir matriks olup tümü ile cam faza geçmemiş seramik türüdür. Bu seramikler metal oksitleri ile karıştırılarak kullanıldığından okside seramikler olarak adlandırılırlar. Bunlar; cam matriks içinde kristalize partiküllerin oluşturduğu kitlelerdir (1,2).

Çoğunlukla silikat yapısı olan seramik, bir ya da daha fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı bir kombinasyondur. Büyük olan oksijen atomları bir matriks gibi görev yaparak daha küçük metal atomları ve yarı metal silikon atomları arasına sıkıştırmıştır (3).

Seramik kristalindeki atom bağları hem iyonik hem de kovalent karakterdedir. Bu güçlü bağlar, seramiklere; stabilite, sertlik, ısıya ve kimyasal maddelere direnç gibi özellikler sağlar. Ancak aynı yapı seramiğe kırılabilirlik kazandırdığından sakıncalı bir durum çıkmasına neden olur (2,3)

2.1.1 Dental Seramiğin İçeriği

‘Seramikos’ sözcüğü Yunanca topraktan yapılmış anlamına gelen ‘keramos, keramikos, keramenes’ kelimelerinden üretilmiştir. Topraktan yapılmış ve yanmış anlamını taşır. Seramikler insanlar tarafından yapısal olarak modifiye edilmiş en eski inorganik materyallerdir. Bu materyal opaktır, oldukça zayıf ve poröz yapısından dolayı diş hekimliğinde kullanımı uygun değildir. Esas olarak kaolinden meydana gelir. Kaolinin silika, feldspat gibi diğer minerallerle karıştırılması sonucu şeffaflık ve diş hekimliği restorasyonları için gerekli olan dayanıklılık sağlanır. Bu çok önemli ilave unsurları içeren materyale ‘porselen’ adı verilir (4,5).

2.1.1.1 Feldspat ($K_2OAl_2O_36SiO_2$)

Seramiğe doğal bir translüesentlik veren ana yapıyı teşkil eden maddedir ve minimum % 60 civarındadır. Esas olarak, sodyum silikat, potasyum silikat veya

kalsiyum silikattır. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır. Fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur (2,6). 1100-1300 °C eriyen feldspat, doğal haldeyken hiçbir zaman saf değildir. Feldspat 1250-1500 °C civarında eriyerek serbest kristalin fazında cama dönüşüp kuartz ve kaoline yapı olarak yardımcı olur. Feldspatin soda formu ergime sıcaklığını düşürürken, potas formu ergimiş camın viskozitesini arttırarak fırınlama sırasında oluşan toplanma ve akmayı azaltır. Bu özellik kenarların yuvarlaklaşmasını, diş formunun ve yüzey detaylarının kaybolmasını önler (2,7,8,9).

2.1.1.2 Kuartz (Silika) (SiO₂)

Ergime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek (yaklaşık 1700 °C) olan kuartz tutucu bir destek oluşturur. Silika yapısında olup, yapı içinde doldurucu görevi yapar. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzülme ve çatlama önler. Isısal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcıdır. % 10-30 arasında bulunur ve porselenin dayanıklılığını artmasını sağlar (2,7,8,9).

2.1.1.3 Kaolin (Al₂O₃SiO₂H₂O)

Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Çin kili olarak da adlandırılır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer maddeleri bir arada tutar. Dolayısıyla seramiğin modelajına yardımcı olur. % 1-5 arasında bulunur. 1800 °C’ de eriyen kaolin alüminyum hidrat silikatıdır. Opak yapıdadır ve ısıya oldukça dayanıklıdır. Su ile karıştırıldığında yapışkan bir hal alarak, kuartz ve feldspat için bağlayıcı görevi görür. Seramiğin elde işlenebilirliğini kolaylaştırır. Yüksek ısıda eriyerek iskelet görevi gören kuartz kristallerine yapışır ve belirgin ölçüde büzülme gösterir (2,7,8,9,10).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya lüminisans özelliği geliştiren çeşitli ajanlar da seramik yapıya eklenmiştir (2,7,8,9).

2.1.1.4 Akışkanlar veya Cam Modifiye Ediciler

Potasyum, sodyum ve kalsiyum oksitler gibi cam modifiye ediciler, SiO_4 ağının bütünlüğünü bozan akışkanlar olarak rol oynarlar. Akışkanların ilave edilmesi, silikon gibi cam yapıcı elementlerle oksijen arasındaki bağlantı miktarını azaltarak camın yumuşama ısını düşürmektir. Cam içindeki oksijen silikat oranı büyük öneme sahiptir ve camın viskozitesini ve ısısal genleşmesini etkilemektedir. Magnezyum, kalsiyum ve baryum oksitler modifiye edici olarak rol oynamaktadır. Bu alkali metal oksitlerin kullanımı orijinal cam oluşum ağının oluşturulması için dikkatle kontrol edilmelidir (2,7,8,9).

2.1.1.5 Ara Oksitler

Dış hekimliğinde seramiğe temel yapı olan SiO_4 'e cam modifiye ediciler ve akışkanların ilave edilmesi, seramiğin sadece ergime noktasını düşürmemekte aynı zamanda viskozitesini de azaltmaktadır. Dental seramikleri düşük fırınlama ısısına sahip yüksek viskozitede üretmek gerekmektedir. Bu da ara oksitlerin kullanımı ile mümkün olmaktadır. Camın sertliği ve viskozitesi alüminyum oksit gibi ara oksitlerin kullanımı ile artmaktadır. Borik oksit kuvvetli bir akışkan olmasına karşın aynı zamanda cam yapıcı olarakta rol oynamaktadır. Borik oksitin (B_2O_3) ilavesi ile düşük genleşme ve kimyasal direnç sağlamaktadır (2,7,9,10).

Dental seramiklere küçük oranlarda eklenen alternatif modifiye edici ajanlar ise frit yapımı esnasında konulmaktadır. Lityum oksit, akışkan ajanı olarak ilave edilmekte ve devitrifikasyon riskini artırmaktadır. Magnezyum oksit, yapıda çok az miktarlarda bulunmakta ve CaO ' in yerini alabilmektedir. Fosfor pentaoksit (P_2O_5) ise bazen opalesans oluşturmak için eklenmekte ve cam yapıcı oksit olarak görev yapmaktadır (2,8,9).

2.1.1.6 Renk Pigmentleri

Yukarıda belirtilen maddelerin dışında seramikler, renklendirici olarak metal ve metal oksitleri de kapsarlar. Bunlara 'renk fritleri' de denir. Renk fritlerini elde etmek için renksiz fritlere metal oksitler eklenir. Elde edilen sıkıştırılmış renk fritleri, renkli cam tozları formunda maksimum % 7 oranında eklenir (9).

Metal oksitlerin öğütülmesi ile elde edilen pigmentlerin porselen hamuruna ilave edilmesi ile renklendirme sağlanır. Renk oluşturan bu pigmentler; titanyum, uranyum, demir, kobalt, krom, nikel, çinko, kalay gibi metal oksitlerdir (Tablo ?), (2,10)

Tablo 1: Dental seramiklerde renk oluşturan pigmentler ve oluşturdıkları renkler

Metal ve Oksitler	Renk
Titanyum Oksit	Sarı
Uranyum Oksit	Sarı - Portakal
Krom Aluminat	Gül Rengi
Metalik Altın	Kahverengi - Kırmızı
Demir Oksit ya da Nikel Oksit	Kahverengi
Kobalt Aluminat	Mavi
Krom ya da Bakır Oksit	Mavi - Yeşil
Manganez	Gri – Lavanta Yeşili
Demir fosfat ya da platin	Gri

2.1.1.7 Opaklaştırıcı ajanlar

Diş rengine benzer etki oluşturulmak için seramiğe yoğun renk fritlerinin eklenmesi, seramiğin fazla şeffaf olmasına neden olmalarından dolayı yeterli olmamaktadır. Özellikle dentin renkleri yüksek opasiteye gerek duymaktadır. Opaklaştırıcı ajanları genellikle çok ince partikül boyutlarında öğütülmüş metal oksitleri içermektedir. Bu amaçla sıklıkla kullanılan oksitler; seryum oksit, titanyum oksit ve zirkonyum oksittir (2).

2.1.1.8 Luminisans özelliği

Luminisans; parlama, ışıldama anlamına gelir. Flouresans ve fosforesans adı verilen iki optik etkinin birleşimi ile oluşur. Fosforesans, üzerine gelen primer ışık ortadan kalktıktan sonra da daha önce absorbe ettiği ışınlardan daha uzun dalga boylu ışık yaymaya devam eden cisimlerin özelliğidir. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerde bu özellik görülmez. Belli bir dalga boyuna sahip ışınların cisim

tarafından absorbe edilerek daha uzun dalga boylu bir radyasyon şeklinde geri yayılmasına 'flouresans', bu tür cisimlere 'flouresan' denir (7,10). Doğal dişler gün ışığında bir miktar flouresans gösterirler. Seramik üreticileri flouresans özelliğinin elde edilmesinde büyük ilerlemeler sağlamışlardır. Bazı yeni seramikler ultraviyole ışık altında mavimsi beyaz bir flouresans özelliğine sahiptir. Bu özelliğin elde edilmesi uranyum tuzları ve sodyum diüronat gibi radyoaktif maddelerin eklenmesiyle gerçekleşmekteyken günümüzde bunların zararlı etkileri nedeniyle europinyum, samaryum, uterbiyum gibi lanthanidler yani dünya elementleri kullanılmaya başlanmıştır (2,9,11).

2.1.2 Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

I- Dental seramikler fırınlanma ısılarına göre şu şekilde sınıflandırılabilir:

1. Yüksek ısı seramikleri (1288–1371 °C)
2. Orta ısı seramikleri (1093–1260 °C)
3. Düşük ısı seramikleri (871–1066 °C) (2,12).

Dental seramiklerin ergime derecelerindeki farklılıklar, esas olarak sodyum karbonat, kalsiyum karbonat ve boraks gibi düşük ısılarda eriyen ve feldspattan daha etkili olan akışkanların ilave edilmesi ile ilgilidir. Yüksek ısı ve orta ısı seramiklerin kompozisyon ve mikro yapıları birbirine benzer olmasına rağmen düşük ısı seramiklerin kompozisyon ve fiziksel özellikleri farklıdır (2,12,13).

Yüksek ısı seramikleri sıklıkla takım seramik dişlerin, nadiren de jaket kronların yapımında kullanılır. Orta ısı seramikleri prefabrike gövdelerin yapımında, nadiren de inley ve jaket kron yapımında kullanılırlar. Düşük ısı seramikleri ise geleneksel metal seramik sistemlerinde kullanılan porselenlerdir (2,12,13).

II-Dental seramikler diş hekimliğinde kullanım alanlarına göre de şu şekilde sınıflandırılabilirler:

1. Tam ve hareketli bölümlü protezlerde
2. Metal-seramik restorasyonlarda
3. Tam seramik restorasyonlarda

III-Dental seramikler üretim tekniklerine göre de şu şekilde sınıflandırılabilirler:

1. Metal destekli seramik kron sistemleri
2. Metal desteksiz seramik kron sistemleri

2.1.2.1 Metal Destekli Dental Seramikler

Metal-seramik uygulaması diş hekimliğinde yakın zamana kadar, hatta günümüzde de hala sıklıkla tercih edilen tedavi seçeneğidir. Metal-seramik sisteminde seramik, metal alt yapıya bağlanarak kırılmaya neden olan gerilim kuvvetlerine karşı daha dirençli hale gelir ve kron-köprü protezleri için beklenen gereksinimleri büyük ölçüde karşılar (7).

Ancak metal-seramik uygulamalarında farklı özelliklere sahip iki materyal bir arada kullanıldığından bu materyallerin birbirleriyle uyumlu olmaları gerekmektedir. Kullanılan metal alaşımı ile seramik materyali arasında mekanik, kimyasal, ısısal ve estetik özellikler açısından denge kurulabilmelidir. İki materyal arasındaki ısısal genleşme ve büzülme katsayılarının uyumu, doğal dişlerin şekil, renk, translusenslik ve floresanslık özelliklerinin restorasyona kazandırılabilmesi ve ağızda fonksiyon esnasında oluşan streslere karşı direnç gösterebilecek kuvvette bir bağlanma kuvvetinin mevcut olması metal-seramik çalışmalarında başarı için şarttır. Ancak tüm bunlar sağlansa da metal-seramik uygulamaların en büyük olumsuzluğu estetik yetersizliklerdir. Metal alt yapının ışığı geçirmemesi ve özellikle kole bölgesinde metalin yansıması arzu edilmeyen özelliklerdir.

2.1.2.2 Metal Desteksiz Dental Seramikler

Metal seramik sistemlerinin olumsuz etkilerin giderilmesi amacıyla teknolojinin gelişimine paralel olarak 1980'lerin başında tüm seramik sistemleri alanında yeni atılımlar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmaların sonucunda günümüzde klinik olarak sabit bir protetik restorasyonun sahip olması gereken fonksiyon, estetik, biyolojik uyum ve hijyenik özellikler gibi gereksinimler tüm seramik sistemler ile sağlanabilmektedir (14). Tüm seramik sistemler ile metal alt yapının yansımasının olumsuz etkisi ortadan kalkmakta ve restorasyon yüzeyine gelen ışığın geçişine

olanak sağlanmaktadır. Böylece estetik açıdan çok daha etkin kozmetik nitelikli protetik restorasyonların yapılabilmesi olasıdır. Ayrıca kullanılan restoratif materyaller arasında en yüksek biyolojik uyumu gösterdikleri de bilinmektedir (15).

Tamamı seramik sistemler için çeşitli sınıflandırmalar mevcuttur. Kullanılan materyalin kimyasal yapısına, güçlendirici katkı maddesine, yapım tekniklerine göre sınıflandırmalar yapılabilir.

2.1.2.3 Seramik Alt Yapıların Yapım Tekniklerine Göre Sınıflandırılması;

- a.** Platin folyo tekniği (Renaissance, Sunrise, OptecHSP)
- b.** Refrakter model üzerinde işlenen alüminöz porselenler (Hi-Ceram, In-Ceram, Cerestore, Turkomcera)
- c.** Isı ve basınçla şekillendirilen porselenler (IPS Empress, IPS Empress II, Finesse, Carrara Press, Evopress, OPC 3G, Authentic Press)
- d.** Cam seramik döküm (Cera Pearl, Dicor)
- e.** CAD-CAM ve kopya freze tekniğine dayalı sistemler

2.1.2.3.1 CAD-CAM tekniğine dayalı sistemler

- a)** Prefabrik seramik ingotların CAD-CAM freze ile şekillendirilmesi (IPS e.max CAD)
- b)** Yüksek saflıkta alüminanın CAD-CAM ile hazırlanmış özel model üzerinde şekillendirilmesi (Procera All-Ceram)
- c)** Presinterize Y-TZP blanklerin CAD CAM freze ile şekillendirilmesi (Cercon, IPS e.max ZirCAD, LAVA, Hint ELS)
- d)** Yüksek saflıkta alüminanın CAD-CAM elektroforez ile şekillendirilmesi (Wolceram)

2.1.2.3.2 Kopya – Freze Tekniğine Dayalı Sistemler

- a)** Prefabrik seramik ingotların kopya freze ile şekillendirilmesi (Celay)

b) Presinterize Y-TZP blanklerin kopya freze ile şekillendirilmesi (Zirkonzahn, Ceramill).

2.1.2.3.3 Seramik Alt yapıların Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflandırılması

1. Cam seramikler

- a.** Tetrasilisik Floromika bazlı cam seramikler (Dicor- Dentsply)
- b.** Hidroksilapatit bazlı cam seramikler (Cerapearl- Kyocera)
- c.** Lösit bazlı cam seramikler (IPS Empress-Ivoclar, Carrara-Elephant, Authentic-Ceramay GmbH, Evopress-Wegold&De, Finesse-Ceramco)
- d.** Lityumdisilikat bazlı cam seramikler (Empress2-Ivoclar)
- e.** Flor apatit bazlı cam seramikler (IPS d.Sign (Ivoclar)

2. Alüminöz seramikler

- a.** Alümina katkılı feldspatik seramik (Hi-Ceram)
- b.** Cam infiltrasyonlu alümina (In-Ceram)
- c.** Yüksek saflıkta yoğun sinterize alümina (Procera All Ceram)
- d.** Zirkonyum katkılı alümina (In-Ceram Zirkonya)

3. Y- TZP seramikler

- a.** Green Blank (Presinterize) **b.** HIP Blank (Sinterize)

2.1.2.3.4 Seramik Alt Yapıların Güçlendirici Katkı Maddesine Göre Sınıflandırılması

- a.** Alümina (Hi-Ceram)
- b.** Cam infüzyonlu alümina (In-Ceram Alümina)
- c.** Cam infüzyonlu zirkon-alümina (Wolceram, Inceram Zirconia)
- d.** Yüksek saflıkta yoğun sinterize alümina (Procera)
- e.** Lösit (IPS Empress, Finesse, Touch Press)

f. Lityum disilikat ve floroapatit (Empress II, IPS e.max)

g. Hidroksilapatit (Cerapearl)

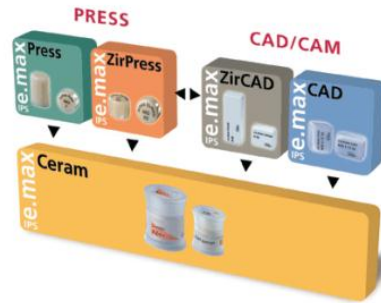
h. Tetrasilik Floromika (Dicor)

i. Zirkonyum oksit (Circon Smart Ceramics, Zirkonzahn, Ceramill, IPS e.max ZirCAD)

Çalışmamızda istatistiksel verilerin parametrik açıdan kıyaslanmasında etken faktörlerin stabilizasyonu açısından tek üretici firmanın ürünlerinin kullanılması planlanmış ve bu amaç doğrultusunda protez laboratuvarlarında sık olarak tercih edilen ürünlerden birisi olan Ivoclar firmasının monolitik yapıdaki ve veneer seramik ürünleri seçilmiştir.

2.1.2.3.4.1 Monolitik Seramik Sistemleri

2.1.2.3.4.1.1 IPS e.max Sistemi



Resim 1: IPS e-max Sistemi

IPS e.max sistemi aşağıdaki 5 komponenti içeren bir tüm seramik sistemidir (16) (Resim ?)

- IPS e.max Press (Presleme tekniği için lityum disilikat cam seramik ingotlar)
- IPS e.max ZirPress (Press-on teknik için florapatit cam seramik ingotlar)
- IPS e.max CAD (CAD/CAM teknik için lityum disilikat cam seramik bloklar)

- IPS e.max ZirCAD (CAD/CAM teknik için zirkonyum oksit bloklar)
- IPS e.max Ceram (florapatit kaplama seramiği)

IPS e-max (Ivoclar Vivadent) tam seramik sistemi, üretici firma tarafından IPS Empress II'den sonra 2005 yılında geliştirilmiştir. Ön ve arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilen 5 ayrı komponentin (e-max Press, e-max CAD, e-max ZirPress, e-max ZirCAD ve e-max Ceram) tek başına ya da beraber kullanımıyla, hem basınçlı döküm hem de CAD–CAM tekniklerini beraber sunmaktadır.

IPS e.max lityum disilikat; iğne uçlu kristal yapıya sahiptir ve bu yapı materyale oldukça iyi dayanıklılık ve üstün optik özellikler kazandırmaktadır. IPS e.max lityum disilikat geleneksel olarak preslenebilmekte (IPS e.max Press) ya da CAD/CAM (IPS e.max CAD) teknolojisi ile işlenebilmektedir (16).

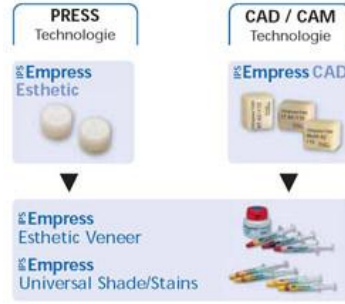
2.1.2.3.4.1.1 IPS e.max CAD

IPS e.max CAD “mavi blok” iki basamaklı kristalizasyon işlemini kullanır. İki basamaklı kristalizasyonda kontrollü çift nükleasyon işlemi gerçekleşir. İlk basamakta lityum meta-silikat kristalleri çökeler. Elde edilen cam seramik bu aşamada aşındırma için uygun özelliktedir ve içeriğindeki ilave renklendiriciler nedeniyle mavi renklidir. İkinci ısı işlem aşındırma tamamlandıktan sonra yapılır ve meta-silikat faz tamamen çözünür, lityum disilikat kristalize olur. Bu ısı işlem porselen fırınında 840-850°C’de gerçekleştirilir. Mavi renkteki cam seramik kristal boyutları yaklaşık 0,5 µm çapında olan hacimce %40 oranında lityum meta-silikat kristalleri içerir. Son aşamadaki mikro yapı ise lityum disilikattan oluşur ve restorasyona yüksek dayanıklılık ve translüsensi gibi mekanik ve fiziksel özelliklerini kazandırır. Bu aşamadaki cam seramik kristal boyutları yaklaşık 1,5 µm olan hacimce %70 lityum disilikat kristallerinden oluşur (16).

2.1.2.3.4.1.2 IPS Empress Sistemi

IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) ve IPS Empress Esthetic (Ivoclar Vivadent) aslında aynı kompozisyonlara sahip olmalarına rağmen aralarındaki tek fark kullanıcının uygulama tekniğidir. IPS Empress Esthetic uygulanmasında basınçlı

döküm tekniği; IPS Empress CAD uygulanmasında CAD/CAM tekniği kullanılır (18).



Resim 2 : IPS Empress Sistemi

2.1.2.3.4.1.2.1 IPS Empress CAD

Tıpkı ProCAD gibi IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) de l  sit i  erikli cam seramiktir. Bu bloklar homojen dağılım g  steren l  sit kristallerine sahiptirler. L  sit kristalleri e  it ve yoğun   ekilde dağılmıştır. Bu kristallerin   apları 1 – 5   m ve kristal fazın yoğunluğu hacmin % 35-45’ i kadardır (18).

Bu materyallerin CAD/CAM teknolojisiyle öğretilen restorasyonlar i  in kullanımı uygundur. Ayrıca bu bloklar, LT (low translucency) ve HT (high translucency) olmak   zere 2 farklı translusens seviyesi i  ererek daha estetik      mler sunulmasına olanak sağlarlar (18).

2.1.2.3.4.2 Veneer Seramikleri

2.1.2.3.4.2.1 IPS e.max Ceram

Nano fluorapatit ve d     k ısı cam seramiği; hem press teknolojisi, hem de CAD/CAM teknolojisi ile öğretilen restorasyonlar i  in karakterizasyon ve yığma seramiği olarak kullanılmaktadır. Bu materyal feldspat veya l  sit i  ermemektedir. Nano- fluorapatit kristaller i  eren bu yeni madde jenerasyonu, vital di  lerin kristal yapı   zelliklerini g  sterdiği gibi yığma maddesinin tipine g  re translusens, parlaklık ve opalasens değerlerin ayarlanabildiği kombinasyonlar sağlamaktadır (16).

2.1.2.3.4.2.2 IPS InLine Sistemi

IPS InLine (Ivoclar Vivadent) aşağıdaki 3 komponenti içeren bir metal destekli seramik sistemidir (17).

Tablo 2: IPS inLine sistemi

IPS InLine One One = One Layering	IPS InLine	IPS InLine POM POM = Press-On-Metal
Tek katman metal seramiğı	Geleneksel Metal Seramik	Metal üstü press seramiğı

IPS InLine

IPS InLine (Ivoclar Vivadent), konvansiyonel yığıma tekniğinde kullanılan, cam matriks ve l s t kristalleri içeren kaplama seramiğıdir (17).



Resim 3: IPS InLine Dentin eşitleri

900 dereceden yüksek sıcaklıklarda fırınlanabilen metal seramik restorasyonların yapımında kullanıma uygundur. Uygun  retim teknikleri sayesinde fırınlama sonrası boyutsal açıdan stabildir. Çekme ve büzülme miktarı minimum seviyededir (17).

2.1.3 Dental Seramiklerde Yüzey Tabakası ve Pürüzsüzlüğün Önemi

Günümüzde endüstrinin hemen her dalında malzemelerin yüzey özelliklerini olumlu yönde geliştirmek amacıyla araştırmalar yapılmaktadır. Malzemelerin yüzey katmanları fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Bu nedenle malzemelerin yüzey özelliklerinde değişiklikler oluşturularak amaca daha uygun yüzeylerin elde edilmesi istenmektedir. Seramik malzemelerinde olumlu özelliklerinden en yüksek düzeyde yararlanabilmek için ideal bir yüzey katmanı oluşturmak gereklidir (19).

Ağız içinde kullanılan malzemelerin biyouyumlu, hijyenik, dayanıklı olması ve aynı zamanda renklenme gibi etkenlere karşı dirençli olması gereklidir. Bu nedenle dental restoratif materyallerin yüzeyi parlak ve pürüzsüz olmalıdır. Yüzey pürüzsüzlüğü işlev, estetik ve biyolojik uyum olmak üzere üç açıdan önemlidir. Pürüzlü yüzeyler materyalin bükülme dayanıklılığını azaltarak kırılabilirliği artırır, (20,21) karşıt sert dokularda aşındırma ve bunun neticesinde dişlerde renklenme artar (22,23,24,25,26). Diş üzerindeki lekeli alanlarda, plak ve diş taşı birikiminde artış gözlenir. Bunun sonucunda oral yumuşak dokularda enfeksiyon ve dental çürük görülme olasılığı artar (25,26,27). Pürüzlü yüzeylerde serbest yüzey enerjisi daha küçük olduğundan, mikroorganizmaların tutunması ve kolonizasyonu kolaylaşır (27,28), malzemenin renklenmeye eğilimi artar ve estetik kalite düşer (29). Bu olumsuzlukları gidermek, hasta konforu, optimum estetik, ağız hijyeni ve klinik başarı elde etmek için restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü en aza indirilmesi önerilir (31).

Seramik restorasyonların son şeklinin verilmesi amacıyla çeşitli aşındırıcı sistemlerle yüzeyde düzenlemeler yapılır. Çeşitli gren boyutlarındaki elmas ve karborondum frezler ile silikon mül ve mülletler seramiklerin tesviyesi aşamasında en çok kullanılan sistemlerdir. Güncel uygulamalarda tesviye sırasında sürtünmeye bağlı ısınma olabildiğince azalmış olsa da, yüzeyde sürtünmeye bağlı olarak bir miktar ısı artışı ortaya çıkabilir. Tesviye sırasında yüzeydeki ısı artışı ve malzemenin şekillendirilmesi sırasında çıkan içsel gerilmeler seramik malzemenin yüzey katmanında yer alan mikro çatlakları etkileyebilir. Yüzeydeki mikro çatlakların sayısı, derinliği, genişliği hatta doğrultusu bile malzemenin mekanik dayanıklılığı üzerinde etkin rol oynamaktadır (31,32).

Yüzeye uygulanan aşındırıcı işlemlerin, mikro çatlaklar üzerinde olumsuz etkisi söz konusudur. Seramikte şekillendirme işlemleri sırasında oluşan pürüzlü yüzeylerde, düzgün yüzeylere oranla daha fazla gerilim birikimi oluşur. Seramik yüzeyindeki gerilim artışı malzemenin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkiler. Sonuçta yüzeyin pürüzsüz olması, seramiğin direncini oldukça geliştirir (21,33). Kaynaklarda polisaj veya glaze işlemlerinin bükülme dayanıklılığını artırdığına değinilmektedir, pürüzlü ve glaze uygulanmamış seramiklerde malzemenin mekanik direncinde azalma gözlenebilmektedir. Glaze uygulaması sayesinde yüzey kusurları düzeltiltiğinden, en dış yüzeydeki çatlakların oluşumu azalabilmektedir (23,34).

Yüzey işlemleri, malzemenin yoğunluğu gibi genel fiziksel özelliklerinde de değişikliklere neden olabilir. Yüzey elektron difraksiyon çalışmalarına göre, aşındırma sırasındaki işlemler yüzeyde moleküler kristal yapıda büyük bir değişiklik oluşturmada sadece mekanik atrizyona neden olurken; cilalama işlemleri yüzeyde oldukça derin ve amorf bir yüzey katmanı oluşturur (35). Polisaj sonucu oluşan bu yüzey katmanı “Beilby Tabakası” olarak adlandırılır. Bu tabakanın mikroskopik görüntüsü amorf yapıda olup, malzemedeki yüzey düzensizliklerini ve çatlakları visköz bir sıvı filmi gibi kapladığı gözlenir. Bu tabakanın derinliği yaklaşık 20-100⁰A kadardır. Bu katman çok önemlidir, çünkü bu katmanın özellikleri yüzeyin kimyasal davranışları açısından tamamen farklılık gösterebilir. Bununla birlikte malzemenin mekanik özellikleri de yüzeydeki bu katmanda oluşan deformasyonların miktarından ve derinliğinden etkilenir (36).

Bu nedenlerle bir malzemenin mekanik, fiziksel ve kimyasal davranışları gibi işlevsel özelliklerini belirleyen en önemli etkenlerden biri malzemenin yüzey özellikleridir. Dental seramik restorasyonların ağız ortamına açılan kısmı seramiğin en dış yüzeyi olduğundan kullanılan malzemenin istenilen yüzey özelliklerine sahip olması, elde edilecek sonucu belirleyen etkenlerin başında gelmektedir.

2.1.4 Dental Seramiklerde Yüzey Bitirme Yöntemleri

2.1.4.1 Dental Seramiklerde Glazür Tabakası

Glaze (glazürleme), Protetik Diş Tedavisi Terimleri sözlüğünde, “porselende materyalin yüzeyinin son fırınlama ile camlaştırılması ve böylelikle poröz olmayan,

yarı camı bir yüzey elde edilmesi” şeklinde tanımlanmıştır (37). Glaze işleminin amacı, porselenin piropplastik akıcılığını belli ölçüde artırarak yüzeydeki bozulmaları kapatmaktır. Bu nedenle düşük ısı ve daha uzun zaman devri uygulamak gerekir. Bu sayede, kronun piropplastisitesi belli seviyede kontrol edilebilir, kritik önemi olan kenarlar akmadan, yüzeyler üzerinde glaze işlemi devam eder ve mine gibi parlak görünen yüzeyler oluşur (38).

2.1.4.2 Glazür Katmanının Seramik Üzerine Etkileri

Seramik malzeme yüzeyinde oluşturulan glazür katmanının seramik malzemeye olumlu yönde birçok katkısı vardır. Bu etkiler şunlardır:

a) *Mekanik Dayanıklılık Üzerine Etkisi*

Seramik yüzeyinde oluşturulan glazür katmanının malzemenin mekanik dayanıklılığı üzerinde önemli etkisi vardır. Seramiklerde glazür katmanı, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini doldurup daha düzgün bir yüzey oluşturarak seramik malzemenin bükülme dayanımını arttırmaktadır. Glazürlenmemiş seramik malzemede yüzeydeki mikro çatlaklar nedeniyle ağız sıvıları, malzeme içerisine penetre olup malzemenin içyapısında bozulmaya neden olabilir. Seramik malzemenin yüzeyine uygulanan glazür katmanı ile sıvı geçişi engellenir (34).

b) *Sertlik Değeri Üzerine Etkisi*

Restoratif dental malzemelerin yüzey pürüzlülükleri ve sertlik değerleri, malzemenin ilişkide olduğu diş dokularından aşındırıcılık özelliklerini etkilemektedir. Hem yüzeyi pürüzlü hem de sertlik değeri yüksek olan bir malzemenin aşındırıcılığı önemli ölçüde artar. Bu nedenle restoratif dental malzemelerin sertlik değerlerinin, diş mine dokusunun sertlik değerine yakın olması istenir. Glazür katmanı ile seramik yüzeyi önemli oranda pürüzsüzleştirilerek ve sertlik değeri azaltılarak, malzemenin aşındırıcılığı da azaltılır (39,40).

c) *Renk Üzerine Etkisi*

Glazür katmanı, seramik rengini 3 şekilde etkilemektedir;

1- Glazür, seramik yüzeyindeki mikro çatlakları ve yüzey pürüzlerini doldurarak yüzeyin daha düzgün hale gelmesini sağlar. Düzgün bir yüzeyden ışık, saçılmadan yansır. Yüzeyden homojen yansıyan ışığın oluşturduğu renk tonları,

yüzeyden saçılarak yansıyan ışığın oluşturduğu renk tonlarından farklıdır. Glazür, olabildiğince düzgün bir yüzey oluşturarak ışığın yüzeyden daha homojen yansımaları sağlar, böylece seramik yüzeyinde arzu edilen renk tonları oluşturulabilir (41).

2- Glazür ile elde edilen yüzey parlaklığı, seramik yüzeyinde oluşan rengin doygunluk (kroma) değerini doğrudan etkilemektedir.

3- Seramik, sinterizasyon sonucu oluşan vitrifikasyon ile translüsent özellik kazanır. Bu özellik seramiği diğer restoratif malzemelerden ayırır. Glazür ile seramik yüzeyinde, ışığa daha duyarlı bir katman oluşur, bu da malzemeye translüsent özellik kazandırır (42,43).

d) Kimyasal Etkilere Karşı Dayanıklılık

Restoratif dental malzemelerin ağız ortamındaki sürekli pH değişimlerinden ve elektrolitik ortamdan etkilenmemesi istenir. Seramik, uygun hazırlanan yüzey tabakası sayesinde, belirli pH değerlerinde ağız ortamında kimyasal açıdan inert bir davranış göstermektedir (43).

e) Ağız Sıvılarının Emilimi

Glazürlenmemiş seramik malzemede yüzeydeki mikro çatlaklar nedeniyle ağız sıvıları, malzeme içerisine penetre olup malzemenin içyapısında bozulmaya neden olabilir; bu durumdan seramiğin mekanik dayanıklılığı olumsuz etkilenebilir. Seramik malzemenin yüzeyine uygulanan glazür katmanı ile sıvı geçişi engellenir (43).

f) Oral Hijyen Üzerine Etkisi

Optimum oral hijyen koşullarının oluşmasında glazür katmanının rolü büyüktür. Restoratif dental malzemelerin dental plak birikimine elverişli olmaması, herhangi bir nedenle oluşan dental plağın ise yüzeyden kolayca uzaklaştırılabilmesi istenir. Burada malzemenin yüzey özellikleri önem kazanır. Dental plak birikimi, özellikle pürüzlü yüzeylerde gerçekleşmektedir. Seramikte glazür katmanı, mikro çatlakları ve yüzey defektlerini doldurup daha düzgün bir yüzey oluşturarak plak birikim potansiyelini azaltır, optimum oral hijyen koşullarının sağlanmasında etkili olur (44,45,46).

2.1.4.3 Dental Seramiklerde Glazür Oluşturma Yöntemleri

Restorasyonun doğal parlaklığı üç farklı glaze yöntemi ile sağlanır. Bu glaze yöntemleri overglaze, natural glaze ve süper glaze olarak tanımlanır. Dental terminolojide, natural glaze yerine daha önceleri “self glaze (otoglaze)”, overglaze yerine ise “applied glaze” terimleri kullanılmıştır (23,47).

a) *Natürel Glazür (otoglaze):*

Eğer dental porselenin tüm bileşenleri tek bir cam fazı oluşturacak şekilde eritilirse bu porselen kolaylıkla kendi kendine glaze olabilir. Her porselen cam greni aynı sıcaklıkta eriyeceğinden, porselenin olgunlaşma süresini uzatmak yoluyla kendi kendine parlatma sağlanabilir (7).

Bu glazür türü, seramik en son pişirildiği fırınlama sıcaklığında belirli bir süre bekleterek oluşturulur. Bu süreçte seramiğin en üst tabakasında ergime oluşur; ergiyen kısım yüzeydeki mikro çatlakları ve düzensizlikleri doldurur. Soğuma aşamasında ergime sonucu oluşan katman, yeniden camsı faz oluşturacak şekilde kristalize olur. Sonuçta malzemenin yüzeyinde düzgün, parlak ve kaygan bir katman oluşur (48,49).

Seramik çok yüksek ısıda kalırsa ya da natural glaze ısısında çok uzun süre tutulursa yığılabilir (pyroplastik akıntıya uğrar), doğal konturunu kaybeder, rekristalizasyon oluşur ve opaklaşma (devitrifikasyon) görülür. Birçok yerde tebeşirimsi-beyaz görünüm oluşur. Yüksek derecede akışkanlı porselenlerde bu değişiklikler daha çok görülür. Çoğu porselenlerde, genellikle ideal fırınlama ısısında 2 dakika içinde, istenen glaze sağlanır. Çok gövdeli sabit bölümlü protezleri tek üniteli protezlere göre daha uzun süre tutmak gerekebilir (47,50).

b) *Düşük Isı Glazürü (overglaze):*

Bu yöntemde, seramik yüzeyine renklendirilmemiş cam tozları uygulanarak dentin porseleninden daha düşük fırınlama sıcaklığında fırınlanan seramik yüzeyinde saydam, düz, parlak bir yüzey oluşturur (51).

Overglaze tekniği sayesinde, mükemmel bir estetik ve yüzey boyaları sayesinde uygun renk değişiklikleri sağlanır. Overglaze yapılmış bir kron, doğaldan daha parlak görünür ve belli bir oranda camın yeşilimsiliğini alır. Bu yöntemde seramiğin renk değeri özellikle kroması değişebilir. Ayrıca overglaze katmanının

seramik yüzeyindeki kalıcılığı çok uzun süre olmayabilir. Bu nedenlerle bazı hekimler glaze tozlarının kullanılmadığı natural glaze yöntemini tercih etmektedirler (23,38). Ancak overglaze yönteminin daha kolay uygulanabilmesi nedeniyle günlük uygulamalarda daha sıklıkla tercih edildiğini görmekteyiz.

c) Süper Glazür:

Bu tür glazür oluşturma tekniği aslında bilinen glaze yönteminden farklı değildir. Bu yöntemde, seramik yüzeyde cam partiküllerinin eritilmesinde diğer glazürleme yöntemlerinden daha yüksek fırınlama sıcaklığı uygulanmaktadır. Bunun sonucu olarak cam partiküllerinin seramik yüzeyde daha çok eritilmesi söz konusu olduğu için cam partikülleri tüm seramik yüzeye yayılır ve soğuma evresinde erimiş cam partiküllerinin yeniden kristalizasyonu ile glazür işlemi tamamlanmış olur. Bu yöntemle daha parlak bir yüzey elde edilmektedir (51,52).

2.1.4.4 Dental Seramiklerde Polisaj

Seramiğin parlaklığı en iyi glazürleme yöntemiyle elde edilir. Fakat klinik uygulamalar sırasında, uygun oklüzal ilişkinin temini, estetik ve restorasyonun kenar uyumunun sağlanması için porselen restorasyon yüzeyinin aşındırılması sıklıkla gerekli olmaktadır ve seramik restorasyonun glaze uygulanmış yüzeyi bu işlem sırasında aşındırılarak ortadan kaldırılmış olur (26,53,54). Glaze yapılmış porselen yüzeyinin ideal olduğu düşünülse de, klinikte porselen yüzeyinde yapılan küçük değişiklikler “reglazing” işlemi yerine bitim ve polisaj ile düzeltilebilir (2,51,52,55,56,57) .

Polisaj; parlak ve düzgün bir yüzey elde etmek için, genellikle küçük partikül boyutlu (submikron boyutunda) aşındırıcılar yardımıyla gerçekleştirilen bir yüzey işlemidir (58). Polisaj materyalleri; aşındırıcı lastik uçlar, ince partiküllü disk ve şeritler ve ince partiküllü polisaj patlarıdır. Polisaj patları; yumuşak keçe uçlar, muslin halkalar ya da parlatıcı lastiklerle uygulanırlar. İdeal polisaj yapılmış yüzey; atomik seviyede düzgün, kusursuz yüzey olarak kabul edilmektedir. Çoğu materyalin kırılğan yapıda olması ve aşındırma sırasında yüzeyinde çatlaklar meydana gelmesi sebebiyle bu durumu elde etmek oldukça zordur. Polisaj ile ancak fazla büyütmelerde izlenebilecek şekilde yüzeyde çok ince çizikler oluşur (59).

Günümüzde, polisaj ile estetik sonuçlar alınmaktadır. Ancak polisaj işlemindeki başarı derecesi, seramiğin iyi kondanase olmasına ve yeterli fırınlama işlemlerine bağlıdır. Çünkü seramikteki porözite parlatmayla tam olarak kaldırılamamaktadır (60,61,62).

2.1.4.4.1 Bitim ve polisaj işleminde kullanılan aletler ve kompozisyonları

Seramik malzemelerden dental restorasyonların bitim ve polisaj aşamasında döner aletlerle kullanılan çeşitli dental enstrümanlar kullanılmaktadır. Bunlardan başlıcaları; dental frezler, dental taşlar, lastik diskler, plastik diskler ve şeritler, pomza ve pastalardır.

a) Dental frezler

Bunlar tungsten karbit veya elmas frezlerdir. Tungsten karbit frezler daha düşük hızda kullanılırlar. 12, 20 ve 40 µm partikül büyüklüğünde elmas parçaları içeren elmas frezler restorasyon veya mine bitiminde ve polisajında kullanılırlar. Her iki frezin değişik partikül ölçülerine sahip tipleri mevcuttur. Kullanımları materyal sertliği ve klinisyenin tercihinine göre değişir. Elmas frezler yüksek hızda ve basınç uygulanmadan kullanılmalıdır (10,58,63).

b) Dental taşlar

Aşındırıcı partiküllerinin birbirlerine sinterlendiği veya organik rezinle yapıştırıldığı aletlerdir. İnce, orta ve kalın olarak piyasada mevcuttur. Taşların renkleri içerdikleri materyale göre değişir. Yeşil taşlar silikon karbit içerirler ve metal, porselen şekillendirilmesi için kullanılırlar. Beyaz taşlar ince grenli alüminyum oksit içerirler ve mine, porselen ve kompozitlerin bitim ve polisajında kullanılırlar. Elmas taşların alüminyum oksit veya silikon karbit taşlara göre genellikle daha yüksek kesme etkileri vardır (10,58,63).

c) Lastik diskler

Elastomerik matriks içerisinde ince partiküllü alüminyum oksit, silikon karbit veya krom oksit içeren aletlerdir. Restorasyon yüzeyinde ince aşındırma yaparlar. Partikül büyüklüklerine göre büyük partiküllüden ince partikül içeren alete göre sıra ile kullanılarak restorasyon yüzeyindeki çentik ve pürüzlülükler yok edilir (2,63).

d) Disk ve şeritler

İnce plastik disk ve şeritlere aşındırıcı partiküllerinin yapıştırılmasından oluşurlar. Bitimde düz bir yüzeyin elde edilmesinde gözle görülür derecede etkilidirler. Şerit ve disklerde genellikle kullanılan aşındırıcılar garnet (grena), zımpara, alüminyum oksit ve kuartzdır (2,63).

e) Pomza ve pastalar

Dental porselenlerin bitim ve polisajlarında en son basamak ıslak keçe, ince alüminyum oksit veya elmas partikülleri emdirilmiş keçeler veya pamuk diskler ile polisaj pastası ya da pomza uygulanmasıdır. Bu pastalar gliserin gibi suda çözünen bir materyal içinde dağılmış küçük partikül büyüklüğüne sahip alüminyum oksit veya elmas partikülleri içerirler (2,63).

Restoratif materyallerde en etkili parlatma, bu parlatma patlarının düzgün kullanımıyla sağlanır. Yüksek dolduruculu hibrit kompozitlerde, final ön parlatma ve parlatma için, özellikle alüminyum oksit patlar kullanılır. Bunlar düzeltilmiş ve bitirilmiş porselenin parlatılmasında kullanışlı olsa da, porselenin parlatılması için elmas parlatma patları tercih edilir. Çalışmalarda, elmas patların (1, 3 veya 6 μ) porselenin sonuç parlaklığı üzerine en iyi etkiyi yaptığı bildirilmektedir (64,65,66).

2.1.4.4.2 Aşındırıcı Enstrümanlarla Bitirme ve Polisaj Yöntemleri

Dental restorasyonlar, aşındırıcı enstrümanlarla birbirini takip eden üç aşama sonucunda parlak bir yüzeye ulaşırlar. Bunlar; 1) Kaba düzeltme ve konturlama, 2) Ara bitirme, 3) Son parlatma.

a) Kaba Düzeltme ve Konturlama:

Kaba düzeltme, restorasyonun büyük grenli aşındırıcılarla bitirme işlemine hazır hale getirilmesidir. Bu aşamada, restoratif materyali etkili olarak kaldırmak için 100 μ ya da daha büyük partiküllü, kaplı ya da bağlı aşındırıcılar gerekir. Bu amaçla, elmas frezler, yivli bitirme frezleri ve aşındırıcı bitirme diskleri kullanılır (2,67).

Elmas frezlerin başlıca kullanım yeri, porselenin konturlarının düzeltilmesi ve pürüzsüz hale getirilmesidir. İkinci kullanım alanı ise kompozit rezinlerin (özellikle mikrofil kompozitlerin) konturlanması ve bitirilmesidir. Bitirme elmasları, 5 – 60 μ 'luk grenlere sahiptirler (64).

Yivli tungsten karbid bitirme frezleri 8, 12, 16, 20 ve 30 yivli olarak tasarlanmıştır. Bu frezlerin kullanım alanı, kompozit rezinlerin bitirilmesi (64).

Kaba ve orta grenli, kaplı bitirme diskleri, kaba düzeltme için kullanılır. Sof-Lex (3M ESPE) bitirme ve parlatma setindeki kaba grenli aşındırıcı diskler 100 μ , orta grenli diskler 40 μ alüminyum oksit partikülleriyle kaplanmıştır (64).

b) Ara Bitirme:

Bu aşama, restorasyonun sonuç şeklinin ve konturunun oluşmasını sağlayan düzeltme işlemidir. Bitirme işleminde pürüzlü yüzeylerden pürüzsüzlüğe ilk geçiş sağlanır. (67,68,69,70) Ara bitirmede, kaba düzeltme ve konturlama işleminin yarattığı çizikler ve yüzey kusurları kaldırılır. Ara bitirme için kullanılan aşındırıcılar 100 μ 'dan küçük, 15 – 20 μ 'dan büyüktür. Bu amaçla, kaplı diskler, bağlı aşındırıcı aletler, ince elmas frezler ya da çok yivli bitirme frezleri kullanılır. Ara bitirme için, Sof-Lex setindeki, 24 – 40 μ alüminyum oksit partiküllü orta ve ince grenli kaplı diskler kullanılabilir. Böylelikle kaba düzeltmeden kalan çizikler kaldırılır ve ön parlatma sağlanır (64).

c) Son Parlatma:

Parlatma, yüzey parlak görünene kadar çiziklerin eşit olarak azaltıldığı yüzey aşındırma işlemidir (67). Parlaklık için son derece ince aşındırıcılar kullanılır. Parlatma işleminin amacı, mineye benzer parlaklıkta bir restorasyon elde etmektir. Parlatma işlemi sonucunda, çizikler gözle görülmez hale gelir. Ancak büyüteç altında incelendiğinde bazı çizikler keşfedilebilir (34,58,69). Final aşamada, mine gibi parlak görümlü bir yüzey oluşturmak için bağısız parlatma patları uygun bir enstrüman yardımıyla uygulanır. Bağısız parlatma patlarındaki aşındırıcıların partikülleri 0,3 – 20 μ boyutlarındadır (64).

2.1.4.4.3 Bitim Ve Polisaja Etki Eden Faktörler

Seramik malzemenin yüzeyini şekillendirmede kullanılan dental enstrümanların yapısal özellikleri ve uygulama yöntemleri, malzemenin yüzeyinin amaca uygun tarzda işlenebilmesi açısından önemlidir. Seramiğin bitim ve polisaj işlemlerinde döner aletlerde kullanılan enstrümanların sertlik değerleri, partikül büyüklükleri ve partikül şekilleri yüzeyin şekillenmesinde önemlidir. Bunun yanı sıra

bu enstrümanların kullanım hızları, kullanıcı tarafından enstrümanlara uygulanan baskı veya kuvvet, seramik yüzeyin yıkanması gibi uygulamalar bu son şekillendirme aşamasında seramikte yüzey özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynar.

a) Sertlik

Kullanılan aşındırıcının ve restorasyon materyalin sertliği arasında büyük fark olması daha etkin aşındırma işlemi yapılmasını sağlar. Bir materyalin Knoop ve Brinell sertlik dereceleri materyalin aşındırma işlemine karşı direncini gösterirken, Mohs derecesi ise materyalin diğer bir materyal tarafından çizilmesine karşı direncini gösterir. Sertlik değeri seramikten daha düşük olan döner aletlerin kullanılması seramik yüzeylerin istenilen tarzda oluşmasına olanak sağlar (2,63).

b) Partikül büyüklüğü

Genellikle aynı şartlar altında büyük partikül büyüklüğüne sahip aşındırıcılarla daha hızlı ve pürüzlü aşındırma yapılır. Aşındırıcılar partikül büyüklüğüne göre ; 0–10 µm arası ince (fine), 10–100 µm arası orta (medium), 100–500 µm arası kaba (coarse) olacak şekilde sınıflandırılırlar. Çok büyük partikül büyüklüğünde olmayan döner aletlerin seramik yüzeylerde kullanılması önerilir (2,63).

c) Partikül şekli

Partikül şekli aşındırma oranı üzerine direkt etkilidir. Keskin şekilli partiküller yuvarlak hatlı partiküllere nazaran daha hızlı aşındırma yaparlar ve daha derin çiziklerin oluşmasına neden olurlar. Bu nedenle seramik yüzeylerde yuvarlak hatlı partikül içeren döner aletler kullanılmalıdır (2,63).

d) Hız

Hız aşındırma işleminin daha etkili olmasını sağlar ancak döner alette seçilen hız düzeyi malzemenin yüzeyinde çizik ve ısı oluşumu ile doğru orantılıdır. Seramik yüzeylerde döner aletlerle çalışırken olabildiğince düşük hızların seçilmesi önerilebilir (2,63).

e) Uygulanan baskı veya kuvvet

Polisaj işleminde malzemeye baskı veya kuvvet uygulanmasında materyalin daha çabuk aşındırılmasını sağlar, ayrıca materyal yüzeyinde daha derin ve geniş

çizikler oluşmasına neden olur. Seramik malzemede döner aletlerle çalışırken olabildiğince az kuvvet uygulayacak tarzda çalışma yapılmalıdır (2,63).

f) Yıkama

Oluşan ısıyı azaltmak ve yüzeyden artıkların uzaklaştırılması için yapılır. Bu sayede daha etkili aşınma ve bitim işleminin yapılması sağlanır (2,63).

2.1.5 Dental Seramiğin Kimyasal Dayanıklılığı

Seramiğin kimyasal dayanıklılığı, seramiğin agresif bir ortamın yıkıcı etkisine karşı durabilme kapasitesidir. Kimyasal direnç; koroziv ortamın özelliklerine, seramiğin kimyasal içeriği ve mikro yapısına bağlıdır (71). Ağız içi kullanım açısından seramiklerin en önemli özellikleri kimyasal dayanıklılıklarının iyi olmasıdır ve ağız ortamında değişiklikler gösteren pH'larda ve sıcaklıklarda aşınmaya karşı dayanıklılık göstermeleridir. Ancak bu dayanım seramik malzemenin bileşimi ile mikro yapısı, bulunduğu koroziv ortamın kimyasal yapısı, etki süresi ve sıcaklık gibi pek çok faktörden etkilenebilir (72).

Dental seramiklerde her bir fazın koroziv ortamda tek tek reaksiyona girmesi olası olduğu için, bu malzemelerin çok fazlı mikro yapısı, karmaşık korozyon evrelerinin oluşmasına neden olur (73). Milleding ve ark. göre, belirli bir koroziv ortamda farklı tip seramik malzemeler uniform yanıt vermemiştir. % 4 asetik asit solüsyonunda 80° C'de 18 saat boyunca bekletilmiş kısmen kristalize seramiklerde, yüzey pürüzlülüğünde artış olduğu görülmüştür, buna karşın mikro kristalin ve kristalize olmayan malzemelerin hemen hemen etkilenmediği görülmüştür (73).

Ortam pH varyasyonları ile ilgili olarak göz önünde bulundurulması gereken nokta; porselen restorasyonlar ağızda tükürük içerisinde bulunduğu için periyodik olarak pH değişimlerinin söz konusu olmasıdır. (74,75,76) Normal tükürük pH'ı 6,8 - 7,2 arasına değişmesine rağmen, karbonhidratlı yiyecekler alındığında dental plak organik asitler üretir ve ortam pH'ı 4,5 civarına düşer. Bu fenomene cevap olarak, bikarbonat iyonları sayesinde ağız pH'ını normal düzeye yükseltebilmek için tükürük akışı hızlanır. (tamponlama kapasitesi) Ağız pH'ı mikroorganizmaların rolü olmadan, doğrudan alınan asitli gıdalar ile de düşebilir.

Asidik korozyon ortamlarda alkali silikat camların aşınmasının, alkali iyonların salınımı sonucu olduğu düşünülmektedir. Ancak genel ve lokal etkenler salınımın şeklini etkilemektedir. Durağan koşullarda, camsı yapıdan Si kaybının artışı sonucu seramik yüzeyindeki pH değeri artma eğilimindedir (77,78). Kristal fazındaki alkali metal iyonları cam fazdakinden daha az durağandır (77,79). İyon değişiminin Al gibi trivalent iyonlar kadar Ca, Mg, Zn, Ba gibi divalent iyonların eklenmesiyle azaldığı gösterilmiştir (77,80).

Ortam pH değişiklikleri, solüsyonun kimyası, aşınma ve mekanik yükler ağız ortamını oldukça zor bir ortam haline getirmektedir. Sıvı ortamlar, seramik materyalde çatlak ilerlemesini hızlandırmaktadır (77,81). Korozyon nedeniyle seramik malzemenin mekanik dayanıklılığın azalmasına ek olarak; yüzey düzgünlüğü bozulur, plak birikimine elverişli alanlar oluşur, antagonist yüzeyi aşındırma potansiyeli artar ve estetik bozulur. Ayrıca seramiklerin kimyasal durağanlığı bozuldukça inorganik iyonları salma eğilimi de artmaktadır (77).

Yüzey dayanıklılığı bir malzemenin hem içsel özelliğinin hem de çevresel koşulların bir sonucudur. Çevresel etkenlerin hep aynı şekilde olmaması her zaman malzeme üzerinde negatif bir etki oluşturmayabilir, ancak zamana bağlı olarak malzemede bir bozulma gerçekleşebilir (77,83). . Kaynaklarda 80°C’ deki % 4’lük asetik asit içinde bir hafta bekletmek, yapay tükürükte 22°C’ de 22 yıllık sürece eşdeğer aşınmayı gerçekleştirdiğine değinilmektedir (77,82). Seramik materyali çözünmeye oldukça dirençli olmasına rağmen kimyasal çözünme ve mekanik aşınma yüzeyde yapısal değişimlere sebep olmaktadır. Ağız sıvılarına göre korozyon ortamın aşındırma özelliği arttıkça korozyon süreci hızlanacaktır

2.1.5.1 Sıvı Ortamın Dental Seramiğin Dayanıklılığı Üzerine Etkisi

Kimyasal etkenler açısından oral kavite, restoratif malzemeler için oldukça agresif bir ortamdır. Tükürük pH’ı alınan gıdalara, tükürüğün içeriğine ve mide aktivitesine bağlı olarak sürekli değişmektedir. Ağız içinde sürekli nemli bir ortamda bulunan seramik malzemelerin de yüzey davranışlarını belirleyen parametrelerden biri “zeta potansiyeli” dir.

Zeta potansiyeli, taneler arasındaki itme veya çekme değeri ölçümüdür. Zeta potansiyeli ölçümü tanelerin dağılma mekanizmaları ile ilgili ayrıntılı bilgi verir ve

elektrostatik dağılma kontrolünün anahtarıdır. Belli bir yükteki tane, süspansiyon içerisindeki karşı yükteki iyonları çeker, sonuç olarak yüklü tanenin yüzeyinde güçlü bir bağ yüzeyi oluşur ve daha sonra yüklü tanenin yüzeyinden dışa doğru yayılmış bir yüzey oluşur. Yayılmış bu yüzey içerisinde "kayma yüzeyi" diye adlandırılan bir sınır bulunur. Yüklü tane ve onun etrafında bulunan iyonların kayma yüzey sınırına kadar olan kısım tek bir parça olarak hareket eder. Bu kayma yüzeyindeki potansiyel zeta potansiyeli olarak isimlendirilir ve hem tanenin yüzey yapısından hem de içinde bulunduğu sıvının içeriğinden etkilenir.

Camsı malzemeler zeta potansiyelleri (yüzeydeki elektrik potansiyeli) sıfıra yaklaştıkça sertlik değerleri artarken, yüzey enerjisi pozitif yönde arttıkça daha yumuşak bir hal almaktadır. Oral kavitenin nemli bir ortam olması sebebiyle, cam ya da seramik yüzeyinde pozitif yükler oluşarak, sulu ortama sodyum iyonları geçerek yüzey sertliği azalmaktadır (84). Bu nedenle seramikler, mikro yapılarını oluşturan bileşenlerin çevreleriyle olan etkileşimlerine bağlı olarak farklı davranışlar sergilemektedirler.

Koroziv ortamlar, malzemenin mekanik özelliklerini bozmak dışında yüzey pürüzlülüğünü artırarak bazı seramik türlerinde plak birikimini artırmakta, karşıt dişte ya da restoratif malzemedede aşınmalara neden olarak seramik rengini değiştirerek estetik kayıplara neden olmaktadır (79). Bunların yanı sıra yüzey pürüzlülüğü restorasyonun içinde bulunduğu biyolojik ortamla olan etkileşimlerinde de değişimlere neden olabilmektedir. Kimyasal stabilitenin bozulması sonucu seramik yüzeyinden daha fazla iyonun salınması söz konusu olmaktadır.

Dental materyallerin stabilitelerini etkileyen asıl faktörler; solüsyonun tipi ve içeriği olmakla birlikte en az bunlar kadar etkileyen malzemenin solüsyonda kalma süresi ve ortam sıcaklığıdır (85). Tükürük ve distile suda iyon salınımları açısından oldukça farklı sonuçlar çıkması materyalin distile suda yapılan deney sonuçlarında klinik kabul edilebilirliği konusunda birtakım şüpheler oluşturmaktadır (86,87).

2.1.5.2 Kimyasal Etkilerle Yüzeyin Yıpranması

Camın temel yapısı oksijen atomlarıyla bağlanan 3 boyutlu silika tetrahedra yapısındadır (oksijen köprüsü: Si-O-Si). Her ne kadar saf silika, su içinde (pH 7) 2500°C altındaki sıcaklıklarda çözünmese de camsı yapı pH değişikliklerinin de

etkisine bağılı olarak sulu ortamlarda çözünmektedir. Korozyon mekanizması, su moleküllerinin camısı yapı içine difüzyonu ile gerçekleşmektedir. Bu moleküller bağı kurmayan oksijen atomlarıyla reaksiyona girerek, daha sonra pozitif yüklü alkali iyonlarının göç etmesiyle elektronötralitye sağlayabilmek amacıyla negatif yüklü hidroksil iyonları oluşturlar (88,89).

Camsı yapının çözünmesi, asidik bir solüsyondaki iyon değişimi ile ya da Si-O ağının bazik ortamda yıkıma uğraması olmak üzere 2 şekilde gerçekleşmektedir (77). İyon salınımı ve yüzeyin pürüzlenmesi solüsyondaki pozitif yüklü hidrojen iyonlarının camısı yapının yüzeyindeki ve siloksan ağının yıkımı sonucu açığa çıkan katyonlarla yer değiştirmesi sonucu gerçekleşmektedir (90). Bu kimyasal farklılaşma sulu ortamlarda pH değişkenliklerine bağılı olarak kendiliğinden oluşmaktadır.

Silika bazlı seramikler ise sıvı ortamlara bırakıldıklarında yüzeylerinde kendiliğinden pürüzlenme ve iyon değişimi olur. İyon değişimi; seramik yüzeylerdeki katyonlarla sıvı çözeltideki hidrojen taşıyan iyonlar arasında gerçekleşirken, yüzeydeki pürüzlenme; silika ağının çözünmesiyle sonuçlanan siloksan bağlarının kırılması sonucu gerçekleşir. Bu durum, seramiğin zayıflamasına, yüzeyinin pürüzlenip düzensizleşmesi ve karşıt temas yüzeyleri için abraziv etkisinin artmasıyla sonuçlanır. Bu koroziv yıkım; seramiğin yüzey koşulları, kompozisyonu, koroziv ortamın nitelikleri, pH değeri, sıcaklık, zaman, yüzey alanı, ortamın statik ve dinamik dengeleri gibi fiziksel değişkenlerden etkilenmektedir (77).

Camsı materyallerin termal genleşme katsayısını metal alaşımlarınkine yaklaştırmak amacıyla camısı yapılara alkali iyonları eklenmektedir. Ancak bu modifiye edici iyonlar camısı materyalin Si-O bağlarını kırarak kimyasal stabilitesini düşürmektedir. Kimyasal yıpranma, cam matriksin içeriği ve kristal yapının şeklinden de etkilenmektedir. Örneğin, soda (Na_2O) içerikli camlar potas (K_2O) formundakilerden daha dayanıklıdır. Ana matriksin dayanıklılığı, alkali iyonları immobilize eden Ca, Mg, Sr, Zn, Ba, Zr eklenmesiyle artırılmaktadır (79).

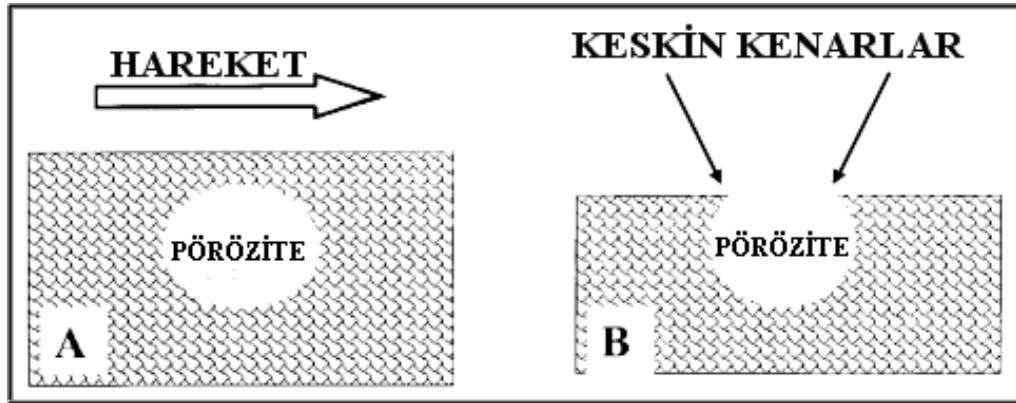
Genellikle, alkali iyonlar camısı faz içinde kristalin faza göre stabilitelerinin daha düşük olması sebebiyle daha hızlı bir salınım gösterirler (90).

Asidik ortamlar dental sert dokuların da çözünürlüklerini etkilemektedir. Oral pH' ın 6,5' den 5,5' e düşmesiyle çözünürlük 7-8 kat artmaktadır. Gastrik içeriklerin asiditesi pH 1'in altına düşebilmektedir. Bu nedenle mide sıvılarının ağıza gelmesi,

diş dokularının ve camsı yapıdaki restoratif materyallerin demineralizasyonuna sebep olmaktadır. Şelasyon etkisi olan bazı organik asitler (ethylenediamine tetraasetik asit [EDTA] ve sitrik asit gibi) de camsı yapıları aşındırarak çözünebilen içeriklerin açığa çıkmasına neden olabilirler (77).

Çürük aktivitesini azaltmak amacıyla topikal yolla uygulanan flor iyonları asidik bir ortamda camsı yapıyla kimyasal bir etkileşime girer ve suda çözünebilen “florosilikatı” oluştururlar (26). Bu nedenle porselen yüzeyi seyreltilmiş asitli fluor solüsyonlarından etkilenmektedir. Fluor jelinin pH değeri düştükçe camsı fazı pürüzlendirme etkisi artmaktadır. Porselen yüzeyinden ve fluor jelinden uzaklaşan elementlerin oluşturduğu kristaller aşınma oranını yükseltmektedir (91).

Camın korozyona uğraması, asitle pürüzlendirilmesi ve kristal deposyonu gibi kimyasal olaylar seramiklerin alt tabakasındaki pürüzlü yüzeyin açığa çıkması ve bu yüzeyin karşıt diş ile teması sonucu aşındırıcı etkinin artmasına neden olmaktadır. (Resim 3) Korozyon sonucu aynı zamanda seramik malzemede zayıflamalar da görülmektedir. Buna bağlı olarak, pürüzlü yüzeyler karşıt yüzeylerde çiğneme hareketleri esnasındaki temas (tribokimyasal reaksiyon) sonucu oluşacak abraziv potansiyeli artırmakla kalmayıp seramiğin aşınma direncini de düşürmektedir.



Resim 4 : Yüzey altı pörözitelerin aşınma sonucu açığa çıkması

Reaksiyon sonucu sulu ortamda aşınan yüzeylerden kopan yapılar çiğneme hareketleri sonucunda kolaylıkla ortamdan uzaklaşmaktadır. Bunun sonucunda belirlenmiş olan vertikal boyut hızla bozularak değişmektedir. İn vitro aşınma testleri mine ve seramiğin, asiditesi yüksek ortamlarda (pH 2,28 – 2,37) asiditesi düşük olan ortamlara göre daha fazla aşındıklarını göstermektedir (22).

Çevresel etkenler seramiğin mekanik davranışlarını da etkilemektedir. Camların sertlik değerleri, zeta potansiyelleri sıfıra yaklaştıkça artarken, yüzeyde pozitif yüklerin artmasıyla bu değer azalmaktadır. Nemli ağız ortamı ile seramiğin etkileşimi; yüzeyden sodyum iyonlarının uzaklaşması sonucu cam ya da seramik yüzeyinde pozitif yüklerin artarak malzemenin sertlik değerinin azalmasına neden olmaktadır. Böylelikle seramikler yapısal farklılıklarına bağlı olarak bulundukları ortamda farklı reaksiyonlar göstermektedirler (92).

Dental seramiklerin olası komplikasyonları; karşıt diş yapısını aşındırma eğilimleri, radyoaktif bileşenlerinden radyasyon yayılımı, kimyasal tepkimelerle yüzeylerinin pürüzlenererek plak birikiminde artışa neden olmaları, abrazyon ve çözünmeye bağlı olarak güvenli olmayan elementlerin potansiyel salınımıdır. Seramikler için kullanılan yüzey bitirme tekniklerinin element salınımındaki ve buna bağlı olarak gerçekleşen yüzeydeki yıpranmadaki rolü ise bilinmemektedir.

Ancak aşırı miktarda asitli fosfat florid, amonyum biflorid veya hidroflorik asit ile karşılaşmadıkça günümüzde kullanılan dental seramiklerin yüzeylerinin bozunma riski çok azdır. Seramikteki dışsal renklendirmeler profilaksi pastaları veya asitli fluor uygulamaları nedeniyle aşındırıldıkları zaman kaybolurlar. Her durumda da çözülen maddeler genellikle sindirilmez; ancak dental seramiklerin kimyasal dayanıklılıkları üzerine standart test işlemlerinin kullanıldığı ileri araştırmalar gerekliliği de ortaya konulmuştur. Hızlandırılmış dayanıklılık testleri bu tip ölçümler için gereken zamanı en aza indirmek açısından gereklidir (79,93,94).

2.1.6 Yüzey Karakterizasyon Yöntemleri

2.1.6.1 Konvansiyonel profilometreler

Konvansiyonel yüzey pürüzlülüğü ölçüm tekniğidir ve sıklıkla ölçülen obje ile yüzey teması gerektirir; bu da potansiyel olarak yüzeye zararlıdır. Yüzey teması ile pürüzlülüğün değerlendirilmesi yüzey düzensizliklerindeki değişimleri tespit etmek ve kaydetmek için örnek üzerinde sürüklenen bir uç ile sağlanır. Kontak profilometre tekniğinin önemli limitasyonu ucun yüzeye dik hareket ettirilmesi gereksinimidir (95).

Cihazla üç değer elde edilmektedir. Bunlar;

Ra-yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü,

Rz- yüzeydeki en yüksek sivri uçların (pik) ortalamalarını,

Rpm- yüzeydeki en derin noktaların ortalamalarını ifade eder.

Rpm\Rz oranı yüzey profili hakkında önemli bilgi verir. Bu oran 0,5 değerinin üzerinde olduğu zaman yüzey keskin sırt profili içeriyor demektir. Oran 0,5 değerinden düşük olursa da yuvarlak profiller içeriyor demektir (96).

2.1.6.2 Lazer uçlu profilometre

İncelenecek olan yüzey otomatik olarak lazerle paralel olarak taranır. Tarama sonucu 2 değer elde edilir; Ra-ortalama yüzey pürüzlülüğünü, LR- doğru profil uzunluğu oranını belirler. LR boyutsal bir parametredir ve ideal pürüzsüz yüzey için değeri LR=1 olmalıdır (97).

2.1.6.3 Mikrofotoğraf yöntemi

Yüzeylerden alınan mikrofotoğraflar değişik büyütmelede incelenerek sınıflara ayrılır. Kısmi olarak görsel bir tekniktir. Sınıflandırma basitçe pürüzsüz bir yüzey, minör pürüzlülük ve çeşitli pürüzlülük alanları olarak görsel olarak değerlendirilir (98).

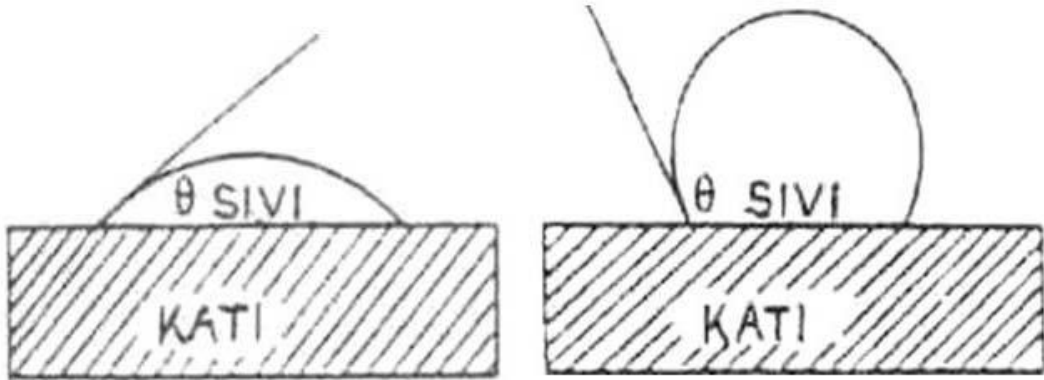
2.1.6.4 Atomik kuvvet mikroskopi

Alt tabakaya minimal kuvvet ileten bir temas profilometre metodudur. Distorsiyonu önlemek için keskin nanometre boyutlu bir uç kullanılarak yüzey taranır, ince özelliklerin daha iyi tespiti sağlanabilir. Bu yöntemde özel ölçümlerin yapılması ve pürüzlülük değerlerinin elde edilmesi ile sağlanan veriler kullanılarak topoğrafik bilgi 3 boyutlu resimsel görüntüler şeklinde sağlanabilir (99,100).

2.1.6.5 Temas Açısı ve Yüzey Enerjisi

Temas açısı ölçümü yüzey yükü, yüzey hidrofilitesi veya hidrofobitesi ve yüzey enerjisi hakkında fikir veren bir yöntemdir. Temas açısı, bir katı malzeme yatay eksenini ile bu malzemenin temas halinde olduğu sıvı veya buhar ara yüzünün üst kısmı arasında kalan açıdır. Temas açısı iç açı ve dış açı olarak ölçülebilmektedir.

Malzeme yüzeyi ile üzerine damlatılan saf su damlası arasındaki temas açısı yüzeyin hidrofilik/hidrofobik özelliği hakkında bilgi verir. Bir sıvının katı yüzey üzerinde yayılmasına ve yüzeyi belli oranda kaplamasına ıslatma, katı yüzeyin herhangi bir sıvı tarafından belli oranda kaplanmasına ıslanma, bu olayın gerçekleşme derecesine ise ıslatabilirlik veya ıslanabilirlik denir. Su temasına yatkınlığı olan ve su ile yaptığı temas açısı 90° 'den küçük olan materyallere hidrofilik, su temasına yatkınlığı olmayan ve su ile yaptığı temas açısı 90° 'den büyük olan materyallere ise hidrofobik materyal denir (101).



Resim 5 : Katı bir yüzey üzerinde duran sıvı damlasının oluşturduğu temas açıları

Bir katı veya sıvı içerisindeki her molekül, kendisini çevreleyen diğer moleküller tarafından tüm yönlerde eşit olarak çekilerek dinamik bir denge içerisinde kalır, Ancak maddenin dış yüzeyinde bu denge bozulur, yüzeydeki moleküllerin, alt tabakalardaki çok sayıda molekül tarafından aşağı çekilmesi ile en üstteki molekül tabakasında içsel bir kuvvet oluşur. Bunun yanı sıra yüzeyi oluşturan moleküller, içyapıdan farklı olarak kendilerine özgü bir dizilim gösterirler. Yüzeyde buharlaşma veya benzeri sebeplerle meydana gelen molekül kayıpları ya da elektron eksiklikleri, moleküller veya atomlar arasındaki mesafenin artmasına, dolayısıyla daha güçlü

çekim kuvvetlerinin ortaya çıkmasına yol açar. Bütün bu etkileşimler, materyalin yüzeyinde bir enerji artışına neden olur ki buna yüzey enerjisi adı verilir. Sıvılarda ise bu enerji, yüzey gerilimi olarak isimlendirilir. Başka bir tanımla yüzey gerilimi, bir sıvının damla şekli almasına neden olan yüzeyel kuvvettir (101,102). Yüzey enerjisi ile ilgili değerler “erg/ cm²”, sıvıların yüzey gerilimi ise genellikle “dynes/cm” olarak ifade edilir (103,104,105,106).

Bir maddenin yüzey enerjisinin büyüklüğü; maddeyi oluşturan atom veya moleküller arasındaki çekim veya bağlanma kuvveti olarak bilinen kohezyon kuvveti ile doğru orantılıdır. Metallerde kohezyon kuvvetleri daha büyük olduğu için yüzey enerjileri sıvılarınkinden daha büyüktür. Aşağıdaki tabloda; birçok araştırmacı tarafından incelenen tükürük yüzey gerilimi ve çeşitli materyallere ait yüzey enerjisi değerleri Tablo-? ve Tablo-? de verilmiştir (102).

Tablo 3: Farklı araştırmacılar tarafından ölçülen tükürük yüzey gerilimi değerleri

Östlund	52,8 - 62,8 dynes / cm
Hodgman	53,4 dynes/cm
O’brein	55,7 dynes/cm
Cushman	49,6-57,4 dynes/cm
Rapaczewsky	69,7-71,4 dynes/cm
Craig	53,4-57 dynes/cm

Tablo 4: Çeşitli materyallerin yüzey enerjisi değerleri

Distile Su	72,3-72,8 erg/ cm ²
Kan	55-61 erg/ cm ²
Zeytinyağı	32 erg/cm ²
Tuz kristali	300 erg/cm ²
Polimetilmetakrilat	39 erg/ cm ²
Porselen	365 erg/cm ² (1000 °C)
Bakır	1430 erg/cm ² (1080°C)
Gümüş	1140 erg/cm ² (750 °C)

Bilindiği gibi evrendeki katı, sıvı veya gaz halindeki tüm maddeler, minimum enerji seviyesinde ve dengede kalmak isterler. Bir sistemin toplam yüzey enerjisi, o sistemi oluşturan maddenin yüzey enerjisi ile kapladığı alanın çarpımına eşittir. Belli bir hacimdeki sıvı için küre, en düşük yüzey alanına sahip şekildir, bu nedenle sıvılar yüzey gerilimlerini mümkün olduğunca düşürüp daha stabil bir konum olan küre şekline geçme eğilimi gösterirler, örneğin, yüzey gerilimi oldukça yüksek bir sıvı olan cıva (475 dynes/cm), yere düştüğü anda aniden bir top şeklini alır. Bir sıvı damlasının küresel bir yapı kazanmasına benzer şekilde, bir sabun filminin büzülmesindeki amaç da, oluşan yüzey alanını minimuma indirerek mümkün olan en düşük enerjiye sahip olmaktır. Bunun aksine, yüzey gerilimi düşük olan su, damlatıldığı yüzey üzerinde yayılma eğilimi gösterir. Diğer taraftan katı maddelerin yüzeyindeki atomlar da kendilerine yaklaşan katı veya sıvı atomları ile bağ kurarak, yüzeyin enerjisini azaltmaya çalışırlar (106).

Bir sıvı damlası; katının yüzeyine bırakıldığı anda, gerek katının o bölgesindeki gözeneklere hapsolan hava ve girintilerin engellemesi, gerekse yayılmaya çalışan damlanın ilerleyen ön saflarının katı yüzeyi ile ilk karşılaştığı anda uğradığı yüzey gerilimi değişiklikleri nedeniyle hızlı bir yayılım gösteremez ve yarım yuvarlak bir şekil alır. Bu aşamada ölçülen temas açısına "ilerleyen temas açısı" (advancing contact angle; θ_a) denir. Bir süre sonra, yayılmasını bitirmiş ve termodinamik dengeye ulaşmış olan bu sıvı damlasından, enjektörle sıvı çekildiğinde veya sıvı damlasının bulunduğu düzlem 24° eğimlendirildiğinde, katı-sıvı ara yüzeyindeki gözenekler sıvı ile dolmuş ve yüzeyel gerilim değişiklikleri gerçekleşmiş olduğundan, sıvı damlası yüzeye daha iyi yayılır ve daha küçük bir temas açısı oluşur. Sıvının bu aşamada ölçülen temas açısına ise "gerileyen temas açısı" (receding contact angle; θ_r) denir. İlerleyen ve gerileyen temas açılarının ortalaması "denge temas açısını" (equilibrium contact angle; θ_e) verir. Bu iki temas açısının farkı ise "histerezis temas açısını" (histerezis contact angle; $\theta_a - \theta_e$) verir. Histerezis temas açısı, saf sıvıların kullanıldığı bir ortamda, katı yüzeyin düzensizliğinden, heterojenitesinden veya pürüzlü olmasından dolayı oluşur. Heterojenite, yüzey pürüzlülüğünden, yüzeyel deformasyonlardan ve yüzeylerdeki yüzey gerilimi farklılıklarından dolayı ortaya çıkar. Heterojenite arttıkça histerezis temas açısı da büyür (101,102,104,107).

Matematik kurallarına göre; sıvı damlasının, katı yüzeyiyle temas ettiği bölgede oluşan açının kosinüs değeri ($\cos\theta$; yüzey enerjisini tanımlayan değer) azaldıkça, temas açısının arttığı bilinmektedir. İyi bir ıslanma için, temas açısının kosinüs değerinin yüksek ya da başka bir deyişle temas açısının düşük olması arzu edilir (101,106).

Bir sıvıyı bir katının yüzeyinden ayırmak için gereken iş gücünün (work of adhesion, W_a), sistemdeki serbest yüzey enerjisi değişimlerinin toplamına eşit olduğu Dupre eşitliği ile gösterilmiştir. Başka bir tanımla W_a , katı ve sıvı arasındaki adezyon ile ilişkili negatif serbest enerjiyi ifade etmektedir. Dupre eşitliği' ne göre:

$W_a = \gamma_{sv} + \gamma_{lv} - \gamma_{sl}$ 'dir. Bu eşitlikte:

γ_{sv} : katı -hava ara yüzeyi serbest enerjisi,

γ_{lv} : sıvı-hava ara yüzeyi serbest enerjisi,

γ_{sl} : katı -sıvı ara yüzeyi serbest enerjisini ifade etmektedir.

Bu eşitlikle, ara yüzeylerdeki yüzey enerjileri biliniyorsa, sıvı ile katı arasındaki adezyon kuvveti hesaplanabilir (101).

Dupre eşitliği Young eşitliği ile kombine edilerek “Dupre-Young eşitliği” elde edilmiştir. Bu eşitliğe göre:

$W_a = \gamma_{lv}(1 + \cos\theta)$ 'dır. Bu eşitlikte

W_a : bir sıvıyı bir katının yüzeyinden ayırmak için gereken iş gücü,

γ_{lv} : sıvı-hava ara yüzeyi serbest enerjisi,

$\cos\theta$: sıvının katı yüzey ile yaptığı açının kosinüs değerini ifade etmektedir (101,103).

2.1.6.5.1 Temas Açısının Ölçüm Metotları

Sıvı, katı yüzeyine damlatıldığında önce durgun hale geçmesi beklenir ve sonra ölçüm yapılır. Doğru ve sağlıklı ölçümlerin yapılabilmesi için katı yüzeyinin düzgün olması gerekir. Yüzeyin girintili çıkıntılı olması, temas açısını etkilemektedir. Katı yüzeyin üzerine konan sıvı 90° 'nin üstünde bir açı gösteriyorsa, sıvı katıyı ıslatamadığı için çukurlukları dolduramaz. Sıvı girinti ve çıkıntılara penetre olamaz, aralarda hava kalır. Sıvı havayı içinde saklar ve böylece temas ettiği yüzeyler azalır.

Yüzeydeki girinti ve çıkıntı ne kadar fazla ise, temas açısı o kadar büyür. Bunun aksine sıvı ile katı arasında bir afinite varsa sıvı araları doldurur, böylece oluşan açı 90°'den küçük olur. Sıvı ile katının temas eden yüzeyleri daha fazladır.

Temas açısı ölçüm metotları şu şekildedir:

a. Yapışık Damlacık Yöntemi (Duran Damla Yöntemi; Sessile Drop Method):

Bu yöntemde gezici bir mikroskop sistemiyle donatılmış goniometre aleti kullanılır, ölçümler % 50-100 nem oranına ve 23°C sıcaklığa sahip karanlık bir odada gerçekleştirilir. Goniometrenin yatay tablasına sıvı damlası bırakılır. Damlanın arkasındaki fon aydınlatılır ve damlanın görüntüsünün gönye üzerine düşmesi sağlanır. Gezici mikroskop merceğinden, damlanın katı yüzeyi ile yaptığı temas açısı ölçülür.(101,102,103)

b. Sualtı Baloncuk Yöntemi (Underwater Bubble Method):

Yakalanmış kabarcık yöntemi de denilen bu yöntemde, içi su dolu cam bir kap kullanılır, örnekler bir tablaya tutturulur ve tabla yatay düzleme paralel olarak su yüzeyine batırılır. Bir mikro şırınga ile su içindeki örnek yüzeylerine hava baloncukları gönderilir. Hava kabarcığının materyal örneklerinin yüzeyinde tutunmasından ve sabit hale gelmesinden sonra fotoğraflar çekilir. Fotoğraflar üzerinden hava kabarcığının yüksekliği ve çapı ölçülür. Bu değerler kullanılarak temas açıları hesaplanır. Bu yöntem, yüzeyin ölçüm boyunca ıslak kalmasının gerektiği bazı biyomedikal materyallerin yüzey enerjilerinin ölçümünde kullanılır (101,102,103).

c. Wilhelmy Dinamik Kap Tekniği (Wilhelmy's Dynamic Plate Technique) :

Bu yönetime ait ölçümlerde özel bir tensiyometre kullanılır ve katı yüzey yüzey gerilim değerleri bilinen test sıvıları ile temasa geldiğinde ortaya çıkan kuvvetlerin tensiyometre yardımı ile ölçümü esasına dayanır. Test edilen katı örneğinin tensiyometre kadranından okunan ıslatma kuvveti değerleri yönetime ait denklemde kullanılarak, katının test sıvısı ile yaptığı temas açısının kosinüs değeri hesaplanabilir. Temas açısı ile bu açının kosinüs değeri birbirleriyle ters orantılıdır.

Bu yöntemde kullanılan test sıvıları, test edilen katının yüzeyindeki fonksiyonel gruplarla kimyasal etkileşime girerek yüzey özelliklerini hassas bir şekilde ortaya koyabilmektedirler (101,102,103,108).

2.1.6.5.2 Yüzey Enerjisinin Ölçülmesi

Sıvıların yüzey enerjilerinin ölçümü basit ve anlaşılır iken katılarda bu ölçümleri yapmak sıvılar kadar kolay değildir. Sıvılarda yüzey enerjisi yüzey gerilimi ile aynıdır ve sıvıların yüzey gerilimini hesaplamak için çok çeşitli teknikler mevcuttur. Katılarda ise yüzey enerjisi ölçümü direkt olarak yapılamaz. Çeşitli sıvıların katı ile temasta olması sonucu ölçülen temas açısı değerleri ile katı materyallerin yüzey enerjisi hesaplanabilir (109).

Temas açısı verilerini yüzey enerjisi değerlerine dönüştürmeye yarayan birçok teori bulunmaktadır. Yüzey enerjisi hesaplamasında, temas açısı ölçümünde kullanılan sıvılar ve veri analizinde hangi yüzey enerjisi ölçüm teorisi kullanıldığına bağlı olarak değişkenlikler ortaya çıkabilir (109).

Katı malzemelerde belirlenen temas açısı değerlerinden yararlanarak yüzey enerjisi ölçümünde en sık kullanılan metotlar aşağıda listelenmiştir (109):

- a. Fowkes Metodu
- b. Owens-Wendt Metodu
- c. Van Oss-Chadbury-Good Metodu
- d. Zisman Metodu
- e. Neumann Metodu

a. Fowkes Metodu:

Fowkes Metodu; çeşitli sıvıların katı yüzeyinde oluşturduğu temas açısı değerlerini kullanarak yüzey enerjisi hesaplamasının yapılmasına dayanır.

$$\frac{1 + \cos\theta}{2} \times \frac{\gamma_L}{\sqrt{\gamma_L^D}} = \sqrt{\gamma_S^P} \times \sqrt{\frac{\gamma_L^P}{\gamma_L^D} + \gamma_S^D}$$

$$\gamma_S = \gamma_S^D + \gamma_S^P$$

Fowkes Teorisinde γ_S^D ve γ_S^P değerleri bilinmediği için polar ve dispersive komponentleri bilinen 2 sıvı kullanılarak denklem çözülebilir. Fowkes Metodunda onerilen sıvılar genelde diiodometan ve saf su veya gliseroldür. Diiodometan moleküler simetrisi nedeniyle polar komponent içermeyen bir sıvıdır. Saf su ve gliserol ise polar komponente sahip olan sıvılardır. Yüzey enerjisi ölçülecek olan katı cismin üzerine damlatılan bu sıvıların oluşturduğu temas açısı belirlenerek her iki sıvı için ayrı ayrı hesaplama yapılır (110).

Bir katının yüzey enerjisi temas açısı kullanılarak 2 aşamada hesaplanır. İlk olarak dispersive kısım ve sonra non-dispersive (polar) kısım hesaplanır (110). Bu hesaplamaların yapılabilmesi için ise diiodometan ve distile su veya gliserolün polar ve dispersive yüzey enerji değerleri literatür bilgilerinden yararlanarak kullanılır. Literatür bilgilerine göre bu üç sıvının yüzey enerji değerleri aşağıdaki tabloda verilmiştir (111).

Tablo 5 : Distile su, gliserol ve diiodometan' ın yüzey enerji komponentleri

Sıvılar	Uygulanan sıvıların yüzey enerji komponentleri (mJ/m ²)		
	γ	Dispersive	Polar
Distile su	72.3	18.7	53.6
Gliserol	65.2	28.3	36.9
Diiodometan	50.8	48.5	2.3

2.1.6.6 SEM (Scaning Elektron Mikroskobu)

SEM objenin yüzeyinden yansıyan elektronlarla görüntü oluşturulmasıdır. Böylece objenin üç boyutlu görüntüsü elde edilebilir. İnceleme yapılmadan önce örnekler ince bir metal ile (rneğin altın ile) kaplanmalıdır. Bu metotta, incelenecek örnek dar ve gittikçe artan elektron demetleri gönderilerek satır satır taranır. Elektronlar belli bir bölgeye çarptığı zaman yüzey atomları sekonder elektronlar olarak adlandırılan elektronlar yayar. Bunlar zel dedektörlerle yakalanırlar. Dedektöre giren sekonder elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Bu

elektiriksel sinyal katot tüpüne gönderilir ve görüntü bilgisayar ekranından kayıt edilir (112).

2.1.7 Adezyon

Yapılan birçok çalışmalarda diğ r dental materyallerle (amalgam veya rezin kompozitler gibi) karşılaştırıldığında, porselen yüzeyine plak birikiminin en az olduğu görülmüştür (113,114). Fakat porselen yetersiz polisajlandığı zaman, pürüzlü yüzey karşıt dentisyonda aşınmaya yol açabilir ve plak birikimi de artacaktır. Plak birikiminin yüzey pürüzlülük özelliğine bağlı olduğu yapılan birçok çalışmada gösterilmiştir. Ağız içi yapıların pürüzlülüğü hem diş çürükleri hem de periodontal hastalıklardan (gingivitis ve periodontitis gibi) sorumlu olan dental plak adezyonunda etkilidir (113,114,115).

Adezyon, temas halinde olan iki farklı cismin molekülleri arasındaki çekim kuvveti olarak tanımlanabilir. Bu fiziksel olay, bir su damlasının cam y zeve yapışması örneğinde görüldüğü gibi, katı ve sıvı iki farklı madde arasında veya iki katı cismin birbirine yapışması şeklinde gerçekleşebilir. Katı-sıvı arasındaki adezyonda sıvının, katı cismin yüzeyi üzerinde geniş bir alana yayılma eğilimi genelde iyi bir adezyon sergiler. İki katı cisim arasında ise, sadece çıkıntı noktalarının temas ettiği nispeten dar bir yüzey alanı bulunduğ  için adezyonun temel kriterlerinden yakın temas gereksinimi (maksimum 0,00007 μ) mikroskobik seviyelerde her zaman mümkün olmayabilir. Bu nedenle iki katı cisim arasında gerçek anlamda bir adezyon oluşamaz, iki katı cisim arasında adezyona ihtiyaç duyulduğunda, ortaya çıkacak bu problemin üstesinden gelmek için, arada genellikle sıvı veya yarı sıvı üçüncü bir madde kullanılır (101,116).

Fizikte iki katı cismi birbirine yapıştıran ara maddeye adeziv, katı y zeve aderent veya substrat ve adezivin, substratla birleştiği y zeve de ara yüzey adı verilir (102).

Tükürüğün protetik bir materyale adezyonu, tükürük glikoproteinleri ile materyal arasındaki iyonik etkileşimlerle gerçekleştirilir. Burada materyal aderent, tükürük ise adeziv olarak görev görür. Bakteri adezyonu genel adezyon prensiplerini içermekle birlikte hücresel ve moleküler uzantısı olan daha spesifik bir olaydır (101,102,103).

2.1.7.1 Bakteri Adezyonu

2.1.7.2 Periodontal Hastalıkların Etiyolojisi

Periodontal hastalık; periodonsiyumu etkileyen patolojik olaylar şeklinde tanımlanabilir. Periodonsiyumun enflamatuvar hastalıklarının büyük çoğunluğu bakteriyel enfeksiyonlardan kaynaklanır. Başka faktörler de bu bölgeyi etkileyebilir; ancak diş yüzeyinde kolonize olan mikroorganizmalar (bakteriyel plak ve bakteri ürünleri) periodontal hastalık etiyolojisinde baskın rol oynamaktadır (117).

Periodontal hastalığa yol açan etiyolojik faktörler:

1. Bakteriyel Faktörler

- a. Sitotoksinler
- b. Enzimler
- c. İmmunopatik Mekanizmalar
- d. Kombine Hareket

2. Sistemik Faktörler

- a. Hormonal Bozukluklar
- b. Kan Hastalıkları
- c. Sinir Sistemi Rahatsızlıkları
- d. İlaç Yan Etkileri
- e. Herediter Hastalıklar
- f. Beslenme
- g. Genel Durum Bozukluğu Yapan Hastalıklar

3. Lokal Faktörler

- a. Anatomik Faktörler
- b. İatrojenik Faktörler
- c. Diştaşı
- d. Travmatik Yaralanma
- e. Kimyasal Yaralanma
- f. Aşırı Oklüzal Kuvvet

4. Neoplazmalar

2.1.7.3 Dişler Üzerinde Biriken Maddeler

Bakteriyel plak ile periodontal hastalık ilişkisini belirlemek için diş yüzeyinde biriken maddelerin tanımlanması gerekir (117).

2.1.7.3.1 Bakteriyel Plak:

Dental plak dişlerin tükürük akımı, dil, dudak ve yanak tarafından mekaniksel olarak temizlenemeyen yüzeylerine yerleşen beyaz-sarı ya da beyaz-gri renkli organik yığıntılardır.

Yapısında bulunan mikroorganizmaların çoğunluğunun türüne ve bu türlere ilişkin olarak gelişen plak metabolizmasına göre plak, çürüğe ya da marjinal gingivitise ya da her ikisine birden neden olabilir. Ağız içindeki sert yüzeyler üzerinde biriken bakterilerin metabolizmaları sonucu diş çürüğü, gingivitis, periodontitis, peri-implant enfeksiyonları ve stomatitler oluşmaktadır (112,117).

Plakın yapısının % 70'ini bakteriler, geri kalan % 30'unu ise kompleks bir kolloid oluşturur. Bu koloidin büyük bir kısmı müsin, su ve polisakkaritten oluşmuştur. Bakterileri birbirlerine ve dişe bağlayan bu adeziv kolloid 'interbakteriyel matriks' adını alır ve plakın fiziko kimyasal özelliğini oluşturur (112,117,120).

Dental plak üç aşamada oluşur. İlk önce, pelikül yüzeye tutunur. Bunu takiben öncü mikroorganizmaların adezyonu, profilasyonu ve kolonizasyonu görülür. Üçüncü safhada, filamentöz organizmalar ve sipiroketler koheziv bir biyofilm oluşturmak üzere bir araya gelirler (120,121,122).

Çeşitli bakteriyel plak tipleri olmakla beraber bunlardan özellikle 2 tanesi periodontal hastalıkla yakından ilişkilidir. İlki dişler üzerine yapışarak büyüyen, yoğun, kolonize olmuş ya da olmakta olan mikroorganizmaların oluşturduğu bir örtü şeklindedir. Bu plak, supragingival ya da subgingival olabilir. Diğerisi ise yumuşak doku ile diş arasında serbest halde bulunan veya gevşek olarak tutunan subgingival plaktır. Yapışık bakteriyel plak basınçlı su spreyi ile kaldırılamaz fakat diğer mekanik yöntemlerle uzaklaştırılması mümkündür. Gevşek tutunan plak başlıca anaerob bakterilerden oluşur (117).

2.1.7.3.2 Akkiz Pelikül:

Sürmüş olan dişler üzerinde bulunan ve polisaj materyalleri gibi aşındırıcılar aracılığıyla kaldırılabilen, esas olarak proteinlerden oluşmuş bir film tabakasıdır. 0.1-0,8 µm kalınlığında ince bir yapıdır. Kaldırıldıktan sonra kısa süre içinde tekrar oluşur. Kaynağı tükürük proteinleridir. Bakteri varlığında da yokluğunda da oluşabilir. Bakteri plağını boyamak için yaygın şekilde kullanılan kırmızı bir boya olan eritrosin, akkiz pelikülü pembeye boyar. Pelikül kuvvetli çalkalama ile uzaklaştırılmaz (117).

2.1.7.3.3 Diştaşı:

Genellikle yumuşak bakteriyel plak tabakası ile örtülü olan kalsifiye plaktır (117).

Mikrobiyal dental plak, dişlerin üzerine yapıştıktan 4-8 saat sonra, hidroksiapatit kristalleri plak yüzeyine çökmeye başlar. Bu işlem sonucunda mineralize olmuş plağa, diştaşı denir. Diş taşları sert ve sıkı bir şekilde dişlerin yüzeylerine yapışırlar.

Diştaşları supragingival ve subgingival olmak üzere iki çeşittir:

2.1.7.3.3.1 Supragingival Diştaşı:

Supragingival diştaşları, gingival marjinin koronalinde yerleşir ve ağız içinde gözlenir. Genelde sarı veya beyaz renkte olmasına rağmen renk sigara, alkol kullanımına ve gıda artıklarının rengine bağlı olarak değişir.

En sık yerleşim gösterdiği yerler maksiller molarların bukkal yüzleri ve mandibular dişlerin lingual yüzleridir. Stenon kanalı ile üst molarlarda; Wharton ve Bartholin kanallarının açılma yerleri ile komşu mandibular keser dişlerde sık olarak gözlenmektedir.

2.1.7.3.3.2 Subgingival Diştaşı:

Gingival marjinin altında yerleşen ve rutin klinik incelemede görülemeyen diştaşlarıdır. Subgingival diştaşı, sert yapılı olup siyah-kahverengi veya yeşilimsi siyah renktedir.

Subgingival diştaşlarının periodontal cep içerisinde bulunduğu şekiller değişiklik göstermektedir. Cep içerisinde dairesel olarak diş yüzeyini çevreleyebilir, düz olarak yüzeyi kaplayabilir, nodüler ve iğnemsî olarak konumlanabilir. Klinik kron boyu dişeti çekilmesi gibi sebeplerden dolayı uzamış dişlerde, subgingival diştaşları, supragingival bölgelerde görülebilmektedir.

İçerik olarak subgingival ve supragingival diştaşı hemen hemen aynıdır. Diştaşının yapısı % 70-90 inorganik, % 10-30 organik kısımdan oluşmuştur. Ana inorganik yapı kalsiyumfosfattır. İnorganik içerikte dört adet kristal yapı görülmektedir: Hidroksiapatit, brushite, magnezyum whitlockite ve ortokalsiyum fosfat. Bu kristal formların 2 veya daha fazlası diştaşında gözlenir. Hidroksiapatit ve ortokalsiyum fosfat genelde gözlenen kristal formlarıdır. Brushite genelde mandibular anteriorda, magnezyum whitlockite genelde posterior bölgede gözlenir. Organik içerik ise protein, polisakkarit, deskuamoz epitel hücreleri, lökositler ve çeşitli mikroorganizmalardan oluşur.

2.1.7.3.4 Debri (Gıda Birikintisi) :

Beslenme sonrası ağızda kalan gıda artıklarıdır. Dişler arasına veya periodontal cep içine sıkışmadıktan sonra, debri genellikle ağız kaslarının ve tükürüğün etkisi ya da çalkalama veya fırçalama ile uzaklaştırılır (117).

2.1.7.3.5 Materia Alba (Beyaz Madde):

Tükürük proteinleri, bir miktar bakteri, çok miktarda deskuame olmuş epitel hücresi ve yer yer de parçalanmış lökositlerden oluşmuş yumuşak bir karışımdır. Bu madde, dişler, plak ve dişeti üzerine gevşek olarak tutunur ve basınçlı su spreyi ile uzaklaştırılabilir. Materia albanın toksik potansiyeli ve bakteriyel plak formasyonundaki rolü bilinmemektedir (117).

Tablo 6 : Plak, debri ve materia alba arasındaki bazı farklar

	Özellik		
	Yapışma	Çalkalama Etkisi	Yapı
Plak	Sıkı	Yok	Belirli
Debri	Yok	Kolayca yerinden oynar	Yok
Materia Alba	Gevşek	Kuvvetli çalkalamayla yerinden oynar	Amorf

2.1.7.4 Periodontal Hastalıkta Bakteriye Faktörler:

Yirminci yüzyılın başlarında W.D. Miller ve G.V. Black gibi bilim adamları ağız hastalıklarında bakterilerin rolünü belirlemişlerdir. Miller, periodontitis ve kök kanalı enfeksiyonu gibi ağız içi enfeksiyonların, vücudun diğer bölgelerindeki rahatsızlıklar için bir odak teşkil ettiğini ve katarak, artrit, karaciğer hastalığı gibi durumlara neden olabileceğini öne sürmüştür. G.V. Black, ağızda hastalık yapan ana bakterileri bulduğunu rapor etmiş; bunları Streptococcus Media, S. Buccalis, S. Continuosum, Micrococcus Irregularis, Leptothrix Buccalis, Bacillus Alba ve Micrococcus Vaginatus olarak sıralamıştır. Black, insanların ağızlarında genellikle 12-14 bakteri türünün bulunduğunu ve yukarıda sayılan yedi adetinin kültive edilebildiğini belirtmiş; geriye kalan türlerin önemli olmadığını ifade etmiştir.

1910-1930 yılları arasında, araştırmacılar periodontal hastalıkta dört ana bakteri grubunun sorumlu olduğu belirtmişlerdir. Bunları, amip, spiroketler, fusiformlar ve streptokoklar olarak sıralamışlardır. Bu dört bakteri türü üzerinde durulmasının önemli bir nedeni, o yıllarda, araştırmacıların karanlık alan mikroskoplarında bu bakterileri kolaylıkla görebilmesi olmuştur. Ancak, 1920 li yılların sonuna doğru, dört bakteri türü üzerinde yoğunlaşan düşünce zayıflamaya başlamıştır.

1930 yıllardan itibaren, periodontitis patogeneğinde “miks” (karışık) enfeksiyonların rolü düşünölmeye başlanmıştır. Rosebury ve arkadaşları (1950), ve MacDonald ve arkadaşları (1956), bir kaç oral bakteriden oluşan miks (karışık)

enfeksiyonun bulaşıcılığından bahsederek, periodontitis oluşması için kritik bakterilerin bir karışımının gerekli olduğunu vurgulamışlardır.

1970 li yılların başında, Socransky, periodontal patojenleri inceleyen araştırmacıların, anaerobik teknikleri dikkatlice ve belli bir standartta kullanmaları gerektiğini vurgulamıştır. Socransky ve Newman erken başlayan periodontitis tanısı konmuş bir çocukta, birinci molar diş çevresindeki derin cepten alınan florayı, hemen yanındaki sağlıklı premolar diştten alınan flora ile karşılaştırmışlar ve ciddi yıkım bölgelerinde, belli bir kompozisyonda, büyük oranda anaerobik, gram-negatif flora bulunmuştur. Komşu dişteki sağlıklı bölgede flora ise gram-pozitif aerobik ağırlıkta olduğu saptanmıştır.

1990lı yılların başında yapılan çalışmalar ile bir insanın ağızında bulunabilecek 300-350 değişik bakteri türünden sadece bazıları periodontal hastalık yapabileceği ve bu patojenik bakterilerin;

- konakta kolonize olma kapasitesinde olmaları,
- konağın antibakteriyel savunma mekanizmasını aşabilmeleri,
- doku yıkımına neden olacak maddeleri açığa çıkartabilmeleri ile periodontal hastalığın ortaya çıkabileceği belirtilmiştir.

1990 lı yılların ortalarında birkaç bakteri periodontitis nedeni olarak tanımlanmıştır ve bu bakteriler Porphyromonas Gingivalis, Bacteroides Forsythus, Aggregatibacter Actinomycetemcomitans ve Treponema Denticola olarak belirlenmiştir. Böylelikle, yüzyılın sonunda araştırmacılar periodontitisin primer nedeni olan bazı bakterileri izole edip çoğaltarak tanımlamış olmuşlardır.

Yirminci yüzyılda, periodontal hastalığın patogenezinde konak direnci hakkındaki araştırmalar da artmıştır. Araştırmacılar uzun süre periodontal ceplerin oluşumunu incelemişlerdir. Weski, yüzyılın başında, 1920’li yıllarda, cep oluşumunu periodontal membranda oluşan iltihabi dejenerasyonu takiben epitelin prolifer olmasına bağlamıştır.

1940 ve 1950 li yıllarda, cep oluşumunda enflamasyonun ve bakterilerin rolü tartışılmaya başlanmıştır. 1964’de, Glickman, yüzyılın ilk üç çeyreğinde yapılan araştırma sonuçlarını özetlemiştir. Buna göre:

- Cep oluşumunun başlaması ve derinleşmesi için lokal iritanlar gereklidir.

- Cep oluşumunda ilk değişiklikler, epitelyal ataşmanın kök yüzeyinde apikal proliferasyonu ve altındaki gingival fibrillerin dejenerasyonudur.

- Lokal iritanlar epitelyal ataşmanın proliferasyonunu stimule eder. Aynı zamanda, lokal iritasyonun neden olduğu enflamasyon, gingival fibrillerin dejenerasyonuna neden olarak, epitelin kök yüzeyinde migrasyonunu kolaylaştırır.

- Bazen, gingival fibril dejenerasyonu olmadan da, lokal iritanların stimule ettiği epitel, fibril demetlerinin arasından apikale kayabilir.

- Sistemik rahatsızlıklar cep oluşumunu başlatmamakla beraber, gingival ve periodontal fibrilleri dejenere ederek cebin derinleşmesinde rol oynayabilirler.

1970’li yıllarda, araştırmalar, cep oluşumunda hücre, enzim ve mediatörlerin rolü üzerinde yoğunlaşmaya başlamışlardır. Ivanyi ve Lehner (1970) , periodontitisli hastaların periferik lenfositlerinin, bakteri plağına karşı, sağlıklı bireylerin lenfositlerinden daha fazla reaksiyon verdiğini rapor etmişlerdir. Klein ve Raits, doku kültüründe prostaglandinlerin kemik rezorpsiyonunun potent stimulatörleri olduğunu bildirmişlerdir. Goodson, prostaglandinlerin periodontal dokularda bulunduğunu ve hastalıkta alveoler kemik rezorpsiyonunda önemli rolü olduğunu rapor etmiştir.

1990’lı yıllarda, periodontitis patogenezinde sitokinler ve enflamatuvar mediatörler konuşulmaya başlanmıştır; bu enflamatuvar mediatörler özellikle şunlar olarak belirlenmiştir: IL-1 α (interleukin -1 alpha), IL-1 β , IL-6, IL-8; TNF- α (tumour necrosis factor alpha) ; ve PGE₂ (prostaglandin E₂). Bu sitokinler ve enflamatuvar mediatörlerin, dokudan gelen enzimlerin matriks metalloproteinazların salınımını promote ettikleri ve bunlar da periodontal ligament ve kemiğin ekstraselüler matriksini bozdukları rapor edilmiştir.

Yüzyılın son on yılında ortaya çıkan önemli bir nokta da, periodontal hastalıkta risk faktörlerinin ve bu faktörlerin periodontal hastalıklardaki etkilerinin incelenmesi olmuştur. Gerek genetik ve gerekse edinilmiş, (çevresel) faktörlerin, periodontal hastalık oluşumundaki rolü önemlidir. Genetik faktörler, periodontal hastalığın oluşumunda % 50 oranında etkili olabilir. Öte yandan, sigara içilmesi periodontal hastalık yönünden edinilmiş, çevresel faktörler açısından ciddi bir risk faktörüdür. Sigara içenlerde periodontal hastalık görülme sıklığı içmeyenlere nazaran 3 ile 6 kez daha fazladır.

Offenbacher ile Page ve arkadaşlarına göre periodontal patogenezi şu şekildedir:

Periodontal hastalıkta etiyolojik faktör bakteri plağıdır. Bakteri plağı içerisinde yer alan bakteriler periodontal hastalık patogeneğinde dokuları üç ayrı yönden etkilemektedir:

1. Sitotoksik etki: Bakterilerin metabolizma yan ürünü olarak salgıladığı, sentetize ettiği ya da parçalanmasıyla açığa çıkan sitotoksik ve kemotaktik maddeler, dokuyu harap edici etki gösterirler: amonyak, sülfidler, aminler, skatol, organik asitler.

2. Enzimatik etki: Kollajenaz, proteaz, hyaluronidaz, nöraminidaz gibi enzimler dokuyu parçalayıcı etkiye sahiptir.

3. Antijenik Etki: Bakteri plağının antijenleri selüler ve humoral immün cevap doğururlar. İlerlemiş periodontal hastalıkta, gingival plazma hücreleri antijene karşı Ig G üretir. Ig G üretimi sonucunda PMN lökositlerin atraksiyonu ve vasküler permeabilitenin artışı gözlenir. Uyarılmış immün sistem hücreleri doku yıkımı ile sonlanan olaylar zincirinin başlamasına neden olmaktadır.

Bakteri plağının dış çevresi dokular üzerindeki bu etkileri neticesinde başlayan periodontal hastalık oluşum zincirini şu şekilde sıralanabilir:

- Periodontal ceplerde bazı bakteri türleri çoğalarak, konak için bir tehdit oluştururlar.
- Küçük kan damarlarında vaskülit oluşur.
- Bakteriler ve bakteri ürünleri, özellikle lipopolisakaritler (LPS), bağlantı ve cep epitelini aşarak bağ dokusu ve kan damarlarına erişirler.
- Kan ve serumun bütün komponentleri bağ dokusuna geçer.
- Dokuda B- ve T-lenfositler, plazma hücreleri ve makrofajlar belirir.
- LPS, monositler ve makrofajları etkileyerek, hücrelerin çok miktarda IL-1, TNF- α , PGE₂ ve matriks metalloproteinaz sentetize etmesine sebep olur.
- IL-1, TNF- α , ve PGE₂ kemik rezorpsiyonunu başlatır.
- Matriks metalloproteinaz kollajen bağ dokusunu bozmaya başlar.

- Bağ dokusunun haraplanması ve kemik metabolizmasının bozulması, hastalığın klinik belirtilerinin ortaya çıkmasına neden olur.

2.1.7.5 Bakteri Adezyonunun Moleküler Mekanizması

Pelikül tabakası tükürük proteinleri, hücre içermeyen bakteriyel enzimlerden meydana gelir ve bakterilerin plak oluştururken tutunabilecekleri bir yüzey olarak görev yapar. Başlangıç adezyonu Van der Waals çekim kuvvetleri ve elektrostatik itici kuvvetlerin belirli bir mesafeden bakteri yüzeyini etkilemesiyle başlar. Serbest yüzey enerjisi ve komşu yüzeyin hidrofobik özelliği de adezyonda rol oynar (122,123).

Başlangıç bakteri adezyonu aşağıdaki fiziksel faktörlerden etkilenir:

- Bakterinin yüzeye uzaklığı
- Çevre sıvı ortamının iyonik dayanıklılığı
- Bakterinin yüzey-serbest enerjisi
- Ağız içi yüzeylerin pürüzlülüğü (124).

Bakteriyel adezyon için; Hidrofobik etkileşimler, Kalsiyum Köprüleri, Ekstrasellüler Polisakkaritler ve Yüzey Eklenmesi olmak üzere dört mekanizma açıklanmıştır (125,126).

Hidrofobik Etkileşimler: Bakteriyel proteinin fenilalanin komponenti ile pelikül proteinlerinin lösin komponenti arasında hidrofobik bağlanmadır.

Kalsiyum Köprüleri: Bakteri proteinlerinin negatif yüklü karboksil grubu, tükürük kaynaklı Ca^{+2} aracılığı ile kazanılmış pelikülün negatif yüklü fosfat gruplarına bağlanması ile olur.

Ekstrasellüler Polisakkaritler: Bakteri enzimi olan glikoziltransferaz, konakçının diyet sükrozunu ekstrasellüler polisakkarit olan glukana dönüştürür. Glukanın hidroksil grubu pelikül içindeki serin, tirozin ve treonin gibi amino asit gruplarına bağlanır.

Yüzey Eklenmesi: Bakteri hücresinden uzanan fimbriaların terminal adezin (lektin) komponenti pelikül içindeki şeker komponentine bağlanır. Adezinler aracılığıyla olan bakteriyel adezyon iyonik veya hidrojen bağları ile olur.

Ağız florası bakterilerinin ilk kolonizasyonunu yüzeyle ilişkili adezyon proteinlerinin sağladığı düşünülmektedir. Dış yüzeyindeki kazanılmış pelikül tabakası ile bakterinin ilk adezyonu, moleküller arasında oluşan hidrofobik bağlanma ile gerçekleşmektedir. Bakteri adezyonunda etkili olan diğer bir mekanizma ise kalsiyum köprüleridir. Negatif yüklü bakteri hücre yüzeyi ile negatif yüklü kazanılmış pelikül tabakası arasında tükürükten gelen pozitif yüklü kalsiyum iyonları köprüyü oluştururlar (127,128).

Diğer bir adezyon mekanizması ise bakterilerin dış duvarında yer alan adezinler diye bilinen yüzey proteinleri sayesinde gerçekleşir. Adezinler glukoproteinlerin sakarin veya şeker komponentleri ile adezyon sağlarlar. Bakteri yüzeyindeki adezin reseptörlerine ‘fimbria’ adı verilmektedir. Fimbria ilişkili adezyonlar, iyonik veya hidrojen bağlama mekanizmaları ile gerçekleşmektedir (121,129).

2.1.7.6 Bakteriyel Plak Oluşumu

1970 yılında Mayhall, erken plak ve pelikül oluşumunu in vivo şartlarda histolojik ve histokimyasal incelenmesi sonucunda bazı temel gözlemler yapmıştır (131). Çalışması, mine yüzeyinde görülen organik filmlerin belli bir kronolojik sırayla geliştiğini göstermiştir. Birinci safhada, ince bir kazanılmış kütikula tabakası tüm mine yüzeyini kaplar. Bu tabaka çoğu bölgede üzerini örten ve bakteriden hemen hemen muaf bir matriks olan immatür plak ile ilişkidir. İmmatür plak genellikle 1-3 µm kalınlıkta olmasına karşın bu kalınlık bazen 15 µm’ye kadar artabilir. Her iki yapı da 24 saat içinde gelişir. İkinci safhada matür plak oluşur. Bakteri, immatür plak içerisinde hızla proliferer olup homojen matriks içinde gömülü yoğun bir yapı oluşturur. Bu matür plak 2-3 gün içerisinde oluşur ve histokimyasal boyama reaksiyonları ile kazanılmış kütikula üzerindeki immatür plaktan ayırt edilemez (130,131).

Plak matriksinin inorganik bileşenlerini başlıca kalsiyum ve fosfor, eser miktarda da sodyum, potasyum ve flor gibi diğer mineraller oluşturur. Plak matriksinin organik bileşenleri ise polisakkaritler, glikoproteinler ve lipitlerdir. Polisakkaritler, bakterilerce üretilir, baskın protein dekstrandır. Glikoproteinler,

tükürük kaynaklıdır, temiz diş veya restorasyon yüzeyini ilk olarak kaplarlar. Lipitler, yıkılmış bakteri ve konak hücre membran artıklarıdır (131).

Plak formasyonundaki birinci safha, hücrelerin bir araya gelip bağlanması, ikinci safha ise yapışan veya bağlanan mikroorganizmaların çoğalmasıyla büyüme safhasıdır ve mikroorganizmalar plağın yerleşik elemanları olurlar. Daha sonra çoğalan bu mikroorganizmalar ve tükürük glikoproteinlerinin intermikrobiyal matrikse katılmaları ile plak miktarı artar. Bu arada tükürük, komşu diş ve dişetlerinde bulunan mikroorganizmalar da plağa eklenir.

Mikrobiyal dental plak lokalizasyonuna göre supragingival plak ve subgingival plak olarak 2 kısımda incelenir:

2.1.7.6.1 Supragingival Plak

Tarayıcı elektron mikroskobu ile yapılan çalışmalar sonucu görülmüştür ki oral yüzeylerde başlangıç bakteriyel adezyon ve kolonizasyon, yüzey düzensizliklerinin tabanında (oluklar, pitler, abrazyon defektleri gibi) meydana gelmektedir. Bu bölgelerde bakteriler uzaklaştırıcı kuvvetlerden korunarak daha güçlü bir bağlantı kuracak zamanı bulabilmektedirler (112,120,131).

Supragingival plak da dişlerin en çok gingival üçlüsünde, yüzey çatlaklarında, defektlerinde, pürüzlü sahalarda, oklüzal fissürlerde, restorasyonların taşkın kenarlarında, ortodontik apareylerde, protezler üzerinde birikir ve gelişir. Supragingival plak belirli bir kalınlığa ulaştığında gözle görülebildiği gibi, sondun diş üzerinde gezdirilmesi ya da plak boyayıcı ajanlar ile varlığı saptanabilir.

2.1.7.6.2 Subgingival Plak

Dişeti oluşu ve periodontal cep morfolojik yapıları nedeniyle ağızda temizlenmesi güç olan bölgeleri oluşturmaktadır. Dişeti oluşu ve periodontal cepteki oksidasyon-redüksiyon potansiyelinin çok düşük olduğu gösterilmiştir. Böylelikle yalnızca düşük oksijen konsantrasyonlu sahalarda yaşayabilen mikroorganizmalar bu bölgelerde yaşamlarını daha uzun süre sürdürebilmektedirler. Subgingival plak diş yüzeyine yapışık olan ve yapışık olmayan (gevşek) iki bölümde incelenmektedir. Diş yüzeyine yapışık plaktaki mikroorganizmalar bazı Gram pozitif koklar, filamentler

ve Actinomyces türleridir. Ayrıca bazı Gram negatif kok ve basiller de bulunur. Yapışık subgingival plak, mineral tuzlarının depolanması ile dıştaşı oluşumunda rol oynar. Ayrıca, kök çürüğü ve kök rezorpsiyonuna da neden olur. Yapışık olmayan subgingival plakta ise Gram negatif anaeroblar hakimdir; hareketli, hareketsiz spiroketler ve basiller de bulunur.

Periodontal hastalıklar sonucu cep derinliği arttıkça subgingival plağın mikrobiyolojisinde de değişiklikler olur. Sağ ceplerdeki plak birikimi, diş yüzeyindekinden farklı değildir. Filamentöz bakteriler baskındır; fakat kok ve çomaklar da bulunur. Cebin derinliklerine doğru ise filamentöz bakteriler azalır, apikal kısımda ise yoktur. Bunun yerine bu bölgede belirli bir oryantasyonu olmayan küçük mikroorganizmalar izlenir.

Işık ve elektron mikroskop çalışmaları supragingival ve subgingival plak arasında belirgin morfolojik farklar olduğunu ortaya koymuştur (117).

Supragingival plak morfolojisi gingivitis ve periodontitis hastalarında benzerlik gösterir. Bakteri hücreleri diş yüzeyinde yoğun şekilde organize olarak görünür. Periodontitis hastalarında subgingival plak iç ve dış tabakadan oluşmuştur. Sıkıca yapışan bakterilerin iç tabakası devamlılık gösterir, fakat supragingival plağa göre daha ince ve daha az organizedir. Sıkıca yapışan bu tabakanın dışında, cebin yumuşak doku duvarına komşulukta olan gevşek tutunmuş bir mikroorganizma tabakası bulunur. Bu tabaka çok sayıda spiroket, gram negatif bakteri içerir (117).

2.1.7.7 Plak Mikroorganizmaları

Plakta bulunan bakteri tipleri kişiye, ağızda bulunduğu bölgeye ve plağın yapısına göre değişkenlik gösterir. Olgun bakteri plağının 1 mg' da yani 1 mm³ ü içinde 10⁸'den fazla bakteri bulunmaktadır. Bunların sayısı ilk 24 saat içinde çoğalmakta, ondan sonraki günler toplam sayıda fazla bir değişiklik olmamakta, ancak mikroorganizmaların türleri ve bunların birbirine oranlarında değişiklikler olmaktadır (112).

Genç plak (1-2 günlük) başlıca Gram pozitif ve bir miktar Gram negatif kok ve çomak içerir. Bu organizmalar normal olarak kalınlığı 1µ. dan daha az olan ve mine, sement ya da dentine yapışmış durumdaki amorf mukopolisakkarit pelikül üzerinde büyürler (117).

2-4 gün içinde plakta bulunan organizmaların sayı ve tipleri değişir. Gram negatif kok ve çomakların sayıları artar ve fusiform basiller ile filamentöz organizmalar yerleşik hale geçer (117).

4-9 günde, ekolojik olarak karmaşık olan bu mikroorganizma topluluğu spiril ve spiroket diye adlandırılan hareketli bakterilerin sayıca artması ile daha karmaşık hale gelir. Mikrobiyal flora, nitelik olarak periodontal yönden sağlıklı ve hastalıklı bölgelerde belirgin farklılıklar göstermektedir. Karanlık alan mikroskopisi ile periodontal hastalık olan bölgelerde spiroket ve hareketli mikroorganizmaların sık bulunduğu, buna karşılık sağlıklı bölgelerde genellikle kokların yoğun olduğu ortaya konmuştur. (117).

En erken kolonizerler, streptokoklardır. Streptococcus Sanguis plaktaki ilk koloniyi oluşturur. Onu takiben Streptococcus Mutans gelir. Ortamda ekstrasellüler karbonhidrat varlığında ekstrasellüler polisakkarit sentezlerler ve bu enerji ile çoğalırlar (132).

Streptococcus Mutans ve diğer asit oluşturuıcı bakteriler için enerji kaynağı sukrozdur. Bu bakteriler sukrozla karşılaştıklarında bunu, asit ve intrasellüler polisakkaritlere ve glukana çevirir. Buda bakteriler için depo enerjiyi oluşturur (133).

Gram pozitif ilk kolonileri takiben plakta gram negatif sekonder koloniciler görülmeye başlar. Başlıcaları ‘Actinobacilyus’, ‘Porphyromonas’, ‘Prevotella’ ve ‘Fusobacterium’ dur. Genellikle gram negatif bakteriler periodontal hastalıkların gelişmesinden sorumludurlar (134).

Tablo 7: Dental plak içeriğinde bulunan bakteri türleri

Actinomyces türleri	Fusobacterium nucieatum ss polymorphum
Actinomyces viscosus	Peptostreptococcus micros
Actinobacillus actinomycetemcomitans	Porphyromonas endodontalis
Bacteroides fragilis	Porphyromonas gingivalis
Bacteroides forsythus	Prevotella intermedia
Campylobacter concisus	Prevotella nigrescens
Campylobacter curvus	Selemonas noxia

Campylobacter gracilis	Staphylococcus epidermidis
Campylobacter shovvae	Streptococcus sanguinis
Campylobacter rectus	Streptococcus gordonii
Capnocytophaga gingivalis	Streptococcus salivarius
Capnocytophaga ochracea	Streptococcus sanguis
Capnocytophaga sputigena	Streptococcus oralis
Capnocytophaga sputorum ss bubulus	Streptococcus parasanguinis
Capnocytophaga sputorum ss sputorum	Streptococcus vestibularis
Eikenella corrodens	Streptococcus intermedius
Eubacterium nodatum	Streptococcus mitis
Fusobacterium nucleatum ss vincentii	Treponema denticola
Fusobacterium nucleatum ss nucleatum	

2.1.7.8 Diğer Plak Bileşenleri:

- a. Epitel Hücreleri:** Hemen hemen tüm bakteriyel plak örneklerinde çeşitli anatomik evrelerdeki epitel hücrelerine rastlanabilir. Bunlar, nükleus ve sınırları belirgin hücre duvarına sahip yeni deskuame olmuş hücrelerden, içlerinde bol bakteri bulunan ve “hayalet hücre” olarak tanımlanabilen hücrelere kadar değişkenlik gösterir (117).
- b. Beyaz Kan Hücreleri:** İltihabın çeşitli safhalarında başta polimorf nüveli nötrofiller olmak üzere farklı canlılık özellikleri taşıyan lökositler bulunabilir (117).
- c. Eritrositler:** Bu hücreler ülsere dişetine komşu diş yüzeylerinde bulunur (117).
- d. Protozoa:** Özellikle Entamoeba ve Trichomonas gibi bazı protozoa türleri akut gingivitise bitişik yüzeylerden ve periodontal cep içinden alınan plakta sıkça bulunmaktadır (117).
- e. Gıda Parçacıkları:** Az da olsa plak içinde izlenebilir (117).
- f. Diğer Bileşenler:** Kristal görünümündeki partiküller (sementin kalsifiye olmaya başlayan yumuşak kısımları ya da tanımlanamayan gıda parçaları)

ve hücre kısımlarına benzer yapılar gibi nonspesifik elemanlar da plak içinde bulunabilir (117).

2.1.7.9 Streptococcus Mutans

1924 yılında J.K. Clarke tarafından İngiltere’ de insan çürük lezyonlarından izole edilmiştir. Sukrozdan, mannitol ve sorbitol fermente edebilmeleri ve ekstrasellüler glukoz üretebilmeleri başlıca özellikleridir (134)

Karyojenik mikroorganizmaların genel özelliği şekeri metabolize ederek enerji üretmeleri ve bunu büyüme ve üremeye kullanmalarıdır. Bu metabolik ürünler bakteri hücresinden plak sıvısına geçer. Streptococcus Mutans tarafından oluşturulan en fazla metabolik ürün laktik asittir. Ağız florasındaki en odontopatojen mikroorganizma olduğu düşünülmektedir. Şeker diyetinin fazla olduğu bireylerde Streptococcus Mutans plak mevcudiyetinin arttığı, şeker diyetinin azaldığında dental plak asit oranının azaldığı gösterilmiştir (136).

Karyojenik plakta, yüksek konsantrasyonlarda asidojenik mikroorganizmalara rastlanmaktadır. Plakın şeker içeriği fazla olduğunda pH düşüktür. Hücre içi polisakkarit oranı fazladır. Streptococcus Mutans pH 5’ de metabolik açıdan aktive olur. Bu pH pek çok bakterinin yaşayamayacağı kadar asidik bir pH’ dır. Bu ortamda en asidik laktik asit ve daha zayıf asetik asit ve propiyonik asit bulunur. Plak sıvısı normal pH koşullarında, kalsiyumfosfat, içeriği açısından dengededir, pH’ın 5,5 altına düşmesiyle bu doyumluk korunamaz ve doyumluğun sağlanabilmesi için mideden kalsiyum fosfat çözünmeye başlar. Mineden mineral kaybı başlar. Asitler bu derinliklere penetre olur ve dekalsifikasyonu devam ettirir. Plak normal pH’ a döndüğünde kalsiyum ve fosfat mineye geri dönüp remineralizasyon yapabilir. Eğer ortamda karyojenik bakteri fazlaysa ve pH düşükse remineralizasyon, demineralizasyonu kompanse edemez ve çürük oluşumu başlar. Bundan da en çok sorumlu olan bakteri Streptococcus Mutans’ tır (133,136,137).

2.1.7.10 Candida Albicans

Candida türleri ağızda çok rastlanılan kommensallerdir. Bunun sebebi hem ağızda çok sayıda bulunmaları, hem de yüzeysel ve derin enfeksiyonlar yapabilen

fırsatçı patojen mantarlar olmalarıdır. Candida Albicans ise ağız florasında bulunan ve fırsatçı bir patojen olarak rol oynayan en yaygın candida türüdür(138). Candida Albicans, oral kavitedeki mikroorganizmaların; sağlıklı bireylerde %25, çeşitli sağlık sorunlarına sahip bireylerde ve özellikle immünsüpresif hastalarda ise %50-90 kadarını oluşturlar (139).

Ağız moniliasis'i veya akut pseudomembranlı candidiasis'in pamukçuk denen ağız boşluğunda ki enfeksiyonunun etkeni Candida Albicans' tır. Kronik hiperplastik candidiasis, klinik olarak lökoplaziden ayrılamayan, pamukçuktan tamamen ayrı bir klinik tablodur (140,141). Dudaklardaki candidiasis, güneş ya da rüzgâr etkisiyle mukoza zarar gördüğünde görülür. Lezyonlarda her zaman karışık bir flora yer alır. Anguler chelitis denilen durumda, ağız köşeleri Candida Albicans enfeksiyonu sonucu yarıлма ve çatlama ile karakterizedir. Protez stomatiti'nde tam protezin altını döşeyen mukozada yaygın iltihap vardır. İltihap parçalar halinde olabilir veya protezin kapladığı tüm alana yayılabilir. Candida Albicans ile solunum yolu enfeksiyonları, bronkopulmoner veya pulmoner şekilde olabilir. Bronkopulmoner candidiasis, bronşit belirtileri verir. Enfeksiyon bronşlarda yerleşir. Pulmoner candidiasis'te hastalık akciğer dokusuna yerleşir (142,143).

Candida Albicans'ın adezyonunu aydınlatmaya yönelik pek çok araştırma yapılmıştır. Candida Albicans'ın biyolojik dokular yanında akrilikler, resin-kompozitler, plastikler gibi materyallere de adezyon yaptığı bilinmektedir (144,145). Günümüze kadar yapılan çalışmalarda adezyon mekanizmasında, yüzeydeki protein reseptörlerinin önemli rol aldığı kabul edilmiştir (146,147).

Candida Albicans'ın dentin tabakası ve proteinle gibi çeşitli yapılar üzerine adezyon yaptığı, ayrıca düz ve cilalı yüzeylere kıyasla pürüzlü yüzeylere daha fazla adezyon yaptığı bilinmektedir (145,148,149,150,151).

Candida Albicans, ağız dokuları yanında protetik malzemelere kolaylıkla kolonize olarak ciddi enfeksiyonlar oluşturduğu görülmüştür (152,153). Adezyon miktarı ile koloni oluşturma ve hastalık meydana getirme kabiliyeti arasında direkt bir ilişki olduğu belirtilmektedir (139). Protetik malzemelere adezyonun nasıl oluştuğu, malzemenin yapısının buna etkisi konusunda değişik araştırmalar mevcuttur(144,147,151,154). Yapılan araştırmalarda Candida Albicans yüzeye adezyonun etkileyen faktörler ile ilgili olarak; yüzey pürüzlülüğü, tükürük

proteinlerinin ve diğ er yapışkan mikroorganizmaların varlığı, konsantrasyon, maya hücrelerinin canlılığı, kültür şartları gibi faktörler sayılmaktadır (153,155).

2.1.7.11 Plak Kontrolü

Periodontal hastalık bir bakteriyel enfeksiyon olup başlangıcında pek çok lokal faktör etkilidir. Fakat yetersiz plak kontrolü tüm faktörleri gölgeler (117).

2.1.7.11.1 Plak Kontrol İşlemleri

2.1.7.11.1.1 Fırçalama

Gerek yöntemin güvenli ve etkili olması gerekse tüm fırçalama yöntemlerini denemiş kişilerin en iyi sonuçları BASS yöntemiyle almış olmalarından ötürü BASS yöntemi diğ er yöntemlere oranla daha çok tercih edilmektedir (117).

Sulkuler fırçalama tekniğı fasiyal ve lingual sulkuler aralıklardan bakteriyel plağın kaldırılmasını amaçlar. Eğ r etkin olarak uygulanırsa yöntem periodontal hastalıkta kritik alan olan diş – dişeti aralığının temizlenmesiyle sonuçlanır (117).

2.1.7.11.1.2 Ara yüz Temizlik Araçları

2.1.7.11.1.2.1 Diş ipi ve şerit

Mumlu veya mumsuz diş ipi ve şerit, proksimal yüzeylerin temizlenmesinde son derece etkilidir (117).

2.1.7.11.1.2.2 Gazlı Bez

Özellikle dişsiz alana komşu dişlerin proksimal yüzleri ve son molarların distal yüzeyindeki plağın uzaklaştırılmasında kullanılabilir (117).

2.1.7.11.1.2.3 Lastik, Plastik ve Tahta Ara yüz Temizleyicileri

Proksimal yüzlerin, açığa çıkmış furkasyonların temizliğinde kullanılabilir (117).

2.1.7.11.1.3 Ulaşılamayan Alanların Temizlenmesinde Kullanılan Yardımcılar

Tek demetli diş fırçaları; furkasyonlar, içbükey yüzeyler, düzensiz dişeti kenarları, malpoze dişler, lingual ve palatinal yüzeyler, erozyon ve abrazyon alanları ve sabit protezler çevresinde etkili bir biçimde kullanılabilir (117).

2.1.7.11.1.4 Ağız İrrigatörleri

Devamlı veya nabızsal akış sağlayan ağız irrigatörleri ağız sağlığının sürdürülmesinde diş fırçasına yardımcı araç olarak kabul edilebilir. Yapışık plağı kaldırmaları mümkün değildir (117).

Elde edilen veriler, irrigasyon araçlarının plakta nitelik yönünden değişikliklere yol açabildiğini göstermektedir. Çalışmalar, nabızsal irrigatörlerin üretici talimatlarına uygun şekilde kullanılmasıyla, hareketli bakterilerin 3 mm. derinliğindeki dişeti oluğundan tamamen elimine edildiğini ve 6 mm. derinliğindeki cepte de önemli ölçüde azaltıldığını ortaya koymuştur. Ortodontik bantların çevresi, sabit köprüler ve periodontal cepler gibi diş fırçasıyla temizlenemeyen alanlardaki gevşek debris irrigasyon araçlarıyla etkili şekilde uzaklaştırılabilmektedir (117).

2.1.7.11.1.5 Plak Boyayıcı Ajanlar

Plak boyayıcı ajanlar etkin plak kontrolü yapılmasının yanında hasta eğitimi için de önemlidir. Bu ajanlar yapışık plağı boyayarak plağı hasta ve hekim tarafından görünür hale getirir (117).

2.1.7.11.1.6 Ağız Gargaraları

Ağız gargaraları, supragingival plak ve gingivitisin kontrol altına alınmasında yarar sağlar. Ancak bir subgingival irrigatör ile kullanılmadıkça subgingival sahadaki mikroorganizmalara ulaşamaz (117).

2.1.8 Tükürük:

Tükürük sıvısı; majör 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. Stimule edilmemiş koşullarda dakikada 0,3–0,5 ml, stimule koşullarda dakikada 1–2 ml tükürük salgısı olur. Normal erişkin bir insan, bir günde ortalama olarak bir litre kadar tükürük salgılar. Tükürüğün pH'sı 6,2-7,4 civarındadır. Tükürük ağız boşluğuna salgılanmadan önce hafif asidik karakterdedir. Salgılama anında, karbondioksit kaybından dolayı hafif bazik hale geçer. Akış hızı arttıkça, bikarbonat içeriği de artar ve pH'sı yükselir (60,80).

2.1.8.1 Tükürüğün bileşimi ve fonksiyonları

% 99'u sudan oluşan son derece seyreltik bir sıvıdır. Tükürük içinde bulunan maddelerin oranı çeşitli faktörlere (uyarı, uyarı süresi, şiddeti, şekli gibi) bağlı olarak değişkenlik gösterirler. Kısaca özetlenirse tükürüğün içerisinde şu maddeler vardır;

1. Su yaklaşık % 99,0-% 99,5' ini oluşturur.
2. Müsin (tükürük glikoproteini)
3. Çeşitli proteinler
4. Çeşitli mineraller
5. Deskuame epitel hücreleri
6. Lökosit ve lenfositler
7. Mikroorganizmalar
8. İnorganik maddeler: Cl, K, Ca, Mg, H₂PO₃, H₂SO₄ (156).

Tükürükte fosfat ve karbonat iyonları bulunmaktadır. Bu iyonlar özellikle asit ortamların tamponlanmasında ve remineralizasyon olayında önemli rol oynarlar. Tükürükte radon kalium ve radon natrium da bulunmaktadır. Bunların mikroorganizmalar üzerinde öldürücü etkileri olduğu ileri sürülmektedir (119,156)

Organik maddeler ise müsin ve proteinlerden başka albumin, üre ve amonyaktır. Ayrıca tükürük içinde salgısal immunoglobulinler (İg A) bulunmaktadır. Bunlardan müsinin (karbonhidrat ve aminoasit) ağız mikroorganizmaları için iyi bir

besin kaynağı olduğu ileri sürülmektedir. Tükürük müsinlerinin bakterileri kaplayıp, onları fagositozdan koruduğu son yıllarda anlaşılmıştır. Müsin, büyük bir glikoprotein ailesinin üyesidir ve ağız boşluğu, sindirim sistemi, solunum sistemi ve ürogenital sistemin salgılarının çok işlevli bir parçasıdır. Tükürükteki müsinler ağız içi yumuşak ve sert dokuların üzerini kaplayan visköz tabakanın büyük kısmını teşkil eder. Biyofilm diye adlandırılan bu tabaka çiğnemeye, konuşmaya ve yutkunmaya yardımcı olmak için ıslatma görevini de üstlenir. Yarı geçirgen bir bariyer gibi işlev görerek, altındaki yüzeyleri olası zararlı faktörlere karşı korur. Düşük çözünürlük, yüksek viskozite, yüksek elastisite ve kuvvetli yapışkanlık özelliklerine sahiptir. Ağız içinde, yumuşak doku-yumuşak doku, yumuşak doku-diş veya yumuşak doku-protez arası temaslar, müsin sayesinde oluşan tükürüğün ıslatma kapasitesi ile rahatlar (117,119,156).

Bu fonksiyonlarının dışında, tükürüğün, ağız içine giren her türlü katı maddenin yüzeyini çok ince organik bir tabaka ile kaplama özelliği de vardır. Glikoprotein yapısında olan bu tabakaya "acquired salivary glycoprotein layer", "acquired salivary pellicle", "organic salivary coating" terimlerinin karşılığı olan "kazanılmış pelikül" veya "kazanılmış tükürük glikoprotein tabakası" (K.T.G.T.) adı verilmektedir (119,123,157,158).

İlk kez 1839 yılında Nasmyth tarafından varlığı belirlenen K.T.G.T. , 0,1 - 0,8 µm arasında değişen kalınlıklarda, amorf, renksiz (şeffaf), hücre ve bakteri içermeyen, asit ortamında çözünmeyen, mikroskopik incelemelerde Periodik Asit-Schiff (PAS) yöntemiyle boyanabilen ve büyük bölümü plazma proteinlerinden, polipeptitlerden ve az oranda da lipidlerden oluşan organik bir birikim tabakasıdır. Bu tabaka, tükürük bezleri arasındaki salgılama farklılıklarından, tükürük proteinlerinin kompleks yapısından ve ağız içindeki bölgesel farklılıklardan etkilenir (123,158)

Hareketli atom veya moleküllerin, yüksek enerjili yüzeylere adere olmalarına adsorbsiyon denir. Bu atom veya moleküllerin, yüzeylerdeki farklı kimyasal yapı gruplarının yüzeyine farklı oranlarda adere olmalarına ise seçici (selektif) adsorbsiyon denir (125,159). Yüksek yüzey enerjili katılarda; yüzeye adsorbe olan glikoprotein moleküllerinin yoğunluğu, düşük yüzey enerjili katı yüzeylerindekiyle oranla daha fazladır (160,161).

Pelikülün ağız içindeki dokuların veya restoratif materyallerin yüzeylerine adsorbe olması iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada, tükürüğün yapısındaki anyonik ve katyonik çözünebilir proteinler bu yüzeyler üzerine selektif olarak adsorbe olmaya başlar. Adsorbsiyonun ikinci aşamasında, bakteriyel aktivite ve mukolitik enzimlerin karbonhidratları denatüre ederek ortadan kaldırması, glikoproteinlerin çözünebilirlik özelliklerini yitirmelerine yol açar. Sonuçta, asidik ortamda çözünmeyen yerleşik bir glikoprotein tabakası oluşur (160,161,162).

Jendrensen'e göre, yüzey gerilimi yüksek ya da düşük olsun, tükürük ortamına giren her türlü materyal, kısa bir süre içinde K.T.G.T. ile kaplanmakta ve yüzey gerilimleri aynı düzeye gelmektedir (162). Buna benzer olarak. De Jong, yüzey gerilimleri arasında bariz farklılıklar bulunan katıların K.T.G.T. ile kaplanmaları sonucunda gerilim değerlerinin birbirine yakın seviyelere geldiğini belirtmiştir (163). Araştırmacıya göre, K.T.G.T. ile kaplanan katı yüzeylerinin yüzey gerilimlerinin arttığını rapor etmiştir. Klinik koşullar altında, bir katının yüzeyine adere olan plak miktarının o katının serbest yüzey enerjisiyle doğru orantılı olduğu bildirilmiştir (161,162). Kimyasal yapıları arasında büyük farklılıklar bulunmayan katıların yüzeyinde farklı düzeylerde protein adsorbsiyonunun meydana geldiği belirlenmiştir. Bu durum, yüzeylerdeki farklı kimyasal grupların, proteinlerin adsorbsiyonunda seçiciliğe neden olduklarını düşündürmüştür (160,161,162)

K.T.G.T.'nin yapısının restoratif materyalin kimyasal ve yüzeyel özelliklerine göre değiştiği de belirtilmiştir (123,164).

Diş çürüklerine, periodontal hastalıklara ve protez stomatitlerine neden olan bakteriyel plak, K.T.G.T.'nin üzerine yerleşerek gelişmeye başlar (119,126,158,165).

2.1.8.2 Sentetik tükürük

İnsan tükürüğüne olabildiğince yakın fiziko-kimyasal özellikleri olacak şekilde yapılmıştır. Ağız kuruluğu (Xerostomi) olan hastalarda tükürük azlığı veya hatta yokluğu sentetik tükürük ile giderilmeye çalışılmıştır. Özellikle tükürük salgısı herhangi bir sebeple azalmış olan hastalarda, anti bakteriyel aktivitenin önemi düşünülerek, klinik olarak doğal tükürük uyarılmasının ne kadar olacağı tahmin edilebilir. Sentetik tükürük ıslatma ve yıkama için önemlidir, ancak doğal tükürük komponentleri ile kıyaslanamayacak kadar az bir koruma sağlamaktadır. Tükürük

komponentlerinin çok çeşitli görevleri üstlenmesinden ve değişkenliğinden dolayı yapay tükürük yapımı son derece zor bir iştir. Tek bir tükürük formülünün gerçek tükürüğü taklit edip edemediği bilinemez. Değişik tuz içerikli ve oranlı birçok yapay tükürük karışımı önerilmiştir. Günümüzde en yaygın kullanılan sentetik tükürük formülü Fusayama' ya aittir (156,166).

2.1.9 Mikroskoplar

Mikroorganizmalar gözle görülemeyecek kadar küçük varlıklardır. İnsan gözü 200–250 μm yukarı olan büyüklükteki objeleri görebilir. Bu limitlerin altındakiler görülemez. Mikroorganizmaların boyutları ise, 0,1–10 nm arasında değişir. Bu nedenle, mikropları görmede ve bunlar hakkında bilgi edinmede özel ve büyütücü aletler kullanma zorunluluğu vardır (112).

Kullanılan ilk büyüteçlerin, büyütme kapasiteleri x10 ile x20 arasında olduğu bilinmektedir. Hollandalı bir gözlükçü olan, Zaccharias Janssen (1590), ikinci bir mercek kullanarak objeleri 50x veya 100x büyütebilmeyi başarmıştır. Galileo (1610), daha gelişmiş bir mikroskop yapmıştır. Kepler (1611), iki mercek yardımıyla çalışan ve Robert Hooke (1635) 200x büyütebilen mikroskobu yapmışlardır. Antonj van Leeuwenhoek (1632), yaptığı ve 300x' dan daha fazla büyütebilen mikroskobu ile tükürük, mantar, yaprak vs. maddeleri inceleyerek, bunlarda bulunan mikropları görmüş şekil ve hareketlerini çizmiştir (167).

Bu tarihlerden sonra mikroskoplar daha da geliştirilmiş ve büyütme kapasiteleri artırılmıştır. İki mercekli oküler Huygens (1684) ve akromatik objektif ve kondansatör de Abbe (1840) tarafından yapılmış ve pratiğe konulmuştur (167).

Günümüzde mikroskoplar, adi ışığın kullanıldığı ışık mikroskobu ve hızlandırılmış elektronların kullanıldığı elektron mikroskobu olarak ikiye ayrılırlar.

2.1.9.1 Işık Mikroskopları

Laboratuvarlarda genel amaçlar için her zaman kullanılan ve büyütme kapasiteleri x1000–3000 arası olan mikroskoplardır. Işık mikroskobu gözle görülemeyecek kadar küçük obje ve örneklerin ışığın transmisyon, absorbsiyon ve

kırınım prensiplerine dayanarak görüntülenmesini sağlar. Bir ışık mikroskobu ile görülebilecek en küçük cisim 0,2 μm dir.

Çeşitleri şunlardır:

- 1- Parlak alan mikroskobu
- 2- Karanlık alan mikroskobu
- 3- Faz kontrast mikroskobu
- 4- Floresan mikroskobu
- 5- Konfokal mikroskop (167).

2.1.9.1.1 Parlak Alan Mikroskobu

Daha parlak arka alanda koyu görüntü oluşturduğu için bu isim verilmiştir. İncelenen örneğin, değişik bölümlerinin ışığı farklı absorbe etmesi prensibine dayanır. Görüntünün kontrastını arttırabilmek için incelenen materyali mikrobiyolojik boyalar ile boyayarak incelemek gerekebilir. Bununla birlikte organizmaların morfolojik karakterlerini incelemek için lam, lamel arası preparatlar hazırlanır (112,167).

2.1.9.1.2 Karanlık Alan Mikroskobu

Bu mikroskop, özellikle, spiroketleri görmede ve hareket muayeneleri yapmakta kullanılmaktadır. Özel kondansatörler (abbe, parabolit veya kardiod kondansatörler) yardımıyla sağlanan karanlık sahada, alttan gelen ışık, kondansatörün ortasındaki siyah, ışık geçirmeyen bölge nedeniyle yanlarından girerek preparat üzerine gelir. Bu sistemde ışık, tüp (veya objektif) içine girmez, yanlara dağılım gösterir. Ancak, karanlık alanda bulunan mikroorganizma vs. nin yansıttığı ışık, muayene eden şahsın gözüne ulaşır. Bunun sonunda mikroorganizmalar parlak saha ise karanlık görülür (167).

2.1.9.1.3 Faz Kontrast Mikroskobu

Bu tür mikroskoplarla canlı mikrop, hücre, vs. içindeki çeşitli organizasyonları, oluşturdukları ayrı kontrastlarından yararlanarak tanımlamak mümkün olabilmektedir. Bu nedenle de faz-kontrast mikroskoplar genel biyolojik amaçlar için çok fazla kullanılmaktadır (167).

Faz mikroskobu ile boyanmamış bir objeye (hücre, bakteri, vs.) bakıldığı zaman, biri objektifin arkasındaki fokal düzlemde, diğeri objeden çeşitli açılarla kırılarak yansıyan ışınların oluşturduğu görüntü olmak üzere iki obje hayali meydana gelir. Böylece hücrelerin içyapısını daha ayrıntılı görmek mümkün olmaktadır (167).

2.1.9.1.4 Floresan Mikroskobu

Bazı maddeler (uranyum cevheri, uranyum camı, yağ damlacıkları, aesculin solüsyonu, kinin sülfat, çeşitli boyalar, vs.) ultraviyole ışınlarına maruz bırakılırsa ışıklı hale gelirler. Eğer, dokular hücre veya bakterilerle fluoresens boyalarla boyanırlarsa ve UV ışınları altında mikroskopta incelenirse, ışık saçan parlak cisimcikler halinde görülürler. Bu amaçla kullanılan boyalar; auramin O, acridin orange R, berberin sulfat, primulin, thioflavin S, trypaflavin, thiazo-sarı G, corifosfin O, fluorescein, rheonine A, rhodamine B, morin sayılabilir (112).

2.1.9.1.5 Konfokal Lazer Mikroskop

Floresan mikroskobunun elektronik görüntü toplama yöntemi ile kombine edilmesiyle gerçekleştirilmiş bir mikroskop türüdür. Bu teknikte bir lazer tarafından sağlanan ışık kaynağı, floresan boya ile boyanmış örneğe gönderilir. Örnekten yayılan ışık iğne deliğinden geçirilerek foton toplayıcısına düşürülür. Farklı fokal düzleme ait görüntüler kombine edilerek, örneğin üç boyutlu görüntüsü elde edilir (112).

2.1.9.2 Elektron Mikroskopları

Elektron mikroskoplar, mikrobiyolojik alanda çok kullanılan en gelişmiş mikroskop türlerindendir. Ancak yapısının komplike olması, preparatın hazırlanması ve mikroskobun kullanılmasındaki özel güçlükler yanı sıra çok pahalıdırlar. Elektron mikroskopla her türlü mikroorganizmayı ve hücreyi incelemek ve ince yapısı hakkında bilgi edinmek mümkündür (112,167).

Bu mikroskopta kullanılan elektronların dalga uzunluğu, normal ışığından 100.000 defa daha kısa olması, resolusyonun ve büyütmenin çok fazla olmasına temel teşkil eder. Bu sayede büyütme 60.000–100.000 katına çıkarır. Özel ilave büyüteçle 250.000–500.000 büyütebilecek duruma getirilebilir. Işık mikroskobunda 200–250 nm boyutlarında olanlar, ultraviolet mikroskobu ile de 75–100 nm büyüklüktekiler ve elektron mikroskopta ise bunlardan çok daha küçük objeler (5–10 nm) görülebilirler (112,167). Elektron mikroskop ile ışık mikroskopları arasındaki temel farklar, bunda ışık kaynağı yerine dalga boyu çok kısa olan elektronlar ve cam mercekler yerine de elektromanyetik kondansatörlerin kullanılmasıdır. Elektron mikroskobun temel kısımları şöyledir: Tungsten tel filamentinden oluşan ve elektron verebilen bir kaynak ve bunun altında katot levhası bulunur. Katottan yüksek bir hızla çıkan elektron demeti, elektromanyetik kondansatörler arasından geçer. Kondansatörler yayılan elektronları toplar ve görüntüyü büyütür. Böylece objenin hayali, her kondansatör tarafından büyütülür. Son kondansatörde 300–500 defa büyütülerek imaj mikroskobun alt kısmında ve eğik olarak yerleştirilmiş ekran üzerine yansır ve obje görülür. Ayrıca, dışarıda bulunan özel büyüteç (binokular) ile de objenin görüntüsü fazlaca büyütülebilir. Objeye görüldükten sonra uygun bir saha bulabilmek için mikroskobun dışındaki özel düğme veya kollarla alan değiştirilebilir (112,167).

Elektron mikroskopların çeşitleri şunlardır:

- 1-Transmisyon elektron mikroskobu
- 2-Scanning elektron mikroskobu
- 3- Atomik kuvvet mikroskobu

2.1.10 Görüntü Analiz Yöntemi

Görüntü analiz yöntemi; materyal bilimi, elektron mikroskobu laboratuvarları, gıda teknolojisi, jeoloji, farmakoloji, tıp bilimleri, askeri hedef belirleme, uydu görüntüsü analizleri gibi pek çok alanda kullanılan bir yöntemdir. ‘Image analysis’ olarak adlandırılan sistemler, kullanılan mikroskop, kamera ve programa göre değişik isimlerle anılabilmektedir. Fakat genel olarak bu sistemlerin temel prensibi bir mikroskop, mikroskoba bağlı bir kamera ve bu kamera aracılığı ile hazırlanan anatomik preparatların görüntü olarak bilgisayara aktarılması ve bilgisayarda bir program ile kullanıcı tanımlı, yarı otomatik ya da otomatik olarak analizlerin yapılması esasına dayanmaktadır (168).

Günümüzde kullanılan bazı görüntü analiz programları arasında; Acura 2000 (INTEKPLUS), Quanticap (E.Kunzelmann), Optimas (Optimas), Kontron (Kontron Elektronik GmbH) ve Clemex (Clemex System) bulunmaktadır (169).

Bu çalışmanın amacı; 4 çeşit seramik materyaline farklı yüzey bitim ve polisaj işlemleri uygulayarak bu seramik yüzeylerindeki Candida Albicans ve Streptococcus Mutans organizmalarının tutunumunu parlak alan mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu kullanarak kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrası 2 ayrı dönemde incelemektir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ege Üniversitesi Fen Fakültesi Endüstriyel ve Moleküler Mikrobiyoloji Araştırma Laboratuvarı, İzmir Yüksek Teknoloji Enstitüsü Fen Fakültesi Fizikokimya Laboratuvarında olmak üzere şu aşamalarda gerçekleştirilmiştir:

1. Deney örneklerinin hazırlanması,
2. Seramik örneklerine yüzey bitim ve polisaj işlemlerinin uygulanması,
3. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü, temas açısı değerlerinin ölçülmesi ve yüzey enerjilerinin belirlenmesi,
4. Seramik örneklere Candida Albicans adezyonunun sağlanması,
5. Örneklerin kristal viyole boyası ile boyanarak, parlak alan mikroskobu ile mikroorganizma sayısının belirlenmesi
6. Örneklerin sterilize edilip Streptococcus Mutans adezyonunun sağlanması
7. Örneklerin SEM görüntülerinin elde edilerek Streptococcus Mutans adezyonunun değerlendirilmesi
8. Örneklerin sterilize edilip kimyasal yaşlandırılması
9. Kimyasal yaşlandırma işlemi uygulanmış örneklere Candida Albicans adezyonunun sağlanması
10. Kimyasal yaşlandırma işlemi uygulanmış örneklerin kristal viyole boyası ile boyanarak, parlak alan mikroskobu ile mikroorganizma sayısının belirlenmesi
11. Kimyasal yaşlandırma işlemi uygulanmış örneklerin sterilize edilip Streptococcus Mutans adezyonunun sağlanması
12. Kimyasal yaşlandırma işlemi uygulanmış örneklerin SEM görüntülerinin elde edilerek Streptococcus Mutans adezyonunun değerlendirilmesi
13. Elde edilen verilerin değerlendirilmesi için istatistiksel analizlerin yapılmasıdır.

3.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda parametrelerin azalması, alınacak sonuçların güvenilirliğinin artması açısından aynı firmanın ürettiği malzemeler tercih edilmiştir.

Tablo 8 : Çalışmamızda kullanılan malzemeler ve üretici firmalar

	MATERYAL VE ARAÇLAR	ÜRETİCİ FİRMALAR
1	IPS e.max CAD for inLab MO1/C14 Lityumdisilikat seramik blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
2	IPS empress CAD for Cerec and inLab LT100/C14 Lityumdisilikat seramik blok	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
3	IPS e.max Ceram üst yapı porseleni	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
4	IPS InLine üst yapı porseleni	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
5	IPS e-max CAD Crystall./Glaze Pasta ve Likidi	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
6	IPS e-max CAD Crystall./Glaze Spray	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
7	IPS empress CAD Universal Glaze Spray	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
8	IPS empress CAD Universal Glaze pasta ve likidi	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
9	IPS e-max Ceram Glaze Pasta, Toz ve likidi	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
10	IPS e-max Ceram Glaze Spray	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
11	IPS InLine Glaze Pasta, Toz ve Likidi	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
12	Optrafine Polisaj Seti	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
13	Self cure akrilik rezin	Vertex, Zeist, Hollanda
14	İsomet 1000 (kesme cihazı)	Buehler, Lake Bluff, IL, ABD
15	Elmas Kesme Diski	Buehler, Lake Bluff, IL, ABD
16	Presleme Fırını EP-600 Empress	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
17	Seramik Ve Kristalizasyon Fırını Programat P-300	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
18	Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Cihazı	Mitutoyo Surf test SJ 201 Series, Kawasaki, Japan
19	Gonyometre mikroskobu	Krüss GmbH, Germany model G10
20	Otoklav	HiClave™ HC-50, Hirayama, Japonya
21	% 5 CO ₂ Etüv	Sanyo MCO- 17 AIC, Japonya
22	Çalkalamalı İnkübatör	Memmert GmbH & Co. , Almanya
23	Mikroorganizmalar	
24	Işık Mikroskobu	Olympus Singapore PTE Ltd., Singapur

25	Tesviye Frezleri	Acurata 808-106-355S
26	Virtual / Virtual 380 Ölçü Maddesi	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
27	IPS Pressvest Speed Revetman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
28	Hassas Terazı 1 mg hassasiyet	Mettler-Toledo, A.B.D.
29	Hassas Terazı 0,1 mg hassasiyet	Mettler-Toledo, A.B.D.
30	Steril Şırınga Filtre	Sartorius, Almanya
31	Muller Hinton Besiyeri	Fluka®, Sigma-Aldrich, A.B.D.
32	Brain Heart İnfüzyon Agar Besiyeri	Oxoid, Birleşik Krallık
33	Ultra Saf Su Cihazı	Sartorius, Almanya
34	Falcon Tüpleri	Isolab, Almanya
35	Santrifüj Cihazı	Sigma-Aldrich, A.B.D.
36	Vorteks	VWR, VV3, Birleşik Krallık
37	SEM Cihazı	Philips XL 30 SFG

3.2. Kullanılan Yöntemler

3.3. Yapılacak Testler İçin Örnek Gruplarının Oluşturulması

In vitro olarak gerçekleştirilen çalışmada Ivoclar Vivadent firmasının ürettiği 4 farklı seramik sistemi kullanılmıştır. Üst yapı seramik sistemleri seçilirken 2 sistemin monolitik yapıda olan seramik sistemlerinden; diğer 2 üst yapı seramik sisteminin ise tabakalama tekniği ile hazırlanan seramik sistemlerinden oluşmasına dikkat edilmiştir.

Farklı üst yapı seramik çeşitlerinde yüzey bitirme işlemlerinin mikroorganizma adezyonuna etkisini inceleyeceğimiz çalışmamızda monolitik yapıdaki bloklardan hazırlanan deney örneklerinde herhangi bir altyapı malzemesi kullanılması gereksizdir. Ancak tabakalama tekniği ile hazırlanacak grupta üst yapı seramiğinin üzerinde hazırlanacağı ve geçici olarak kullanılacak olan bir alt yapı materyali hazırlanması gerekmektedir. Bu amaçla revetman malzemesinden plakalar hazırlanması planlanmış ve tabakalama tekniği ile hazırlanacak üst yapıların bu alt yapılar üzerinde oluşturulması tasarlanmıştır.

Ivoclar Vivadent firması IPS e.max CAD ve IPS empress CAD üst yapı seramiklerinde toz-likit glazür sistemini; IPS inLine üst yapı seramik sisteminde ise spreyl glazür sistemini piyasaya sunmadığından, bu yüzey bitirme işlemleri

uygulanamamıştır. Buna ait seramik sistemleri ve yüzey bitirme işlemleri kombinasyonları Tablo 9’ da gösterilmiştir.

Tablo 9 : Kullanılan seramikler sistemleri ve uygulanan yüzey bitirme işlemleri

		Overglaze(n)			Otoglaze(n)	Mekanik polisaj(n)
	Üst yapı	Toz-likit	Pasta	Sprey		
1.grup	e-max CAD	-	10	10	10	10
2.grup	empress CAD	-	10	10	10	10
3.grup	e-max ceram	10	10	10	10	10
4.grup	ips in-line	10	10	-	10	10

Tüm denemeler, 17 ayrı deney grubunun her birinde 10 adet olmak üzere, toplam 170 adet; 1 mm x 12 mm x 13 mm boyutlarında hazırlanmış örnekler üzerinde gerçekleştirilmiştir.

3.3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

3.3.1.1.Monolitik Seramik Sistemleri Kullanılarak Deney Örneklerinin Hazırlanması

CAD/CAM restorasyonların hazırlanmasında kullanılan monolitik seramik sistemlerinde seramik bloklardan elde edilen örnekler üzerinde deneylerin yapılması planlanmıştır. Bu amaçla Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) firmasının ürettiği farklı içeriğe sahip IPS e.max CAD ve IPS empress CAD bloklar kullanılmıştır.

3.3.1.1.1. IPS empress CAD Grubu Örneklerinin Hazırlanması

IPS empress CAD grubu örneklerinin hazırlanmasında IPS empress CAD for Cerec and inLab LT100/C14 bloklar (Resim 6) kullanılmıştır.



Resim 6: IPS empress CAD seramik bloklar

Çalışmamızda kullandığımız seramik örnekler, kron formunda olmayıp, dikdörtgen şeklinde olduğu için örnek hazırlama da isomet aygıtı kullanıldı. Öncelikle, seramik bloğun isomet kesme cihazının kesme bıçağına paralel bir şekilde sabitlenebilmesi için, bloğun düz yüzeylerinden faydalanılarak, isomet kesme cihazının tutucu aparatına uygun olacak şekilde akril taşıyıcı (Resim 7) hazırlandı.



Resim 7: Akril tutucu parça ve tutucu parça içine yerleştirilmiş blok

Daha önce hazırladığımız akril tutucu yardımı ile elmas separeye dik açıyla sabitlenerek kullanılan elmas kesme diskin kalınlığı (0,4 mm) da hesaplanarak 1,25 mm aralıklarla su soğutması altında düşük hızda dilimlendi.

Dilimlenen örneklerin kalınlıkları kumpas ile kontrol edildi.

3.3.1.1.2. IPS e-max CAD Grubu Örneklerinin Hazırlanması

Hazırlama prosedürleri empress CAD grubu ile aynı olan e-max CAD grubunda deney örneklerinin hazırlanmasında IPS e.max CAD for inLab MO1/C14 (Resim 8) bloklar kullanılmıştır.



Resim 8: IPS e-max CAD seramik blok

Yine aynı şekilde akril tutucu yardımıyla isomet kesme cihazında su soğutması altında seramik bloklar dilimlenerek deney örnekleri hazırlanmıştır.

Dilimlenen örneklerin kalınlıkları kumpas ile kontrol edildikten sonra kristalizasyona hazır olan IPS e-max CAD grubu örnekleri EP300 fırınında üretici firmanın önerdiği şekilde kristalize edildi. Kristalizasyondan sonra örneklerin boyutlarında kumpas ile ölçüm yapılarak değişim olup olmadığı tekrar kontrol edildi.

3.3.1.2.Veneer Seramikleri Kullanılarak Deney Örneklerinin Hazırlanması

3.3.1.2.1.IPS e-max Ceram ve IPS InLine Grubu Örneklerinin Hazırlanması



Resim 9: IPS e-max Ceram ve IPS InLine dentin porselen tozları

Tabakalama tekniği ile hazırlanacak bu gruplarda deneylerin yapılacağı kısmın üst yapı seramiği olması sebebiyle öncelikle bu seramiklerin üzerinde hazırlanacağı

bir alt yapı oluşturulması amaçlandı. Bu amaçla alt yapı materyallerinin revetman ile hazırlanması planlandı.

IPS e-max Ceram ve IPS inLine üst yapı seramikleri hazırlanmadan önce toz-likit karışımına destek olması için öncelikle 1 mm x 12 mm x 13 mm boyutlarında revetman maddesinden hazırlanan plakalar oluşturuldu. Bu revetman malzemesinden hazırlanan yapıların oluşturulmasında şu yol izlendi: Daha önce dilimlenmiş ve final boyutta olan IPS e-max CAD örneği silikon ölçü maddesi içine yerleştirilerek negatifi elde edildi. Hazırlanan revetman maddesi toz-likit karışımı bu negatif boşluğa dökülerek 2 saat süreyle sertleşmesi için bekledi. Sertleşen revetman maddesi, ölçü maddesinden çıkarılarak bu revetman üzerinde e-max Ceram ve IPS inLine üst yapı porseleni uygulamasına geçildi.

Tabakalama tekniği kullanılan bu grupta tabakalama işleminin ilk aşaması olan temel fırınlama için (foundatioun firing), her 2 grup için ayrı ayrı olarak dentin seramik tozu, seramik likidi ile karıştırılarak revetman yapıya ince bir tabaka halinde sürülerek fırınladı. Pişirme sırasında oluşacak poröziteyi en aza indirmek için kondansasyon tekniği uygulandı. Kondansasyon sırasında açığa çıkan likit kâğıt mendil ile yüzeyden uzaklaştırıldı.

Dentin seramiği uygulanan örnekler önerilen ısıda, Ivoclar Programat P300 Fırınında pişirildi. Dentin seramiğinin kaynaşma büzüşmesinin tolere edilmesi amacı ile iki adet dentin fırınlama aşaması uygulandı. Pişirme işleminden sonra revetman malzemesi kırılarak örnekten uzaklaştırıldı ve örnek kalınlıkları 1,1 mm'den $1\pm0,02$ mm'ye indirilecek şekilde tesviye frezleri ile aşındırıldı. Bu aşamada örnek kalınlıkları aralıklı olarak kalınlığı 5 farklı yerden dijital kumpas ile ölçülerek örnek kalınlıklarının standardizasyonu sağlandı.

3.4. Yüzey Bitirme İşlemlerinin Yapılması

Boyutları dijital kumpas ile 5 ayrı bölgeden kontrol edilmiş olan örnekler, distile su ile temizlenip kurulandı ve yüzey bitirme işlemine hazır hale getirildi. e-max ceram grubu 5 diğer gruplar 4 alt gruba ayrılarak her gruba ayrı ayrı overglaze, otaglaze ve mekanik polisaj işlemleri uygulandı.

Tablo 10 : Örnek grupları ve bu gruplara uygulanan yüzey bitirme işlemleri

	Uygulanan Yüzey Bitirme İşlemi				
	Overglaze			Otoglaze	Mekanik Polisaj
	Toz-Likit	Şırınga(Pasta)	Sprey		
IPS e.max Ceram	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı
IPS inLine	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı	Uygulanmadı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı
IPS e.max CAD	Uygulanmadı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı
IPS empres CAD	Uygulanmadı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı	10 adet örnek üzerine uygulandı

3.4.1.Overglaze İşlemi:

4 örnek grubuna da Ivoclar Vivadent firmasının ürettiği ürünler doğrultusunda overglaze işlemi uygulandı. Overglaze işleminin toz-likit, şırınga(pasta) ve spreyl olmak üzere 3 ayrı şekilde uygulanması planlanmıştır. Ancak firma üretmediği için IPS e.max CAD ve IPS empres CAD gruplarına toz – likit; IPS inLine grubuna spreyl glaze uygulamaları yapılamadı.

Glaze tozu ve likidi, cam üzerinde ince bir fırça yardımı ile karıştırıldı. Homojen hale gelen glaze materyali örnek yüzeyine ince bir fırça yardımı ile tek yönde sürüldü. Aynı prosedür, glaze pastası ve likidi ile de diğer örnek grubuna uygulandı. Firmanın önerdiği fırınlama programı ile EP300 fırınında yanmaz pamuk üzerinde glazür pişirmesi gerçekleştirildi. Glazür işlemi biten örnekler soğuduktan sonra fırından çıkarıldı.

Spreyl glazür materyali örnekler üzerine üretici firmanın önerdiği ölçütlerde 20 saniye boyunca çalkalandıktan sonra dik olarak tutularak 10 cm. mesafeden örnekler üzerine uygulandı. Spreyl glazür uygulanan örnekler kuruyana ve beyazımsı bir renge alana kadar beklendi. İstenmeyen yüzeylere ulaşan spreyl glazür materyali kuru bir fırça yardımıyla örnek üzerinden uzaklaştırıldı. Üretici firmanın önerdiği şekilde EP300^{??} Fırınında yanmaz pamuk üzerinde glazür pişirmesi gerçekleştirildi. Örnekler soğuduktan sonra fırından çıkarıldı.

3.4.2. Otoglaze İşlemi

Çalışmamızda, e-max Ceram, e-max CAD, empess CAD ve IPS inLine gruplarında bulunan 10' ar adet örneğe otoglaze işlemi uygulanmıştır.

Seramik en son pişirildiği fırınlama sıcaklığında belirli bir süre bekletilerek en üst tabakasında ergime oluşması ve ergiyen kısmın yüzeydeki mikro çatlakları ve düzensizlikleri doldurması sağlanmıştır. Soğuma aşamasında ergime sonucu oluşan katman, yeniden camsı faz oluşturacak şekilde kristalize olması ve sonuçta malzemenin yüzeyinde düzgün, parlak ve kaygan bir katman oluşması sağlanmıştır.

Tablo 11 : Üretici firmanın önerdiği pişirme dereceleri

	B (°C)	t↑ (°C/dk)	T (°C)	S (dk)	H (dk.)	V₁	V₂
IPS e.max Ceram	403	50	750	2	1	450	749
IPS e.max Ceram Glaze(Toz-Likit, Pasta ve Sprey)	403	60	725	6	1	450	724
IPS inLine	403	60	910	4	1	450	909
IPS inLine Glaze (Toz-likit ve Pasta)	403	60	850	6	1	450	849
e.max CAD	403	90	820	6	1	550	820
e.max CAD Glaze(Şırınga ve Sprey)	403	60	770	6	1	550	769

empress CAD	403	60	840	4	2	450	839
empress CAD Glaze (Şırınga ve Sprey)	403	100	790	6	1	450	789

B: Sinterizasyon başlangıç sıcaklığı

T: Sinterizasyon son sıcaklık

t_↑: Sıcaklık artışı/dk.

S: Kurutma süresi

H: Son sıcaklıkta bekletme süresi

V₁: Vakum başlangıç sıcaklığı

V₂: Vakum bitim sıcaklığı

3.4.3. Mekanik Polisaj İşlemi

Seramik örnekler fırından çıktığında üst yapıların yüzeyinde natural glaze olduğu için polisaj uygulamasından önce bu glazür yüzeyi sonsuz frez ile kaldırıldı. Mekanik polisaj işlemi uygulamak amacıyla Optrafine Tüm Seramik Bitirme ve Polisaj Seti kullanıldı. (Resim 10) Bu polisaj seti, alev, kap ve disk olmak üzere üç değişik lastik formu, naylon fırça ve parlatma pastasından oluşur. Bitirme lastikleri sentetik kauçuk, granül elmas ve titanyum dioksit içerir. Polisaj pastası ise emülsiyon içinde 2-4 µ boyutlarında elmas tozları içerir. Örneklerin polisajı, aynı araştırmacı tarafından, su soğutması altında 15000 devir/dk. dönen bir el aleti ile sırasıyla Optrafine F bitirme lastiği ve Optrafine P polisaj lastiği 30’ar saniye uygulanarak yapıldı. Ardından polisaj pastası, HP naylon fırça ile 10.000 devir/dk. hız ve 10 sn. süre ile uygulandı.



Resim 10 : OptraFine seramik bitirme ve polisaj seti

3.5. Yüzey Bitirme İşlemleri Uygulanan Örneklerde Yüzey Pürüzlülüğü, Temas Açısının Ölçülmesi ve Yüzey Enerjisi Değerlerinin Hesaplanması

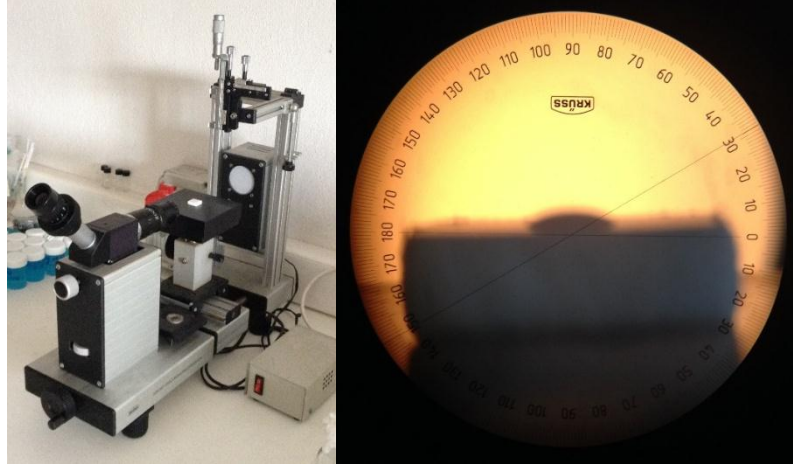
Örneklerin kendi grupları içinde homojen hazırlanıp hazırlanmadığını saptamak amacıyla 17 gruptaki 170 adet örnekte yüzey pürüzlülüğü ve temas açısı değerleri ölçüldü ve yüzey enerjileri hesaplandı.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için profilometre cihazı (Mitutoyo Surftest SJ 201 Series, Kawasaki, Japonya) kullanıldı (Resim 11). Bu cihaz yardımıyla yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla cihazın 5 μm çapındaki elmas ucu ile tüm örnek yüzeyi bir ucundan diğer ucuna kadar 3,9 mN sabit yük altında ve 0.100 mm/s hızda hareket ettirilerek tarandı. Bu işlem her bir örnek için yüzeyin genel karakteristiğini elde etmek amacıyla farklı yönlerden 10 kez tekrarlanmıştır. Bu ölçümlerden elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınarak her örnek için ortalama bir R_a değeri elde edilmiştir.



Resim 11: Test örneklerinin yüzey pürüzlülük ölçümlerinde kullanılan profilometre cihazı

Temas açısı ölçümü için gonyometre cihazı kullanıldı. Glazürlü örnek yüzeyine 0,05 ml. distile su damlatılarak ölçümler yapıldı. Her örnekten 10 paralel ölçümün ortalaması alınarak temas açısı değerleri belirlendi.



Resim 12: Temas açısı ölçümlerinde kullanılan gonyometre mikroskobu ve üzerine saf su damlatılmış örneğin görünümü

Örneklerin yüzey enerjilerinin belirlenmesinde Fowkes Metodu kullanıldı:

$$\frac{1 + \cos\theta}{2} \times \frac{\gamma_L}{\sqrt{\gamma_L^D}} = \sqrt{\gamma_S^P} \times \sqrt{\frac{\gamma_L^P}{\gamma_L^D} + \gamma_S^D}$$

$$\gamma_S = \gamma_S^D + \gamma_S^P$$

Örnekler üzerine uygulanan sıvıların örnek yüzeyinde herhangi bir bozulma meydana getirmediği bilindiğinden ve bu metodun, en az 2 farklı sıvı kullanarak temas açısı ölçüldükten sonra yüzey enerjisinin belirlenebileceğini ifade edildiği için örnek yüzeylerine 0,05 ml. diiodometan solüsyonu damlatılarak temas açısı yeniden ölçüldü. Ardından distile su ve diiodometan ile belirlenen 2 farklı temas açısı değerleri kullanılarak Fowkes Metodu ile örneklerin yüzey enerjileri hesaplandı.

3.6 Seramik Örneklerle Mikroorganizma Adezyonunun Sağlanması

Her grubun 10 örnek içerdiği toplam 17 gruptaki 170 örneğe farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanmasının ardından önce Candida Albicans, ardından örneklerin steril edilmesi ve Streptococcus Mutans adezyonu sağlandı.

3.6.1.Yapay Tükürük Solüsyonu

Çalışmada mikroorganizmaların adezyon testlerinin tayininde Fusayama-Meyer yapay tükürük solüsyonu kullanılmıştır ve içeriği aşağıdaki tabloda verilmiştir

(Tablo 12). Hazırlanan yapay tükürük solüsyonu 0,45 µm. por çaplı steril şırınga filtreden (Sartorius, Almanya) geçirilerek steril edilmiştir.

Tablo 12 : Fusayama-Meyer yapay tükürük solüsyonunun içeriği

Fusayama-Meyer Yapay Tükürük Solüsyonu	
KCl (Potasyum klorür)	0,4 g/L
NaCl (Sodyum klorür)	0,4 g/L
CaCl ₂ .2H ₂ O (Kalsiyum klorid dehidrat)	0,906 g/L
NaH ₂ PO ₄ .2H ₂ O (Sodyum dihidrojen fosfat)	0,690 g/L
Na ₂ S.9H ₂ O (Sodyum sülfid)	0,005 g/L
Üre	1 g/L

3.6.2. Tampon Solüsyonu

% 0,89 NaCl içeren pH'ı 7,2 olan fosfat tampon solüsyonu (PBS, phosphate buffered saline) hazırlanmış ve otoklavlanarak steril edilmiştir. PBS solüsyonunun içeriği aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 13 : PBS solüsyonunun içeriği

Fosfat Tampon Solüsyonu (1000 ml distile suda)	
NaCl (Sodyum klorür)	89 gr
Na ₂ HPO ₄ (Sodyum dihidrojen fosfat)	10,9 gr
KH ₂ PO ₄ (Potasyum dihidrojen fosfat)	3,2 gr

3.6.3. Mikroorganizmaların Çoğaltılması

Candida Albicans, 50 ml steril Mueller Hinton Broth (Fluka®, Sigma-Aldrich, A.B.D.) besiyerine; Streptococcus Mutans ise Brain Heart İnfüzyon Agar besiyeri ortamına (Oxoid, Birleşik Krallık) çizgi ekim yöntemi ile ekilmiştir. Streptococcus Mutans, 37 °C' lik CO₂ li etüve, Candida Albicans ise 37 °C' lik aerobik etüve konularak 24-48 saatte çoğalmaları sağlanmıştır.

Kullanılan besiyerlerinin bileşimi aşağıdaki tabloda verilmiştir (Tablo 14)

Tablo 14 : Mikroorganizmaların üretilmesi için kullanılan besiyerinin bileşimi

Mueller Hinton Besiyeri		Brain Heart İnfüzyon Agar	
Sığır eti ekstresi	3,0 g/L	Besleyici madde (Beyin ve kalp ekstresi, peptonlar)	27,5 g/L
Sulu kazein ürünü	17,5 g/L	D(+) glikoz	2,0 g/L
Nişasta	1,5 g/L	NaCl (Sodyum klorür)	5,0 g/L
		Na ₂ HPO ₄ (Sodyum hidrojen fosfat)	2,5 g/L
		Agar-Agar	15,0 g/L

3.6.4. Mikroorganizmaların Adezyon Testine Hazırlanması

Bir gece inkübasyon sonrasında üreyen mikroorganizmalar 15 ml steril falcon tüpleri (Isolab, Almanya) içerisinde 5000 x g'de 5 dakika santrifüjlenerek (Sigma-Aldrich, A.B.D.) çöktürülmüştür.



Resim 13: Santrifüj cihazı ve Falcon tüplerinin santrifüj cihazına yerleştirilmesi

Süpernantlar (santrifüj sonucu test tüpünde üstte kalan düşük yoğunluklu sıvı) alınarak toplanmış hücre üzerine 10 ml steril fosfat tampon solüsyonu (PBS) eklenmiş ve Vorteks (VWR, VV3, Birleşik Krallık) ile karıştırılarak homojenizasyon sağlanmıştır.



Resim 14 : Falcon tüplerinin vorteks cihazında karıştırılması

Mikrosantrifüjle 3500 x g'de 2dk santrifüjlenerek çöktürülmüş ve bu işlem 3 defa tekrarlanarak hücrelerin yıkanması sağlanmıştır.

Yıkanan hücrelerin üzerine 10 ml steril tükürük eklenerek vorteks ile karıştırılmıştır. Spektrofotometrik yöntem kullanılarak mikroorganizma yoğunluğu saptanmıştır. Candida Albicans için 540 nm' de 0,5 optik yoğunluk (O.D.), Streptococcus Mutans için 600 nm' de 0,3-0,5 O.D. ölçülerek organizma sayıları yaklaşık 10^8 cfu/ml (cfu: colony-forming unit, yaşayan mikroorganizma sayısı) olacak şekilde ayarlanmıştır. Optik yoğunluk, solüsyona belli bir dalga boyunda ışık verilerek, solüsyondan geçen ışığın miktarına göre içindeki mikroorganizmaların yoğunluğunun tayinidir.

3.6.5. Örneklere Candida Albicans Adezyonunun Sağlanması

Tüm materyal grupları, daha önceden 50 ml' lik amberli şişelerde otoklavlanarak steril edilmiştir.



Resim 15 : Amberli şişelere koyulan örnekler ve otoklav cihazı

O.D si ayarlanan hücre solüsyonlarından her bir materyal üzerine 2,5 ml aktarılmıştır. Yine aynı şekilde her materyal üzerine 2,5 ml steril yapay tükürük solüsyonu eklenmiştir. Bu şekilde son konsantrasyonda mikroorganizma sayıları ayarlanmıştır.

Hücrelerin materyal yüzeyine tutunmalarını sağlamak için Candida Albicans 37 °C’ de 200 rpm çalkalamalı inkübatörde 2 saat süreyle inkübe edilmiştir.



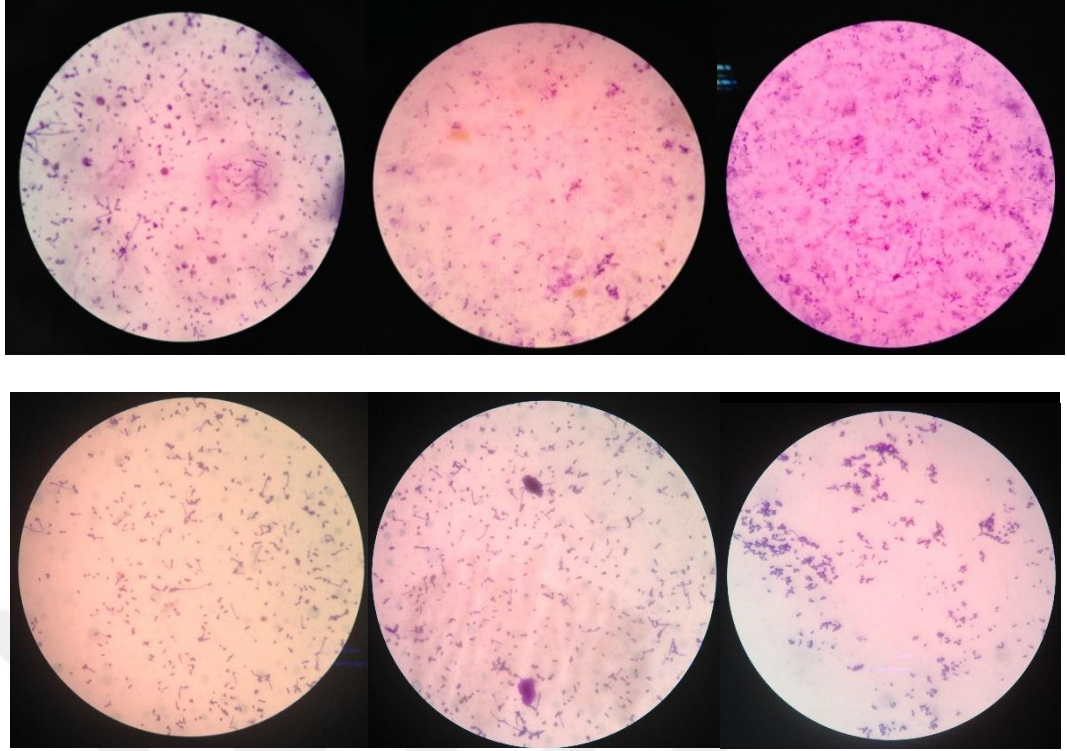
Resim 16: Örneklere Candida Albicans adezyonunun gerçekleştirildiği çalkalamalı inkübatör

İnkübasyon sonunda materyaller steril pens yardımıyla hücre süspansiyonu ve yapay tükürük karışımı içinden alınarak tutunamayan hücreleri arındırmak için PBS tamponu ile 3 defa dikkatli bir şekilde yıkanmıştır. Hemen ardından örnekler saf alkol içinde 30-60 sn. bekletilerek mikroorganizmaların örnekler fikse olmaları sağlanmıştır.

3.6.6. Kristal Viyole Boyası İle Örneklerin Boyanması ve Candida Albicans Sayımının Yapılması

Materyaller üzerinde tutunan Candida Albicans hücrelerinin sayımının gerçekleştirilebilmesi için örnekler ateş yardımıyla lam üzerine fikse edildi ve 1 ml kristal viyole boyası (Gram boya) ile boyama yapıldı. 60 saniye boya ile muamele yapıldıktan sonra örnekler saf suyla yıkandı ve kurutma kâğıdıyla kurutuldu.

Her örnekteki 10 farklı alan parlak alan mikroskobunda 40x büyütmede incelenerek Candida Albicans sayımları yapıldı.



Resim 17: Parlak alan mikroskobunda kaydedilen Candida Albicans görüntüleri

Sayılan 10 farklı alandan elde edilen değerler ile mikrometrik oküler kullanılarak görüş alanı hesabı yapıldı. 1 mikrometrik oküler aralığının 10 mikrometre olmasından yola çıkılarak oküler alanı hesaplamasıyla (πr^2) görüş alanı hesabı yapıldı.

Candida Albicans sayımlarının tamamlanmasının ardından örnekler 50 ml' lik amberli şişelere koyularak otoklavda steril edildi. Adezyon testine hazırlanan Streptococcus Mutans mikroorganizmalarının adezyon işlemi aynı prosedür uygulanarak yapıldı.

3.6.7. Örneklerle Streptococcus Mutans Adezyonunun Sağlanması

Candida Albicans adezyonunun ve sayımının ardından örnekler tekrar 50 ml' lik amberli şişelerde otoklavlanarak steril edilmiştir. Steril örneklerle bu kez Streptococcus Mutans adezyonu sağlanmış ve örneklerden SEM görüntüleri alınmıştır.

Son konsantrasyonda mikroorganizma sayılarının eşit olması için optik yoğunluğu (O.D.) ayarlanan Streptococcus Mutans solüsyonlarından her bir materyal

üzerine 2,5 ml aktarılmıştır. Yine aynı şekilde her materyal üzerine 2,5 ml steril yapay tükürük solüsyonu eklenmiştir.

Hücrelerin materyal yüzeyine tutunmalarını sağlamak için Streptococcus Mutans 37°C’ de %5 ‘lik CO₂ li etüvde 2 saat süreyle inkübe edilmiştir.

İnkübasyon sonunda materyaller steril pens yardımıyla hücre süspansiyonu ve yapay tükürük karışımı içinden alınarak tutunamayan hücreleri arındırmak için PBS tamponu ile 3 defa dikkatli bir şekilde yıkanmıştır. Hemen ardından örnekler saf alkol içinde 45 sn. bekletilerek mikroorganizmaların örneklere fikse olmaları sağlanmıştır.

3.6.8. Örneklerin SEM Görüntülerinin Elde Edilerek Streptococcus Mutans Adezyonunun Değerlendirilmesi

Her gruptan rastgele seçilen 5 er örneğin yüzeylerindeki Streptococcus Mutans adezyonunun değerlendirilmesi için SEM cihazı (Resim 18) ile 5,00 Kv, 1000-5000-10000 büyütmede yüzey görüntüleri alındı. SEM ile her örneğin yüzeyinden alınan görüntülerde Streptococcus Mutans adezyonu karşılaştırıldı.



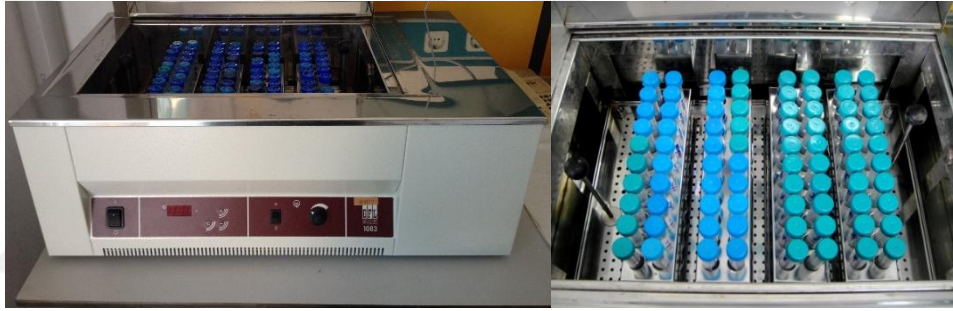
Resim 18: SEM cihazı

3.7.Seramik Asit Korozyon İşlemi (Hızlandırılmış Kimyasal Yaşlandırma)

Asit korozyon testlerinde yapılan uygulamalar, ISO 6872 no’lu standarta göre hızlandırılmış bir yaşlandırma işlemi olup, ağız ortamındaki 2,2 yıllık kullanım sürecini taklit etmektedir(170). Bu açıdan, seramik restorasyonların ileri dönemdeki

yüzey özelliklerinin yorumlanabilmesi açısından önemlidir. Bu çalışmada ISO 6872 no'lu standartta belirtildiği gibi ortam pH'ını ayarlamak amacıyla (pH 2,4) asetik asit kullanılmıştır. Asitler, yapay tükürük ya da distile suya göre materyalde daha hızlı bir yıpranma oluşturarak dental seramiklerin uzun dönem stabiliteleri hakkında yorum yapılabilmesi açısından daha avantajlıdır(73).

Seramik örneklere, pH 2,4 olan %4'lük asetik asit çözeltisi içinde termostatik çalkalama cihazında toplam 18 saat yıpratma işlemi uygulanmıştır. (Resim 58) Bu işlem süresince mikro çatlak oluşumunu engellemek amacıyla, örnekler oda sıcaklığındaki solüsyonlara yerleştirilip; sıcaklık 2 saatte oda sıcaklığından son sıcaklık olan 80 °C'ye kademeli olarak arttırıldıktan sonra, 16 saat 80 °C'de bekletilmiştir.



Resim 19: Örneklerin yaşlandırma işleminin gerçekleştirildiği termostatik çalkalama cihazı

Yaşlandırma işleminden sonra seramik örnekler polipropilen tüplerden çıkartılmıştır. Distile su ile yıkanıp kurutulmalarının ardından, tekrar Candida Albicans adezyonu sağlama işlemi kimyasal yaşlandırma öncesinde yapılan prosedürlerle aynı şekilde tekrarlanmıştır. Hızlandırılmış kimyasal yaşlandırma uygulanmış örneklere Candida Albicans adezyonu sağlandıktan sonra örnekler kristal viyole ile boyanarak parlak alan mikroskobunda Candida Albicans sayımı gerçekleştirilmiştir. Candida Albicans adezyonunun ve sayımının ardından örnekler tekrar amberli şişelerde otoklavlanarak steril edilmiştir. Steril örneklere bu kez Streptococcus Mutans adezyonu sağlanmış ve örneklerden SEM görüntüleri alınarak görüntüler karşılaştırılmıştır.

3.8. İstatistiksel Analiz

Elde edilen ortalama mikroorganizma adezyon değerlerinin istatistiksel analizleri Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Ana Bilim Dalı'nda, SPSS 16,0 (SPSS, IBM, New York, A.B.D) yazılım programı kullanılarak yapılmıştır.

Candida Albicans adezyonunda kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırmak için Bağımsız Örneklem t-Testi (Independent Samples Test) (0,05) testi uygulandı. Her grubun kendi içinde seramik sistemleri, yüzey bitirme işlemleri ile mikroorganizma adezyonu arasındaki ilişkilerini belirlemek için Dunnet T3 Post Hoc (0,05) testleri uygulandı.

Streptococcus Mutans adezyonunda kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırmak için ise Wilcoxon Signed Ranks Testi uygulandı (0,05).

4. BULGULAR

Hazırlanan 17 farklı seramik örnek grubunun kendi içinde homojen olup olmadığı yüzey pürüzlülüğü, temas açısı değerleri ve yüzey enerjisi değerlerinden elde edilen verilerle tek yönlü varyans analizi yapılarak belirlendi. Grup içi her 10 örnek yüzeyinden alınan 10 ar farklı yüzey pürüzlülüğü, temas açısı ve yüzey enerjisi değerlerindeki değişimlerin (varyansların) benzer olduğu tespit edildi.

4.1. Seramik Sistemlere Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları

Candida Albicans adezyonunu değerlerinin kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında farklı üst yapı seramikleri ve çeşitli yüzey bitirme yöntemlerine göre tanımlayıcı istatistikleri Tablo 15’ de gösterilmektedir.

Tablo 15 : Candida Albicans adezyonunu değerlerinin kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında farklı üst yapı seramikleri ve çeşitli yüzey bitirme yöntemlerine göre tanımlayıcı istatistikleri

Seramik Sistemleri	Yüzey Bitirme İşlemi	Yaşlandırma	Ortalama	Standart sapma
e-max Ceram	Sprey	Yok	5489,64	2430,85
		Var	95799,60	47054,12
	Şırınga	Yok	5812,56	1945,47
		Var	35951,76	34841,30
	Toz-Likit	Yok	3336,84	2134,78
		Var	17868,24	19883,15
	Otoglaze	Yok	11140,74	3754,99
		Var	478890,36	79220,00
	Mekanik polisaj	Yok	9310,86	2550,38
		Var	319636,98	123593,56
IPS inLine	Şırınga	Yok	1506,96	1184,58
		Var	25779,78	21816,76
	Toz-Likit	Yok	3229,20	1644,22
		Var	34068,06	14704,34
	Otoglaze	Yok	10118,16	3735,65
		Var	46769,58	27963,90

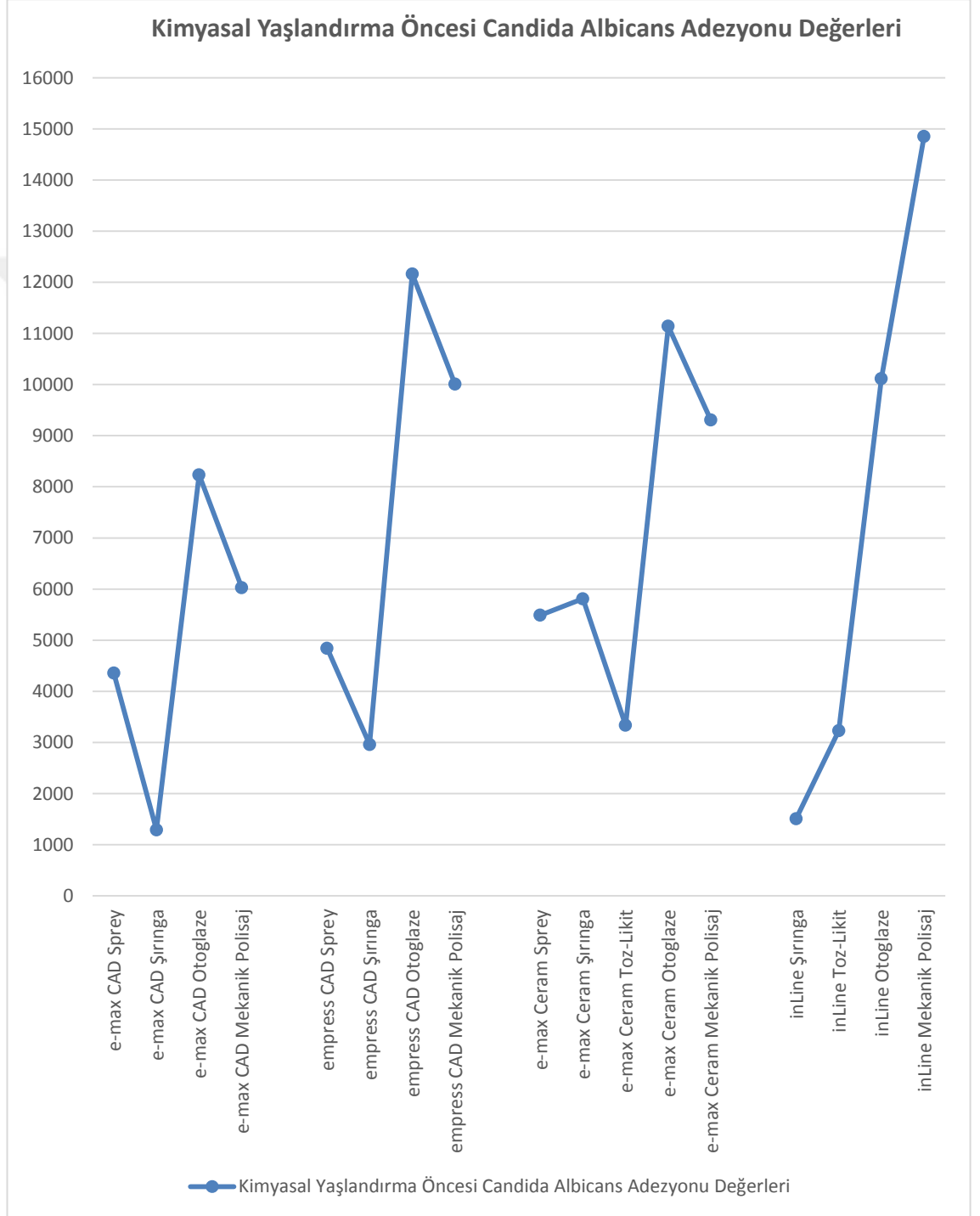
	Mekanik Polisaj	Yok	14854,32	6323,43
		Var	226044,00	36204,14
e-max CAD	Sprey	Yok	4359,42	2567,99
		Var	7373,34	3814,51
	Şırınga	Yok	1291,68	921,77
		Var	5005,26	1830,40
	Otoglaze	Yok	8234,46	5500,59
		Var	296386,74	158807,82
	Mekanik polisaj	Yok	6027,84	2363,72
		Var	25833,60	11667,89
empres CAD	Sprey	Yok	4843,80	572,95
		Var	448535,88	20525,14
	Şırınga	Yok	2960,10	826,99
		Var	106832,70	11686,15
	Otoglaze	Yok	12163,32	901,29
		Var	871453,44	54245,81
	Mekanik polisaj	Yok	10010,52	822,89
		Var	647885,16	57061,71

Monolitik ve veneer seramik sistemlerinin kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında Candida Albicans adezyonu arasındaki değerleri Bağımsız Örneklem t-Testi (Independent Samples Test) (0,05) ile analiz edilmiştir. Kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında her grubun kendi içinde Candida Albicans adezyonu açısından anlamlı fark bulunmuştur. Kimyasal yaşlandırma uygulaması örneklerde Candida Albicans adezyonunu anlamlı derecede artırmıştır ($p<0,05$).

Seramik sistemlerine kimyasal yaşlandırma öncesinde ve sonrasındaki Candida Albicans adezyon değerlerindeki farklılıkları ayrı ayrı saptamak amacıyla öncelikle Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) yapılmıştır. Ancak grupların varyansları homojen olmadığı için ya da diğer bir deyişle grupların ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunduğu için Dunnet T3 Post Hoc (0,05) testleri ile analizler yapılmıştır.

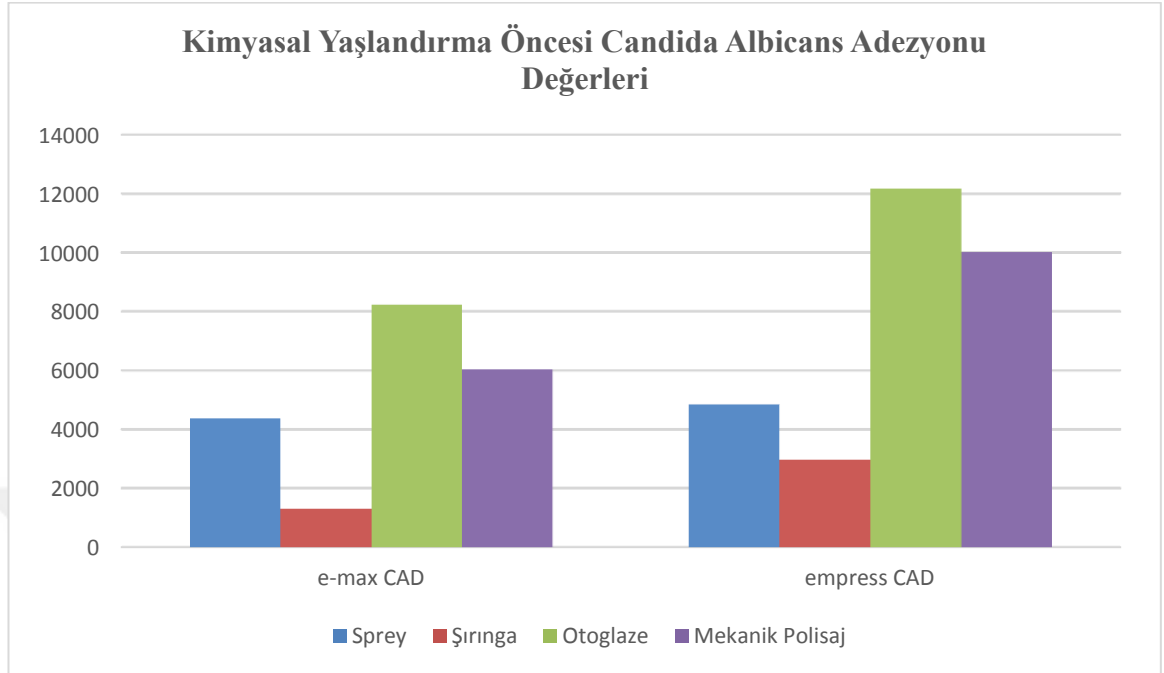
4.1.1. Üst Yapı Seramik Sistemlerine Göre Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları

4.1.1.1. Üst Yapı Seramik Sistemlerine Kimyasal Yaşlandırma Yapılmadan Önceki Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları



Grafik 1 : Üst yapı porselen çeşidi ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırma yapılmadan önce karşılaştırılması

4.1.1.1.1. Monolitik Yapıdaki Seramik Sistemlerde Kimyasal Yaşlandırma Öncesinde Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları



Grafik 2: Monolitik yapıdaki porselen çeşitleri ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırmadan önce karşılaştırılması

Monolitik yapıdaki seramik sistemleri kimyasal yaşlandırmadan önce Candida Albicans adezyonu açısından incelendiğinde e-max CAD ve empress CAD gruplarında benzer bir dağılım gözlenmiştir. Her iki grupta da overglaze yöntemlerinde daha düşük Candida Albicans adezyon değerleri elde edilmiş ve bunu sırasıyla mekanik polisaj ile otolaze sistemleri izlemiştir.

Üretici firma toz-likit glazür sistemini monolitik yapılar için piyasaya sunmamasından ötürü bu sistemlerde kullanılamamış ve overglaze yapılan deney örnekleri kendi içinde incelendiğinde ise en düşük değerler pasta(şırınga) glazür sisteminde elde edilmiştir. e-max CAD sistemi pasta(şırınga) glazür işlemi uygulanan grupta empress CAD sistemi pasta(şırınga) glazür işlemi uygulanan gruba göre daha az Candida Albicans adezyonu gerçekleşmiştir. Ancak istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

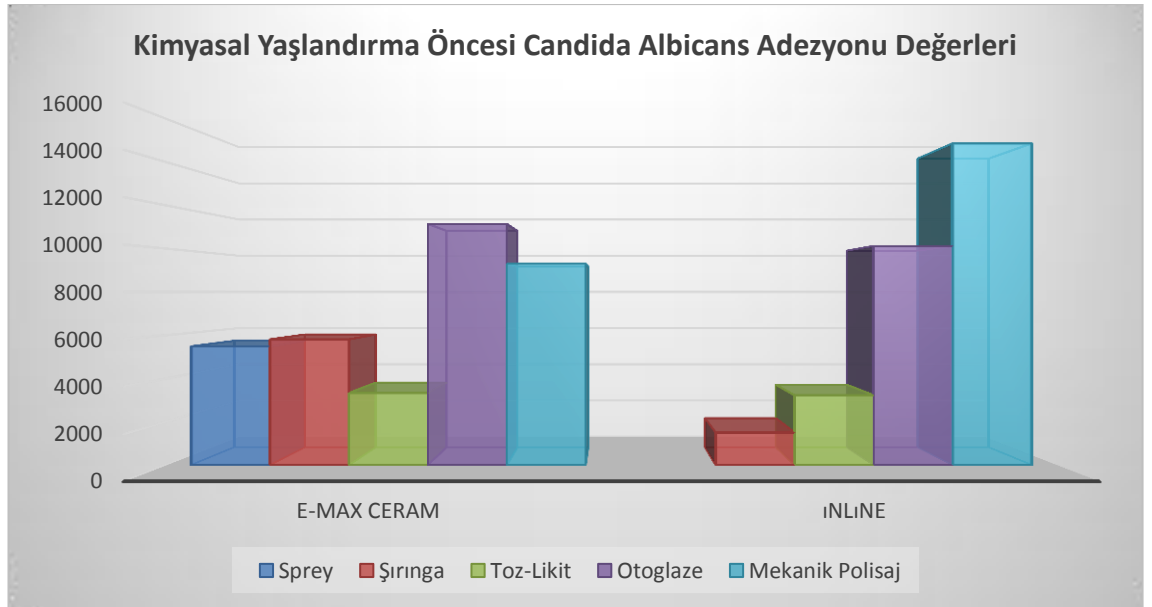
Monolitik yapıdaki bu iki grup mekanik polisaj açısından incelendiğinde en düşük değerler e-max CAD grubunda izlenmiştir; ancak empress CAD grubu ile aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Otoglaze yapılan gruplar karşılaştırıldığında yine e-max CAD grubunda Candida Albicans adezyon değerleri daha azdır ancak yine empress CAD grubuyla aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

e-max CAD üst yapı porseleni Candida Albicans adezyonu açısından kendi içinde incelendiğinde en düşük değerler şırınga glazür sisteminde elde edilmiştir. e-max CAD üst yapı porseleni şırınga glazür işlemi uygulanmış örnekler ile e-max CAD mekanik polisaj işlemi uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), e-max CAD sprej glazür ve otoglaze işlemi uygulanan gruplarla arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

empress CAD üst yapı porseleni Candida Albicans adezyonu açısından kendi içinde incelendiğinde en düşük değerler şırınga glazür sisteminde elde edilmiştir. empress CAD üst yapı porseleni şırınga glazür işlemi uygulanmış örnekler ile empress CAD otoglaze ve mekanik polisaj işlemi uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), empress CAD üst yapı porseleni sprej glazür uygulanan grup ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

4.1.1.1.2. Veneer Seramik Sistemlerde Kimyasal Yaşlandırma Öncesinde Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları



Grafik 3 : Veneer seramik porselen ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırmadan önce karşılaştırılması

Veneer seramikleri, kimyasal yaşlandırmadan önce Candida Albicans adezyonu açısından değerlendirildiğinde monolitik seramik sistemlerindeki kadar benzer bir dağılım izlenmemiş ancak yine overglaze yapılan gruplarda en az Candida Albicans adezyonu görülmüştür.

Bu iki gruptan e-max Ceram grubunda sprej glazür sistemi kullanılabilirken IPS inLine grubunda üretici firma piyasaya sunmadığından ötürü kullanılamamış ve iki grup sprej glazür açısından kıyaslanamamıştır. Diğer overglaze yöntemleri kıyaslandığında IPS inLine grubunda hem toz-likit hem de pasta(şırınga) glazür sisteminde e-max Ceram sistemine göre daha az Candida Albicans adezyonu elde edilmiştir. Aralarında fark toz-likit glazür sisteminde anlamlı değilken ($p>0,05$), pasta (şırınga) glazür sisteminde istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

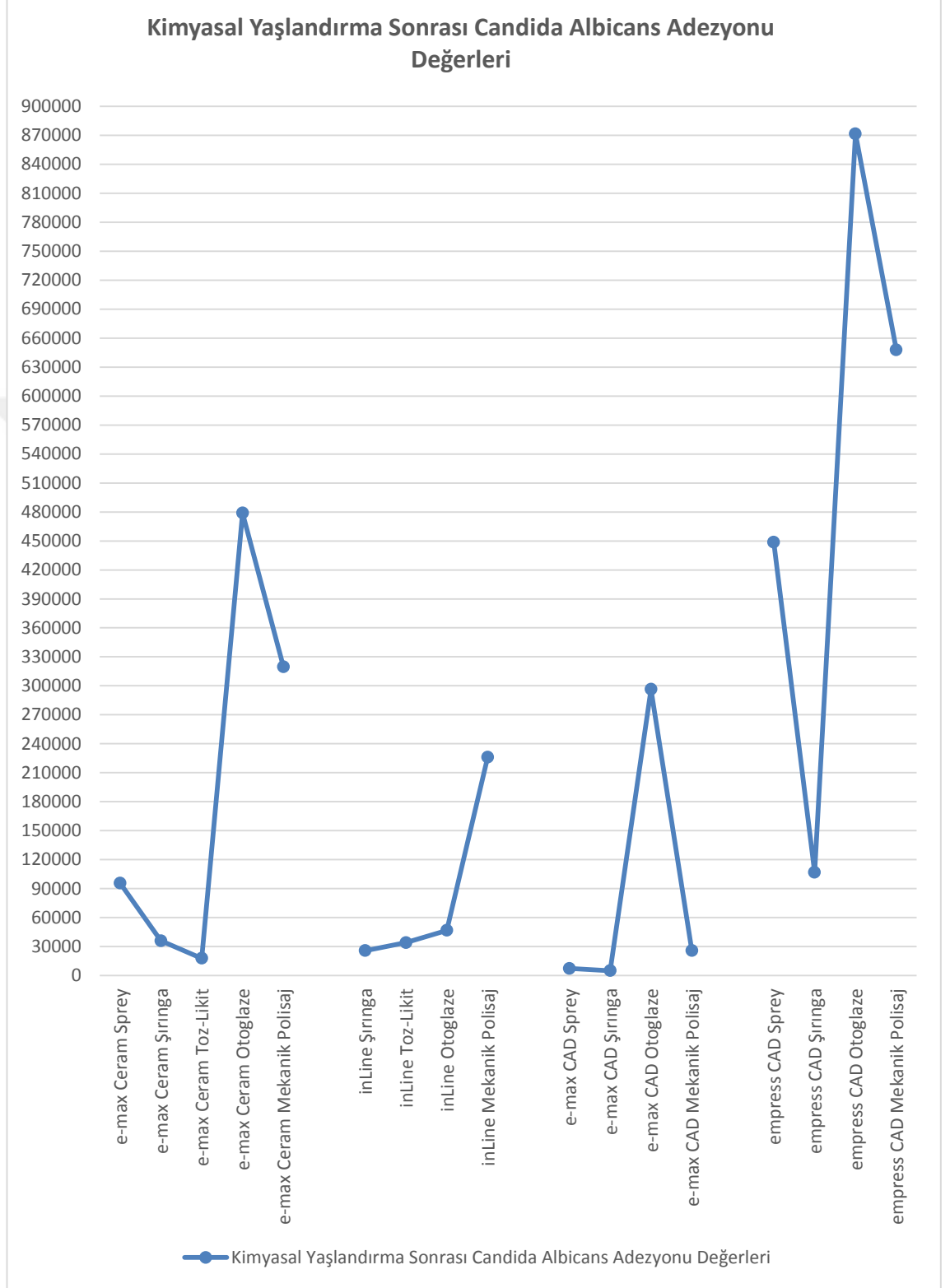
Her iki grup otoglaze açısından değerlendirildiğinde en düşük değerler IPS inLine grubunda izlenmiştir. Ancak IPS inLine sistemi otoglazür işlemi yapılan grup ile e-max Ceram sistemi otoglazür işlemi yapılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Veneer seramikleri mekanik polisaj açısından incelendiğinde ise en düşük değerler e-max Ceram sisteminde belirlenmiştir. Ancak IPS inLine grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

e-max Ceram üst yapı porseleni Candida Albicans adezyonu açısından kendi incelendiğinde en düşük değerler toz-likit glazür sisteminde elde edilmiştir. e-max Ceram üst yapı porseleni toz-likit glazür işlemi uygulanmış örnekler ile e-max Ceram üst yapı porseleni otoglaze ve mekanik polisaj işlemi uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), sprej glazür ve şırınga glazür sistemi işlemi uygulanan gruplarla anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

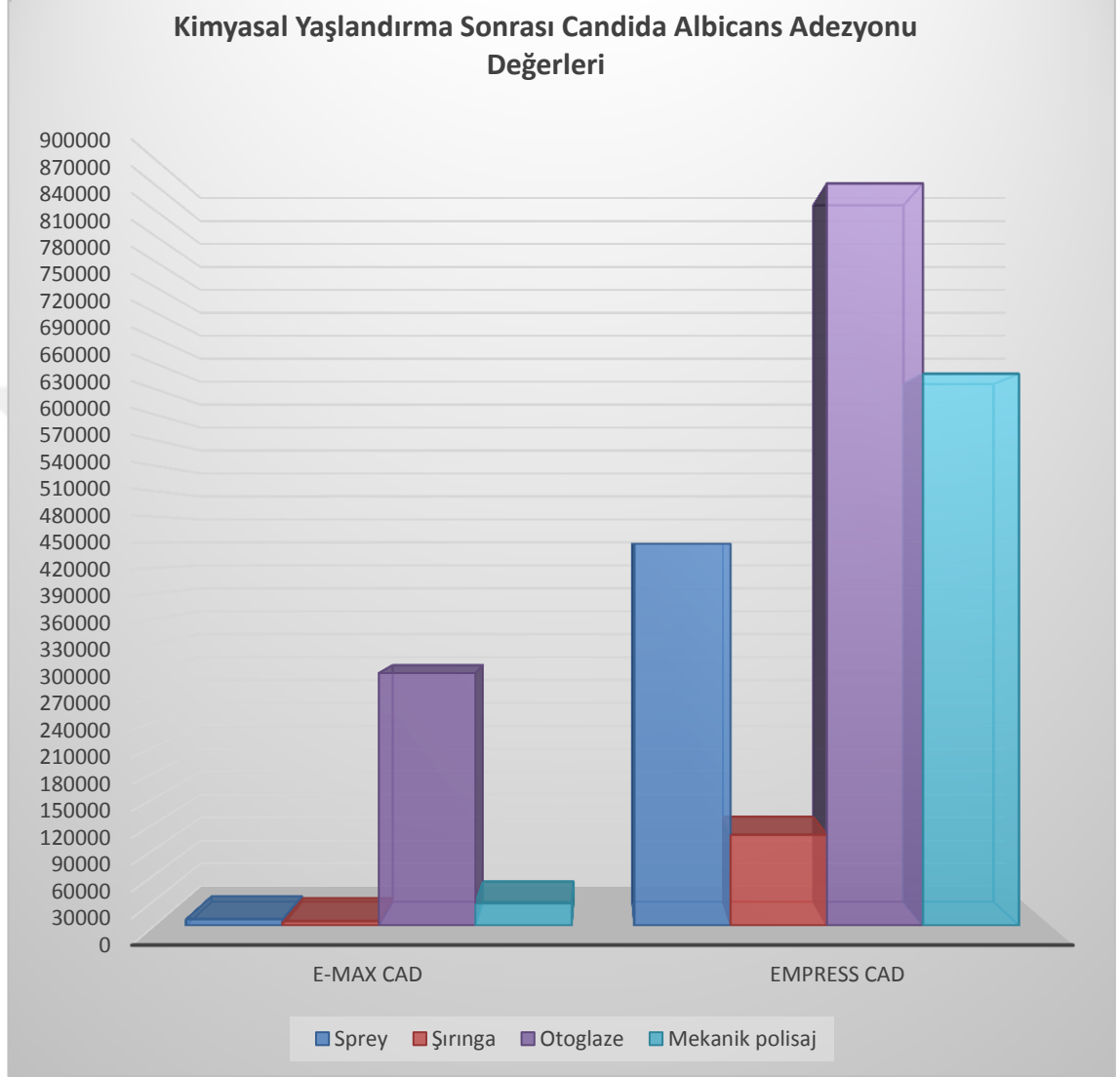
IPS inLine üst yapı porseleni Candida Albicans adezyonu açısından incelendiğinde en düşük değerler şırınga glazür sisteminde elde edilmiştir. IPS inLine üst yapı porseleni şırınga glazür işlemi uygulanmış örnekler ile IPS inLine otoglaze ve mekanik polisaj işlemi uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), IPS inLine toz-likit uygulanan grupla arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

4.1.1.2. Üst Yapı Seramik Sistemlerine Kimyasal Yaşlandırma Yapıldıktan Sonraki Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları



Grafik 4 : Üst yapı porselen çeşidi ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırma yapıldıktan sonra karşılaştırılması

4.1.1.2.1. Monolitik Yapıdaki Seramik Sistemlerde Kimyasal Yaşlandırma Sonrasında Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları



Grafik 5 : Monolitik yapıdaki porselen çeşitleri ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırmadan sonra karşılaştırılması

Monolitik yapıdaki seramik sistemleri kimyasal yaşlandırmadan sonra Candida Albicans adezyonu açısından incelendiğinde e-max CAD ve empess CAD gruplarında benzer bir dağılım gözlenmiştir. Her iki grupta da overglaze yöntemlerinde daha düşük Candida Albicans adezyon değerleri elde edilmiş ve bunu sırasıyla mekanik polisaj ile otoglaze sistemleri izlemiştir. Ancak e-max CAD monolitik sisteminde Candida Albicans adezyon değerleri empess CAD sistemine göre belirgin derecede azdır.

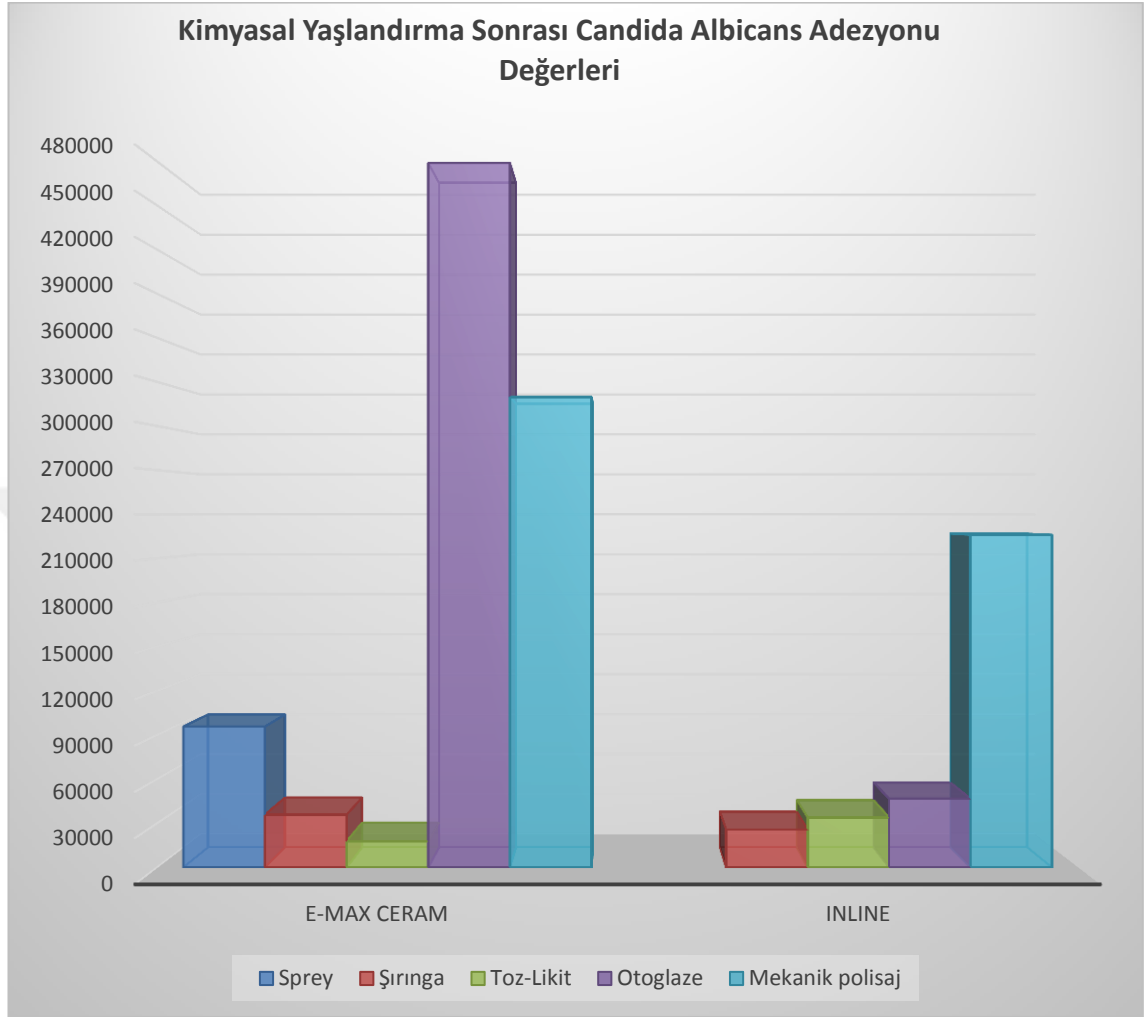
Üretici firma toz-likit glazür sistemini monolitik yapılar için piyasaya sunmamasından ötürü bu sistemlerde kullanılamamış ve overglaze yapılan deney örnekleri kendi içinde incelendiğinde ise en düşük değerler pasta(şırınga) glazür sisteminde elde edilmiştir. e-max CAD sistemi pasta(şırınga) glazür işlemi uygulanan grupta empress CAD sistemi pasta(şırınga) glazür işlemi uygulanan gruba göre daha az Candida Albicans adezyonu gerçekleşmiştir ve istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$).

Monolitik yapıdaki bu iki grup otoglaze ve mekanik polisaj açısından incelendiğinde en düşük değerler e-max CAD grubunda izlenmiştir ve yine empress CAD grubu ile aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$).

e-max CAD üst yapı porseleni Candida Albicans adezyonu açısından kendi içinde incelendiğinde en düşük değerler şırınga glazür sisteminde elde edilmiştir. e-max CAD üst yapı porseleni şırınga glazür işlemi uygulanmış örnekler ile e-max CAD otoglaze ve mekanik polisaj işlemi uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), e-max CAD sprej glazür uygulanan grupla arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

empress CAD üst yapı porseleni Candida Albicans adezyonu açısından kendi içinde incelendiğinde en düşük değerler şırınga glazür sisteminde elde edilmiştir. empress CAD üst yapı porseleni şırınga glazür işlemi uygulanmış örnekler ile empress CAD sprej glazür, otoglaze ve mekanik polisaj işlemi uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

4.1.1.2.2. Veneer Seramik Sistemlerde Kimyasal Yaşlandırma Sonrasında Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları



Grafik 6 : Veneer seramik porselen ve yapılan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans sayısının kimyasal yaşlandırmadan sonra karşılaştırılması

Veneer seramikleri, kimyasal yaşlandırmadan sonra Candida Albicans adezyonu açısından değerlendirildiğinde monolitik seramik sistemlerindeki kadar benzer bir dağılım izlenmemiş ancak yine overglaze yapılan gruplarda en az Candida Albicans adezyonu görülmüştür.

Bu iki gruptan e-max Ceram grubunda sprej glazür sistemi kullanılabilirken IPS inLine grubunda üretici firma piyasaya sunmadığından ötürü kullanılamamış ve iki grup sprej glazür açısından kıyaslanamamıştır. Diğer overglaze yöntemleri kıyaslandığında IPS inLine grubunda pasta(şırınga) glazür sisteminde e-max Ceram sisteminde ise toz-likit glazür sisteminde diğerine göre daha az Candida Albicans

adezyonu elde edilmiştir. Aralarında fark pasta(şırınga) ve toz-likit glazür sistemlerinde anlamlı değildir ($p>0,05$).

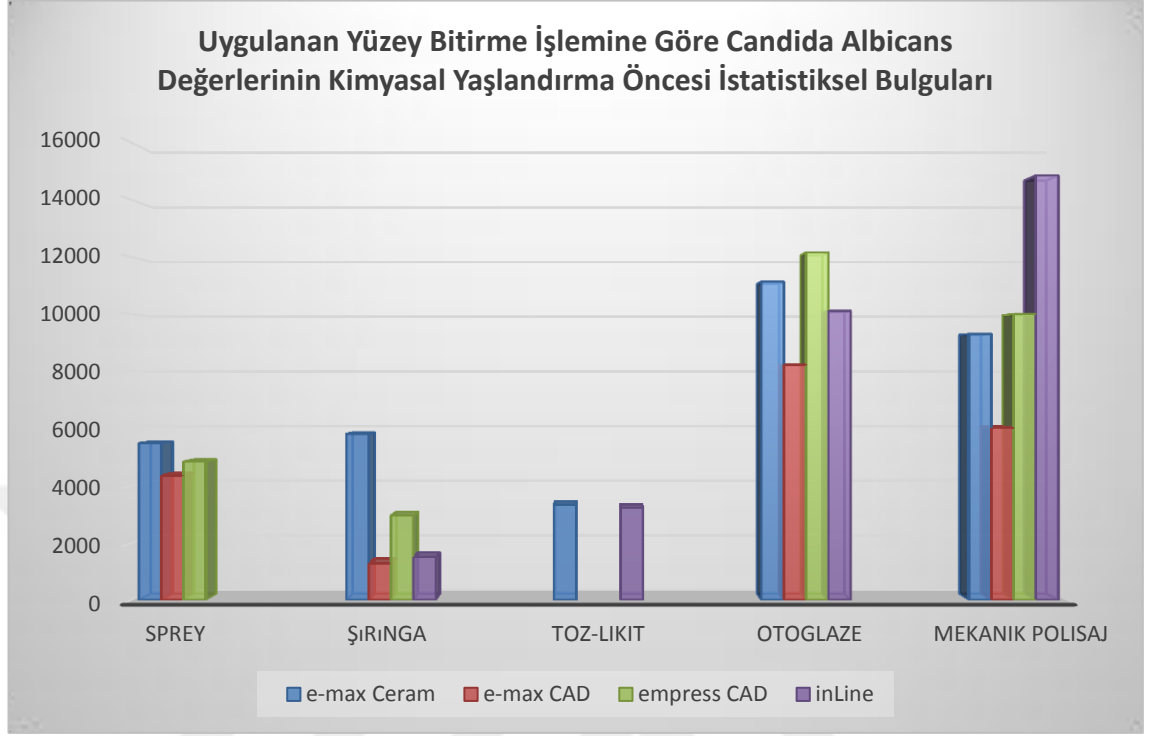
Her iki grup otoglaze açısından değerlendirildiğinde en düşük değerler IPS inLine grubunda izlenmiştir. IPS inLine sistemi otoglazür işlemi yapılan grup ile e-max Ceram sistemi otoglazür işlemi yapılan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$).

Veneer seramikleri mekanik polisaj açısından incelendiğinde ise en düşük değerler e-max Ceram sisteminde belirlenmiştir. Ancak IPS inLine grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

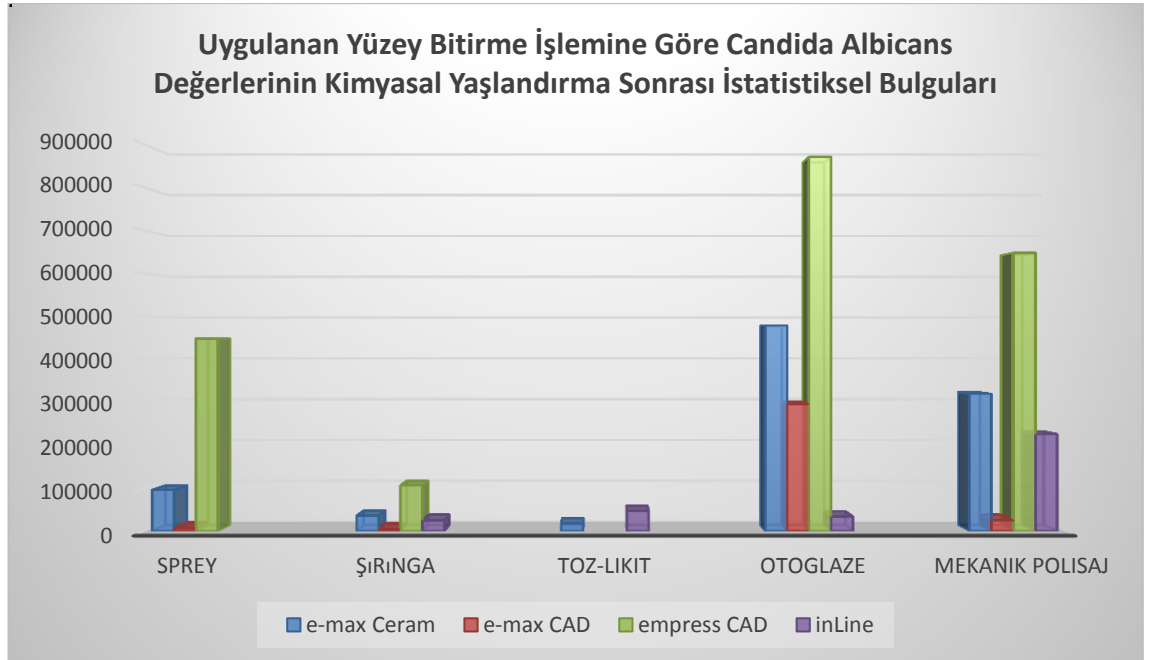
e-max Ceram üst yapı porseleni Candida Albicans adezyonu açısından incelendiğinde en düşük değerler toz-likit glazür sisteminde elde edilmiştir. e-max Ceram üst yapı porseleni toz-likit glazür işlemi uygulanmış örnekler ile e-max Ceram üst yapı porseleni sprey glazür, otoglaze ve mekanik polisaj uygulanan örnekler ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), e-max Ceram üst yapı porseleni şırınga glazür sistemi uygulanan grupla arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

IPS inLine üst yapı porseleni Candida Albicans adezyonu açısından incelendiğinde en düşük değerler şırınga glazür sisteminde elde edilmiştir. IPS inLine üst yapı porseleni şırınga glazür işlemi uygulanmış örnekler ile IPS inLine mekanik polisaj işlemi uygulanan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ($p<0,05$), IPS inLine üst yapı porselenine toz-likit glazür sistemi ve otoglaze uygulanan grup ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

4.1.2. Uygulanan Yüzey Bitirme İşlemine Göre Candida Albicans Adezyonu Değerlerinin İstatistiksel Bulguları



Grafik 7 : Uygulanan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans değerlerinin kimyasal yaşlandırma öncesi istatistiksel bulguları



Grafik 8 : Uygulanan yüzey bitirme işlemine göre Candida Albicans değerlerinin kimyasal yaşlandırma sonrası istatistiksel bulguları

Toz-likit glazür sistemi kullanılan e-max Ceram üst yapı seramiği ile IPS inLine üst yapı seramiği arasında Candida Albicans adezyonu açısından kimyasal yaşlandırma yapılmadan önce ve kimyasal yaşlandırma yapıldıktan sonra istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Sprey glazür sistemi kullanılan e-max Ceram, e-max CAD ve empress CAD üst yapı seramiklerinde kimyasal yaşlandırma yapılmadan önce en düşük değerler e-max CAD üst yapı seramiği sprej glazür sisteminde elde edilmiştir. Ancak e-max CAD ile empress CAD ve e-max Ceram sistemleri sprej glazür işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Kimyasal yaşlandırma uygulaması yapıldıktan sonra ise, yine en düşük değerler e-max CAD üst yapı seramik grubunda tespit edilmiştir. e-max CAD grubu ile e-max Ceram ve empress CAD grupları arasında ve e-max Ceram ile empress CAD grupları anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Şırınga glazür sistemi uygulanan 4 grupta da kimyasal yaşlandırma yapılmadan önce en düşük değerler e-max CAD üst yapı seramik sisteminde bulunmuştur. e-max CAD üst yapı seramiği şırınga glazür sistemi ile empress CAD ve IPS inLine üst yapı seramikleri şırınga glazür sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0,05$), e-max Ceram üst yapı seramiği şırınga glazür sistemi ile arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Kimyasal yaşlandırma uygulaması yapıldıktan sonra şırınga glazür sistemi uygulanan 4 grup tekrar incelendiğinde, Candida Albicans adezyonunun en düşük olduğu değerler yine e-max CAD üst yapı seramik grubunda elde edilmiştir. e-max CAD üst yapı seramiği şırınga glazür sistemi ile e-max Ceram ve IPS inLine üst yapı seramikleri şırınga glazür sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak empress CAD üst yapı seramikleri ile arasında anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$).

Otoglaze işlemi yapılan 4 üst yapı seramikleri kimyasal yaşlandırma uygulaması yapılmadan önce incelendiğinde, Candida Albicans adezyonunun en düşük değerlerde olduğu sistem e-max CAD sisteminde tespit edilmiştir. e-max CAD üst yapı porseleni otoglaze işlemi uygulanan grup ile diğer bütün grupların otoglaze uygulanan grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Kimyasal yaşlandırma yapıldıktan sonra otoglaze yapılarak yüzey bitirme işlemleri tamamlanan gruplar tekrar incelendiğinde en düşük değerler IPS inLine üst yapı seramik sisteminde bulunmuştur. IPS inLine üst yapı seramik sistemi otoglaze işlemi uygulanan grup ile diğer 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Mekanik polisaj işlemi yapılan 4 grup kimyasal yaşlandırma yapılmadan önce incelendiğinde, en düşük değerler e-max CAD üst yapı seramik sisteminde elde edilmiştir. e-max CAD üst yapı seramiği mekanik polisaj işlemi uygulanan grup ile diğer 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Kimyasal yaşlandırma uygulandıktan sonra da en düşük değerler e-max CAD üst yapı seramik sisteminde bulunmuştur. e-max CAD üst yapı seramiği mekanik polisaj işlemi uygulanan grup ile diğer 3 grup arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ($p<0,05$).

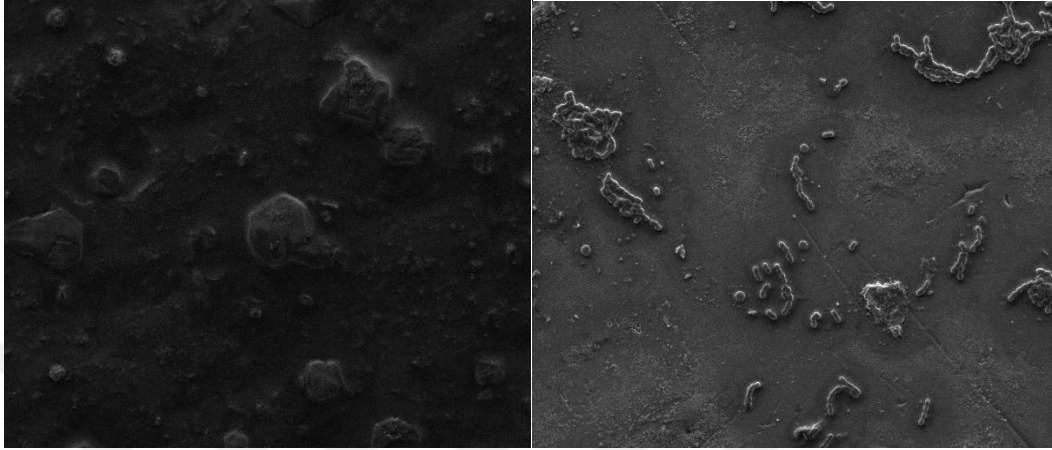
4.1.3. SEM Değerlendirmesi

Streptococcus Mutans adezyonundan sonra mikroorganizmanın Candida Albicans' a göre çok daha küçük yapıda olması sebebiyle sayım işlemi mikroskop yardımıyla gerçekleştirilememiş ve örneklerden alınan SEM görüntüleri ile mikroorganizma adezyonu hakkında bilgi sağlanmıştır. SEM cihazı ile 5,00 Kv, 1000-5000-10000 büyütmede yüzey görüntüleri alınıp örnekler arasında kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrası Streptococcus Mutans adezyonu karşılaştırılmıştır.

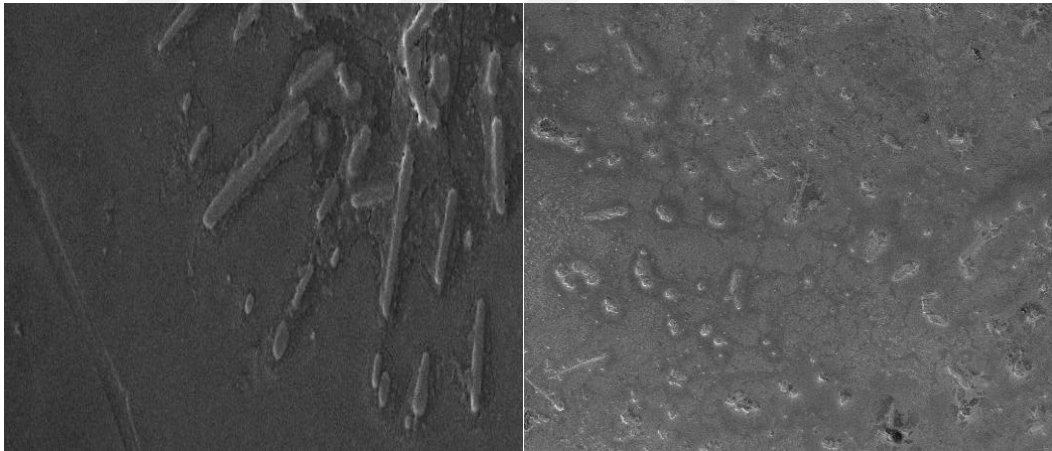
Her gruptan rastgele seçilen 2 örneğin 5000x görüntülerdeki SEM görüntüleri aşağıdaki gibidir:

4.1.3.1. e-max Ceram Grubu SEM Görüntüleri

4.1.3.1.1. e-max Ceram Toz-Likit Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

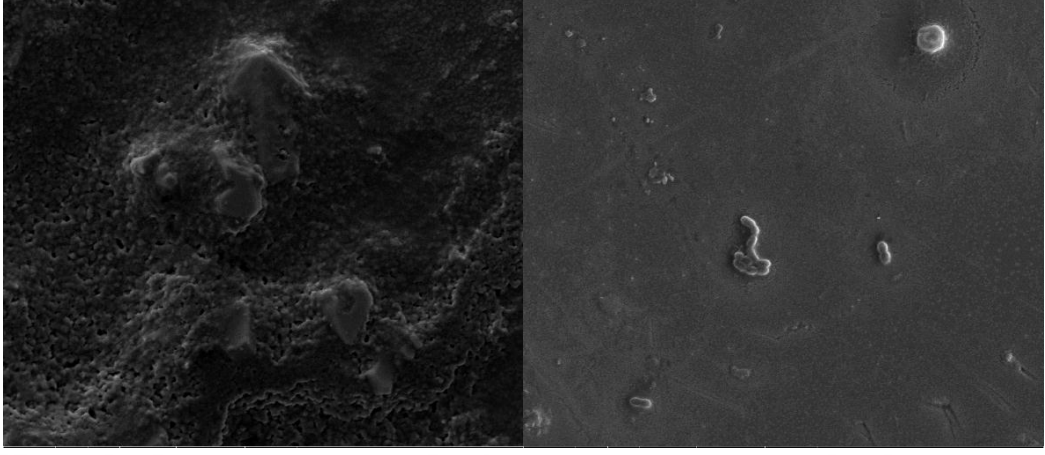


Resim 20: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram toz-likit glazür sistemi SEM görüntüleri

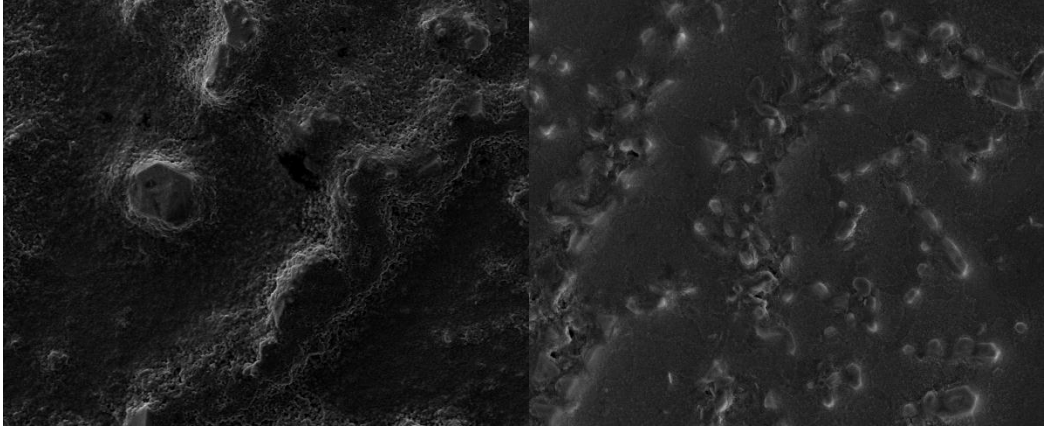


Resim 21: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram toz-likit glazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.1.2. e-max Ceram Sprey Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

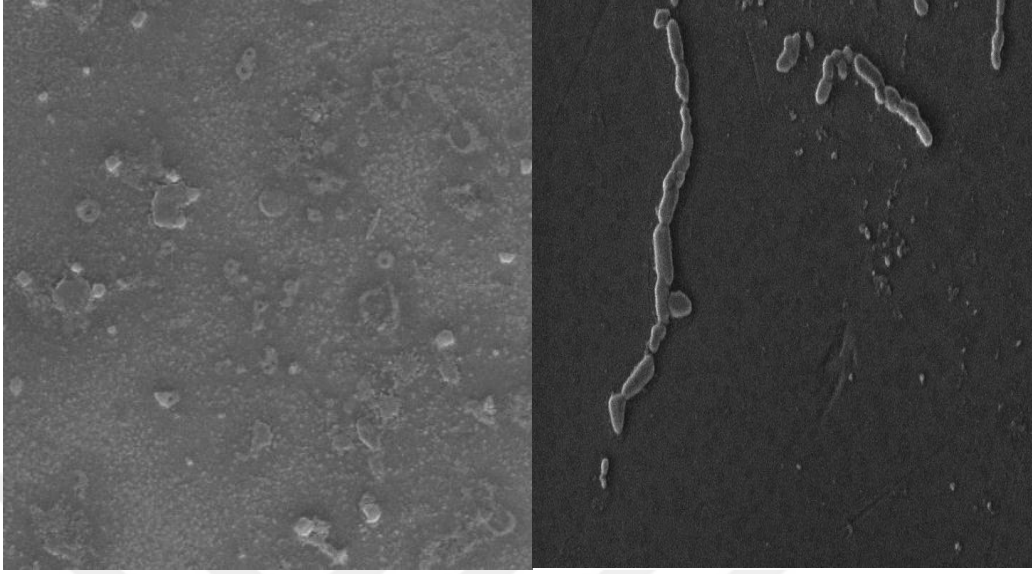


Resim 22: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram sprej glazür sistemi SEM görüntüleri

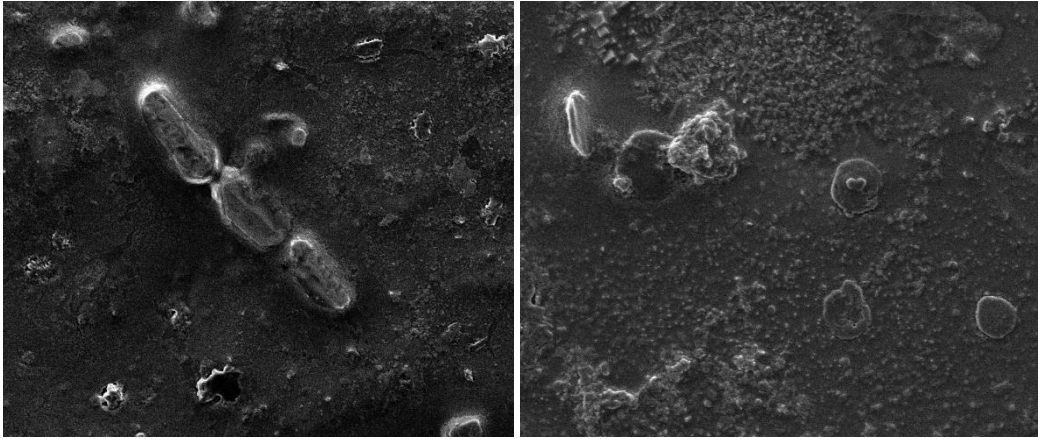


Resim 23: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram sprej glazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.1.3. e-max Ceram Şiringa Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

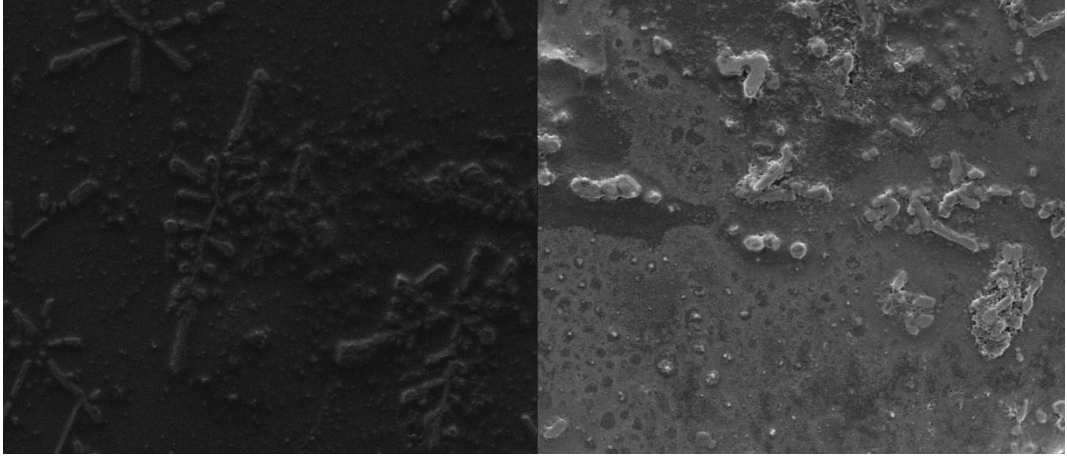


Resim 24: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram şiringa (pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri

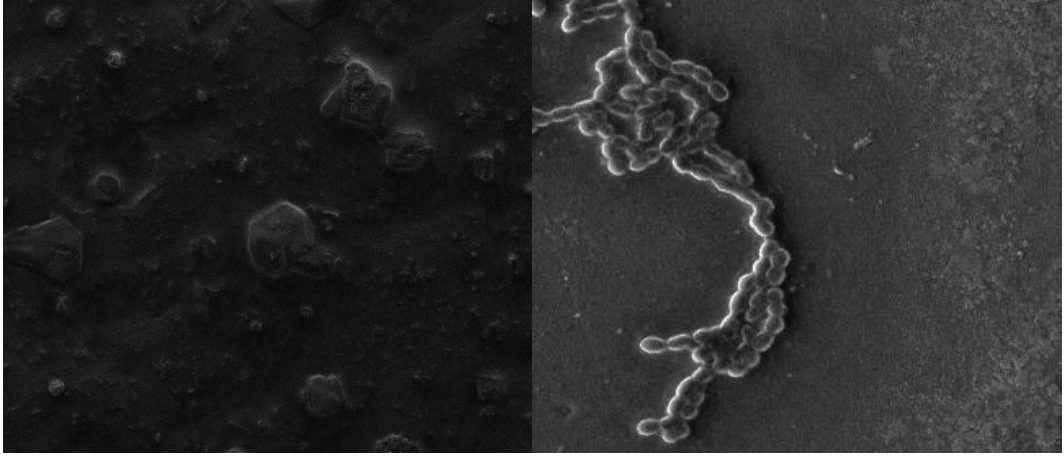


Resim 25: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram şiringa (pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.1.4. e-max Ceram *Otoglazür* Sistemi SEM Görüntüleri

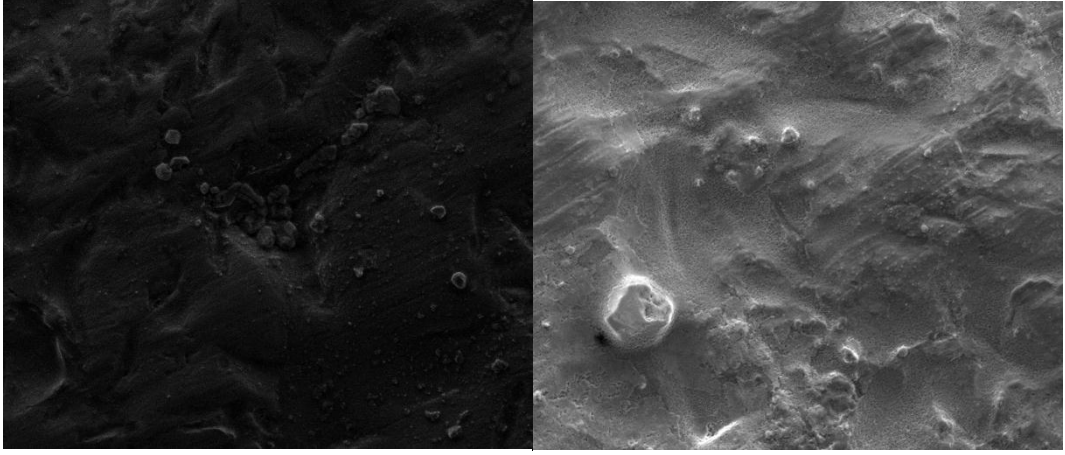


Resim 26: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram otoglazür SEM görüntüleri

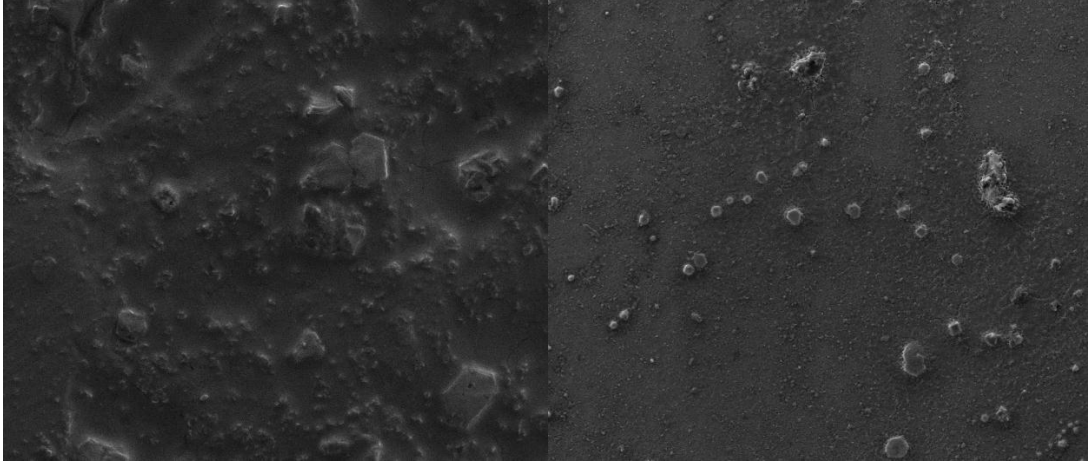


Resim 27: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram otoglazür SEM görüntüleri

4.1.3.1.5. e-max Ceram Mekanik Polisaj Sistemi SEM Görüntüleri



Resim 28: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram mekanik polisaj SEM görüntüleri



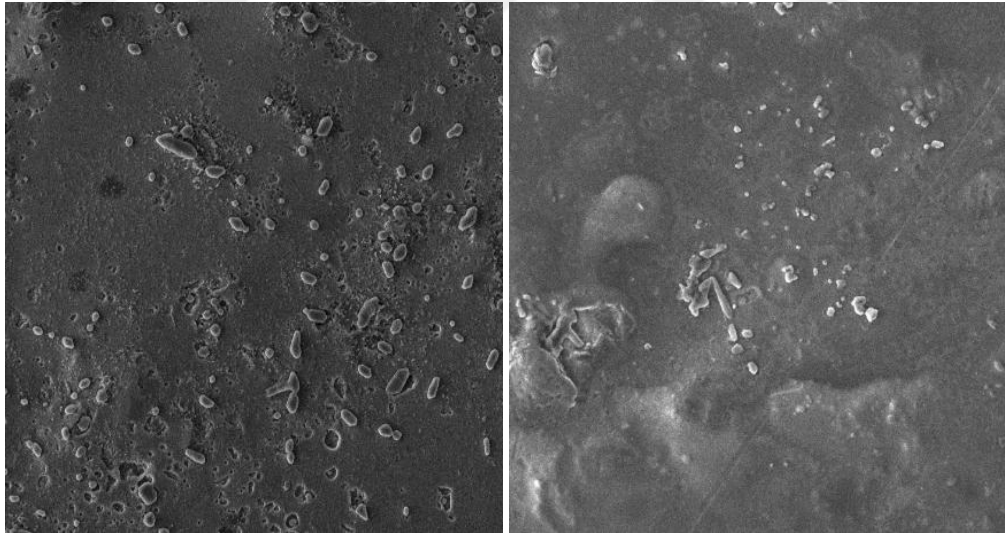
Resim 29: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max Ceram mekanik polisaj SEM görüntüleri

4.1.3.2. IPS inLine Grubu SEM Görüntüleri

4.1.3.2.1. IPS inLine *Toz-Likit* Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

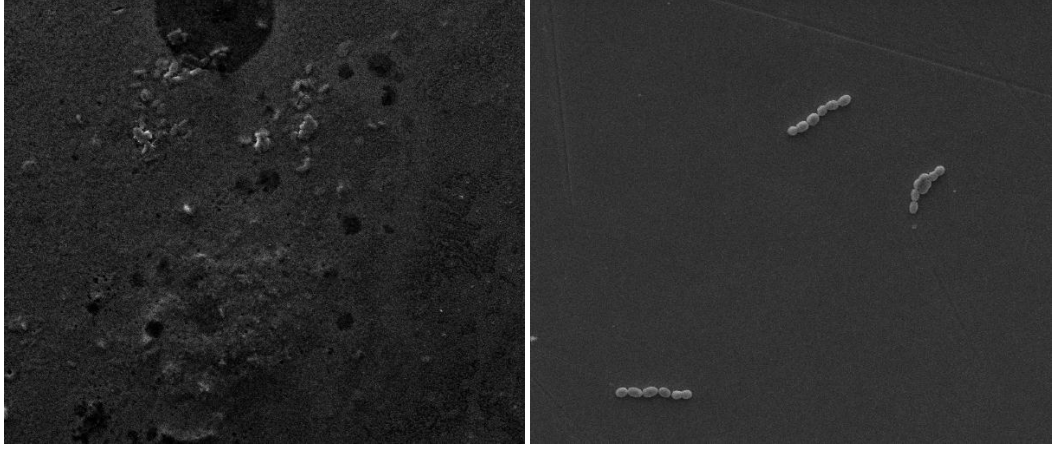


Resim 30: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine toz-likit glazür sistemi SEM görüntüleri

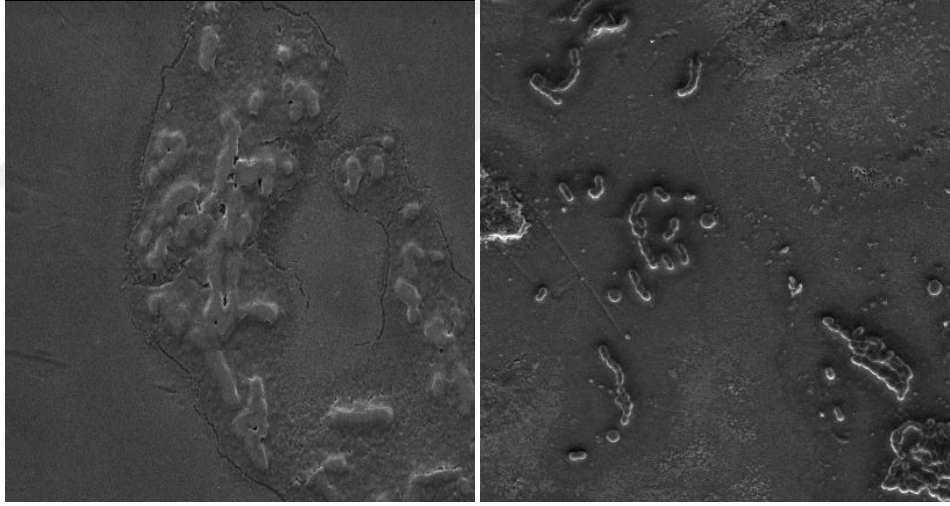


Resim 31: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine toz-likit glazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.2.2. IPS inLine Şırınga (Pasta) Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

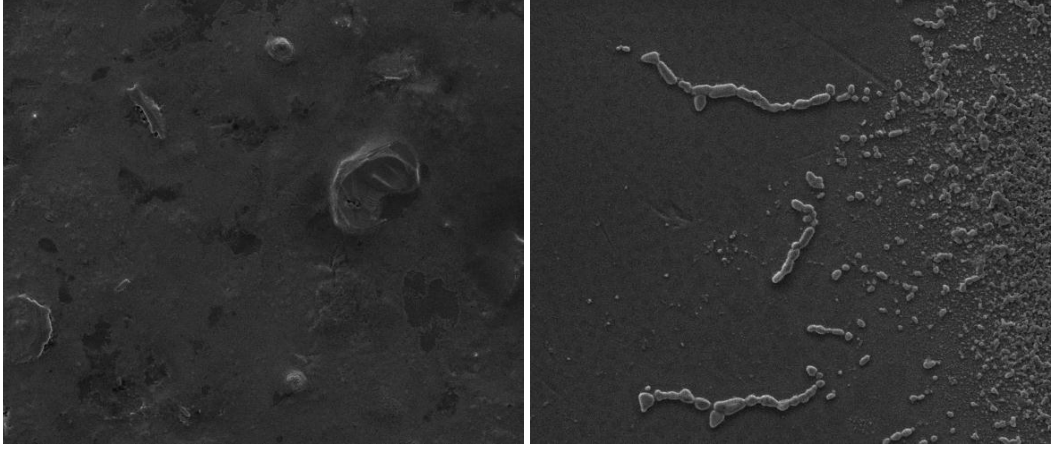


Resim 32: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine şırınga (pasta) sistemi SEM görüntüleri

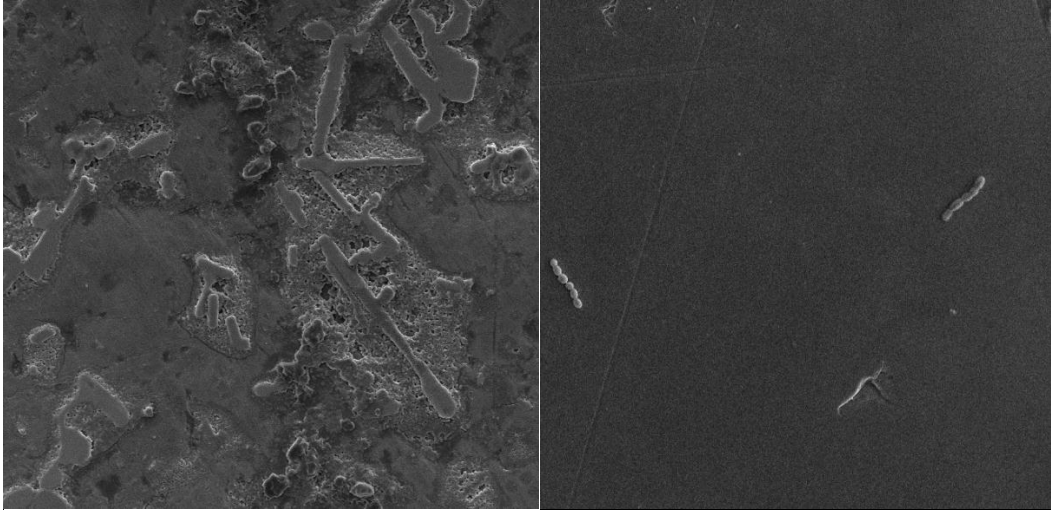


Resim 33: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine şırınga (pasta) sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.2.3. IPS inLine *Otoglazür* Sistemi SEM Görüntüleri

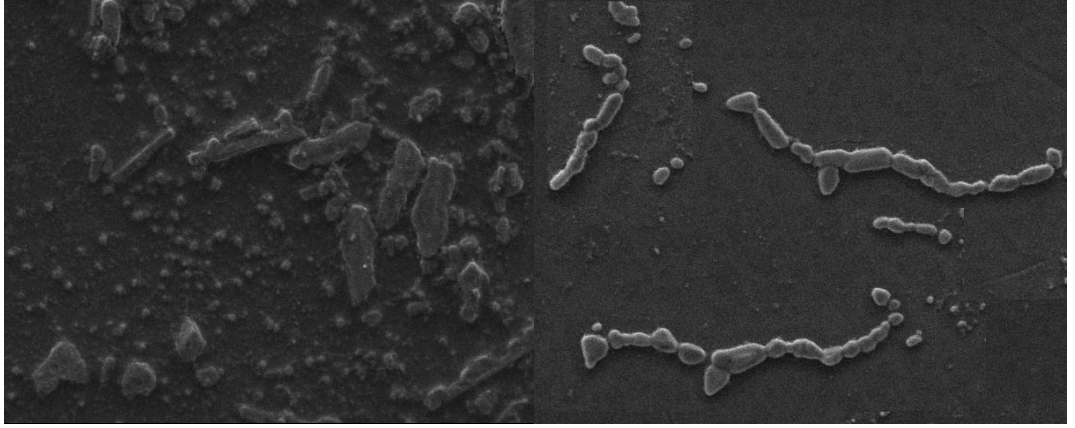


Resim 34: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine otoglazür sistemi SEM görüntüleri

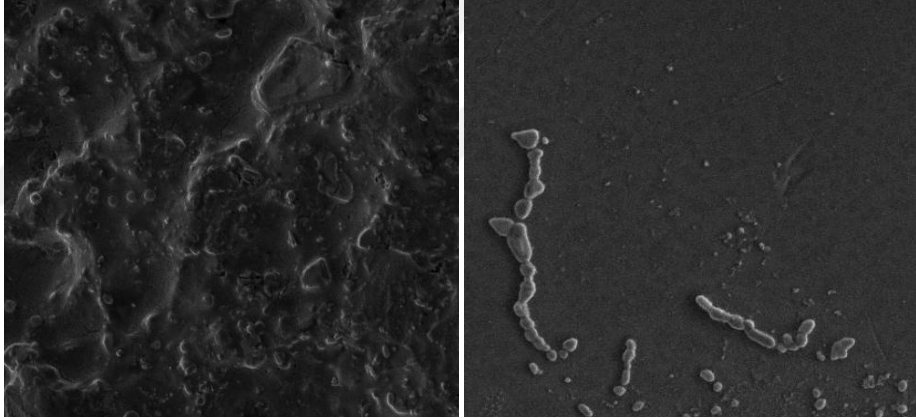


Resim 35: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine otoglazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.2.4. IPS inLine Mekanik Polisaj Sistemi SEM Görüntüleri



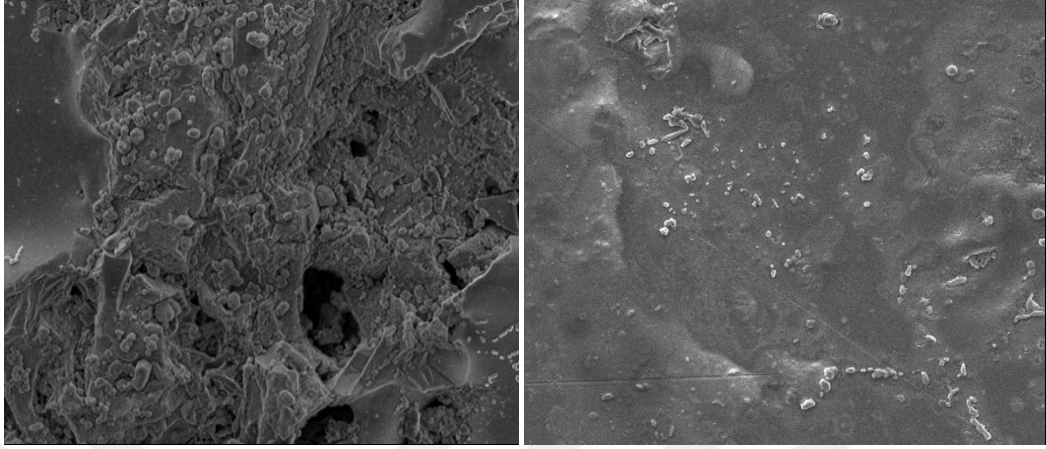
Resim 36: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine mekanik polisaj SEM görüntüleri



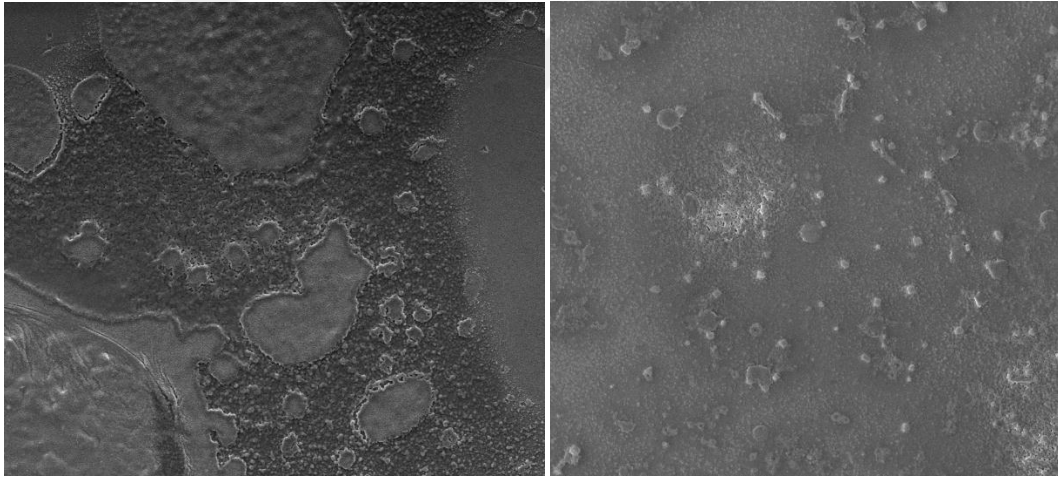
Resim 37: Yaşlandırma öncesi ve sonrası IPS inLine mekanik polisaj SEM görüntüleri

4.1.3.3. e-max CAD Grubu SEM Görüntüleri

4.1.3.3.1. e-max CAD Sprey Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

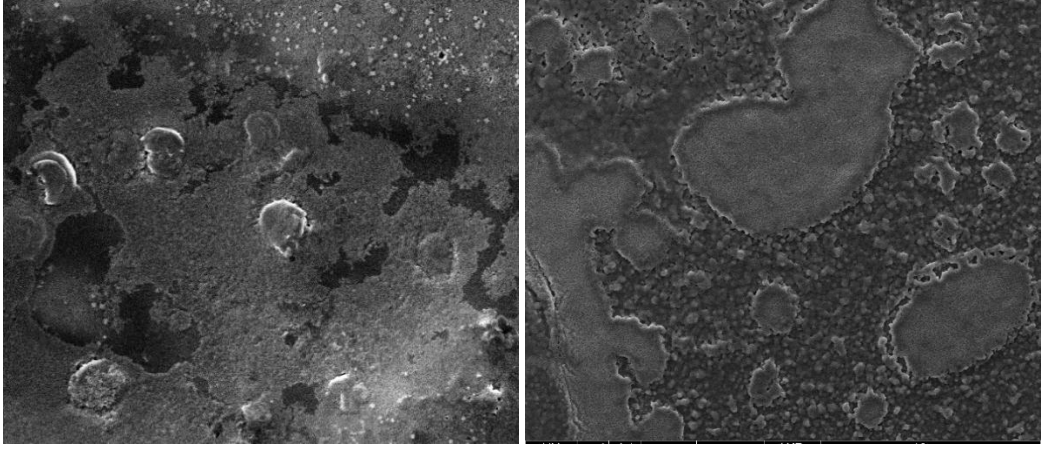


Resim 38: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD sprej glazür sistemi SEM görüntüleri

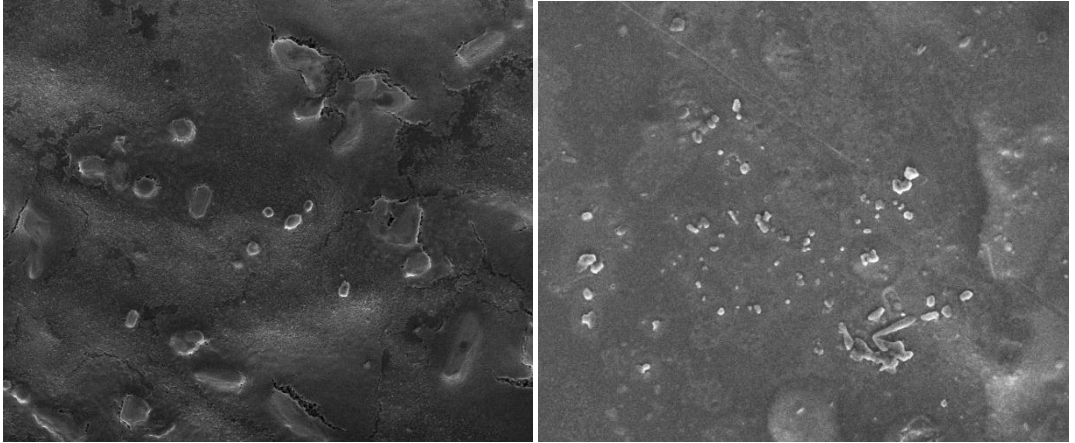


Resim 39: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD sprej glazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.3.2. e-max CAD Şırınga(Pasta) Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

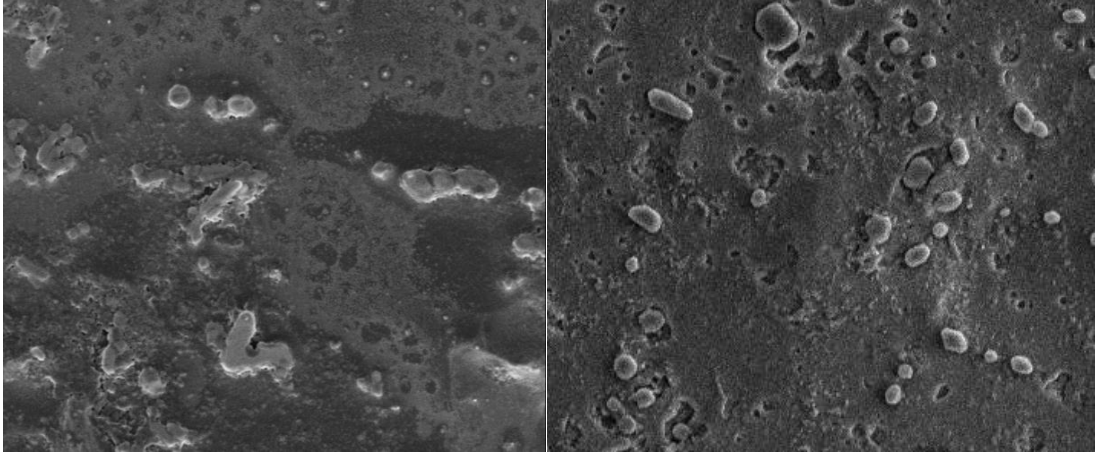


Resim 40: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD şırınga(pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri

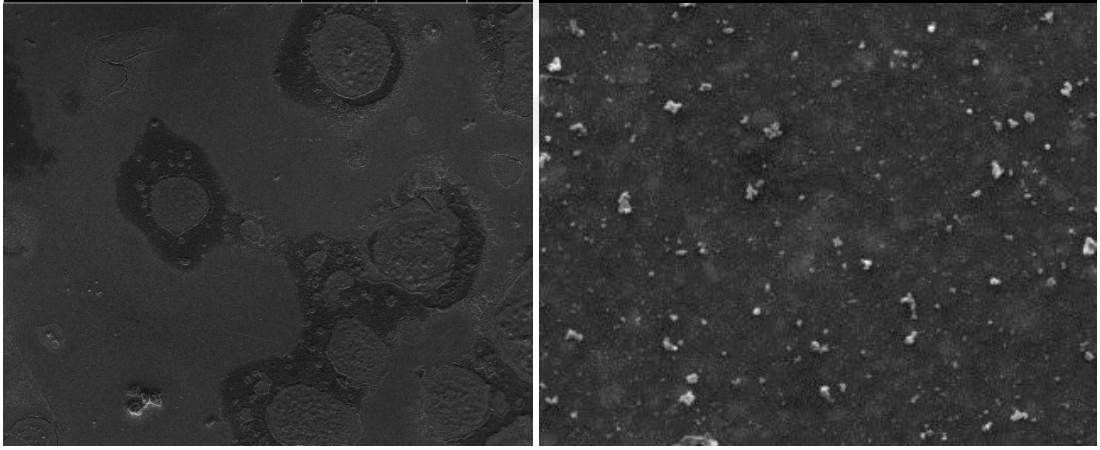


Resim 41: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD şırınga(pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.3.3. e-max CAD *Otoglazür* Sistemi SEM Görüntüleri

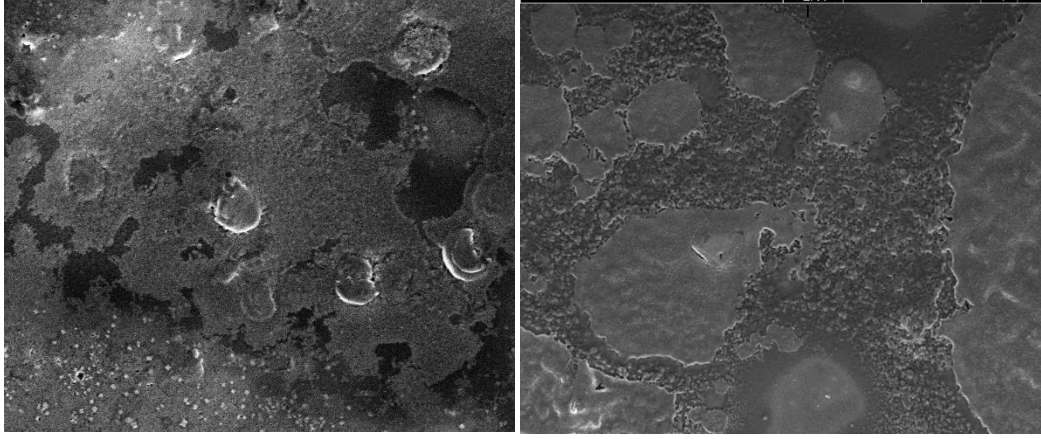


Resim 42: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD otoglazür sistemi SEM görüntüleri

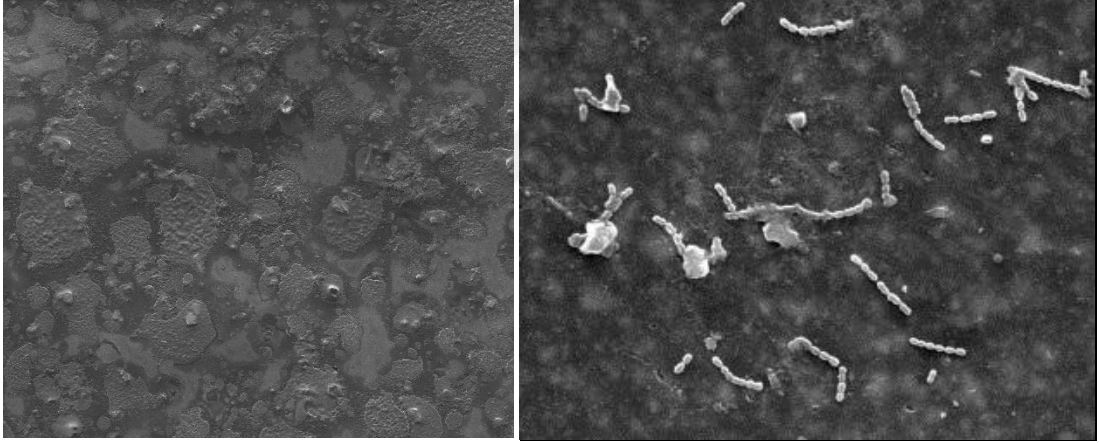


Resim 43: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD otoglazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.3.4. e-max CAD Mekanik Polisaj Sistemi SEM Görüntüleri



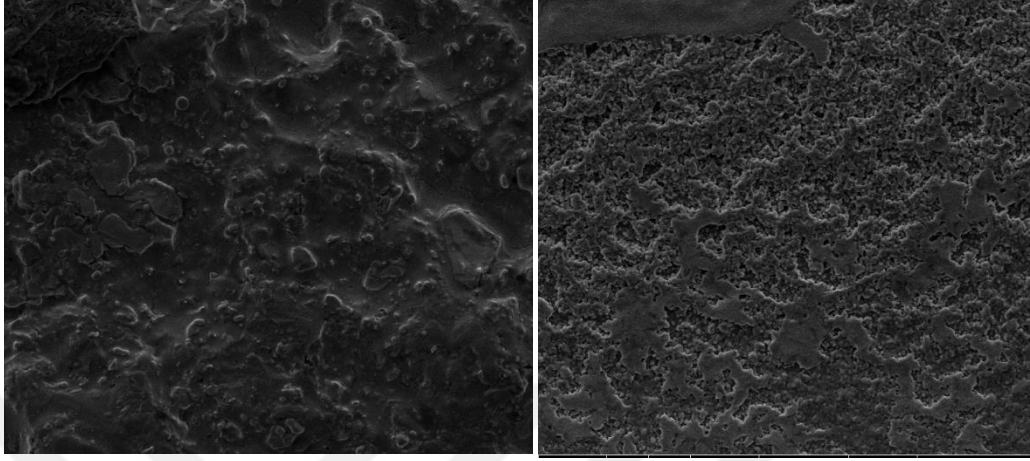
Resim 44: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD mekanik polisaj SEM görüntüleri



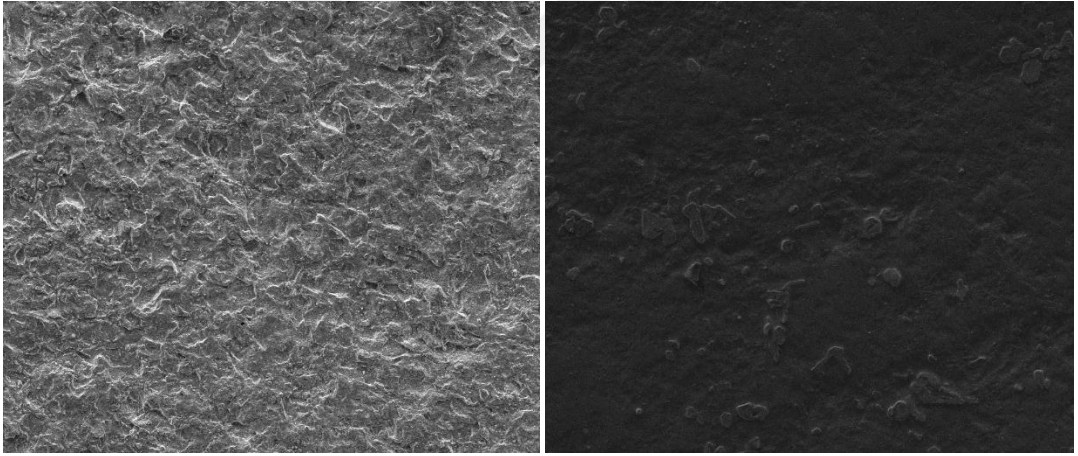
Resim 45: Yaşlandırma öncesi ve sonrası e-max CAD mekanik polisaj SEM görüntüleri

4.1.3.4. empress CAD Grubu SEM Görüntüleri

4.1.3.4.1. empress CAD Sprey Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

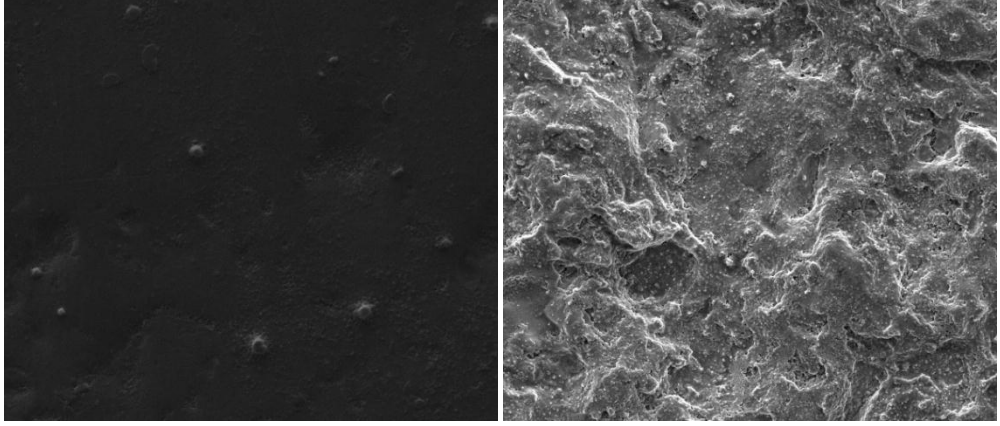


Resim 46: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD sprej glazür sistemi SEM görüntüleri

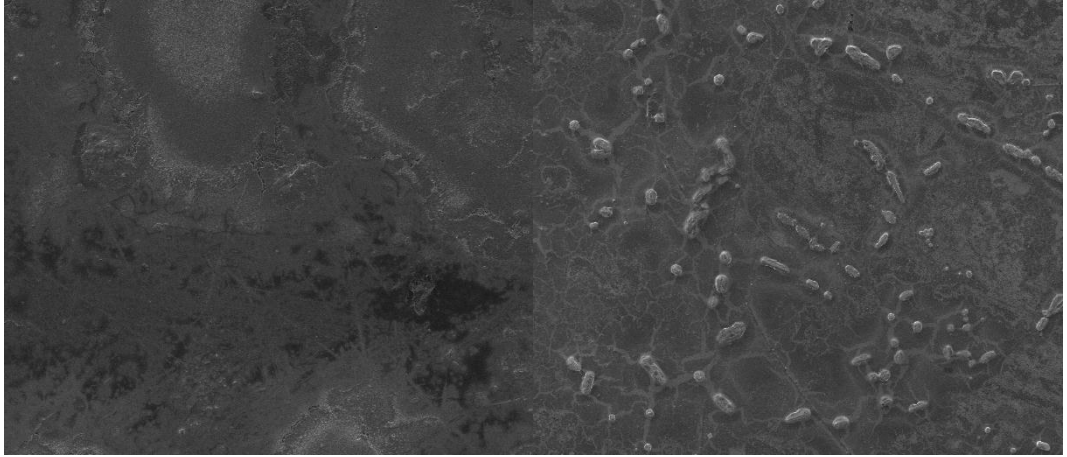


Resim 47: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD sprej glazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.4.2. empress CAD *Şiringa (Pasta)* Glazür Sistemi SEM Görüntüleri

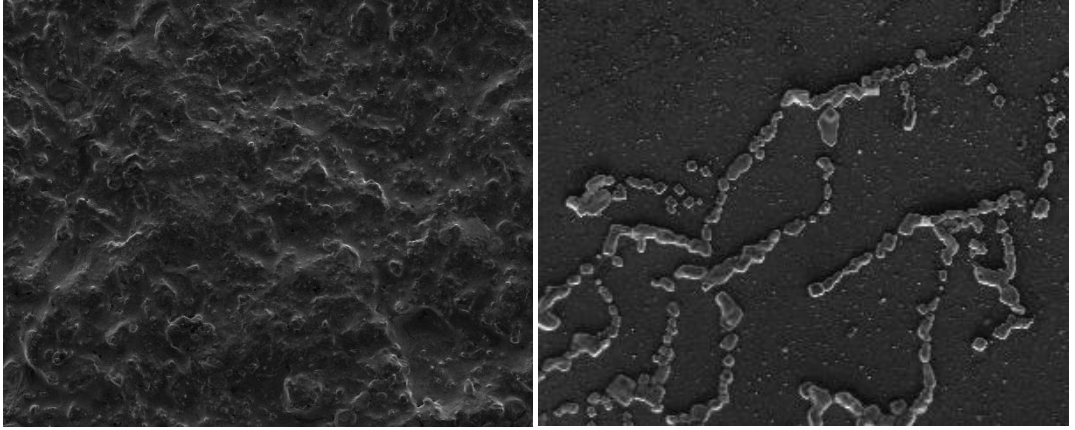


Resim 48: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD şiringa(pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri

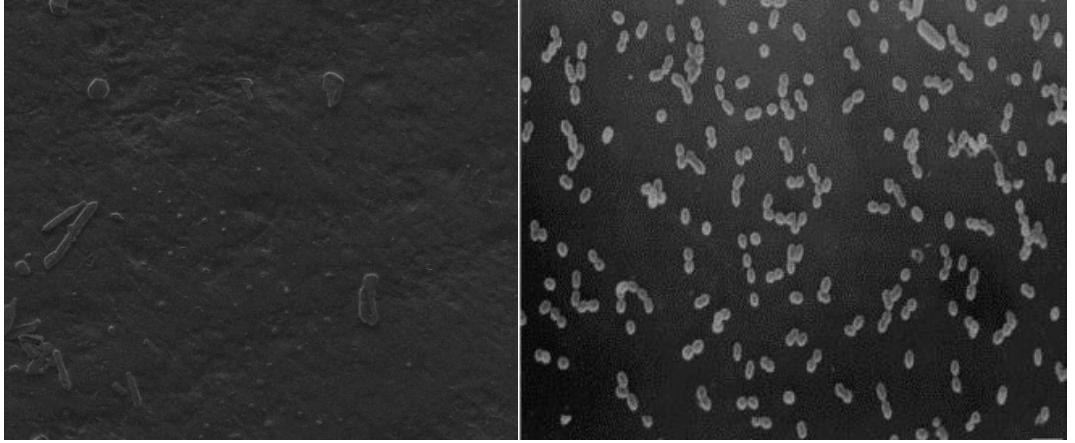


Resim 49: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD şiringa(pasta) glazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.4.3. empress CAD *Otoglazür* Sistemi SEM Görüntüleri

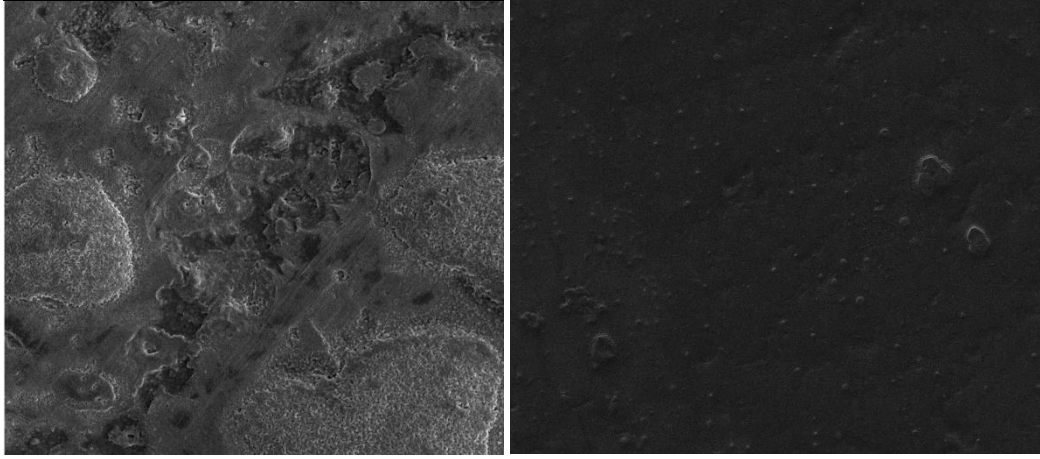


Resim 50: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD otoglazür sistemi SEM görüntüleri

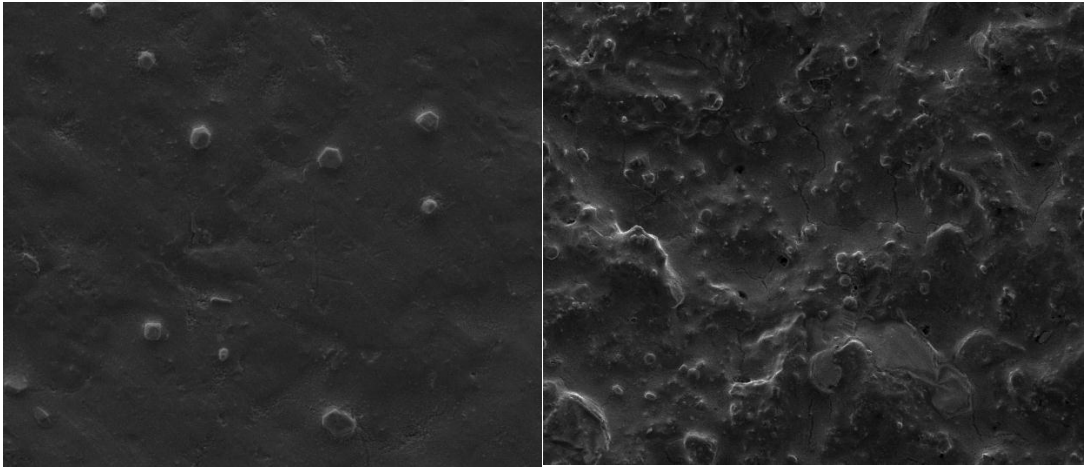


Resim 51: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD otoglazür sistemi SEM görüntüleri

4.1.3.4.4. empress CAD Mekanik Polisaj Sistemi SEM Görüntüleri



Resim 52: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD mekanik polisaj SEM görüntüleri



Resim 53: Yaşlandırma öncesi ve sonrası empress CAD mekanik polisaj SEM görüntüleri

SEM görüntüleri incelenirken 5000 büyütmede alınan görüntülerle standart sağlanmış ve değerlendirmede kullanılacak bir skala hazırlanmıştır. Skalada organizma sayısına bakılarak bir puanlama sistemi oluşturulmuş ve bu değerlere bakılarak karşılaştırma yapılmıştır. Bu skalada;

- 1: Görüntüde Streptococcus Mutans izlenememesi
- 2: Streptococcus Mutans sayısı 0-11 arası

3: Streptococcus Mutans sayısı 11-20 arası

4: Streptococcus Mutans sayısı 20'den fazla olması şeklinde bir planlama yapılmıştır.

Hazırlanan skalaya göre kimyasal yaşlandırma öncesinde ve sonrasında elde edilen değerler aşağıdaki tablodaki gibidir:

Tablo 16 : Kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında elde edilen S. Mutans adezyonu puanı

Seramik markası	Uygulanan Yüzey Bitirme İşlemi	Kimyasal yaşlandırma öncesi S. Mutans Adezyonu Puanı	Kimyasal yaşlandırma sonrası S. Mutans Adezyonu Puanı
e-max Ceram	Toz-Likit	2	4
e-max Ceram	Toz-Likit	1	3
e-max Ceram	Sprey	1	3
e-max Ceram	Sprey	1	4
e-max Ceram	Şırınga	2	4
e-max Ceram	Şırınga	1	2
e-max Ceram	Otoglaze	2	3
e-max Ceram	Otoglaze	2	4
e-max Ceram	Mekanik Polisaj	2	2
e-max Ceram	Mekanik Polisaj	1	2
IPS inLine	Toz-Likit	1	4
IPS inLine	Toz-Likit	1	3
IPS inLine	Şırınga	1	3
IPS inLine	Şırınga	2	4
IPS inLine	Otoglaze	1	4
IPS inLine	Otoglaze	1	3
IPS inLine	Mekanik Polisaj	1	3
IPS inLine	Mekanik Polisaj	1	4
e-max CAD	Sprey	1	4
e-max CAD	Sprey	1	2
e-max CAD	Şırınga	1	1

e-max CAD	Şırınga	2	3
e-max CAD	Otoglaze	1	2
e-max CAD	Otoglaze	1	2
e-max CAD	Mekanik Polisaj	1	1
e-max CAD	Mekanik Polisaj	1	4
empress CAD	Sprey	1	1
empress CAD	Sprey	1	2
empress CAD	Şırınga	1	1
empress CAD	Şırınga	1	4
empress CAD	Otoglaze	2	4
empress CAD	Otoglaze	3	4
empress CAD	Mekanik polisaj	1	3
empress CAD	Mekanik Polisaj	2	3

Monolitik ve veneer seramik sistemlerinin kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında Streptococcus Mutans adezyonu arasındaki değerleri Wilcoxon Signed Ranks testi (0,05) ile analiz edilmiştir. Kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında her grubun kendi içinde Streptococcus Mutans adezyonu açısından anlamlı fark bulunmuştur. Kimyasal yaşlandırma uygulaması örneklerde Streptococcus Mutans adezyonunu anlamlı derecede artırmıştır ($p<0,05$).

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı ağızda sıklıkla enfeksiyon etkeni olarak kabul edilen *Streptococcus Mutans* ve *Candida Albicans*'ın günümüzde yaygın kullanılan protetik restorasyon maddelerine tutunma yeteneğini çeşitli yüzey bitirme teknikleri uygulayarak, kimyasal yaşlandırma yapmadan önce ve kimyasal yaşlandırma yaptıktan sonra karşılaştırmalı olarak incelemektir.

Günümüzde; diş hekimliğinde kullanılan pek çok materyalin, fiziksel özellikleri hakkında yeterli bilgiye sahip olunmasına karşın, materyallerin ağızdaki dokulara olan biyolojik etkileri konusunda bilgi yetersizliği devam etmektedir. Ağız ortamında uygulanan restorasyonların başarısı materyallerin fiziksel özellikleri kadar, biyolojik özelliklerine bağlıdır. Restorasyonların biyolojik özellikleri ise, periodontal dokularda enflamasyon yaratan ve ikincil çürüklere neden olan bakteri plağı oluşumu ile ilgilidir (171).

Diş hekimliğinde kullanılan birçok restoratif materyalin yüzey enerjisi doğal diş ile karşılaştırıldığında daha yüksek değerlerdedir. Bu da restorasyon yüzeylerinde ve kenarlarında mineye oranla, bakteri birikimi için daha büyük bir eğilime neden olur. Ağız ortamındaki restorasyonların çevresinde oldukça fazla miktarda görülen marjinal çürüklerden; bu yüzey enerjisi farklılığının bir oranda sorumlu olduğu yapılan çalışmalarda ifade edilmiştir (172).

Schmalz ve Garhammer (173), alaşımların birbirleri ve yumuşak dokularla etkileşimlerini Bakteriyel adezyon, Toksik etki, Subtoksik etki ve Alerji olarak dört sınıfa ayırmıştır. Mikroorganizma tutunumunun gingival enflamasyon için ilk sebep olduğunu, bunun da kişinin yetersiz ağız bakımı veya yapılmış olan başarısız restorasyonlardan kaynaklanabileceğini vurgulamışlardır.

Gibbons (160), yaptığı çalışmada mikroorganizmanın dişler ve ağız mukoza yüzeyine yerleşmesinde adezyon olayının ilk adım olduğunu açıklamıştır. Adezyondan sonraki ikinci adımın ise mikroorganizmaların üremesi olduğunu belirtmiştir. Palermo ve Peden (174), pürüzlü bir yüzey mikroorganizmaların üremesi için elverişli bir ortam yarattığından, tüm restorasyonların çok iyi cilalanmış yüzeylere sahip olması gerektiğini vurgulamaktadırlar.

Dental seramiklerin kimyasal olarak en inert malzeme oldukları düşünülmektedir. Ancak farklı seramik türleri farklı kimyasal özellikler

sergilemektedir. Seramiğin kompozisyonu, mikro yapısı ve çevre koşulları korozyon bozulmasının derecesini etkiler (73). Bu sebeple spesifik bir dental seramiğin inertlik özelliği genellenememektedir. Değişen piyasa koşullarında sürekli yeni seramik markaları dental markete girmekte ve bu yeni markaların da in vitro ve in vivo olarak test edilmeleri gerekmektedir (175).

Ağız ortamı, dental restorasyonlarda yorulmaya bağlı meydana gelebilecek başarısızlıklar için gerekli olan tüm faktörleri içerir gibi gözükmemektedir. Dolayısıyla oral kavitede mekanik, kimyasal ya da bileşik etkilerin seramikte yarattığı etkilerin sorgulanması gerekmektedir. Ağızdaki bu pek çok faktörün yarattığı etkileri ise birbirinden ayırt etmek oldukça güçtür. White ve ark. her bir etkenin tek başına araştırılmasının olası olduğunu ancak etkenlerin oluşturduğu sonuca bakılarak bunların birbirinden ayırt edilmesinin mümkün olmadığını bildirmişlerdir (176). Bu nedenle, restorasyonların dayanıklılık ve uzun ömür karakteristiklerine ait gerçekçi verilerin elde edilebilmesi için, uzun dönemli klinik araştırmalara gereksinim vardır. Ancak, bu araştırmalar sıklıkla 5 yıllık bir zaman sürecinde gözlemler gerektirmektedir ki bu da oldukça yüksek maliyetlerle birlikte parametrelerin standardizasyonu güçlüğünü ortaya çıkarmaktadır (177).

Kimyasal yorulma testi için hazırlanan örnekler üzerine uygulanan testlerin klinik ortamı tam yansıtılabilmeleri amacıyla, nem ve kontrollü ısı uygulanabilmektedir. Çünkü ağız ortamındaki bir restorasyonun, kullanım sırasında karşılaşacağı sıcaklık değerlerinin, + 16 ve + 43 °C olduğu (en az: -12, en fazla: + 83 °C) bildirilmiştir (178,179). Bununla birlikte, dental seramiklerin, sulu ortama maruz kaldıklarında, mekanik özelliklerinin etkilendiği, çeşitli araştırmacılar tarafından belirtilmiştir (180). Stres ve korozyon nedeniyle oluşan dayanıklılıktaki düşüş, daha önceden var olan küçük çatlakların gelişimine neden olmaktadır (181). Bu sebeple seramik sistemlerinin uzun dönemli başarısını görebilmek için, klinik uygulamalardan önce, ağız ortamı koşullarını en iyi yansıtacak şekilde in vitro olarak, çeşitli koşullarda araştırılmaları gerekmektedir.

Çalışmamızda çeşitli seramik sistemlerinde mikroorganizma adezyonu kimyasal yaşlandırma işlemi uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra in vitro olarak test edilmiştir.

De Rijk ve ark. seramikleri 80 °C'deki % 4'lük asetik asit içinde bir hafta bekletmenin yapay tükürükte 22 °C'de 22 yıllık sürece eşdeğer aşınmayı gerçekleştirdiğini belirtmişlerdir (182). Çalışmamızda da ISO 6872 no'lu standartında belirtildiği gibi, bu hızlandırılmış korozyon testi seramikte mikro çatlak oluşumunu engellemek amacıyla sıcaklık kademeli olarak artırılarak 18 saat süresince uygulanmıştır. Bu süreçte test örneklerinin sürekli sabit duran bir ortamda olmalarının malzeme yüzeyinde oluşan iyon salınımlarının reaksiyon dengelerinin bozulmasını engellemek amacıyla yine ISO 6872 no'lu standart takip edilerek tüm korozyon prosedürü boyunca tüpler sabit hızda çalkalanmıştır.

Metal destekli seramikler kron, sabit ve parsiyel protezlerde estetik, dayanıklılık ve biyouyumluluk gibi özelliklerinden dolayı restoratif materyal olarak uzun yıllardan beri kullanılmaktadır (2,183,184). Yeni gelişen seramik sistemleri ile çok fazla klinik deneyim ve ekipman gerektirmeden daha komplike ve estetik restorasyonlar kolayca yapılabilmektedir. Ayrıca son yıllarda adeziv diş hekimliğinin günden güne gelişmesi ile hem anterior hem de posterior bölgedeki restorasyonların yapımı için tam seramik sistemlerinin klinik kullanımı da artmıştır (27).

IPS InLine; konvansiyonel yığma tekniğinde kullanılan ve lösit içeren üst yapı seramiğidir. Geniş kapsamlı IPS InLine Sistem; bileşenleri “Metal üstüne Presleme” ile seramik restorasyonları (IPS InLine PoM) ve IPS InLine One ile tek katmanlı metal seramik restorasyonları üretme olanağı sağlar.

e-max Ceram; yığma(tabakalama) tekniğinde kullanılan nanoflorapatit içerikli üst yapı seramiğidir. Alt yapı olarak endikasyona ve istenen dayanıklılığa göre lityum disilikat seramik veya zirkonyum oksit gibi uygun altyapı materyali seçilebilir. IPS e-max Ceram sistemi, bütün IPS e-max materyallerine üst yapı porseleni olarak uyum sağlar.

Bu iki tabakalama tekniği ile hazırlanan üst yapı seramikleri için tartışılacak önemli bir nokta hazırlanan seramik hamurunun teknikere bağlı olmasıdır. Toz-likit oranındaki değişikliklerin ve karıştırma tekniğinin, yoğunluğu, dayanıklılığı, yapısal defekt oranını ve fırınlama esnasında oluşan hava kabarcıklarının sayısını ve boyutunu etkilediği bilinmektedir (185).

IPS e.max CAD; CAD/CAM uygulamalarında kullanılan lityum disilikat cam seramik sistemlerdir. Estetik beklentilerin yüksek olduğu vakalarda çok geniş

endikasyon spektrumuna sahip olan bu sistem, endikasyona göre üç farklı çözüm uygulaması sunar.

IPS e.max CAD Monolithic Solutions; üç üyeli köprülere kadar sağlam (360 MPa) full anatomik restorasyonların etkili üretimi için kullanılırken; IPS e.max CAD Veneering Solutions; zirkonyum oksit alt yapılar için (ZrO_2) dijital olarak üretilen kron-köprü restorasyonlarında, diş ve implant destekli kuronlar ve uzun köprülerde kullanılır. IPS e.max CAD Abutment Solutions ise, implantlar uygulaması için CAD/CAM üretilen hibrid-restorasyonlar ile anterior ve posterior bölgedeki tek diş restorasyonları için kullanıma sunulmuştur.

IPS empress CAD; CAD/CAM uygulamalarında kullanılan lösit içerikli seramik sistemleridir. Endikasyonları, tek diş restorasyonları (veneerler, inleyler, onleyler, anterior ve posterior kuronlar) ile sınırlıdır. IPS Empress seramik materyalinin hacminin % 40' ını lösit kristalleri oluşturur. IPS Empress eğilme kuvvetlerine karşı dayanıklılığı 200 MPa' dan yüksektir, ayrıca doğal dişe çok yakın translüsensi ve aşınma direnci göstermektedir (6,186).

Bu çalışma yönteminin tartışılacak konularından birisi, seramik bloklardan hazırlanan örneklerin elmas kesme bıçaklarıyla dilimlenerek hazırlanmış olmasıdır. Literatürde elmas kesme bıçakları ve frezlerin seramik yüzeyinde hasara neden olabileceği ve bunun sonucunda makineyle şekillendirilerek hazırlanan restorasyonların yapısal sağlamlıkları ve dayanıklılıklarının bozulabileceği bildirilmiştir (187). Ancak çalışmamızda kullandığımız seramik blokların kullanıldığı CAD-CAM sisteminde (CEREC SW 4.2.3) geometrik şekilde kazıma yapılması mümkün değildir. Ayrıca bu yöntem mümkün olsa bile, çok sayıda blok kullanılacağı için deney maliyeti çok yüksek olacağından anlamsızdır.

Çalışmamızda materyal olarak 4 farklı seramik sistemi; IPS inLine, IPS e.max Ceram, IPS e.max CAD ve IPS empress CAD tercih edilmiştir. Bu materyallerin seçilmesinin nedeni, yukarıda bahsedildiği gibi içerik ve yapım teknikleri olarak birbirlerinden farklı olmaları ve son yıllarda klinisyenler tarafından kullanımlarının gittikçe artmasıdır. Tabakalama tekniği ile hazırlanan iki grup ve CAD/CAM uygulamalarında kullanılan iki seramik grubunun hem kendi içinde hem de birbirleriyle kıyaslanması amaçlanmıştır.

Diş hekimliğinde restoratif malzemelerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik kalitesinin belirlenmesinde, malzemenin yüzey özellikleri önem kazanır. Dental porselenler laboratuvarda fırınlanır ve yüzey dokusu doğal diş yüzeyine benzemesi için final olarak glazelenir. Günümüzde üretici firmalar çok çeşitli glazür sistemlerini piyasaya sürmüşlerdir. Bu glazür sistemleri toz-likit, şırınga (pasta) ve sprey formundadır. Ayrıca bir başka yöntemde porselen yüzeyine herhangi bir glaze materyali uygulanmadan, kendisi yüksek derecelerde (940 °C civarında) eriyerek glazür tabakasını oluşturabilir (52).

Ancak seramik restorasyonların, simantasyonundan önce veya sonra aşındırma işlemleri; oklüzal interferensları gidermek, konturları düzeltmek, marjinal bitimi sağlamak ve estetik ihtiyaçlar gibi nedenlerden dolayı gerekli olabilir (188,189).

Seramik restorasyonun yüzey uyumlaması sonucunda oluşan pürüzlü yüzey, yumuşak doku reaksiyonuna ve dişeti enflamasyonuna neden olabilecek plak birikiminin artmasına veya karşıt dentisyonda aşınmaya neden olabilir (190,191,192,193). Pürüzsüz seramiğin yüzey dokusu pürüzlü yüzeye göre ışığı daha çok yansıtacağından restorasyonun estetiği ve rengi açısından da, seramik restorasyonun yüzey pürüzlülüğü önemlidir (184). Bunlara ek olarak malzeme yüzeyinde meydana gelen ısı artışı ve aşındırıcı-yontucu sistemlerin yarattığı içsel gerilimler, seramik malzemenin yüzey katmanında mikro çatlakların oluşumunu yeni mikro çatlakların oluşumuna neden olarak restorasyonun dayanımını azaltabilir (33,194,195).

Restorasyonun klinik başarısı açısından yüzey pürüzlülüğünü en aza indirmek için, simantasyondan önce yapılan düzenlemelerde bitirme aşamasını takiben glaze işlemi, simantasyondan sonra yapılan uyumlandırma işlemlerinden sonra ise ağız içi polisaj işlemleri önem kazanmaktadır (60). Çünkü seramik restorasyonun reglazing için tekrar fırınlanmaya maruz kalması hem zaman alan bir işlemdir hem de porselenin yapısında devitrifikasyon gibi başka değişikliklere neden olabilir. Porselen restorasyonlarda optimum pürüzsüz yüzeyin elde edilmesinde, bitim ve polisaj için uygulanacak teknikler birçok araştırmanın konusu olmuştur

Yapılan araştırmalarda, pek çok polisaj metodu ile elde edilen porselen yüzeylerin glazeli porselen yüzeylerine alternatif olabileceği ifade edilmektedir (184). Haywood ve ark. ağız içi polisajlama ile glazüre eşit bir pürüzsüzlük elde

edildiğini savunmaktadır (196). Polisajlama ile daha üstün estetik sonuçlar elde edildiği ancak natürel glazürde olduğu gibi poroziteler polisajlama ile elimine edilemediğinden polisajın başarısının yine de iyi kondanase edilmiş ve doğru pişirim uygulanmış bir porselen yapıya bağlı olduğu düşünülmektedir (197). Bazı araştırmalarda ise polisajın, glaze kadar pürüzsüz çatlaksız bir yüzey oluşturamayacağı vurgulanmaktadır (60,198). Ancak polisaj yönteminin ne kadar bir alanda kullanılacağına belirlenmesi yöntemin etkinliği açısından önem taşır (199). Çalışmamızda restorasyonların tüm yüzeyleri için polisaj uygulanması tartışılmıştır. Daha küçük yüzey alanlarında polisaj teknikleri arasında daha farklı sonuçlar elde edilebilir.

Çalışmamızda polisaj malzemeleri örnek yüzeylerine elektrikli mikromotor vasıtasıyla tek bir araştırmacı tarafından uygulanmıştır. Ahmad ve ark, 10.000 rpm devirde yapılan klinik polisajın seramik örneklerin güçlendirilmesi ya da yapısal olarak zayıflatılmasına katkısı olmadığını belirtmişlerdir. Dayanıklılıktaki bu düşüşün sebebinin ise, daha yüksek hızda dönen polisaj lastiklerinin seramik yüzeyinde çatlak gelişimine sebep olması olduğunu belirtmişlerdir (200). Bu nedenle çalışmamızda polisaj grubundaki örneklere 10,000 rpm dönme hızında polisaj yapıldı.

Özdemir ve ark. farklı yüzey bitirme tekniklerinin, farklı seramik türlerinde pH ve sıcaklık değişiklikleri karşısında yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini karşılaştırdığı doktora tezi çalışmasında, kimyasal korozyon sonrası yüzey pürüzlülüğündeki değişikliklerin marka ve yüzey bitirme tekniğine bağlı olarak değişiklik gösterdiği saptanmıştır. Kimyasal korozyonun oluşturduğu bu etkinin seramiğin mikroorganizma adezyonunu nasıl etkilediğini araştırdığımız çalışmamızda örneklere overglaze, otoglaze ve mekanik polisaj uygulayarak üç farklı yüzey bitirme yöntemi uygulandı (201).

Günümüzde, katıların yüzey enerjilerinin belirlenmesinde en güvenilir sonuçlar temas açısı ölçümleriyle elde edilmektedir (105,172). Katıların sıvılarla oluşturdukları temas açıları, katı cisimlerin yüzey enerjilerinin bir yansıması olarak kabul edilirler. Katıların yüzey enerjilerinin tespitinde üç farklı ölçüm yöntemleri kullanılır. Kullanılan her yöntem bazı avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Katı-sıvı sistemlerinin karakteristik sabitesi olarak kabul edilen temas açılarının ölçülmesi sırasında, gerek kullanılan sıvının, gerekse katının yüzeyinin saf, kirden ve nemden

arınmış olması, sıvıyla katının birbirleriyle herhangi bir kimyasal etkileşime girmemesi gerekir. Buna rağmen; laboratuvar ortamındaki havanın buharıyla, havadaki tozlarla ve hatta ölçümü yapan kişinin nefesinin buharıyla bile ölçüm etkilenebilir ve orijinal niteliklerinden az da olsa uzaklaşabilir. Bu olumsuzluğun ortadan kaldırılması için yüksek teknoloji gerektiren, vakum, ısı ve nem kontrollü laboratuvarlarda çalışmak gerekir. Yapılan ölçümler, yukarıda bahsedilen özelliklere sahip spesifik bir ortamda gerçekleştirilemediyse, ölçülen yüzey gerilimi ve temas açısı değerleri için "gerçeğe en yakın" tabiri kullanılmalıdır (102). Bu çalışmada sağlanabilen en iyi şartlarda gerçekleştirilmiştir. Bunun yanında tüm ölçümler aynı ortamda yapıldığı için materyaller ve ölçüm değerlerinin aynı oranda etkilendiği düşünülmektedir.

Ağız ortamında kullanılan materyallerin yüzey enerjisi ile birlikte pürüzlülüğü de, bakteri adezyonunu etkilemektedir. Yüksek enerjili yüzeylerde; daha çok plak toplandığı pürüzlü yüzeylerde de plak formasyonu ve olgunlaşmasının arttığı bilinir. Tarama elektron mikroskobu çalışmaları, mine yüzeyinde ilk kolonizasyonun çatlak, oluk, perikimata veya abrazyon defektleri gibi yüzey düzensizliklerinden başladığını ve daha sonra buradan hücrelerin tek bir tabaka olarak sıklıkla perikimata boyunca yayılmakta olduğunu göstermektedir (123). Quirynen ve arkadaşları (126) serbest yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğünün ayrı ayrı ve bir arada erken plak oluşumu ve kompozisyonuna etkisini in vivo olarak araştırmışlar ve yüzey pürüzlülüğünün serbest yüzey enerjisinden daha etkili olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Katı yüzeylerin ortalama pürüzlülük değerlerinde $R_a: 0,1\mu m$ 'nin altındaki farkların temas açısına bir etkisinin olmadığı; $0,1\mu m$ 'nin üzerinde ise yüzey pürüzlülüğünün; 60° 'nin altındaki temas açılarında temas açısını daha da düşürdüğü 86° 'nin üzerinde ise yükselttiği ve ilk temas açısı 60° - 86° arası olan yüzeylerde ise pürüzlülüğün temas açısına etkisinin olmadığı, konuyu inceleyen araştırmacılar tarafından vurgulanmıştır (123,202).

Anıl ve arkadaşları bazı protetik materyallerin ve minenin ıslanabilirlik değerlerini tükürük öncesi ve sonrası incelemişler ve materyallerin temas açılarının tükürük teması sonrası azalarak minenin temas açısı değerine yaklaştığını tespit etmişlerdir (101). De Jong ise, mine ve fluoroetilenpropilen örneklerinin yüzeyindeki K.T.G.T. varlığının, örneklerin serbest yüzey enerjisi değerlerini ve ıslanabilirlik düzeyini beş dakika içinde arttırdığını ileri sürmüştür (163). Jendrensen ve

arkadaşları, farklı yüzey enerjisine sahip olan katıların pelikül ile kaplandıktan sonra aralarındaki yüzey enerjisi farkının ortadan kalktığını bildirmiştir (162).

İncelenen yüzeylerdeki çok küçük değişiklikler bile seramik yüzeyinin etrafındaki canlı çevre ile arasında bir etkileşimin gerçekleşmesinde önem taşır. In vitro ortamda pöröz alüminöz yüzeylere pürüzsüz yüzeylerden daha fazla Streptococcus türlerinin yapıştığı görülmüştür (203). In vivo olarak da plak akumülasyonu ve yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif bir ilişki olduğu bulunmuştur (204). Bu araştırmalar yüzey özelliklerinin önemini vurgulamaktadır.

Yapılan mikrobiyolojik çalışmalarda korozyon sonrasında protein retansiyonunun yüksek olmasının sebebi korozyon sebebiyle yüzeyde gözlenen değişikliklere bağlanmaktadır. AFM ile yapılan çalışmalarda seramiklerde, sulu ortamda korozyon sonrasında iyon değişimi sebebiyle yüzeyde farklı derinlik ve içerikte hidrate yüzeyler gözlenmektedir (72,205). Optik profilometre ile daha geniş seramik yüzeylerinin tarandığı Sa ve Scx değerlerinde çok küçük değişiklikler gözlenmiştir (73). SEM analizlerinde yüzey tekstüründe materyalin spesifik mikro yapısı ile açıklanan değişiklikler gözlenmiştir. Yüzey pürüzlülüğünün bioreaksiyonlar ile olan ilişkisi bilinmektedir (206,207). Ancak yüzeyin element içeriği korozyondan etkilenmekte olup yüzeydeki serbest enerji ve elektriksel yükün azalmasına sebep olmaktadır. Serbest yüzey enerjisinin biofilm tabakasının oluşmasını, bakterilerin yapışmasını ve hücre tutulumunu etkilediği bilinmektedir (208,209,210,211). Quirynen ve Bollen yüzey pürüzlülüğünün dişler üzerinde biofilm tabakası oluşmasında serbest yüzey enerjisinden daha etkili olduğunu vurgulamaktadırlar (123).

Bir materyalin yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde, yüzeyin nitel (SEM) ve nicel (profilometre vb.) incelemeleri kullanılır (212). Goldstein ve ark (1991) porselen polisaj metotlarını profilometre, SEM ve görsel olarak değerlendirdikleri çalışmalarında SEM ve profilometre verilerinin birbirleri ile paralel olduklarını belirtmişlerdir (57). Bessing ve Wiktorsson (1983) ise, materyalin yüzey özelliğinin SEM ile incelenmesinin yüzey topografisi açısından nicel incelemelerden daha çok bilgi verdiğini bildirmişlerdir (20).

Fuzzi ve ark (1996), Vita VMK porseleninin yüzey pürüzlülüğünü glaze ve farklı bitirme ve cilalama işlemleri sonrasında, profilometre ve SEM ile nicel ve nitel

olarak incelemişlerdir. Profilometre ve SEM sonuçlarında korelasyon tespit etmemişlerdir (62).

Pek çok çalışmada yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmelerinde profilometre ölçümlerinden sonra SEM' le yüzey incelenmesi yapılmıştır. Bu iki inceleme arasında bazı çalışmalarda benzerlik tespit edilirken (57,213) bazı çalışmalarda ise benzerlik tespit edilmemiştir (62).

Çalışmamızda hazırlanan örneklerin kendi grupları içinde homojen yüzey özellikleri gösterip göstermediklerini belirlemek için örneklere yüzey bitirme işlemleri uygulandıktan sonra yüzeylerin pürüzlülüğü, temas açısı değerleri, yüzey enerjisi değerleri hesaplanmıştır ve değerler istatistiksel olarak değerlendirilmiştir

Fırsatçı patojen olan Candida türleri, sağlıklı kişilerin gastrointestinal ve genital sistemlerinde komensal olarak bulunabilmektedir. Konakçının immün durumuna bağlı olarak akut veya kronik lokalize mukokütanöz enfeksiyonlardan, yaşamı tehdit eden yaygın hastalıklara kadar geniş bir yelpazede hastalıklara yol açabilirler(214).

Candida Albicans, mantar türleri arasındaki en önemli patojen türdür. Candida Albicans mukoza ve deriyi tutan yüzeysel enfeksiyonlara sık sebep olmakla beraber, öldürücü olabilen derin enfeksiyonlara da neden olabilirler. Candida Albicans'ın etkeni olduğu ağız enfeksiyonlarından ağız moniliyazisi, kronik hiperplastik candidiasis, anguler cheilitis, protez stomatiti sayılabilir (142,215,216,217)

Oral kandidiyaz tablosu, insanlarda en sık görülen Candida enfeksiyonu olup, dilde ya da dudak mukozasında beyaz yama tarzı plak oluşumu ile seyretmektedir. Oral kandidiyazda en sık izole edilen tür Candida Albicans' tır ve enfeksiyonun gelişiminde, mayaların germ tüp ve yalancı hüf yapımı, fenotipik değişim, fosfolipaz enzimi ve salgısal asit proteinaz (SAP) gibi virülans faktörlerinin yanı sıra konakçının immün sisteminin de önemli rolü vardır(218,219). Candida Albicans proteinazları, albumin, hemoglobin, keratin, kollajen, müsin, salgısal IgA ve kompleman komponentleri gibi birçok proteini parçalayarak mayanın konak direnç mekanizmalarından kaçmasını kolaylaştırmaktadır(220). Ekstrasellüler fosfolipazlar ise, konak hücre membranındaki fosfolipidleri parçalayarak membran hasarına yol açmaktadır(221). Bir diğer virülans faktörü olan biyofilm üretimi ile Candida'lar konak hücresine, protezlere, kateterlere tutunarak kolonize olmakta ve özellikle

immünsüpresif konakta invaziv hastalıkların gelişmesine yol açmaktadır(222,223). Son yıllarda geniş spektrumlu antibiyotikler, sitotoksik ilaçlar ve kortikosteroidlerin yaygın kullanımı, oral kandidiyaz prevalansında artışa neden olmuştur(224)

Candida Albicans, oral kavitedeki mikroorganizmaların; sağlıklı bireylerde %25, çeşitli sağlık sorunlarına sahip bireylerde ve özellikle immünsüpresif hastalarda ise %50-90 kadarını oluşturlar(139). C. Albicans'ın adezyonunu aydınlatmaya yönelik pek çok araştırma yapılmıştır. Candida Albicans'ın biyolojik dokular yanında akrilikler, resin-kompozitler, plastikler gibi materyallere de adezyon yaptığı bilinmektedir (144,145). Günümüze kadar yapılan çalışmalarda adezyon mekanizmasında, yüzeydeki protein reseptörlerinin önemli rol aldığı kabul edilmiştir (146,147).

Candida Albicans'ın dentin tabakası ve proteinler gibi çeşitli yapılar üzerine adezyon yaptığı, ayrıca düz ve cilalı yüzeylere kıyasla pürüzlü yüzeylere daha fazla adezyon yaptığı bilinmektedir (145,148,149,150,151).

Candida Albicans' ın, ağız dokuları yanında protetik malzemelere kolaylıkla kolonize olarak ciddi enfeksiyonlar oluşturduğu görülmüştür (152,153). Adezyon miktarı ile koloni oluşturma ve enfeksiyon meydana getirme kabiliyeti arasında direkt bir ilişki olduğu belirtilmektedir(139). Protetik malzemelere adezyonun nasıl olduğu, malzemenin yapısının buna etkisi konusunda değişik araştırmalar mevcuttur(144,147,151,154). Yapılan araştırmalarda Candida Albicans'ın yüzeye adezyonu ile ilgili olarak; yüzey pürüzlülüğü, tükürük proteinlerinin ve diğer yapışkan mikroorganizmaların varlığı, konsantrasyon, maya hücrelerinin canlılığı, kültür şartları gibi faktörler sayılmaktadır(153,155).

Nikawa ve ark, maksillofasiyal protezler üzerinde Candida Albicans kolonizasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında, protez üzerinde biriken plaklardan aspire edilen mikroorganizmaların çeşitli enfeksiyonlara yol açabileceklerine değinmişlerdir. Ayrıca Candida' nın akrilik veya farklı protetik materyallere yapışmasının kolonizasyon ve plak formasyonunda ilk basamak olduğunu, ikinci basamağın ise yapışan hücrelerin büyümesi ve farklı mikroorganizmaların yapışıp gelişmesi olduğunu belirtmişlerdir (225).

Dental plak dişlerin tükürük akımı, dil, dudak ve yanak tarafından mekanik olarak temizlenemeyen yüzeylerine yerleşen organik yığıntılardır. Ağız

mikroflorasından önemli ayrıcalıklar gösteren plak mikroflorası kişiye, ağızda bulunduğu bölgeye ve kişinin beslenme alışkanlıklarına göre değişim gösterebilir. Dental plak, bakteri içeren biyofilm, bunların metabolik artıkları ve tükürük bileşenlerinden oluşur ve dental çürük oluşumuna neden olur (226,227,228).

Yapışkan protein ve polisakkaritlerden oluşan bu kitleler içinde fazla sayıda mikroorganizma bulunmaktadır. Streptococcus Mutans gibi karyojenik bakteriler dental plakta en fazla görülen bakterilerdir. Bu mikroorganizmalar karbonhidratları fermente ederek asit oluştururlar ve diş dokusunu demineralize ederler. Streptokokların 24 saatlik plakta en fazla bulunan bakteri türü oldukları önceden beri bilinmektedir. Nyvad ve Kilian (1990), bir günlük mine ve kök üzerinde oluşan plakta, oral streptokokların % 77 oranında bulunduğunu bildirmişlerdir (229). Streptococcus Mutans ağızdaki tüm katı yüzeylere, diş dokusuna, restoratif materyaller üzerine yüksek adezyon kapasitesine sahiptir (114,230). Ayrıca Streptococcus Mutanslar asidojenik ve asidurik özelliklerinden dolayı virulan bakteriler arasında yer alırlar (114).

Eick ve ark (2004), restoratif materyallerdeki plak oluşumunu in vitro olarak değerlendirmişlerdir ve statik bakteriyel besi kültürlerinin maksimum 24 saat kullanım için uygun olduğunu belirtmişlerdir. Çünkü 24 saat sonunda bakteri enzim ve artıkları bakteri canlılığının devamını engellediğini belirtmişlerdir. Bu nedenle araştırmamızda dental plakta en fazla görülen bakterilerden Streptococcus Mutans'ın seramik yüzeylerinde in vitro olarak 24 saat sonundaki adezyonu incelenmiştir (231).

Steinberg ve Eyal (2002), çalışmalarında restoratif materyale bakteriyel tutunmada yüzeyin tükürük ile kaplı olmasının önemli olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca mikroorganizmaların adezyonu ve kolonizasyonunda tükürük bileşenlerinin ve pelikül tabakasının formasyonuna ihtiyaç vardır. Pelikül tabakasının bileşenleri oral mikroorganizmaların adezyonu için reseptör görevi görürler (232).

Pelikül oluşturulması için gerekli olan tükürük bazı araştırmacılar tarafından direkt olarak tükürük bezlerinden toplanmıştır. Direkt tükürük toplamada en çok tercih edilen tükürük bezi parotistir (115,233). Tükürüğü direkt olarak tükürük bezinden toplamanın avantajı, tükürüğün saf halde bulunması, içerisine ağız ortamında karışacak komponentlerden yoksun olması ve özellikle bakteri içermemesidir. Ancak tükürüğün direkt olarak tükürük bezinden toplanması hem çok

zordur hem de uzun sürede çok az miktarda tükürük elde edilebilmektedir. Vassilakos ve arkadaşları pelikül oluşumunun tükürüğün protein konsantrasyonundan ve bireyler arası farklılıklardan etkilenmediğini, hatta santrifüj edilmiş tükürükte bulunmayan ancak doğal tükürükte bulunan yiyecek artıkları, hücreler, mikroorganizmaların da film oluşum kinetiğini etkilemediğini belirtmişlerdir (234). Bu yüzden çalışmamızda, yüzeyde pelikül oluşturmak için; benzer çalışmalarda olduğu gibi yapay tükürük solüsyonu kullanılmıştır (233,235,236).

Yapılan in vitro çalışmalarda, çok farklı yapay tükürük formülleri kullanılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız formül en yaygın kullanıma sahip olan Fusuyama'nın formülüne dayanılarak hazırlanmıştır (237). Yapay tükürük kişisel farklılıkları ortadan kaldırmak amacıyla kullanılmıştır ve formüle flor antibakteriyel özelliğinden dolayı eklenmemiştir (231).

Sukroz oral bakterilerin ortak besinidir ve bakteriler sukrozdan glukan sentezlerler. Sreenivasan ve ark, % 10 luk sukroz içeren içme suyu ile yıkanmış örneklerde oral streptokoklarda artış gözlemlemişlerdir (238). Eick ve ark, % 5' lik sukroz içeren BHI nun bakteri adezyonu ve canlılığını idame ettireceğini belirtmişlerdir (231). Çalışmamızda Eick ve ark. çalışmalarında olduğu gibi bakteri adezyonu ve çoğalması için % 5 sukroz içeren BHI kullanılmıştır.

Mikrobiyolojik çalışmalarda yüzeyde oluşan biyofilm tabakasını incelemek için SEM, floresan mikroskobu, ışık mikroskobu ve nicel inceleme için yine bu görüntüleme yöntemleriyle mm² alana düşen koloni sayısı sayılabilir. Diğer bir yöntem ise sert yüzeylerde oluşan biyofilmin yüzeyden sökülerek koloni sayımı yapılması yöntemidir.

Candida Albicans adezyonunu; ışık veya elektron mikroskobu kullanılarak histolojik düzeyde gösterme, metabolik aktivitenin pH değişimi veya formazon oluşumuna dayanan kantitatif tekniklerle ölçmek mümkündür.

Mikroskopun bulunması ile mikroorganizmaların gösterilmesi, sentetik boyaların bulunması ve mikroorganizmaların sentetik boyalarla boyanarak gösterilmesi günümüzde halen kullanılmakta olan bir yöntemdir (239).

Enfeksiyon bölgesinden alınan örneklerden yapılan yayma preparatların Gram yöntemi ile boyanarak mikroskopta incelenmesi mikrobiyoloji laboratuvarında en

çok kullanılan çok basit, güvenilir ve vazgeçilmeyecek bir yöntemdir. Steril vücut sıvılarındaki (BOS, plevra, eklem ve periton sıvıları gibi) bakterileri saptamak için çok yararlıdır. Etiyolojik etkenin moleküler tekniklerle gösterilmesi saatler, kültürle gösterilmesi ise günler hatta haftalar alabilir. Gram ile bakterilerin boyanma özellikleri yanında morfolojileri de belirlenir. Enfeksiyon etkeni olan maya ve mantarlar gibi mikroorganizmalar yanında, enfeksiyon veya kontaminasyonun kanıtı sayılabilen çeşitli hücreler de Gram preparatında görülebilir (240,241,242). Ancak, duyarlılığı örnekte bulunan bakteri sayısı ile değişebilir.

Çalışmamızda yöntemin basit ve güvenilir olması nedeniyle *Candida Albicans* sayımlarını kristal viyole ile mikroorganizmaları boyadıktan sonra ışık mikroskopunda 40x büyütme altında yaptık.

Ancak *Streptococcus Mutans* (0,5-2.00 μm) sayımı, mikroorganizmanın *Candida Albicans*' a göre (4-6 μm çapında) çok daha küçük boyutlarda olması sebebiyle ışık mikroskobu ile yapılamamış ve SEM görüntüleri alınarak kimyasal yaşlandırma yapılmadan öncesi ve yapıldıktan sonrası karşılaştırılmıştır (243).

Materyalin yüzey serbest enerjisi, elektriksel özelliği (zeta potansiyel), hidrofobikliği ve yüzey pürüzlülüğü gibi fizikokimyasal özellikleri bakterinin direk adezyonuna veya dolaylı yoldan pelikül proteinlerin absorpsiyonuna etkilidir (113,114,230,244). Yüksek yüzey enerjisi düşük yüzey enerjisine göre daha fazla plak birikimine neden olur. Fakat materyalin yüzey enerjisi materyalin kazanılmış pelikül ile kaplanmasıyla değişir, buna bağlı olarak materyalin başlangıç plak oluşumundaki bakteriyostatik veya bakteriyosidal etkisi de değişir (113,123).

Literatürlerde pek çok çalışmada yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında pozitif bir korelasyon olduğu, pürüzlü yüzeylerin plak oluşumunu ve olgunlaşmasını arttırdığı belirtilmektedir. Quirynen ve Bollen, ilk bakteri adezyonunun minde çatlak, oluk, abrazyon defektleri gibi pürüzlü alanlarda başladığını bildirmişlerdir (123). Yine başka bir araştırmada Quirynen ve ark, yüzey pürüzlülüğünün bakteri tutunumunda yüzey enerjisinden daha önemli olduğunu çünkü pürüzlü alanların bakteriyi uzaklaştırıcı kuvvetlere karşı barınak oluşturduğunu belirtmişlerdir (126).

Carlen ve ark, çalışmalarında cam iyonomer ve kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinin biyofilm tabakası oluşumuna etkilerini incelemişlerdir. Plak

oluşumunda yüzey pürüzlülüğünü, yüzey kompozisyonunu ve serbest yüzey enerjisini karşılaştırmışlar ve çalışmanın sonucunda dental plak formasyonunda yüzey pürüzlülüğünün önemli olduğunu vurgulamışlardır. Ayrıca dental restorasyonların polisajının materyalin yüzey özelliklerini değiştirdiğini ve bununla bakteri adezyonunu artırdığını belirtmişlerdir (245).

Şahin, yapmış olduğu çalışmada vital ağartma ajanları uyguladığı farklı porselen sistemlerinde (Ceramco, Vita, Finesse), ağartma öncesi ve sonrası bakteri adezyonu incelenmiştir. Ağartma sonrasında porselen yüzeylerinde Streptococcus Mutans bakteri adezyonunun arttığını tespit etmiştir. Bunun nedeninin de ağartma işlemi sonrası porselen yüzeylerinde yüzey pürüzlülüğünün artmasına ve dolayısıyla da tutunan bakteri sayısının artmasına bağlamıştır (134).

Tanner ve ark, yaptıkları bir diğer araştırmada da in vitro olarak dental fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde Streptococcus Mutans adezyonunu incelemişlerdir. Araştırmalarının sonucunda Streptococcus Mutans adezyonu ile materyalin yüzey pürüzlülüğü arasında korelasyon olduğunu tespit etmişlerdir ve pürüzlü yüzeyin bakteri adezyonu için geniş retansiyon alanlarını uygun kıldığını ve bakterileri yüzeyden uzaklaştırıcı kuvvetlerden koruduğunu belirtmişlerdir (244).

Tanner ve ark, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde erken plak formasyonunu in vivo olarak araştırdıkları çalışmalarında yüzey enerjisinin yüksek olduğu polietilen fiberle güçlendirilmiş kompozitte en yüksek bakteri birikimi görülmesinin sebebinin bu materyalin yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermesinden dolayı olduğunu belirtmişlerdir (246).

Ayrıca Candida Albicans mikroorganizmasının akrilik rezinler ve porselen yüzeylere adezyonunu inceleyen çalışmalarda pürüzlü yüzeylerde Candida Albicans adezyonunun fazla olduğu ancak yüzey parlaklığı arttıkça mikroorganizma yapışmasının azaldığı tespit edilmiştir (145,247).

Taylor ve arkadaşları (15) yüzey düzgünlüğünün idealden çok az sapmasının dahi yüzeydeki mikroorganizma tutunumunda oldukça anlamlı bir çoğalmaya sebep olacağını açıklamıştır (248).

Literatür bilgilerine benzer şekilde çalışmamızın sonucunda Streptococcus Mutans ve Candida Albicans bakteri tutunumunun yüzey bitirme işlemleri sonucu gruplar arasında farklılıklar göstermesinin örneklerdeki yüzey pürüzlülüğünün farklı

olması ile doğru orantılı olduğunu düşünmekteyiz. Yapılan yüzey bitirme işlemlerinin neticesinde tamamen ortadan kaldırılamayan yüzey pürüzlülüğü gruplar arası mikroorganizma adezyonu açısından fark olmasına neden olmuştur.

Ayrıca kimyasal yaşlandırma işlemi sonrası mikroorganizma adezyonunun her grupta belirgin bir şekilde artması yine yüzeyin pürüzlü hale gelmesiyle açıklanabilir.

Kawai ve Urano, 3 seramik materyali (Celay, IPS Empress, Dicor MGC) ve farklı restoratif materyallere (Amalgam, döküm altın, rezin kompozit) Streptococcus Sobrinus ve sentezledikleri glukan adezyonunu incelemişlerdir. Seramik gruplarında Streptococcus Sobrinus ve sentezledikleri glukan adezyonu açısından aralarındaki farkı önemsiz bulmuşlardır. Fakat istatistiksel olarak önemli olmasa da Celay’ da daha fazla, Dicor’ da ise en düşük plak adezyonu görmüşlerdir (114).

Harn ve ark, farklı restoratif materyallerde (Dicor, Flexo-Ceram, Dua Cement) ve minede mikrobiyal birikim ve canlılığını inceledikleri araştırmalarının sonucunda dökülebilir tetrasilik mika cam seramik (Dicor) ile konvansiyonel dental porselen arasında plak birikimi ve canlılığı açısından fark olmadığını tespit etmişlerdir. Fakat dental porselenlerde plak birikimini mine ve kompozite göre oldukça düşük bulmuşlardır (113).

Kawai ve ark, bakteri ve glukanların porselene yapışmasında yüzey pürüzsüzlüğünün etkisi ile ilgili bir çalışma yapmışlar ve farklı yüzey bitirme teknikleri kullandıkları porselenlerden en düzgün yüzeye sahip olan elmas pasta ile cilalanmış olanın en az, en pürüzlü yüzeye sahip olan glazelenmiş porselenin ise en fazla tutunuma sahip olduğu sonucuna ulaşmışlardır (114).

Çalışmamızda ise, kimyasal yaşlandırma uygulamasından önce veya sonra hiçbir üst yapı seramik grubunda mekanik polisaj işlemi sonucu en az mikroorganizma adezyon değerleri elde edilmemiştir. Her üst yapı seramik grubunda aynı yüzey bitirme yöntemleri kullanılmadığından ötürü, seramik sistemleri kendi içlerinde ve uygulanan yüzey bitirme işlemlerine göre kimyasal yaşlandırma yapılmadan önce ve yapıldıktan sonra kıyaslanabilmiştir.

Çökük ve ark. çeşitli full seramik sistemlerde; yüzey pürüzlülüğünün ve polisaj metotlarının bakteri adezyonuna etkisinin incelenmesi isimli doktora tezi çalışmasında beş farklı metal desteksiz seramik materyaline 4 farklı yüzey bitim ve polisaj işlemi uygulanmasının yüzey pürüzlülüğüne etkisini karşılaştırmalı olarak

değerlendirmiş ve bu yüzeylere Streptococcus Mutans bakteri tutunumu incelemiştir. Kullanılan polisaj metotlarından Soflex, Shofu uygulanan yüzeyler en düşük yüzey pürüzlülüğü değerini göstermişlerdir. Elmas pasta uygulanan grup ise yüzey pürüzlülük değeri ile bunlardan daha pürüzlü yüzeyler oluşturmuştur. Elmas frez uygulanan grup en yüksek yüzey pürüzlülük değerini vermiştir. En yüksek bakteri adezyonu değerleri IPS Empress ve IPS Empress 2 grubunda tespit edilirken, en düşük değerler In-Ceram / Vitadur Alpha' da görülmüştür (249).

Akca ve ark, Actinobacillus actinomycetemcomitans ve Streptococcus Mutans'ın, sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılan maddelere tutunmalarının incelenmesi amaçladıkları çalışmalarında canlı bakteri sayısının kültür yöntemiyle ölçülmesi ile A.a'nın, en az Cr-Ni metal yüzeye, en yüksek In-Ceram ve Empress 2 ingot yüzeylere tutunduğunu belirtmişlerdir. Streptococcus Mutans'ın A.a'ya göre araştırılan tüm yüzeylere daha az miktarda tutunduğu ve aynı zamanda en yüksek oranda Empress 2 ingot materyale tutunduğu izlenmiştir. Nefelometrik inceleme ise, A.a'nın en az Alphadur'a, en yüksek Cr-Ni'e tutunduğunu göstermiştir. Streptococcus Mutans ise, en fazla Empress 2 translüsent'e, en az ise In-Ceram, Empress 2 dentin ve Alphadur'a tutunmuştur. Bu çalışmada, tüm örnek yüzeyleri bakteriyel tutunma açısından değerlendirildiğinde; Cr-Ni alaşımının estetik hattın dışındaki dişlerde kullanımı veya seramik materyallerin altında kullanılmasının önerilebileceği belirtilmiştir (250).

Usta ve ark (***) feldspatik porselenlerde uygulanan bitirme işlemlerinin yüzey enerjisi ve bakteriyel tutunuma olan etkisi adlı doktora tezi çalışmasında farklı bitirme işlemleri uygulanan porselen örneklerde; yüzey enerjisinin, saf halde ve tükürükle ıslanan her materyalin yüzeyini kaplayan kazanılmış tükürük glikoprotein tabakası (K.T.G.T.) ile kaplandıktan sonraki değişimini ve bu değişimin bakteriyel tutunuma olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmada feldspatik bir porselen olan IPS d. SIGN kullanılarak hazırlanan ve altı farklı bitirme işlemi (polisaj pastası, zımpara, iyon değişimi, lastik, overglaze, otoglaze) uygulanmıştır. En yüksek sayıda bakteri kolonisinin iyon değişimi uygulanan grupta olduğu; bunu sırası ile overglaze, zımpara, lastik ve otoglaze uygulanan grupların izlediği en düşük bakteri koloni sayısının ise polisaj pastası uygulanan grupta olduğu gözlenmiştir (251).

Çalışmamızda monolitik ve veneer seramik sistemlerinde farklı yüzey bitirme işlemleri uygulayarak kimyasal yaşlandırmadan önce ve sonra mikroorganizma

adezyonu incelenmiştir. Üst yapı seramiklerine üretici firmanın piyasaya sunduğu mevcut yüzey bitirme işlemlerinin tamamı uygulanmıştır. Monolitik seramik sistemleri için toz-likit glazür sistemi ve veneer seramiklerden IPS inLine seramik grubu için spreyl glazür sistemi piyasaya sunulmadığından ötürü uygulanamamıştır.

Değer ve ark, mekanik cilalamanın seramik yüzeyler üzerindeki etkisinin araştırılması isimli çalışmalarında mekanik polisaj uygulamasının glazür uygulamasına göre seramik yüzeyindeki pürüzlülüğü daha az azalttığını belirtmişlerdir (252). Literatürde mekanik polisajın yüzey düzgünlüğüne etkisi ile ilgili yapılan çalışmalarda, frezle aşındırılan yüzeyin mekanik cilalama ile pürüzlülüğünün azaltıldığı ortak sonuçtur (29,57,197,198,199,253,254,255,256,257,258). Ancak bir kısım araştırmacı mekanik cilalama ile pürüzlülüğün glazürlü yüzeye aynı olmasa da önemli miktarda azaltılabildiğini (57,198,199,253,257) ve bir kısım araştırmacı glazürlü yüzeye benzer pürüzlülükte yüzeyler elde edilebildiğini bildirirken (29,197,254,255,256,258), bir kısım araştırmacı da mekanik cilalama ile glazürlü yüzeyin onarılamayacağını ve ancak glazür ile düzgün yüzeyler sağlanabileceğini bildirmektedirler (259,260).

Çalışmamızda da kimyasal yaşlandırma yapmadan önce ve yaptıktan sonra Candida Albicans adezyonu incelendiğinde en az tutunumun hem monolitik hem de veneer seramik sistemlerinde overglaze yapılan gruplarda olduğu tespit edilmiştir. Otoglaze ve mekanik polisaj yapılan deney gruplarında Candida Albicans tutunumu overglaze yapılan gruplara göre daha fazladır.

Overglaze yapılan gruplar kimyasal yaşlandırmadan önce kendi içlerinde kıyaslandığında monolitik sistemlerde ve veneer seramik sistemlerinden IPS inLine grubunda en düşük değerler pasta (şırınga) glazür sisteminde bulunmuştur. Pasta (şırınga) glazür sisteminde spreyl glazür sistemine göre mikroorganizma adezyonunun az olmasının sebebini spreyl glazür sisteminin uygulama prosedürlerinin karmaşıklığı ve sistemin yeni olması sebebiyle protez teknisyenlerinin el manipülasyonlarının daha sık kullandıkları pasta (şırınga) glazür sistemine göre yetersiz olması ve ayrıca spreyl glazür sisteminin temas açısının yüksek olması neticesinde pasta (şırınga) glazür sistemi kadar yüzeye yayılamaması olduğunu düşünmekteyiz. Yine aynı şekilde e-max Ceram grubunda toz-likit glazür

sisteminin en az mikroorganizma adezyonuna sahip olması bu gerekçeyle açıklanabilir.

Kimyasal yaşlandırmadan sonra, yine overglaze yapılan deney gruplarında otoglaze ve mekanik polisaj yapılan gruplara göre daha az Candida Albicans tutunumu gözlenmiştir. Overglaze yapılan gruplar kendi içinde kıyaslandığında monolitik sistemlerde ve veneer seramik sistemlerinden IPS inLine grubunda en düşük değerler kimyasal yaşlandırma yapmadan önce olduğu gibi pasta (şırınga) glazür sisteminde elde edilmiştir. Aynı şekilde e-max Ceram grubunda da toz-likit glazür sisteminde mikroorganizma adezyonu en düşük seviyede gözlenmiştir. Bu durum kimyasal yaşlandırma uygulamasının tüm yüzey bitirme işlemlerine benzer şekilde etki ettiğini gösterebilir.

Literatürde incelediğimiz porselen sistemlerindeki mikroorganizma tutunumunun incelendiği birebir bir çalışma bulunamamıştır. Çalışmamızda, benzer çalışmalarda görüldüğü gibi porselen tiplerinin bakteri tutunumuna etkisinden ziyade dört farklı üst yapı seramik sistemine uygulanan yüzey bitirme işlemlerinin mikroorganizma tutunumuna etkisi incelenmiştir. Bu etki kimyasal yaşlandırma uygulanmadan önce ve uygulandıktan sonra ayrı ayrı ele alınmış ve kimyasal yaşlandırma uygulamasının hem Streptococcus Mutans hem de Candida Albicans adezyonunda yaşlandırma öncesine göre belirgin bir şekilde artışa neden olduğu görülmüştür.

Milleding ve ark. yaptıkları çalışmada metal destekli ve metal desteksiz feldspatik üst yapı seramiği olarak kullanılan iki tür seramikte de % 4' lük asetik asit çözeltisinde yüzey pürüzlülüğünün arttığı görülmüştür (73). Çalışmamızda da benzer şekilde kimyasal yaşlandırma uygulamasının Candida Albicans ve Streptococcus Mutans adezyonunu belirgin bir şekilde artırmasını yaşlandırma sonrası yüzeylerdeki yapısal bozulmalar ve yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla açıklanabileceğini düşünmekteyiz.

Seramik yüzeyinin pürüzsüz olması tek başına plak tutuculuğu, aşındırma özelliği, dayanıklılığı, renk değişimi gibi özellikleri değerlendirmek için yeterli olmaz. Ancak yüzey pürüzlülüğü plak birikimi için ilk hücre adezyonunu etkilemektedir (261,262,263). Literatürde, glazürlü ve glazürsüz seramik yüzeylerin çevre dokular üzerindeki etkileri ile ilgili yapılmış olan çalışmaların sonuçları

birbirleriyle tutarlı değildir. Podshadley, glazürlü ve glazürsüz seramik materyaline karşı 6 ay sonunda yapılan incelemede dişeti reaksiyonunun benzer olduğunu bildirmektedir (264).

Bunun yanı sıra Mahalick ve ark. (265), glazürsüz seramik yüzeyin antagonist diş veya seramik yüzeylerde yüksek oranda aşınmaya sebep olduğunu bildirirken, Jagger ve Harrison ise glazürlü ve glazürsüz seramiğin mineyi benzer miktarda aşındırdığını, cilalı seramik yüzeyin ise çok daha az miktarda aşındırma meydana getirdiğini bildirmektedirler (266). Bu araştırmaların sonuçları birbirleriyle uyumsuz olmasına rağmen, glazürsüz yüzeylerin yaratacağı muhtemel zararlar göz önünde tutularak; seramik yüzeylerin glazürlenmesi, glazürün yüzeyden kaldırıldığı durumlarda ise mekanik cila ile düzgünleştirilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızdaki limitasyonlardan biri, üretici firmanın her üst yapı porselen çeşidi için overglaze yönteminde kullanılacak olan üç çeşit glazür materyalini piyasaya sunmamış olmasıdır. e-max ceram için sprej, şırınga ve toz-likit formlarının tamamı mevcutken, e-max CAD ve empress CAD üst yapı seramikleri için toz-likit glazür sistemi; IPS inLine üst yapı seramikleri için ise sprej glazür sistemi piyasaya sunulmamıştır. Dolayısıyla mikroorganizma adezyonlarının karşılaştırılması üst yapı seramik sistemlerinin kendi içinde kolaylıkla yapılabilirken, yüzey bitirme işlemlerine göre karşılaştırma sadece aynı tip yüzey bitirme işlemi yapılabilen gruplarla sınırlı kalmıştır.

Çalışmamızın bir diğer limitasyonunda ağız ortamında bulunan birçok mikroorganizma ve bunların birbirleri ile etkileşimleri göz ardı edilerek iki bakteri çeşidi kullanılmıştır. Dental plak mikroflorası kişiye, ağızda bulunduğu bölgeye ve kişinin beslenme alışkanlıklarına göre değişim gösterir. Bu nedenle sonuçlarımızın destekleneceği ileri klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmada elde edilen verilerin değerlendirilmesi ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılabilir:

1. Test edilen tüm üst yapı seramiklerinde kimyasal yaşlandırma uygulamasının ardından Streptococcus Mutans ve Candida Albicans adezyonu belirgin şekilde artmıştır. Kimyasal yaşlandırma işlemi seramik yüzeyinde bozulmalara neden olmuştur.
2. Kimyasal yaşlandırma öncesinde ve sonrasında Candida Albicans adezyon değerleri incelendiğinde overglaze işlemi otoglaze ve mekanik polisaj işlemlerine göre daha az mikroorganizma tutunumu göstermiştir.
3. Overglaze uygulanan gruplar kimyasal yaşlandırma öncesi ve sonrasında kendi içinde incelendiğinde ise en az Candida Albicans adezyonunun monolitik yapıdaki seramik sistemlerinde ve veneer seramiklerden IPS inLine seramik sistemlerinde şırınga(pasta); e-max Ceram seramik sisteminde ise toz-likit glazür sistemlerinde olduğu belirlenmiştir.
4. Otolaze işlemi yapılan 4 üst yapı seramikleri kimyasal yaşlandırma uygulaması yapılmadan önce incelendiğinde, Candida Albicans adezyonunun en düşük değerlerde olduğu sistem e-max CAD sisteminde tespit edilmiştir. Ancak e-max CAD üst yapı porseleni otoglaze işlemi uygulanan grup ile diğer bütün grupların otoglaze uygulanan grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Kimyasal yaşlandırma yapıldıktan sonra otoglaze yapılarak yüzey bitirme işlemleri tamamlanan gruplar tekrar incelendiğinde en düşük değerler IPS inLine üst yapı seramik sisteminde bulunmuştur. IPS inLine üst yapı seramik sistemi otoglaze işlemi uygulanan grup ile diğer 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur.
5. Mekanik polisaj işlemi yapılan 4 grup kimyasal yaşlandırma yapılmadan önce incelendiğinde, en düşük değerler e-max CAD üst yapı seramik sisteminde elde edilmiştir. Ancak e-max CAD üst yapı seramiği mekanik polisaj işlemi uygulanan grup ile diğer 3 grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunmamıştır. Kimyasal yaşlandırma uygulandıktan sonra da en düşük değerler e-max CAD üst yapı seramik sisteminde bulunmuştur ve e-max CAD üst yapı seramiği mekanik polisaj işlemi uygulanan grup ile diğer 3 grup arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir.

6. Bizim araştırmamızda olduğu gibi, her ne kadar birçok araştırmacı glazürün, polisaja göre avantajlı olduğunu söylese de bu durum glazür tabakası korunduğu sürece geçerlidir, bu tabakanın zamanla ortadan kalkmasıyla beraber polisajlı yüzey davranışı sergiler.
7. Konu ile ilgili sonuçların karşılaştırılması ve kesin yargılara varılabilmesi için daha homojen örnek yapım tekniklerinin geliştirildiği yeni çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

Kaynaklar

1. Yavuzylmaz H (1996), Hareketli Metal Destekli Estetik Kronlar, G.Ü. Yayınları, Ankara
2. O'Brien WJ (2002), Dental Materials and Their Selection, 3rd Ed, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago
3. Akın E (1999),Diş Hekimliğinde Porselen, İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları, İstanbul
4. Nayır E (1999), Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi, İ.Ü. Diş Hek Fak Yayınları, İstanbul
5. Altunsoy S (2001), Farklı post-core materyalleri ve siman renkleri kullanılarak, İn- Ceram ve IPS Empress tam seramik restorasyonlardaki renk değişikliğinin incelenmesi , H.Ü.Doktora Tezi, Ankara
6. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P (2000), Metal desteksiz porselen sistemleri, Atatürk Üniv. DHFD, 10(2):79-88
7. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L 1993), Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, A.Ü. Basımevi, Ankara
8. Zan T (1999), Çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin konvansiyonel dental porselenlerin eğilme dayanıklılığı üzerine etkisi, G.Ü. Doktora Tezi, Ankara
9. Yavuzylmaz H, Bavbek B, Turhan B, Kurt E (2005a), Tam porselen sistemleri I, GÜ Diş Hek Derg 22(1):41-48
10. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD (1997), Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 9thedd Quintessence Publishing Co, Chicago
11. Leinfelder K (2000), Porcelain esthetics for the 21st century, JADA, 131:47-51
12. McLean JW (1979), The science and art of dental ceramics, Quintessence Publishing Co, Inc, Chicago
13. Anusavice KJ (1993), Recent developments in restorative dental ceramics, JADA, 124:72-4
14. Gökçe, H.S. Beydemir, B. (2002). Yüksek Dirençli Seramik Sistemlerin Dayanıklılığı, Gülhane Tıp Dergisi, 44(4): 457-463
15. Antunes, R.P.A. Magalhaes, F. Matsumoto, W. Orsi, I.A. (1998). Anterior esthetic rehabilitation of all-ceramic crowns:A case report, Quintessence Int. 29(1): 38-40

16. Scientific Documentation IPS e.max. (September 2005). Ivoclar Vivadent AG. Research and Development Scientific Services. Schaan, Liechtenstein
17. Scientific Documentation IPS Empress CAD. (November 2006). Ivoclar Vivadent AG. Research and Development Scientific Services. Schaan, Liechtenstein
18. Scientific Documentation IPS InLine System. (March 2014). Ivoclar Vivadent AG. Research and Development Scientific Services. Schaan, Liechtenstein
19. Ferrari M., Bertelli E., Finger W.A. (1993). A five-year report on a enamel dentinal bonding agent and microfilled resin system, Quint Int, 24:7-35
20. Bessing C., Wiktorsson (1983). A comparison of two different methods of polishing porcelain, Scand. J. Dent. Res., 91: 482–7
21. Chu F. C. S., Frankel N., Smales R. J. (2000). Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished and reglazed in-ceram/vitadur alpha porcelain laminates, Int. J. Prosthodont., 13: 66–71
22. Al-Hiyasat A. S., Saunders W. P., Sharkey S. W., Smith G. M., Gilmour W. H. (1997). 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, 10:269-82
23. Craig R. G., Powers J. M. (2002). Restorative Dental Materials. 11th Edition. Missouri: Mosby Company
24. Jacobi R., Shillingburg H. T., Duncanson M. G. (1991). A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. J. Prosthet. Dent., 66: 303–9
25. Martines-Gomis J., BIZAR J., Anglada J. M., Samso J., Peraire M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. Int. J. Prosthodont., 16: 74–7
26. Wright, M. D., Masri, R., Driscoll, C. F., Romberg, E., Thompson, G. A., Runyan, D.A. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. The Journal of Prosthetic Dentistry, 92 (5), 486- 490
27. Kawai K., Urano M., Ebisu S. (2000). Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. J. Prosthet. Dent., 83: 664–7

28. Bollen C. M. L., Lambrechts P., Quirynen M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature, *Dent. Mater.*, 13: 258–69
29. Brewer J. D., Garlapo D. A., Chipps E. A., Tedesco L. A. (1990). Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces, *J. Prosthet. Dent.*, 64(6):631-4
30. Tholt B., Miranda-Junior W. G., Prioli R., Thompson J., Oda M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper.Dent.*, 31: 4
31. Andersson M., Oden A. (1993). A new all ceramic crown. A dense sintered high purity alumina coping with porcelain, *Acta Odont Scand*, 51:59-64
32. Piddock V., Qualtrough A.J., Brough E. (1991) An investigation of an ion strengtening paste for dental porcelains. *Int J Prosthodont*, 4:132-137
33. Giordano R. A., Cima M., Pober R. (1995). Effects of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics, *Int. J. Prosthodont.*, 8: 311–9
34. Anusavice K. J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. St. Louis: Saunders, Chapter 13-21
35. Germer L. H. (1975) In *frontiers in Chemistry*, R.E. Burk., O. Grummitt, Eds., Vol.4, Interscience New York; 168-172
36. Beilby G. (1992). *Aggregation and Flow of Solids* Macmillan, New York
37. Yavuzylmaz H., Ulusoy M. M., Kedici, P. S., Kansu, G. (2003). *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Özyurt Matbaacılık Ltd
38. McLean, J. W. (1979). *The Science and Art of Dental Ceramics. Volume I: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use*. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., Monograph 1
39. Cahn R. W., Haasen P., Kramer E. J. (1992). *Materials science and technology, medical and dental materials*, VCH New York ABD, 14:431-440
40. Frederick C. S., Frankel N., Smales R. J. (2000). Surface roughness and flexural strength of selfglazed, polishied and reglazed in ceram/vitadur alpha porcelain laminates, *İnt J Prosthodont*, 13 : 66-71

41. Cain J.B., Francis D.W., Venter R.D., Neumann A.W. (1983). J Colloid Interface Sci, 94-123
42. Vieira GF, deCaroli A, Amorim JC, Matson E. (2001). The influence of the surface treatment and saliva on the color of two porcelains. Schweiz Monatssehr Zahnmed, 111: 282-91
43. Hudson J.D., Goldstein G.R., Georges M. (1995) Enamel wear caused by three different restorative materials, j Prosthet Dent, 74:647-654
44. Decool M. J. (1972). Ceramics and periodontal tissue, Rev Stomatodont Nord France, 27:221
45. Wise M.D., Dykema R.W. (1975) The plaque retaining capacity of four dental materials. J Prosthet Dent,33:178
46. Mannenberg F. (1971) Gingival changes following porcelain crown therapy. Odontol Revy,22: 155-158
47. Naylor, W. P. (1992). Introduction to Metal Ceramic Technology. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., p:157–61
48. Hobo S. (1982) Distortion of occlusal porcelain during glazing. J Prosthet Dent, 47:154-156
49. O'Brein W.J., (1997) Dental Materials and Their Selection 2.ed. Quintessence, ABD, 151-175
50. Tamura, K. (1987). Essentials of Dental Technology. Chicago: Quintessence Publishing, Co., Inc., p: 390
51. Aksoy G. (2003). Dental seramiklerde glazür katmanının önemi, Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Dergisi, 24:2; 103-111
52. Aksoy G., Polat H., Polat M., Coskun G. (2006). Effect of various treatment and glazing (coating) techniques on the roughness and wettability of ceramic dental restorative surfaces, Colloids Surf B Biointerfaces, 53:(2), 254-259
53. Raimondo RL Jr, Richardson JT, Wiedner B. (1990) Polished versus autoglazed dental porcelain. The Journal of Prosthetic Dentistry, 64 (5), 553- 557
54. Patterson, C. J. W., McLundie, A. C., Stirrups, D. R., Taylor, W. G. (1992). Efficacy of a porcelain refinishing system in restoring surface finish after grinding with fine and extra fine diamond burs. The Journal of Prosthetic Dentistry, 68 (3), 402- 406

55. Ancowitz S., Torres T., Rostami H. (1998). Texturing and polishing: The final attempt at value control, *Dental Clinics of North America*, 42 (4), 607-612
56. Craig R. G. (1998). *Restorative dental materials* , Eight Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis
57. Goldstein G. R., Barnhard B. R., Penugonda B. (1991). Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65 (5); 627- 634
58. O'Brien W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. Third Edition. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc., Chapter 10
59. Anusavice K. J. (1996). *Phillips Science of dental materials*.10th Edition, WB Saunders Co, Philadelphia
60. Scurria, M. S., Powers, J. M. (1994). Surface roughness of two polished ceramic materials. *J. Prosthet. Dent.*, 71: 174–7
61. Magne, P. , Belser U. (2002). *Bonded Porcelain Restorations in The Anterior Dentition. A Biomimetic Approach*. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc., Chapter 7
62. Fuzzi M., Zaccheroni Z., Vallania G. (1996). Scanning electro microscopy and profilomter evaluation of glazed and polished dental porcelain, *Int. J. Prosthodont.*, 9: 452–8
63. Ferracane J. L. (2001). *Materials in dentistry principles and applications*, Lippincott Williams and Wilkins, London
64. Jefferies S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, 42: 613–27
65. Al-Wahadni A. M., Martin D. M. (1999). An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material, *J. Oral Rehabil*, 26: 538–46
66. Albakry M., Guazzato M., Swain M. V. (2003). Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials, *J. Dent*, 31: 181–8
67. PHILLIPS, R. W. (1984). *Elements of Dental Materials*. For Dental Hygienists. 4th Edition. Philadelphia: W.B. Saunders Company, Chapter 26
68. Gladwin M., Bagby M. (2000). *Clinical Aspects of Dental Materials*, Philadelphia: Lippinrott Williams & Wilkins, Chapter 13

69. JUNG, M. (2002). Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper. Dent.*, 27: 175–83
70. SCHMIDLIN, P. R., GÖHRING, T. N. (2004). Finishing tooth-colored restorations in vitro: a index of surface alteration and finish-line destruction. *Oper. Dent.*, 29: 80–6
71. B. L. Krasnyi, V. P. Tarasovskii, E. V. Rakhmanova, V. V. Bondar; (2004) Chemical Resistance Of Ceramic Materials In Acids And Alkalis *Glass and Ceramics* Vol. 61, Nos. 9 – 10
72. White, W.B. (1992) Theory of corrosion of glass and ceramics. In: Clarke, D.E. and Zito, B.K., Eds. *Corrosion of Glass, Ceramics and Superconductors*. Noyes Publications, Park Ridge, 2, 2-28
73. Milleding, P., Wenneberg, A., Alaeddin, S. and Karlsson, S. and Simon, E. (1999) Surface corrosion of dental ceramics in vitro. *Biomaterials*, 26, 733-746
74. Featherstone J. D. (1996). Modeling the caries-inhibitory effects of dental materials. *Dent Mater*, 12:194–7
75. Itthagarun A, Wei SH, Wefel JS. (1999). Morphology of initial lesions of enamel treated with different commercial dentifrices using a pH cycling model: scanning electron microscopy observations. *Int Dent J*. 49:352–60
76. Ten Cate JM, Duijsters PP. (1982) Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions. *Caries Res* 16: 201–10
77. Newton RG.(1985) The durability of glass-a review. *Glass Technol*, 26:21-38
78. Hench L. L. (1996). Ceramics, glasses and glass-ceramics. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE, editors. *Biomaterials science. An introduction to materials in medicine*. San Diego, USA: Academic Press,:73-84
79. Anusavice K. J. (1992). Degradability of dental ceramics, *Adv Dent Res*, 6: 82-89
80. Paul A, Zaman MS. (1978) The relative influences of Al_2O_3 and Fe_2O_3 on the chemical durability of silicate glasses at different pH values. *J Mater Sci*,13: 1399

81. Jones DW, Sutow EJ, Drummond JL, Novickas D, Lenke JW. (1991). Physiological aging of an all-ceramic restorative material. *Dent Mater*, 7:13-37
82. Jones DW, Sutow EJ, De Rijk WG, Jennings KA, Menis DL. (1985). A comparison of chemical durability test solutions for dental porcelains. In: Sauer BW, editor. *Biomechanical engineering-recent developments*. Proc Biomedical Engineering Conf, New York: Pergamon, 152-5
83. Brodbeck U. (2003) The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment, *J Esthet Restor Dent.* ;15(1):10-23
84. Westwood A.R.C, Latanision R.M. (1970). Environment sensitive machining behavior of nonmetals. Research Institute for Advanced Studies, Martin Marietta Corporation, Baltimore. Technical report, 10:70-100
85. Kappert H. F., Knode H., Schultheiss R. (1991) Festigkeitsverhalten der In-Ceram Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel *Dtsch Zahnärztl Z*, 46: 129–131
86. Fairhurst C. W., Lockwood P. E., Ringle R. D., Twiggs S. W. (1993). Dynamic fatigue of feldspathic porcelain, *Dent Mater*, 9:269–273
87. Soderholm U-J.M., Mukherjee R., Longmate J. (1996). Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dent Res*, 75: 1692–1699
88. Charles R. J. (1958). Static fatigue of glass. *J Appl Phys*, 29:1549-53
89. Ernsberger F. M. (1980). The role of molecular water in the diffusive transport of protons in glasses, *Physics Chem Glasses*, 21:146-9
90. Anusavice K. J., Zhang N. Z. (1998). Chemical durability of Dicor and fluorocanaseite-based glass-ceramics, *J Dent Res*, 77:1553-9
91. Sposetti V.J., Shen C., Levin A. C. (1986). The effect of topical fluoride application on porcelain restorations. *J Prosthet Dent*, 55: 677-82
92. Oh W, DeLong R, and Anusavice KJ. (2002). Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review *J Prosthet Dent*, 87: 451-9
93. Kelly R.J. (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 81 (6): 652-661
94. Risito C., Luthy H., Loeffel O., Scharer P. (1995) Chemische Löslichkeit und Festigkeit von Niedrigschmelzenden Dentalporzellanen Schweiz *Monatschr Zahnmed*, 105: 611– 616

95. Nergiz I, Schmager P, Herrmann W, Mutlu Ö (2004), Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125: 42-50.
96. Gomis JM, Bizar J, Anglada JM, Samso J, Peraire M (2003), Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface, *Int J Prosthodont*, 16(1):74-77
97. Jung M (2002), Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramics, *Oper Dent*, 27:175-183
98. Jung M, Wehlen O, Klimek J (2004), Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces, *Oper Dent*, 29(2):131-41
99. Verran J, Rowe DL, Cole D, Boyd RD (2000), The use of the atomic force microscope to visualise and measure wear of food contact surfaces, *Int Biodet & Biodegr*, 46: 99-105
100. Yöndem İ (2006), Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımlarına üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi, SÜDoktora Tezi, Konya
101. Anıl,N.: Dental Materyallerin Islanabilirliği. Hacettepe Diş. Hek. Fak. Derg., 21:84-91, 1997.
102. Sipahi, C.: Kazanılmış Tükürük Glikoprotein Tabakasının Farklı Protez Kaide Materyallerinin Yüzey Gerilimi Ve Islanabilirliği Üzerindeki Etkisi. Doktora Tezi H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 1999.
103. Jardel, V., Degrange. M., Picard. B, Derrien, G.: Surface Energy of Etched Ceramic. *Int.J. Prosth.*, 19:415-418, 1999.
104. Kilani, B. H. Z., Retief, D. H., Guldag. M.V, Castleberry, D.J., Fisher, T.E.: Wettability of Selected Denture Base Materials. *J. Prosthet. Dent.* 52:288-291, 1984.
105. O'Brien, W. J.: Surface Phenomena and Adhesion. In: Dental Materials. Properties and Selection. Ed.: O'Brien, W. J., Chicago. Illinois: Quintessence Publishing Co.,Chapter 4. 1989
106. Yıldırım, S.: Akrilik Kaide Plağının Tutuculuğunun Arttırılmasında Glow Discharge Yönteminin Etkinliğinin In Vitro Olarak Araştırılması. Doktora Tezi. Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2000.

107. Waters, M. G. J., Jagger. R. G., Jerolimov, V., Williams, K. R.: Wettability of Denture Soft-Lining Materials. *J. Prosthet. Dent.* 74:644-646, 1999.
108. Akbay, A.R., Bayramlı, E.: The Effect of Surface Activation In Polymer Matrix- Carbon Fiber Interactions.*J. Adhesion*, 50:155-164,1995.
109. C.Rulison, (2000). Two-component surface energy characterization as predictor of wettability and dispersability, Application Note 213, Krüss GmbH, Hamburg.
110. Tan, Y.,Guo,M. (2013) Using surface free energy method to study the cohesion and adhesion of asphalt mastic. *Construction and Building Materials*, 47, 254-260
111. Carre, A. (2007). Polar interactions at liquid/polymer interfaces. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 21(10), 961-981
112. Cengiz T, Mısırlıgil A, Aydın M (2004), Tıp ve diş hekimliğinde genel ve özel mikrobiyoloji, Güneş Kitabevi Ltd. Şti, Ankara
113. Harn R, Weiger R, Netuschil L, Bruch M (1993), Microbial accumulation and vitality on different restorative materials,*Dent Mater*, 9(5): 312-316
114. Kawai K, Urano M (2001), Adherence of plaque components to different restorative materials, *Operative Dent*, 26:396-400
115. Olsson J, van der Heijde Y, Holmberg K (1992), Plaque formation in vivo and bacterial attachment in vitro on permanently hydrophobic and hydrophilic surfaces, *Caries Research* 26(6): 428-433
116. Beydemir,B., Dalkız,M., Pirali,A.: Soy Olmayan Metal Alaşım Yüzeyine Uygulanan Çeşitli Aşındırma ve Kum Banyosu İşlemlerinin Metalin Islanabilirliğine Etkisi, *GATA Bülteni* 40:211-220,1998.
117. Peter F.Fedi,jr. The Periodontic Syllabus 2nd Edition. Kansas City, Missouri; 1989
118. Koray F (1981), Diş Çürükleri, Altın Matbaacılık, Ankara
119. Ataoğlu T, Gürsel M (1997),Periodontoloji, Damla Ofset, Konya
120. Cengiz T (1990),Endodonti,Bariş Yayınları, İzmir
121. Germaine GR, Harlender SK, Leung WLS, Schachtele CF (1997), *Streptococcus mutans* dextranucrase: Functioning of primer dextran and endogenous dextranucrase in water-soluble and water-insoluble glucan synthesis, *Infect Immun*, 16:637-648

122. Satou J, Fukunaga A, Satou N, Shintani H, Okuda K (1988), Streptococcal adherence on various restorative materials, *J Dent Res*, 67: 588-591
123. Quirynen M, Bollen CML (1995), The influence of surface roughness and surface free energy on supra- and subgingival plaque formation a review of the literature, an in vivo study in man, *J Clin Periodontol*, 22: 1-14
124. Bollen CML, Papainoannou W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, Van Steenberghe D (1996), The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and periimplant mucositis, *Clin Oral Implants Res* 7: 201-211
125. Hannig, M.: Transmission Electron Microscopy of Early Plaque Formation on Dental Materials In Vivo. *Em: J.Oral Sci.*, 107: 55-64, 1999.
126. Quirynen, M., Marechal, M., Busscher. H. J., Weerkamp, A. H., Arends, J., Darius, P, I, Van Steenberghe, D.: The Influence of Surface Free-Energy on Planimetric Plaque Growth In Man. *J. Dent. Res.*, 68: 796-799. 1989.
127. Rose RK, Dibdin GH, Shellis RP (1993), A quantitative study of calcium binding and aggregation in selected oral bacteria, *J Dent Res*, 72:78-84
128. Jenkinson HF, Lamont RJ (1997), Streptococcal adhesion and colonization, *Crit Rev Oral Biol Med*, 8(2): 175-200
129. Clark WB, Wheeler TT, Lane MD, Cisar JD (1986), Actinomyces adsorption mediated by type-1 fimbriae, *J Dent Res* 65: 1166-1168
130. Schilling KM, Bowen WH (1992), Glucans synthesized in situ in experimental salivary pellicle function as specific binding sites for *Streptococcus mutans*, *Infect Immun*, 60: 284-295
131. Kökat M (2004), Farklı protetik materyaller üzerinde oluşan başlangıç bakteriyel plak yapısının kalitatif ve kantitatif olarak incelenmesi, HÜ Doktora Tezi, Ankara
132. Liljemark WF, Bloomquist C (1996), Human oral microbial ecology and dental caries and periodontal diseases, *Crit Rev Oral Biol Med*, 7:180-198
133. Zero DT, Van Houte J, Russo J (1986), The intra-oral effect on enamel demineralization of extracellular matrix material synthesized from sucrose by *Streptococcus mutans*, *J Dent Res*, 65(6):918-923
134. Şahin N (2003), Vital ağartma ajanlarının farklı porselenler üzerine etkileri; yüzey sertliği, pürüzlülüğü, renk değişikliği ve oral bakteri tutunumunun in vitro olarak incelenmesi, HÜ Doktora Tezi, Ankara

135. Kolenbrander Pe, London J. Adhere Today, Here Tomorrow: Oral Bacterial Adherence. *J Bacteriol.*,175(11):3247-3252, 1993.
136. Geddes DAM (1975), Acid produced by human plaque metabolism in situ, *Caries Res*, 9:98-109
137. Dodds MWJ, Edgar WM (1988), The relationship between plaque pH, plaque asid- anion profiles and oral carbohydrate retention after ingestion of several referance foods by human subjects, *J Dent Res*, 67: 861-865
138. Scully C, Flint SR, Stephen RP, Moos KF. Oral and maxillofacial diseases. 3th ed. New York: Mosby Co. 2004:114-115.
139. Odds FC. Candida and Candidosis. 2nd ed. London: Bailliere Tindalll, 1988.
140. Derviş N Emel: Obturatör Protez Yapımında Kullanılan Üç Farklı Protetik Materyal Üzerine Mikroorganizma Yapışmasının Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri, İstanbul 1996
141. Waters M G, Williams J W, Jagger R G: Adherence of candida albicans to experimental denture soft lining materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1997; 77: 306-318
142. Arıç Özdem: Ağız Mikrobiyolojisi. İstanbul 1990
143. Erganiş Osman, Öztürk Adnan: Oral Mikrobiyoloji & İmmünoloji. 2003
144. Bregula L, Trzeciak H, Nolewajka-Lasak I. The study of adhesion of Candida albicans to the selected acrylic resins. *Med Dosw Mikrobiol.* 2006;58:67-71
145. Maza JL, Elguezabal N, Prado C, Ellacuria J, Soler I, Ponton J. Candida albicans adherence to resin-composite restorative dental material: influence of whole human saliva. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;94:589-92.
146. Mc Courtie J, Douglas LJ. Relationship between cell surface composition, adherence and virulence of Candida albicans. *Infect Immun.* 1984;45:6.
147. Kim E, Driscoll CF, Minah GE. The effect of a denture adhesive on the colonization of candida species in vivo. *J. Prosthodont.*2003 Sep;12:187-91.
148. Calderone RA Calderone RA, Braun PC: Adherence and receptor relationships of Candida albicans.*Microbiol Rev.* 1991;55:1-20.

149. Makihira S, Nikawa H, Tamagami M, Hamada T, Samaranayake LP: Differences in *Candida albicans* adhesion to intact and denaturated type I collagen in vitro. Oral Microbiol Immunol 2002;17:129-31.
150. Wang YN, Wen GJ, Shi B, Pan XH Adhesion of oral microorganisms on dental porcelain polished and glazed Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2003;38:342-4.
151. Ramage G, VandeWalle K, Wickes B L, Lopez JL. Characteristics of biofilm formation by *Candida albicans*. Rev Iberoam Micol 2001;8:163-170.
152. Sen BH, Chugal NM, Liu H, Fleischmann J. A new method for studying the adhesion of *Candida albicans* to dentin in the presence or absence of smear layer. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003;96:201-6.
153. Yanıkoğlu N, Aktaş E, Duymuş Z. *Candida albicans*ın yapışmasının incelenmesi. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2003;13:16-20.).
154. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. J Prosthet Dent 2000;83:664-7.).
155. Radford DR, Chalacombe SJ, Walter JDi Denture plaque and adherence of *C.albicans* to denture base materials in vivo and in vitro. Crit Rev Orla Biol Med. 1999;10: 99- 116.
156. Bilhan H (2003), Çeşitli organik tükütük komponentlerinin diş hekimliğinde kullanılan farklı döküm alaşımları ve amalgam'ın korozyon davranışı üzerine etkileri, İÜ Doktora Tezi, İstanbul
157. Edgerton, M.. Tabak, L. A., Levine, M. J.: Saliva; A Significant Factor In Removable Prosthodontic Treatment, J.Prosthet. Dent., 57: 57-66, 1987.
158. Sandallı P.: Periodontoloji, İstanbul, Erler Matbası, s: 47, 1981
159. Frank R.M., Steuer P.: Transmission Electron Microscopy of Plaque Accumulations İn Denture Stomatitis. Journal of Prosthetic Dentistry, 53; 1, 115-124 1985.
160. Gibbons, R. J.: Bacterial Adhesion to Oral Tissues: A Model For Infectious Diseases. J. Dent. Res., 68: 750-760, 1989.
161. Gibbons, R. J. Etherden, I.: Comparative Hydrophobicities of Oral Bacteria and Their Adherence to Salivary Pellicles. Infect. Immun. 41:1190-1196,1983.

162. Jendresen, M. D., Glantz, P. O.: Clinical Adhesiveness of Selected Dental Materials. An In-Vivo Study. *Acta. Odontol. Scand.*, 39: 39-45, 1981.
163. De Jong, H. P., De Boer, P., Busscher, H. J., Van Pelt, A. W. J., Arends, J.: Surface Free Energy Changes of Human Enamel During Pellicle Formation. *Caries Res.*, 18: 408-415. 1984.
164. Milosevic, A.: The Influence of Surface Finish and In-Vitro Pellicle on Contact Angle Measurement and Surface Morphology of Three Commercially Available Composite Restoratives. *J. Oral Rehabil.* 19: 85-97, 1992.
165. Rimondini, L., Fare S., Brambilla E. Felloni A., Consonni, C., Brossa, F., Carrassi, A.: The Effect of Surface Roughness on Early In Vivo Plaque Colonization on Titanium. *J. Periodontol.*, 68: 556-562, 1997.
166. Gal JY, Fovet Y, Yadzi MA (2000), Review about a synthetic saliva for in vitro studies, *Talanta*, 53: 1103-1115
167. Arda M (2000), *Temel Mikrobiyoloji*, Medisan Yayın, Ankara
168. Beddow JK (1997), *Image Analysis Sourcebook*, American Universities Science and Technology Pres.
169. Yücel MT (2005) Farklı tip seramik kronların marjinal uyumlarının in vitro olarak değerlendirilmesi, *SÜ Doktora Tezi*, Konya.
170. ISO 6872 International Standards for Dental Ceramics, International Organization for Standardization. Geneva, Switzerland, 1995
171. Gürgan, S., Alaçam. R.: Üç Farklı Yapıdaki Kompozit Rezin Yüzeylerinde Bakteri Tutunmasının In Vitro Olarak İncelenmesi. *Hacettepe Diş Hek. Fak. Derg.*, 13: 58-61, 1989.
172. Phillips, R. W.: *Skinner's Science of Dental Materials*. 9th Ed., Philadelphia: W.H. Saunders Co., Chapter 2., 1991.
173. Schmalz G. , Garhammer P.; Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dental Materials* 2002 (18): 396-406
174. Palermo F., Peden J.: Periodontal considerations of restorative procedures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1976 (36): 387-394
175. Jakovac M., Zivko-Babic J., Curkovic L., Aurer A. (2006) Measurement of ion elution from dental ceramics. *J European Ceramic Society*, 26 : 1695–1700

176. White S. N., Li Z. C., Yu Z., Kipnis V. (1997) Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in feldspathic porcelain. *Dent Mater*,13:103-110
177. Panavia F, Çift donma mekanizmalı dental adeziv sistem: Kullanım için talimatlar, Kuraray Dental
178. Chai J., Takahashi Y., Sulaiman F., Chong K., Lautenschlager E. (2000). Propability of fracture of all-ceramic crowns, *Int. J. Prosthodont.*, 13: 420-424
179. Kreijci, I., Lutz, F., (1990). In vitro-test verfahren zur evaluation dentaler restaurations systeme, 3. Korrelation mit in vivo-Resultaten, *Schweizer. Monatsschrift für Zahnmedizin.*, 100, 1445
180. Morena, R., Beaudrau, G. M., Lockwood, P. E., Evans, A. L., Fairhurst, C. W., (1986). Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment, *J. Dent. Res.*, 65, 993,
181. Phillips Science of Dental Materials, (2003) Eleventh Edition, Anusavice, Saunders
182. De Rijk W. G., Jennings K. A., Menis D. L. (1985). A comparison of chemical durability test solutions for dental porcelains. In: Sauer BW, editor. Biomechanical engineering-recent developments, *Proc Biomedical Engineering Conf*, New York: Pergamon, 152-5
183. Anusavice KJ (1996), *Science of dental materials*, 10 th ed. Philadelphia, Saunders
184. Sarac S, Yuzbasioğlu E, Bal A (2006), The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain, *J Prosthet Dent*,96:122-8
185. Sato T, Tsuji K, Kawashima N, Sato H, Nakamura Y. (2004). Effect of defect size on fracture strength of dental low fusion porcelain. *Colloids Surf B Biointerfaces*. 38(1-2):77-82
186. Luthy H, Dong JK, Wohlwend A, Scharer P (1992), Heat pressed ceramics: influence of veneering and glazing on strenght, *J Dent Res*, 72:567-571
187. Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia based ceramics. *Journal of Dentistry*, 28; 529- 535

188. Bessing C., Wiktorsson (1983). A comparison of two different methods of polishing porcelain, *Scand. J. Dent. Res.*, 91: 482–7
189. Wright, M. D., Masri, R., Driscoll, C. F., Romberg, E., Thompson, G. A., Runyan, D.A. (2004). Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92 (5), 486- 490
190. Al-Wahadni A., Martin D. M. (1998). Glazing and finishing dental porcelain: A literature review, *JCDA*, 64:580-583
191. Magne P, Suck W, Pintado M, DeLong R (1999), Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures, *J Prosthet Dent*, 82(6): 669-679
192. Suck W, DeLong R, Anusavice KJ (2002), Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review, *J Prosthet Dent*, 87: 451-459
193. Jones DW, Sutow EJ Clarke DE. (1993) Environmental stability of materials-issues and opportunities. *MRS Bull*, 25-8
194. Cook R. F., Lawn B. R., Dabbs T. P., Chantikul P. (1981). Effect of machining damage on the strength of a glass- ceramic, *J Am Ceram Soc*, 64: 121-122
195. Sindel J, Petschelt A, Grellner F, Dierken C, Greil P. (1998). Evaluation of subsurface damage in CAD/CAM machined dental ceramics. *Journal of materials science: Materials in medicine*, 5: 291-295
196. Haywood V.B., Heymann H.O., Scurria M.S. (1989). Effects of water, speed, and experimental instrumentation on finishing and polishing porcelain intraorally, *Dent Mater*, 5:185-188
197. Sulik W.D., Plekavich E.J. (1981) Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 46:217-221
198. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG (1991), Refinishing of porcelain by using a refinishing kit, *J Prosthet Dent*, 65: 383-388
199. Newitter, D. A., Schlissel, E. R., Wolff, M. S. (1982). An evaluation of adjustment and postadjustment finishing techniques on the surface of porcelain-bonded-to-metal crowns. *Operative Dentistry*, 48 (4), 388- 395
200. Ahmad R., Morgano S. M., Benjamin M., Russell A. Giordano (2005). An evaluation of the effects of handpiece speed, abrasive characteristics, and

- polishing load on the flexural strength of polished ceramics, *J Prosthet Dent*, 94:421-9
201. Özdemir Niler. (2010) Doktora Tezi, Farklı Tüm Seramik Üst Yapılarının Fizikokimyasal Özelliklerinin Karşılaştırılması, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir
 202. Busscher, H. J., Weerkamp, A. H., Van.Der Mei. H. C., Van Pelt. A. W. J., De Jong, H. P., Arends, J.: Measurement of The Surface Free Energy of Bacterial Cell Surfaces and Its Relevance For Adhesion. *Appl. Environ. Microbiol.*, 48:980-983, 1984.
 203. Elftson J.E., Strom G., Holmberg K., Olsson J. (1996) Adhesion of *Streptococcus sanguis* to porous and non-porous substrates with well-defined surface energies. *J Adhesion Sci Technol*, 10:761-770.
 204. Castellani D., Bechelli C., Tiscione E., Lo Nostro L., Pierleoni P.P. (1996) In vivo plaque formation on cast ceramic (Dicor) and conventional ceramic. *Int J Prosthodont*, 9:459-465.
 205. Lepisto T.T., Mantyla T.A. (1992) Degradation of TZP ceramics in humid atmospheres. In: Clarke DE, Zito BK, editors. *Corrosion of glass, ceramics and superconductors*. New Jersey, USA: Noyes Publication, s: 92-513.
 206. Bowers K.T., Keller J., Randolph B.A., Wick D.G., Michaels C.M. (1992) Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 7:302-310.
 207. Quirynen M. (1994) The clinical meaning of the surface roughness and the surface free energy of intra-oral hard substrata on the microbiology of the supra and subgingival plaque: results of in vitro and in vivo experiments. *J Dent*, 22:13-16.
 208. Lassen B., Holmberg K., Brink C., Carlehn A., Olsson J. (1994) Binding of salivary proteins and oral bacteria to hydrophobic and hydrophilic surfaces in vivo and in vitro. *Colloid Polym Sci*, 272:1143-1150.
 209. Mc Farland C.D., Thomas C.H., De Filippis C., Steele J.G., Healy K.E. (2000) Protein adsorption and cell attachment to patterned surfaces. *J Biomed Mater Res*, 49:200-210.
 210. Norde W. (1996) Driving forces for protein adsorption at solid surfaces. *Macromol Symp*, 103:3-18.

211. Schakenraad J.M., Arends J., Busscher H.J., Dijk F., van Wachem P.B., Wildevuur C.R.H. (1989) Kinetics of cell spreading on protein precoated substrata: a study of interfacial aspects. *Biomaterials*,10:43-50.
212. Sasahara RMC, Ribeiro FC, Cesar PH, Yoshimura HN (2006), Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures, *Oper Dent*, 31(5): 577-83
213. Reddy E.S, Patil N, Guttal S, Jagadish HG (2007), Effect of different finishing and polisahing agents on the surface roughness of cast pure titanium, *J Prosthodont*, 16: 263-268
214. Silva RF. Fungal infections in immunocompromised patients. *J Bras Pneumol* 2010; 36(1): 142-7.
215. Bilgehan Hakkı: Klinik Mikrobiyoloji. İzmir 2000
216. Öner Mehmet: Bakteriyolojiye Giriş. İzmir 1973
217. Güven Orhan: Ağız Hastalıkları ve Çene Cerrahisinde İmmünoloji. Ankara 1985
218. Cannon RD, Holmes AR, Mason AB, Monk BC. Oral candida: clearance, colonization, or candidiasis? *J Dent Res* 1995; 74(5): 1152-61.
219. Haynes K. Virulence in *Candida* species. *Trends Microbiol* 2001; 9(12): 591-6.
220. Staib P, Kretschmar M, Nichterlein T, Hof H, Morschhäuser J. Differential activation of a *Candida albicans* virulence gene family during infection. *Proc Natl Acad Sci USA* 2000; 97(11): 6102-7.
221. Ghannoum MA. Potential role of phospholipases in virulence and fungal pathogenesis. *Clin Microbiol Rev* 2000; 13(1): 122-43.
222. Hasan F, Xess I, Wang X, Jain N, Fries BC. Biofilm formation in clinical *Candida* isolates and its association with virulence. *Microbes Infect* 2009; 11(8-9): 753-61.
223. Ghannoum MA, Abu-Elteen KH. Pathogenicity determinants of *Candida*. *Mycoses* 1990; 33(6): 265-82.
224. Samaranayake LP, Keung Leung W, Jin L. Oral mucosal fungal infections. *Periodontol* 2000. 2009; 49(1): 39-59.
225. Nikawa H., Chen J., Hamada T.: *Candida Albicans* colonization on the man cyclized maxillofacial polymeric materials in vitro. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2001 (28): 526-533

226. Ando T, Tsumori H, Shimamura A, Sato Y, Mukasa H (2003), Classification of oral streptococci by two-dimensional gel electrophoresis with direct activity stain for glycosyltransferases, *Oral Microbiol Immunol*, 18:171-175
227. Hitch G, Pratten J, Taylor PW (2004), Isolation of bacteriophages from oral cavity, *Letters App Microb*, 39: 215-219
228. Steinberg D, Eyal S (2004), Initial biofilm formation of *Streptococcus sobrinus* on various orthodontics appliances, *J Oral Rehab*, 31: 1041-1045
229. Nyvad B, Kilian M (1990), Comparison of the initial streptococcal microflora on dental enamel in caries-active and in caries-inactive individuals, *Caries Res* 24:267 272
230. Konradsson K, Claesson R, Dijken JW (2006), Mutans streptococci and lactobacilli in plaque on a leucite-reinforced dental ceramic and on a calcium aluminate cement, *Clin Oral Invest* 10: 175-180
231. Eick S, Glockmann E, Brandl B, Pfister W (2004), Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system, *Oral Rehabil*, 31: 278 285
232. Steinberg D, Eyal S (2002), Early formation of *Streptococcus sobrinus* biofilm on various dental restorative materials, *Journal of Dentistry*, 30: 47-51
233. Shahal, Y., Steinberg, D., Hirschfeld, Z., Bronshteyn, M., Kopolovic, K.: In Vitro Bacterial Adherence on to Pellicle-Coated Aesthetic Restorative Materials. *J. Oral Rehabil.*, 25:52-58, 1998.
234. Vassilakos, N., Arnebrant, T., Glantz, P. O.: An In Vitro Study Salivary Film Formation At Solid/Liquid Interfaces. *Scand. J.Dent.Res.*101: 133-137, 1993.
235. Pratt-Terpstra, I. H., Weerkamp. A. H., Busscher, H. J.: The Effects of Pellicle Formation on Streptococcal Adhesion To Human Enamel and Artificial Substrata With Various Surface Free-Energies. *J. Dent. Res.* 68: 463-467, 1989.
236. Suljak. J. P., Reid, G., Wood. S. M, Mc Connell, R. J., Van Der Mei, H. C., Busscher, H. J.: Bacterial Adhesion To Dental Amalgam and Three Resin Composites. *J.Dent.*, 23 : 171-176, 1995.

237. Gal JY, Fovet Y, Yadzi MA (2000), Review about a synthetic saliva for in vitro studies, *Talanta*, 53: 1103-1115
238. Sreenivasan PK, Mattai J, Nabi N, Gaffar A (2004), A simple approach to examine early oral microbial biofilm formation and the effects of treatments, *Oral Microb Immuno*, 19: 297-302
239. McClelland R: Gram's stain: The key to microbiology
240. Beveridge TJ: Use of the Gram stain in microbiology, *Biotechnic & Histochemistry* 2001;76(3):111-8.
241. Gill VJ, Federko DP, Witebsky FG (2005): The clinician and the microbiology laboratory, "Mandell GL, Bennet JE, Dolin RD (eds): Principles and Practice of Infectious Diseases; 203-41, Elsevier- Churchill Livingstone, Philadelphia.
242. Steinbach WJ, Shetty AK: Use of the diagnostic bacteriology laboratory: A practical review for the clinician, *Postgrad Med J* 2001;77(905):148-56.
243. Hazen KC, Howell SA: Candida, Cryptococcus, and other yeasts of medical importance, "Murray PR, Baron EJ, Jorgensen JH, Landry ML, Pfaller MA: Manual of Clinical Microbiology, 9th edition 1762-88, ASM Press, Washington D.C. (2007).
244. Tanner J, Carlen A, Söderling E, Vallittu PK (2003), Adsorption of parotid saliva proteins and adhesion of streptococcus mutans ATCC 21752 to dental fiberreinforced composites, *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 66B:391-398
245. Carlen A, Nikdel K, Wennerberg A, Holmberg K, Olsson J (2000), Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin, *Biomaterials* 22: 481-487
246. Tanner J, Robinson C, Söderling E, Vallittu P (2005), Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo, *Clin Oral Invest*, 9: 154-160
247. Radford D.R., Sweet S.P., Challacombe S.J., Walter J.D. Adherence of Candida albicans to denture-base materials with different surface finishes. *J Dentistry*. 1998; 26: 577-583.
248. Taylor R., Maryan C., Verran J.: Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *Journal of Prosthetic dentistry* 1998 (80): 592-599.

249. Çökük Neslihan. (2007) Doktora Tezi, Çeşitli Full Seramik Sistemlerde; Yüzey Pürüzlülüğünün Ve Polisaj Metotlarının Bakteri Adezyonuna Etkisinin İncelenmesi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya
250. Akca E, Akca G, Gökce S, Sultan N, Özdemir A (2005). Farklı Sabit Protetik Restorasyon Maddelerinde Bakteri Tutunmasının İncelenmesi. Gülhane Tıp Dergisi. 47: 251-255
251. Usta Taner (2006) Doktora Tezi, Feldspatik Porselenlerde Uygulanan Bitirme İşlemlerinin Yüzey Enerjisi Yüzey Enerjisi ve Bakteriyel Tutunuma Olan Etkisi, Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
252. Değer S, Caniklioğlu B, Şermet B (1997). Mekanik Cilalamanın Seramik Yüzeyler Üzerindeki Etkisinin Araştırılması. İ.Ü. Diş Hek. Fak. Der. 31: 144-152
253. Balkan M, Sonugülen M, Artunç C. Porselen Bitirme Setlerinin Etkinliğinin Karşılaştırılması. EÜ Diş Hek Fak Der 1994: 15: 6-8.
254. Dayangaç B, Atasever N, Canay Ş. Farklı Bitirme İşlemlerinin Porselen Yüzeyine Etkisi. AÜ Diş Hek Fak Der 1988:15: 173-6.
255. Klausner LH, Cartwright CB, Charbeneau GT. Polished Versus Autoglazed Porcelain Surfaces. J Prosthet Dent 1982;47:157-62.
256. Morrow RM, Brown CE, LarkinJD, Bernui R, Rudd KD. Evaluation Of Methods For Polishing Porcelain Denture Teeth. J Prosthet Dent 1973;30: 222-6.
257. Schlissel ER, Newitter DA, Renner RR, Gwinnett AJ. An Evaluation Of Postadjustment Polishing Techniques For Porcelain Denture Teeth. J Prosthet Dent 1980: 43: 258-65.
258. Smith GA, Wilson NHF. The Surface Finish Of Trimmed Porcelain. Br Dent J 1981; 151: 222-4.
259. Campbell SD. Evaluation Of Surface Roughness And Polishing Techniques For New Ceramic Materials. J Prosthet Dent 1989: 61: 563-8.
260. Zalkind M, Lauer S, Stern N. Porcelain Surface Texture After Reduction And Natural Glazing. J Prosthet Dent 1986: 55: 30-3.

261. Shintani H, Satou N, Hayashihara H, Inoune T. Effects Of Various Finishing Mediods On Staining And Accumulation Of Streptococcus Mutans HS-6 On Composite Resins. Dent Mater 1985: 1: 225-7.
262. Swartz ML, Philips RW. Comparison Of Bacterial Accumulations On Rough And Smooth Enamel Surfaces. J Periodontol 1957: 28: 304-9.
263. Wearhaug J: Effect Of Rough Surfaces Upon Gingival Tissue. J Dent Res 1956: 35: 323-8.
264. Podshadley AG. Gingival Response To Pontics. J Prosthet Dent 1968: 1951-7.
265. Mahalick JA, Knap FJ, Weiter EJ. Occlusal Wear In Prosthodontics. J Am Dent Assoc 1971: 82: 154-8.
266. Jagger DC, Harrison A. An In-Vitro Investigation Into The Wear Effects Of Unglazed, Glazed And Polished Porcelain On Human Enamel. J Prosthet Dent 1994: 72: 320-3.

ÖZGEÇMİŞ

30.09.1986 tarihinde Kütahya’da doğdum. İlköğrenimimi Azot İlköğretim Okulu’nda, orta ve lise öğrenimimi İzmir Bergama Akif Ersezgin Anadolu Lisesi’nde tamamladım. 2004 senesinde Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’ni kazandım ve 2009 senesinde mezun oldum. 2010 yılında Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü’ nün açmış olduğu doktora sınavını kazanarak, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda doktora eğitimime başladım. Yabancı dilim İngilizce’dir.