

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

**CAD/CAM MATERYALLERİNE UYGULANAN FARKLI POLİSAJ
METOTLARININ STREPTOCOCCUS MUTANS ADEZYONUNA ETKİSİ**

DIŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Nazlı Hilal GÜVENER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özlem KARA

Ocak 2020

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

**CAD/CAM MATERYALLERİNE UYGULANAN FARKLI POLİSAJ
METOTLARININ STREPTOCOCCUS MUTANS ADEZYONUNA ETKİSİ**

DIŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Nazlı Hilal GÜVENER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özlem KARA

Ocak 2020

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Diş Hekimliğinde Uzmanlık Öğrencisi Nazlı Hilal GÜVENER, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “CAD/CAM Materyallerine Uygulanan Farklı Polisaj Metotlarının Streptococcus Mutans Adezyonuna Etkisi” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. Özlem KARA**

Bezmialem Vakuf Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Dr. Öğr. Üyesi Işıl TURP**

Bezmialem Vakuf Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Gülsüm SAYIN ÖZEL

Medipol Üniversitesi

Teslim Tarihi : 15 Aralık 2019

Savunma Tarihi : 28 Ocak 2020

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim ve tez yazım süresince, büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan ve yol gösteren; her konuda anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini hissettiğim gerek akademik gerekse şahsi olarak kendisinden çok şey öğrendiğim danışman hocam ve ablam sayın Doç. Dr. Özlem KARA'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince değerli bilimsel ve mesleki tecrübelerinden yararlandığım ve yanlarında eğitim almaktan gurur duyduğum Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri'ne,

Uzmanlık tezimin mikrobiyolojik testlerini titizlikle yürüten, bana yardımcı olan ve yol gösteren sayın Prof. Dr. Mehmet Ziya DOYMAZ'a ve Dr. Elif KARAASLAN'a,

Uzmanlık tezimin istatistiksel analizlerinin yapımı ve değerlendirilmesindeki değerli katkıları nedeniyle biyoistatistik uzmanı sayın Dr. Öğr. Üyesi Ömer UYSAL'a,

Eğitimim süresince dostluklarıyla ve sevgileriyle bana destek olan ve yalnız bırakmayan başta sevgili arkadaşım Yeşim ÇETİN olmak üzere tüm çalışma arkadaşlarıma,

Bugünlere ulaşmamda emeği geçen, her zaman daha iyiye ulaşma çabası ile beni motive eden, eğitimimizi en iyi koşullarda almamız için çabalayan, hayatını çocuklarına adayan değerli babam Halil İbrahim GÜLAL'a, her yardıma ihtiyacım olduğunda nerede olsa koşarak gelen, arkamdaki desteğim teşekkürlerin yetmeyeceği biricik annem Semiral GÜLAL'a,

Büyük küçük her derdimi sabırla dinleyen benden annelik şefkatini esirgemeyen kardeşi olmaktan çok büyük mutluluk duyduğum canım ablam Av. Rabia SAFİ'ye ve öğrencilik yıllarımdan beri desteğini ve hoşgörüsünü hissettiğim eniştem Ümit SAFİ'ye,

Bana ablalık duygusunu tattıran, mutluluğu ve başarılarıyla bizi iftiharlandıran güzel kız kardeşim Av. Sevede Ceren GÜLAL'a,

Hayatıma girdiği andan itibaren beni kendine hayran bırakan, ilk günden beri beni her konuda destekleyen, en zor zamanlarımda bile sabırla ve şefkatle yanımda olup tüm sıkıntılarımla paylaşan, kocaman yüreğiyle sevgisini ve desteğini benden esirgemeyen sevgili eşim Dt. Rıdvan GÜVENER'e,

Gelişleri ile hayatıma anlam katan, minicik yürekleri ile kalbimi ısıtan yaşama sevinçlerim iki güzel yavrum Beyza ve Yusuf'a,

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNUYORUM.

Ocak 2020

Nazlı Hilal GÜVENER

Diş Hekimi

BEYAN

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

Nazlı Hilal GÜVENER

İmza

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ	iv
BEYAN	v
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALAR	viii
SEMBOLLER	ix
TABLO LİSTESİ	x
ŞEKİL LİSTESİ	xi
ÖZET	xii
SUMMARY	xiv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri	4
2.1.1. Dental CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi	4
2.1.2. Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları	5
2.1.3. Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları	6
2.1.4. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri	6
2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller	16
2.2.1. Feldspatik seramikler	17
2.2.2. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler	19
2.2.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler	20
2.2.4. Lityum silikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş cam seramikler ..	21
2.2.5. Zirkonyum oksit seramikler	22
2.2.6. Alüminyum oksit seramikler	23
2.2.7. Cam infiltre oksit seramikler	24
2.2.8. Hibrit seramikler	24
2.2.9. Kompozit ve rezin nano-seramikler	26
2.2.10. Polimerler	27
2.2.11. Metaller	28
2.3. Yüzeylerin Topografik İncelenmesi	28
2.3.1. Konvansiyonel profilometre	29
2.3.2. Mikrofotoğraf yöntemi	29

2.3.3.	Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)	29
2.3.4.	Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	29
2.4.	Bakteri Adezyonu	30
2.4.1.	Dental pelikül.....	30
2.4.2.	Mikrobiyal dental plak ve oluşumu	30
2.4.3.	Bakteri adezyonuna etki eden faktörler.....	31
2.4.4.	Bakteriyel adezyonu incelemekte kullanılan yöntemler	33
2.4.5.	Streptococcus mutans.....	36
2.5.	Tükürük.....	37
2.5.1.	Tükürüğün bileşimi	37
2.5.2.	Sentetik tükürük	37
3.	GEREÇ ve YÖNTEM.....	39
3.1.	Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması	39
3.2.	Örnekler polisaj ve glaze işleminin uygulanması	43
3.2.1.	Manuel polisaj yapılacak örneklerin hazırlanması.....	45
3.2.2.	Glaze işlemi uygulanacak örneklerin hazırlanması.....	47
3.3.	Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü.....	50
3.4.	Bakteri İnokülasyonu Öncesi Örneklerin Hazırlanması	51
3.5.	Bakteri Süspansiyonunun Hazırlanması ve Örneklerin İnokübasyonu	52
3.6.	Bakteri Sayısının Belirlenmesi	53
3.7.	Örneklerin Mikroskopik İncelenmesi (SEM Takibi)	55
3.8.	Sonuçların İstatistiksel Analizi	56
4.	BULGULAR	58
5.	TARTIŞMA	68
6.	SONUÇLAR	78
7.	KAYNAKLAR	79
8.	ÖZGEÇMİŞ	92

KISALTMALAR

ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ST	: Streptococcus
ATCC	: Kalite Kontrol Suşları (American Type Culture Collection)
SiO₂	: Silikon Dioksit
Al₂O₃	: Alüminyum Oksit
ZrO₂	: Zirkonyum Dioksit
MgAl₂O₄	: Magnezyum Alüminyum Oksit
Na₂O	: Sodyum Oksit
B₂O₃	: Bor Trioksit
CaO	: Kalsiyum Oksit
HT	: Yüksek şeffaflık
MT	: Orta şeffaflık
LT	: Düşük şeffaflık
MO	: Orta opaklık
Na	: Sodyum
K	: Potasyum
Mg	: Magnezyum
Cl	: Klor
NaH₂PO₄	: Monosodyum Fosfat
Na₂S	: Sodyum Sülfür
CH₄N₂O	: Üre
pH	: Bir çözeltinin asitlik veya bazlık derecesini tarif eden ölçü birimi
rpm	: Dakikadaki devir sayısı
SEM	: Tarama elektron mikroskobu
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
NaCl	: Sodyum Klorür
CaCl₂	: Kalsiyum Klorür
MgCl₂	: Magnezyum Klorür
KCl	: Potasyum Klorür
CH₃COOK	: Potasyum Asetat
K₃PO₄	: Tripotasyum Fosfat
H₃PO₄	: Fosforik Asit
CO₂	: Karbondioksit
TSB	: Triptik soy besiyeri
Kob	: Koloni oluşturan birim
PBS	: Fosfat tampon solüsyonu
IAEFM	: Görüntü analizli epifloresan mikroskobu
ATP	: Adenozin trifosfat
DNA	: Deoksiribo nükleik asit
vb	: Ve benzeri

SEMBOLLER

μm	: Mikrometre
%	: Yüzde
<	: Küçüktür
>	: Büyüktür
$^{\circ}\text{C}$: Santigrat derece
Ra	: Yüzeyin ortalama pürüzlülüğü
Rq	: Yüzey düzensizliklerinin geometrik ortalaması
Rz	: 10 noktada ortalama pürüzlülük değeri
μl	: Mikrolitre
kHz	: Kilohertz
W	: Watt
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
log	: Logaritma
ml	: Mililitre
L	: Litre
sn	: Saniye
MPa	: Megapaskal
p	: İstatistiksel anlamlılık değeri
Lt	: Limit uzunluk

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1 : Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri.....	5
Tablo 2.2 : Restoratif materyaller ve üreticileri.....	15
Tablo 2.3 : Vita Enamic içeriği.....	23
Tablo 2.4 : Bakteriyel adezyonu incelemek için kullanılan yöntemler.....	31
Tablo 2.5 : Fusayama'nın sentetik tükürük formülü.....	36
Tablo 3.1 : Kullanılan materyallerin marka, içerik ve üretici firmaları.....	38
Tablo 3.2 : Gruplar ve uygulanan yüzey bitirme işlemleri.....	41
Tablo 3.3 : IPS e.max CAD örneklerinin kristalizasyon fırınlaması özellikleri.....	43
Tablo 3.4 : Vita Suprinity örneklerinin kristalizasyon fırınlaması özellikleri.....	44
Tablo 3.5 : CEREC Blocs örneklerinin glaze fırınlaması değerleri.....	45
Tablo 3.6 : IPS e.max örneklerinin glaze fırınlaması değerleri.....	45
Tablo 3.7 : IPS Empress örneklerinin glaze fırınlaması değerleri.....	46
Tablo 3.8 : Vita Suprinity örneklerinin glaze fırınlaması değerleri.....	46
Tablo 3.9 : Sentetik tükürük çözeltisinin hazırlanması.....	49
Tablo 4.1 : Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri.....	55
Tablo 4.2 : Gruplara göre tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD sonuçları.....	56
Tablo 4.3 : 10'luk logaritmik sistemde bakteri adezyon değerleri.....	57
Tablo 4.4 : Bakteri adezyonu açısından tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD.....	59
Tablo 4.5 : Yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu korelasyon analizi.....	60

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1	: CEREC Omnicam ağız içi kamerası ve mobil ünite.....	7
Şekil 2.2	: CEREC Primescan mobil ünite ve ağız içi kamerası.....	8
Şekil 2.3	: CEREC inLab tarama cihazı.....	9
Şekil 2.4	: Precimill freze ünitesi.....	10
Şekil 2.5	: Cercon kazıma ünitesi ve sinterleme fırını.....	11
Şekil 2.6	: Everest Sistemi tarama ünitesi, freze ünitesi ve sinterleme fırını.....	12
Şekil 2.7	: Lava Sistemi tarayıcı ünitesi freze ünitesi ve sinterleme fırını.....	13
Şekil 2.8	: Çesitli renk ve ebatta Cerec Bloklar ve Vita Mark II Blok örneği.....	17
Şekil 2.9	: Farklı boyutlarda IPS e.max CAD bloklar.....	19
Şekil 2.10	: Vita Suprinity bloklar ve Dentsply Celtra Duo blok örnekleri.....	20
Şekil 2.11	: Vita Enamic blok örneği ve GC Cerasmart bloklar.....	24
Şekil 2.12	: 3M ESPE Paradigm ve Lava Ultimate blok örneği.....	25
Şekil 2.13	: Ivoclar Vivadent Telio CAD ve Vita CAD-Temp.....	26
Şekil 3.1	: Tez çalışmamızda kullanılan kesme cihazı.....	39
Şekil 3.2	: Akrilik blok içerisine gömülen 3. Molar dişler.....	40
Şekil 3.3	: Akrilik blokların kesme cihazına yerleştirilmesi.....	40
Şekil 3.4	: Dijital kumpas.....	41
Şekil 3.5	: Örneklere manuel polisaj uygulanması.....	43
Şekil 3.6	: Glaze işlemi için hazırlanan örnekler.....	45
Şekil 3.7	: Manuel polisaj yapılan örnekler.....	46
Şekil 3.8	: Glaze işlemi uygulanan örnekler.....	47
Şekil 3.9	: Mine kesitleri.....	47
Şekil 3.10	: Profilometre cihazı.....	48
Şekil 3.11	: Otoklav ve ultrasonik temizleme cihazı.....	48
Şekil 3.12	: İnkübatör.....	50
Şekil 3.13	: Tüplerde hazırlanan örnekler.....	51
Şekil 3.14	: Sonikasyon cihazı.....	52
Şekil 3.15	: Altın Palladyum kaplanmış örnekler.....	53
Şekil 3.16	: Kaplama ünitesi ve görüntüleme cihazı.....	53
Şekil 4.1	: Grupların pürüzlülük değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.....	57
Şekil 4.2	: İncelenen örneklere tutunan bakteri sayısının grafiksel olarak gösterilmesi.....	59
Şekil 4.3	: Pearson Korelasyon analizi grafiği.....	60
Şekil 4.4	: Grup 1 SEM görüntüleri.....	61
Şekil 4.5	: Grup 2 SEM görüntüleri.....	62
Şekil 4.6	: Grup 3 SEM görüntüleri.....	62
Şekil 4.7	: Grup 4 SEM görüntüleri.....	62
Şekil 4.8	: Grup 5 SEM görüntüleri.....	63
Şekil 4.9	: Grup 6 SEM görüntüleri.....	63
Şekil 4.10	: Grup 7 SEM görüntüleri.....	64
Şekil 4.11	: Grup 8 SEM görüntüleri.....	64
Şekil 4.12	: Grup 9 SEM görüntüleri.....	64

CAD/CAM MATERYALLERİNE UYGULANAN FARKLI POLİSAJ METOTLARININ STREPTOCOCCUS MUTANS ADEZYONUNA ETKİSİ

ÖZET

Dijital teknolojinin gelişmesi ve estetik anlayışının önem kazanması protetik tedavide kullanılan materyallerin de gelişmesine yol açmıştır. Kaybolan diş dokusunun yerine konulması amacıyla geliştirilen bu materyaller üzerinde uygulanan polisaj yöntemleri, yüzey özelliklerini değiştirmekte ve bakteriyel adezyona etki etmektedir. Ağız ortamında karyojenik bakterilerin artması primer ve sekonder çürüklere neden olduğu gibi yapılan restorasyonun da ömrünü ciddi ölçüde etkilemektedir. Restorasyon materyalini seçerken ağız ortamında plak birikimi potansiyelinin göz önünde bulundurulması bu sebeple çok önemlidir.

Bu çalışmanın amacı güncel tedavilerde kullanılan estetik materyallere uygulanan polisaj prosedürlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve Streptococcus mutans adezyonuna etkisini incelemektir.

Çalışmada feldspatik porselen içerikli CEREC Blocs, lityum disilikat içerikli IPS e.max CAD, lösit içerikli IPS Empress CAD ve zirkonyum destekli lityum silikat seramik olan Vita Suprinity' nin CAD/CAM blokları ile kontrol grubu olarak mine yüzeyi kullanılmıştır. Seramik bloklardan su soğutması altında kesme cihazında dilimlenerek 5x5x1 mm boyutlarında 20 adet örnek elde edildi. Çalışma için hazırlanan toplam 80 seramik örnek silikon karbit disk ile zımparalandı. Kullanılan seramik materyaller kendi içlerinde n=10 olacak şekilde rastgele iki alt gruba ayrıldı. Her materyalin bir grubu üretici firmanın önerileri doğrultusunda el aletleri ile cilalanırken diğer gruba ise glaze işlemi uygulandı. Kontrol grubu için yeni çekilen 10 adet gömülü alt 3. molar dişin bukkal yüzeylerinden kesme cihazı ile 5x5x1 boyutlarında mine kesitleri elde edildi. Yüzey bitirme işlemleri tamamlanan seramik örnekler ile mine kesitlerinin yüzey pürüzlülükleri ölçüldükten sonra otoklavda sterilize edildi. Örnekler yüzeyde pelikül

oluşumunu sağlamak amacıyla müsin ilavesi yapılmış sentetik tükürükte 1 saat boyunca bekletildi. Streptococcus mutans suşu ile 37°C'de 24 saat inkübasyonun ardından, örnek yüzeyine mikroorganizmaların tutunma oranının belirlenmesi amacıyla oluşan koloniler sayıldı. Yüzey topoğrafyasının incelenmesi amacıyla her gruptan rastgele seçilen bir örnekten SEM görüntüsü alınmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü için yapılan değerlendirmede glaze işlemi uygulanan gruplar, mine kesitinden ve manuel polisaj uygulanan gruplardan anlamlı şekilde daha pürüzsüz bulunmuştur. Glaze ve manuel polisaj uygulanan gruplarda kendi içlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). En yüksek pürüzlülük düzeyine ise mine kesitlerinde rastlanmıştır. Bakteri adezyonu için karşılaştırılan gruplarda en düşük bakteri yoğunluğu minede rastlanmıştır. Glaze uygulanmış CEREC Blocs ve manuel polisaj uygulanmış IPS e.max CAD mine kesitlerinden sonra en düşük bakteri tutulumu gösteren gruplardır. Yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan pozitif korelasyon bulunmuştur ($p>0,05$).

Çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda glaze işleminin restorasyonlarda pürüzsüz bir yüzey oluşturmada daha etkin bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır. Bakteriyel adezyon ile yüzey pürüzlülüğü arasında güçlü bir korelasyon olmaması, adezyonda serbest yüzey enerjisi, yüzey hidrofilitesi gibi fizikokimyasal özelliklerin de etkin olduğunu düşündürmektedir.

Anahtar kelimeler: Bakteri adezyonu, Streptococcus mutans, yüzey pürüzlülüğü, polisaj

EFFECT OF DIFFERENT POLISHING METHODS ON STREPTOCOCCUS MUTANS ADHESION OF CAD/CAM MATERIALS

SUMMARY

The development of digital technology and the aesthetic understanding led to the development of materials used in prosthetic treatment. Polishing methods applied on these materials change the surface properties and affect the bacterial adhesion. The increase of cariogenic bacteria in the oral environment causes primary and secondary caries and also affects the long term prognosis of the restoration. It is therefore important to consider the potential for plaque accumulation in the oral environment when selecting the restoration material.

The aim of this study was to investigate the effect of polishing procedures on aesthetic materials used on current treatments on surface roughness and *Streptococcus mutans* adhesion.

In this in vitro study, CEREC Blocs with feldspathic porcelain, IPS e.max CAD with lithium disilicate glass-ceramic, IPS Empress CAD with leucite-reinforced glass-ceramic and CAD/CAM blocks of Vita Suprinity and zirconia reinforced lithium silicate glass ceramic content were used. Enamel sections were used as control group. Rectangular test samples from ceramic groups (n=20) and natural teeth (n=10) were prepared 5x5x1 mm under water cooling. A total of 80 ceramic samples were sanded with silicon carbide disc. The ceramic materials used were randomly divided into 2 subgroups (n=10). One group of each material was prepared for glaze treatment, the other group was polished with hand tools as manufacturer recommendations. Surface roughness for all specimens was measured with a profilometer. The specimens were autoclaved at 121°C for 1 hour prior to microbiological tests. The samples were coated with musin containing artificial saliva for 1 hour in order to form pellicle layer on the surface. After 24 hours of incubation with *Streptococcus mutans* strain at 37 °C, colonies were counted to determine the retention of microorganisms. SEM images were taken

from a randomly selected sample from each group in order to examine the surface topography.

With respect to surface roughness, glazed groups were significantly smoother than enamel section and manual polished groups ($p < 0.05$). The highest mean surface roughness was obtained in the enamel sections. The lowest bacterial density was found in enamel in the groups compared for bacterial adhesion. Glazed CEREC Blocs and manual polished IPS e.max CAD showed the lowest bacterial adhesion after enamel group. According to the data, a positive correlation without statistically significant between roughness and bacterial adhesion was found ($p > 0.05$).

According to the data obtained in the study, it is concluded that glaze treatment is a more effective method for forming a smooth surface in restorations. The absence of a strong correlation between bacterial adhesion and surface roughness suggests that physicochemical properties such as free surface energy and surface hydrophilicity are also effective in adhesion.

Key words: Bacterial adhesion, Streptococcus mutans, surface roughness, polishing

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM, restorasyonun ölçü, tasarım ve üretiminin bilgisayar kontrolü ile yapılması esasına dayanmaktadır [1]. 1971 tarihinde Francois Duret, endüstride kullanılmakta olan bu teknoloji den diş hekimliğinde de yararlanılabileceği fikrini ortaya atmıştır. İlerleyen yıllarda CAD/CAM teknolojisinin, dental restoratif işlemlerde kullanılması üzerine yapılan çalışmalar artmıştır. Üretim maliyeti ve uygulanabilirliği ile ilk dental CAD/CAM uygulamasını Cerec sistem ile Werner Mörmann ile Marco Brandestini gerçekleştirmiştir [2].

CAD/CAM sistemleri ile geleneksel ölçü yöntemlerine gerek kalmadan, üretilecek restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonuna ve preparasyonuna göre bilgisayar üzerinden tasarımı yapılabilmektedir. Böylelikle hasta başında daha kısa sürede restorasyonun üretilmesi sağlanmakta ve restorasyonun kalitesi artırılarak daha iyi bir estetik sağlanmaktadır [3].

Gelişen teknoloji ile beraber restoratif materyallerdeki ilerleme ile eş zamanlı olarak hastaların estetik taleplerinin yükselmesi ve estetik bilincin artması çok sayıda yeni ve değişik materyalin ve tedavi konseptinin gelişmesine neden olmuştur. Estetik diş hekimliğine olan ilginin artması ile beraber tam seramik restorasyon gelişimi hızla devam etmektedir. Metal destekli seramik sistemlerin özellikle biyouyumluluk ve optik özelliklerinin kalitesi konusundaki endişeler tam seramik restorasyonların geliştirilmesini ve yaygınlaşmasını sağlamıştır [4].

Süt ve sürekli dişlerde eski restorasyonların değiştirilmesinin en önemli nedenlerinden biri sekonder çürüklerdir. Restoratif materyallerin üzerinde oluşan dental biyofilm, içeriğindeki karyojenik bakteri yoğunluğu sebebiyle sekonder çürüklerin gelişiminde önemli rol oynamaktadır. Diş ve restorasyonların yüzeylerine yapışan dental plağın periodontal hastalıkların ve diş çürüklerinin gelişiminde önemli rol oynadığı bildirilmiştir. Yüzey pürüzlülüğünün plak birikim miktarını belirlemede en önemli

faktör olduğu düşünölmektedir. Günümüzde plak oluşumunu azaltan veya inhibe eden restoratif materyallerin kullanımının yaygınlaştığı bilinmektedir. Bu konuda yapılacak olan araştırmalar ışığında dental biyofilm oluşumunu engellemek, materyalin tedavi başarısını arttırılabileceğini düşündürmektedir [5, 6].

Dental plak oluşumunu etkileyen faktörlerin arasında yüzey pürüzlülüğü ile beraber serbest yüzey enerjisi ve tükürük biyofilmi de gösterilmektedir. Pürüzlü yüzeylerin serbest yüzey enerjisinin fazla olması nedeniyle plak oluşumuna daha yatkın olduğu ve cilalanmış yüzeylerin genellikle düşük yüzey enerjisine sahip olduğu belirtilmiştir. İn vivo ve in vitro koşullarda, pürüzlü yüzeydeki bakteri birikiminin iyi cilalanmış yüzeyden çok daha fazla olduğu; sonuçta yüzey pürüzlülüğünün genç biyofilm adezyonunu etkilediği bildirilmiştir. Yüzey düzensizlikleri bakterilerin yüzeye daha sıkı tutunmalarını sağlayarak, mekanik temizlik sırasındaki kuvvetlere direnç göstermesini sağlayabilir [7].

Ağız mikroflorasında 700'den fazla bakteri türü diş, dil, ağız mukozası, damak ve periodontal cep gibi bölgelere kolonize olmuşlardır. Streptococcus mutans bilinen en önemli karyojenik bakteridir. Hemen hemen her insanın ağız boşluğunda bulunmaktadır [8]. Dental restoratif materyallerin yüzeylerinde biyofilm oluşması sonucunda, oral patojenik bakteriler sekonder çürüklere, periodontitise ve periimplant enflamasyonlara neden olabilirler. Geleneksel sabit protezlerin yenilenme nedenlerinin başında; dayanak dişte meydana gelen çürükler olduğu bilinmektedir. Dolayısıyla, biyofilm oluşumunun kontrol altında tutulması hastalar ve hekimler açısından önemini koruyan bir konudur [9].

Çalışmamızda oluşturduğumuz sıfır hipotezlerine göre; 1. Materyallere uygulanan farklı yüzey bitirme ve parlatma işlemleri sonucunda başlangıç ve bitim yüzey pürüzlülüğü arasında fark yoktur. 2. Uygulanan farklı yüzey bitirme ve parlatma işlemleri sonucunda farklı materyaller arasında bakteriyel adezyon açısından fark yoktur. Bu çalışmanın amacı güncel CAD/CAM restorasyonlarının farklı polisaj işlemleri sonrasında sergiledikleri yüzey özelliklerini incelemek ve restorasyon üzerine tutunan Streptococcus mutans miktarını araştırmaktır. Bu sayede protetik tedavinin uzun dönem başarısını

arttıracak en dođru materyalin seęimi ve ađız ięi floranın patojenitesinin dūřurđlmesi amaęlanmaktadır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental CAD/CAM Sistemleri

2.1.1. Dental CAD/CAM sistemlerinin tarihçesi

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM (Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing) sistemleri, uçak ve sanayi endüstrisinde 1950'li yıllardan beri kullanılmaktadır. Gelişen teknolojinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması ise 1970'lerde Fransa'daki Francois Duret DDS, ve İsviçre'deki Werner Mormann, BMD, DDS ve Marco Brandestini ile başlamıştır [10].

1971'de Francois Duret diş hekimliği için geliştirdiği CAD/CAM sistemini tanıtmıştır. Duret Sistemi adını verdiği teknolojiyi 1983'te Fransa'da Granciere konferansında sundu. Daha sonra bu sistem Sopa Bioconcept sistemi olarak piyasaya sunulmuştur. Fakat tek üye restorasyonlar için geliştirilen bu sistem karmaşıklığı ve maliyeti yüzünden rağbet görmemiştir [2, 11].

1983'de Dr. Mormann ve Dr. Marco Brandestini, ağız içi optik tarama ile hasta başında inley üretimini sağlayan CAD/CAM sistemini geliştirdi ve CEREC sistemi olarak piyasaya sürdü. Temel olarak inley ve onlay yapımı üzerine geliştirilmiş olan bu sistem uzun süre piyasadaki tek kullanılabilir sistem olarak devam etti. Üretim kolaylığı ve maliyeti göz önüne alındığında umut vadeden sistem geliştirilerek günümüzde de kullanılmaya devam etmektedir [2, 12].

CAD/CAM sistemlerinde işleyiş 3 aşamada gerçekleşir;

- 1- Hazırlanan kaviteden veya preparasyondan 3 boyutlu veri toplama,
- 2- Özel yazılımlar kullanılarak dental restorasyon için tasarım yapılması,
- 3- Aşındırma ünitesinde, dijital tasarıma uygun olarak üretimin yapılması [13].

Konvansiyonel yöntemle hazırlanan seramik restorasyonlar için kullanılan iş akışında diş preparasyonu tamamlandıktan sonra geleneksel yöntemlerle ölçü alınır, model elde edilir, mum modelasyon ve döküm işlemleri yapılır. Bu çalışma bilgisayar destekli teknoloji yardımı ile gerçekleştirildiğinde, preparasyon ağız içinde dijitalize edilir. Mum modelasyon aşaması yerine ise restorasyonun bir CAD yazılımı ile bilgisayar ekranı üzerinde tasarımı oluşturulur. Son olarak, yapılacak restorasyonun boyutuna göre seçilen prefabrik bloklar CAM ünitesine yerleştirilir ve aşındırma işlemleri başlatılır [14].

2.1.2. Dental CAD/CAM sistemlerinin avantajları

CAD/CAM teknolojisi hem hastalara hem de klinisyenlere geleneksel tekniklerle karşılaştırıldığında birçok avantaj sağlamaktadır. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde kullanılmasının yaygınlaşmasındaki temel neden işleyişin hızıdır. Dijital tarama ve bilgisayar frezelemesi geleneksel ölçü ve laboratuvar imalatından daha hızlı ve kolaydır. Restorasyonun tek seansta tamamlanabilmesi hem hastalar hem de hekimler için pratiklik sağlamaktadır. Bu sayede ölçü alma, geçici kron hazırlama gibi zorunluluklar da ortadan kalkmıştır. Hata ihtimalini oldukça azaltmış ve indirekt prosedürlerden kaynaklanabilecek çapraz kontaminasyonların da önüne geçilmiştir. Çeşitli CAD/CAM imalat şirketleri, en yeni yazılım ve uygun eğitimle, tam ark taramasının tamamlanması bir dakikadan daha az sürdüğünü söylemektedirler [15].

Tipik olarak bir porselen restorasyonu, tozun ve sıvının bir karışımından üretilir, titreşim ile yoğunlaştırılır ve gözenekliliği azaltmak için kristalleştirilir. Bununla birlikte, bu işlem nihai protezinin ömrünü ve performansını olumsuz etkileyecek hatalı karıştırma ya da restorasyonda bir iç kusura neden olabilecek hava boşluğu oluşumuna açıktır. CAD/CAM restorasyonları, endüstriyel koşullarda imal edilmiş prefabrik bloklardan yapılır, böylece daha tutarlı ve güvenilir sonuçlar sağlanır [14]. El yapımı ve preslenmiş restorasyonlar elektron mikroskopuyla incelendiğinde porlar tespit edilirken, CAD/CAM bloklarında pora rastlanmamıştır [16].

Ayrıca; CAD/CAM teknolojisinin kullanılması ile, materyalin özelliğine uygun optimal dizaynın tasarlanması sağlanmaktadır. Oklüzal morfolojinin bilgisayar ortamında şekillendirilmesine olanak sağlamakta, minimal kalınlık ve siman aralığı gibi parametreler rahatlıkla değiştirilebilmektedir [17].

2.1.3. Dental CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları

CAD/CAM teknolojisinin kullanımını kısıtlayan ana faktörlerin başında üretim maliyeti gelmektedir. Teknolojinin giderek ilerlemesine rağmen CAD/CAM sistemleri hala ekonomik sayılmazlar. Monokromatik bloklarla ideal estetik beklentilerin karşılanması güçleşmektedir. Derin subgingival marjnlere sahip restorasyonların optik ölçüsünün alınmasında sorun olabilmekte, bu nedenle sabit protez yapımında olduğu gibi iyi bir diş eti retraksiyonu yapılması zorunlu hale gelmektedir [18, 19].

2.1.4. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri

CAD/CAM sistemleri, yapısını oluşturan tarayıcı, tasarım (CAD) ve üretim (CAM) ünitelerinin konumlarına bağlı olarak üç farklı üretim şekline sahiptir (Tablo 2.1):

Tablo 2.1: Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemleri.

Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	CEREC E4D Dentist
Laboratuvarda Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	CEREC inLab DCS Precident Cercon Everest Lava
Üretim Merkezli CAD/CAM Sistemleri	Procera Cicero

2.1.4.1. Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri

In-office system olarak da adlandırılan bu sistemde preparasyon hekim tarafından ağız içinde taranır ve restorasyon klinikte hazırlanır. Bu gruba örnek olarak Cerec sistemi (Sirona, Bensheim, Almanya) ve E4D (D4D Technologies, Richardson, Texas) gösterilebilir [20].

CEREC

CERamic REConstruction kelimelerinin ilk harflerinden oluşan CEREC sistemi; Brains A.G tarafından tasarlanmış ve Siemens (Sirona Dental Systems) tarafından geliştirilmiştir [21, 22].

CEREC CAD/CAM sisteminin ilk cihazı olan CEREC 1, 1985 yılında seramik inley ve onley yapabilmek amacıyla geliştirilmiştir. Fakat tek bir frez ile 3 eksen de aşındırma yaptığı için restorasyonların marjinal uyumlarında ve okluzal yüzeyin şekillendirilmesinde sorunlarla karşılaşmıştır [23].

İkinci ve üçüncü jenerasyon CEREC sistemlerinde marjinal uyumun artırılması amaçlanmıştır. Kullanılan elmas frezlerin grenlerinin küçülmesi ile kenar aralığı 38–84 µm'a kadar indirilebilmiştir [19].

CEREC 1' in yetersiz kalmasıyla 1994 yılında inley, onley ve kuron restorasyonları gerçekleştirebilen Cerec 2 sistemi geliştirilmiştir. Cerec 2 sistemi ile 6 eksen de freze işlemi yapılabilmektedir. 1997'de sisteme kuron yazılımının eklenmesi ile, posterior kuron altyapılarının tasarımına olanak sağlanmıştır [24].

2000 yılında CEREC 3 sistemi tanıtılarak piyasaya sürülmüştür. CEREC 3 ile aşındırma ünitesi tasarım ünitesinden ayrılmış, aşındırma işlemleri 1 frez yerine 2 frez ve 1 elmas disk ile hızlandırılmıştır. Uygulama kolaylığını artırmak amacı ile CEREC 3 Windows tabanlıdır. Bu sistemde daha iyi okluzal anatomi sağlandığı için okluzal uyumlamaya gerek kalmadığı bildirilmektedir [19].

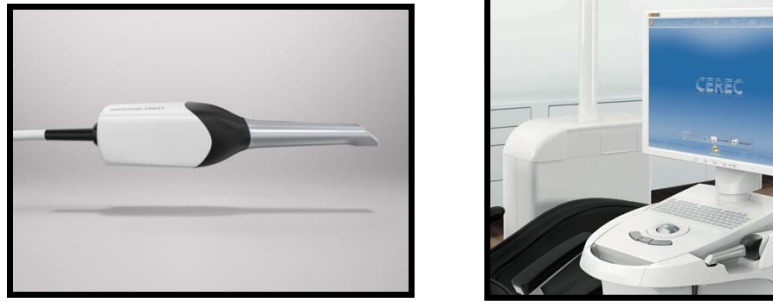
Cerec 3 ile sisteme kullanım, uygulama alanı ve teknik açıdan bazı yenilikler getirilmiştir. Bu yenilikler sırasıyla;

- Üç boyutlu ağız içi kamera ve dijital radyografi ünitesinin eklenmesi,
- Ağız içinden alınan görüntüler sayesinde restore edilecek dişin ve restorasyonun tüm noktalarının ayrıntılı olarak kaydedilebilmesi,
- Cerec 3'ün freze ünitesine ikinci elmas silindirin eklenmesi sayesinde okluzal detayların Cerec 2'ye göre daha iyi verilebilmesi,
- Cerec 3 sistemi ile bir restorasyonun tamamlanabilmesi için gereken süre Cerec 2 sistemine göre %27 oranında kısılması,

- Bir sonraki restorasyonun önceki şekillendirilirken tasarlanabilmesidir [25].

CEREC 3, klinik ve laboratuvar olarak 2 farklı üretim tekniğine sahiptir. Klinik uygulamada; restorasyonun ağız içi optik ölçüsü alınır, bunun üzerinde uygun yazılım kullanılarak restorasyon tasarlanır ve bilgiler freze cihazına gönderilir. Freze edilen restorasyon aynı seansta cilalanıp simante edilebilir. Böylelikle hasta tek seansta yüksek kalitede bir hizmete ulaşmış olur. Burada hem teknisyen hem de ölçü aradan çıkarılarak zamandan, maliyetten ve emekten tasarruf edilmektedir. CEREC sisteminin klinik uygulamalarda gösterdiği başarı, laboratuvar (CEREC inLab, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) sisteminin gelişimini de beraberinde getirmiştir. Böylece inley, onley, laminate veneer, endokron, sabit bölümlü protez, implant üstü sabit bölümlü protezler üretilmeye başlanmıştır [26].

Sirona Firması 2003 yılında sisteme 3 boyutlu tasarım programı olan Cerec 3D'yi dahil ederek restore edilecek dişin, antagonist dişlerin ve fonksiyonel kayıtların 3 boyutlu olarak görüntülenebilmesine olanak sağlamıştır. 2005 yılında yazılım geliştirilerek oklüzyonun sistem tarafından otomatik olarak ayarlandığı "antagonist tool" özelliğini eklemiştir. 2012 yılında ise pudra kullanımına gerek kalmadan 3 boyutlu devamlı görüntü alabilen Omnicam geliştirilmiştir (Şekil 2.1) [27].



Şekil 2.1: CEREC Omnicam ağız içi kamerası ve mobil ünite [27].

Son olarak 2019 yılında International Dental Show (IDS), Almanya'da saniyede bir milyondan fazla 3D noktası işleyebilen Primescan tanıtılmıştır. Yeni geliştirilen bu sistemle daha yüksek çözünürlükte daha fazla verinin kolay yakalanması ve hızlı işlenmesi amaçlanmıştır. Bunun için Omnicam' de 10 mm x 10 mm olan sensör boyutu 15 mm x 15 mm' e çıkartılırken ağız içi tarayıcısının boyutu kullanımı kolaylaştırmak

amacıyla küçültülüp hafifleştirilmiştir. Kendi kendini ısıtabilen sensör ile istenmeyen görüntülerin oluşumu azaltılmak istenmiştir. Primescan 20 mm' e kadar ölçüm derinliği ile derin kavitelerde ve post yuvalarında kullanılabilir [28].

Primescan tasarım olarak Omnicam' den farklılıklar gösterir. Omnicam' de alışılan kaydırma topu ve klavyenin yerini dokunmatik ekran almıştır. Monitörün ekranı da dokunmatik olup Omnicam' e göre daha geniş olarak tasarlanmıştır (Şekil 2.2) [29].



Şekil 2.2: CEREC Primescan mobil ünite ve ağız içi kamerası [30].

E4D Dentist

Dream, Design, Develop ve Delivery kelimelerinin baş harflerinden oluşan E4D Sistemi (D4D Technologies, Richardson, Teksas, ABD) 2008 yılının başlarında pazara sunulmuştur. Bu sistem, CAD için bir tasarım merkezi ve lazer tarayıcı ve CAM için bir freze ünitesinin birleştirilmesinden oluşmaktadır. Bu CAD/CAM sistemi, prepare edilen diş üzerinden, alçı model veya elastomerik ölçü materyali taramasından bir model oluşturabilir. Tarama için ayak pedalı serbest bırakılırken hedef dişin görüntüsü dokunmatik ekranda oluşur ve ICEverything (ICE) yazılımını etkinleştirir. Daha sonra yazılım bir sonraki tarama için diş hekimine izin verir, böylelikle yazılım yavaş yavaş 3 boyutlu görüntüyü birleştirir. Karşıt ark ve interoklüzal kaydı taradıktan sonra bilgisayar görüntüyü alır, bitiş çizgisini otomatik olarak algılar ve kapsamlı bir anatomik diş kütüphanesinden bir restorasyon önermek için autogenesis özelliğini kullanarak uygun dişi seçer [24].

Restorasyonu tasarlamak için farklı sanal araçlar kullanılabilir. Dokunmatik ekran kullanımı restorasyonun her açıdan uygunluğunun değerlendirilmesinde kolaylık sağlar.

Aynı anda 16 üyenin tasarımının yapılmasına olanak sağlamaktadır. Restorasyon tasarımını doğruladıktan sonra, veriler frezeleme ünitesine ya da bir diş laboratuvarına iletilebilir. Malzeme çeşitliliği CEREC 3 sistemindeki kadar fazla değildir. E4D sistemi ile uyumlu olarak lösitle güçlendirilmiş seramik bloklar, nano seramik ve kompozit bloklar ve lityum disilikat bloklar bulunmaktadır [31].

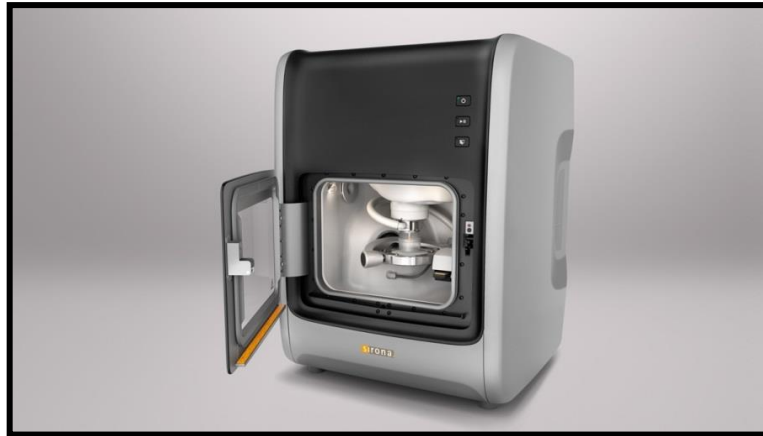
2.1.4.2. Laboratuvarda kullanılan CAD/CAM sistemleri

Bu sistem prepare edilen diştten ölçü alınmasını ve die' lı model hazırlanmasını gerektirir. Elde edilen model laboratuvarda taranır ve bilgisayar ortamında tasarlanır [32].

CEREC inLab

CEREC sisteminin klinik uygulamalarındaki kısıtlamaları gidermek için Cerec inLab inEos X5 masaüstü tarayıcı geliştirilmiştir. Burada restorasyonun yapımı için Cerec inLab modülü kullanılmaktadır. Geleneksel yöntemlerle ölçü alındıktan sonra model dökülür ve taranarak sanal model elde edilir. Robot kol modeli 5 aksta hareket ettirerek görüntü elde eder. Sistem bunun yanında manuel taramaya da izin vermektedir (Sekil 2.3) [33].

Bu teknik sayesinde hastaya kısa süreli randevular verilir ve koltukta geçen sürenin daha verimli olması sağlanır. Laboratuvar teknisyenine estetiği arttırmak için porselen ilavesi ve renklendirme imkanı sağlar [34].



Şekil 2.3: CEREC inLab tarama cihazı [27].

DCS Precident

1993 yılında İsviçre’de geliştirilen sistem özel patentli optik tarayıcı (Preciscan), yazılım (DCS Dentform) ve aşındırma ünitesinden (Precimill) oluşmaktadır (Şekil 2.4). Aynı anda 30 üyeye kadar altyapı üretme imkanı sağlayan sistem sinterlenmiş zirkonya ve titanyumun aşındırıldığı bir kaç sistemden biri olma özelliği taşımaktadır [35].



Şekil 2.4: Precimill freze ünitesi [36].

Sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanıldığında bir üyenin freze edilmesi malzemenin fiziksel özellikleri sebebiyle 2 saat sürmektedir. Fakat aşındırma işlemini takiben ilave bir ısıl işlem yapılmadığı için kenar uyumları oldukça iyidir [37].

Cercon

İsviçre Devlet Teknoloji Enstitüsü ve Zürih Üniversitesinin iş birliği ile 1998 yılında geliştirilen Cercon sistemi (Dentsply, Ceramco), 2002 yılında piyasaya sunulduğunda sadece CAM sistemini içeriyordu. İlk üretilen bu Cercon sistemi, Cercon Brain ve Cercon Heat olmak üzere iki üniteden oluşmaktadır (Şekil 2.5). Cercon Brain lazer tarayıcı ve aşındırıcı bölümü içeren ana makine olarak görev yaparken Cercon Heat ise sinterleme fırınıdır [38].

Cercon sisteminde üretimin ilk aşaması die’ li model üzerinde prepare edilen dişin minimum 0,4 mm kalınlığında mum modelajının yapılmasıdır. Yapılan modelaj optik

okuyucunun daha iyi çalışabilmesi için özel bir tozla kaplanır, ana makinenin sol tarafına yerleştirilir ve lazer tarayıcı uç ile taranır. Freze ünitesine aktarılan bu veriler ışığında yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit blok üzerinde önce kaba sonra hassas aşındırma işlemi yapılır. Frezleme işlemi tamamlanan restorasyon altyapıları, Cercon Heat sinterleme fırınında, 1350 °C’ de 6 saat boyunca sinterlenir. Sinterleme işlemi sırasında altyapılarda %30 oranında büzülme söz konusu olacağı için, ana makine ilk aşındırmayı %30 oranında daha büyük yapar. Bu hesaplama Cercon Brain tarafından otomatik olarak gerçekleştirilir. Elde edilen sinterlenmiş altyapı üzerine, sistemin özel Cercon Ceram-S porselen tozu ile tabakalama tekniği ile üst yapı hazırlanır [39].



Şekil 2.5: Cercon kazıma ünitesi ve sinterleme fırını [40].

2005'te Dentsply Ceramco, 3D lazer optik tarayıcı ve Cercon Art tasarım yazılımı olan Cercon Eye ünitesini tanıttı. Geliştirilen sistem mum modelaj yapma zorunluluğu ortadan kaldırmakta ve direk die' li modelin taratılmasına imkan sağlamaktadır. Tarama yapıldıktan sonra modelaj, Cercon Art 1.1 yazılımı kullanılarak bilgisayar ortamında hazırlanır. Ana makineye gönderilen komutla yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardan alt yapının kazınması işlemi gerçekleştirilir. Bir önceki sistemde olduğu gibi altyapısı hazırlanan kronlar üstyapı porseleni kullanılarak tamamlanır [41].

Everest

Everest (Kavo Dental GmbH, Biberach, Almanya) sistemi; tarama ve tasarım ünitesi (Everest Scan Pro, Everest Energy), aşındırma ünitesi (Everest Engine) ve sinterleme fırını (Everest Therm) olmak üzere 3 üniteden oluşmaktadır (Şekil 2.6). Everest sisteminde kendine ait yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar (Kavo Everest Z -Blank), tam

sinterlenmiş zirkonya bloklar (Kavo Everest ZH-Blank), titanyum bloklar, lösitle güçlendirilmiş cam seramik bloklar, geçici restorasyonlar için üretilmiş kompozit bloklar ve Ivoclar Vivadent firmasının Everest için geliştirdiği lityum disilikat seramik bloklar olmak üzere toplamda 6 farklı blok kullanılabilir [42].

Prepare edilen dişten elde edilen ali model Everest tarayıcının dönen tablasına sabitlenir ve 1:1 oranında CCD kamera ile optik olarak taranır. Windows tabanlı yazılım kullanarak restorasyon tasarımı yapılır. Tasarım işlemi tamamlandıktan sonra, bilgisayardan gelen komutla birlikte, 5 akslı Everest aşındırma ünitesinde altyapı blokları frezlenir. Son olarak, frezleme işlemi tamamlanan altyapının sinterleme işlemi, Everest sinterleme fırınında yapılır [32].



Şekil 2.6: Everest Sistemi tarama  nitesi, freze  nitesi ve sinterleme fırını [43].

Everest sistemi ile inley, onley, ön-arka bölge kuron ve köprü protezlerinin üretimine olanak sağlamaktadır. Everest Scan sayesinde 14 üyeli köprülere kadar tarama işlemi gerçekleştirilebilmektedir. Sinterlenmemiş zirkonya bloklardan üretilmiş altyapılarda, Vita renklendirme likitiyle 5 farklı tonda renklendirme yapılabilirken, tam sinterlenmiş zirkonya bloklardan üretilen alt yapılar da ise renklendirme yapılamamaktadır [44].

Lava

Lava CAD/CAM sistemi; Lava Scan optik tarama  nitesi, Lava Form bilgisayar destekli frezleme  nitesi ve Lava Therm sinterleme fırınından oluşmaktadır (Şekil 2.7). Yarı

sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklar kullanılan sistem 3M ESPE firması (Seefeld, Almanya) tarafından 2002 yılında piyasaya sürülmüştür [45].

Lava sisteminde endikasyona uygun olarak kullanılabilir 6 farklı boyutta zirkonyum oksit bloğu üretilmiştir. Yirmi mm' lik, 60 mm' lik veya multi bloklar ile ön ve arka bölge kuron ve üç veya dört üyeli köprü protezleri, inley ve kanatlı köprü protezlerinin üretimi yapılabilmektedir [45].

Restorasyonu planlanan diştten elde edilen model Lava Scan optik tarayıcı ile 3 boyutlu olarak taranır. Bilgisayar ortamında tasarlanan alt yapı bilgileri Lava Form freze ünitesine sinterizasyonda meydana gelecek büzülme için %20-25 oranında daha büyük olarak aktarılır ve aşındırma işlemi tamamlanır. Son olarak, Lava Therm sinterleme fırınında sinterleme işlemi yapıldıktan sonra alt yapılar Lava Ceram veneer seramiği ile kaplanır [46].



Şekil 2.7: Lava Sistemi tarayıcı ünitesi freze ünitesi ve sinterleme fırını [47].

2.1.4.3. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri

Bu sistemler, restorasyon tasarımı ve üretimi tek bir merkezden yapılması esasına dayanır. Restorasyon planlanan diştten elde edilen ölçü veya alçı model dental laboratuvara gönderilir. Laboratuvar ortamında modelden görüntü elde etme işlemi

yapılır ve elde edilen veriler üretim merkezine e-mail yoluyla gönderilir. Procera ve Cicero CAD/CAM sistemleri bu prensiple çalışmaktadırlar [13].

Procera

Titanyum altyapı ve düşük ısı veneer porselenininin oluşun kuron ve köprüler yapımı için geliştirilen Procera (Nobel Biocare, Göteburg, İsveç) sistemi ilk olarak 1986 yılında tanıtılmıştır. Daha sonra bu sistem, alüminyum oksit (Procera AllCeram), zirkonyum oksit (Procera AllZirkon) ve titanyum (Procera AllTitan) materyalleri kullanılarak restorasyon altyapıları elde etmek amacıyla geliştirilmiştir [48].

Procera sisteminde, CAD/CAM ünitesi İsveç ve ABD olmak üzere sadece 2 merkezde bulunmaktadır. Prepare dişten elde edilen modeller özel safir uçlu tarayıcı yardımıyla taranır. Her bir diş için yaklaşık olarak 30.000 ölçüm yapılmaktadır. Elde edilen görüntü e-mail ile Nobel Biocare Procera Sandvik'e gönderilir. Özel geliştirilmiş CAD yazılımı ile restorasyonun altyapısı, bu iki merkez laboratuvarın birinde tasarlanır ve üretilir. Merkez laboratuvarda hazırlanan altyapılar, veriler gönderildikten yaklaşık 3 gün sonra hekime geri gönderilmektedir. Tamamlanmış altyapılar üzerine zirkonya için özel olarak üretilmiş üstyapı porseleni (Nobel Rondo) uygulanarak restorasyon tamamlanmaktadır [49].

Cicero

Cicero CAD/CAM Sistemi (Computer Integrated CEramic RecOnstruction) ile seramik restorasyonun üretiminin tek bir merkez laboratuvarda gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Cicero sistemi, optik tarama, seramik sinterleme ve CAM prensiplerine dayanmaktadır.

Restorasyonu planlanan dişten elde edilen die' li model ve karşıt çenenin optik görüntüsü lazer tarayıcı uç yardımı ile elde edilir. Prepare dişin bulunduğu model karşıt çene ile kapanışa getirilerek tekrar taranır böylelikle sentrik oklüzyon ve artikülasyon kaydı alınmış olur. Bilgisayarda tasarlanan restorasyon alınan kayıtlar sayesinde uygun oklüzal morfolojiyi sağlamaktadır. Zirkonyum oksit veya alüminyum oksitten oluşun altyapı seramiğinin üretimini takiben önce dentin sonra mine aynı sistemle preslenip pişirilerek üretilir [50].

2.2. Dental CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Materyaller

Klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri için birçok restoratif materyal kategorisi vardır (Tablo 2.2). Bu materyaller, freze makinesine monte edilebilen yüksek yoğunluğa sahip bloklar şeklinde monolitik homojen malzemedен üretilmektedirler. Yüksek basınç altında sıkıştırılarak elde edildikleri için porözite içermez, artık stres barındırmaz ve yüksek mekanik özelliklere sahiptirler. Bu şekilde restorasyonlar vakit kaybı olmadan üretilebilir, polisaj ve glazür işlemleri kolaylıkla uygulanabilir [51, 52].



Tablo 2.2: Restoratif materyaller ve üreticileri.

Materyal İçeriği	Üretici
Feldspatik Porselen	Vitablocs Mark II (VITA) Sirona CEREC Blocs (Dentsply, Sirona)
Lösit ile Güçlendirilmiş Cam Seramik	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)
Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Cam Seramik	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)
Lityum Silikat ve Zirkonya Partikülleri ile Güçlendirilmiş Cam Seramikler	Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik) Celtra Duo (Dentsply)
Hibrit Seramikler	Enamic (VITA) Cerasmart (GC)
Zirkonyum Oksit Seramikler	In-Ceram YZ Cubes (Sirona) Z-Blanks (Kavo) InCoris TZI (Sirona)
Alüminyum Oksit Seramikler	Procera AllCeram (Nobel Biocare)
Cam infiltre Oksit Seramikler	In-Ceram Spinell (VITA) In-Ceram Alumina (VITA) In-Ceram Zirkonia (VITA)
Kompozit Rezin	Paradigm (3M ESPE)
Rezin Nano-Seramik	Lava Ultimate (3M ESPE)
Polimer	Telio CAD (Ivoclar Vivadent)
Metal	Procera AllTitan (Nobel Biocare)

2.2.1. Feldspatik seramikler

Feldspatik porselen, camsı bir matrikste %20-30 hacimdeki lösit kristallerinden oluşan bir malzemedir. Yüksek translüsens ve orta eğilme mukavemetine sahiptir. Bunun yanında % 60-64 SiO₂ ve % 20-23 Al₂O₃ içermektedir [53].

Doğal diŒe çok yakın bir abrazyon direnci sergilediğinden karŒıt diŒte çok az aŒınmaya neden olur. İnce grenli homojen yapısı ve endüstriyel sinterlenmiŒ olması sayesinde parlatılabilirliği çok iyidir. Polisajı yapıldığında bu materyalin dayanımı 130 MPa kadardır. Glaze yapıldığında ise bu 160 MPa'ya kadar çıkabilir. İnceley, onley, laminate veneer, n ve arka bölgede kronlar için önerilirken, yeterli dayanımı göstermediğinden tek baŒına köprü yapımında nerilmezler [54].

Monokromatik, dikromatik, polikromatik olmak üzere farklı renk seçenekleri sunan feldspatik seramik bloklar mevcuttur. Monokromatik blokların tek renk olmasının oluŒturduđu dezavantajı gidermek için dikromatik ve polikromatik bloklar geliŒtirilmiŒtir [51]. Dikromatik bloklar bloğun ortasına konumlanmış küresel bir dentin tabakası ve etrafında translusent mine tabakasından oluŒur. Bu Œekilde renk geiŒinin dentin ve mineyi taklit edecek Œekilde 3 boyutlu bir yay halinde olması amalanmıŒtır. Polikromatik blokların kroma derecesi (rengin doygunluğu) insizalden koleye doğru artması ile doğal diŒin yapısını yansıtması amalanmıŒtır. Farklı renk doygunluğu ve ıŒık geçirgenliklerine sahip olmaları nedeniyle doğal diŒ dokusunu taklit edilebilmektedir. Böylece doğal diŒin optik özelliklerini kopyalayarak mevcut doğal dentisyon ile restorasyonun bir bütün oluŒturması sağlanmaktadır [55].

Sirona CEREC Blocs (Bensheim, Almanya) ve Vita Mark II (Zahnfabrik, Almanya) bu amaçla üretilen feldspatik bloklardandır (Œekil 2.8).

Cerec bloklar mineye benzeyen fiziksel özelliklere ve translusensiye sahiptir. Bukelamun etkisi olarak adlandırılan translusensileri ve farklı tabakaların farklı renklere sahip olduğu polikromatik blokları ile doğal diŒ rengine benzeyen renkler elde edilebilmektedir. Vita firmasında ise, monokromatik blok olarak Vita Blocks Mark II, polikromatik olarak Vita Block Triluxe ve servikal bölgede renk doygunluğu ile floresan özellikleri artırılmıŒ olan Vita Triluxe Forte, son olarak dikromatik blok olarak Vita Block Reallife bulunmaktadır [56].



Şekil 2.8 : Çesitli renk ve ebatta Cerec Bloklar [57] ve Vita Mark II Blok örneği [58].

2.2.2. Lösit ile güçlendirilmiş cam seramikler

1998 yılında CAD/CAM sisteminde kullanılmak üzere üretilen ilk blok olan ProCAD, Ivoclar Vivadent (Lichtenstein) tarafından tanıtılmıştır. Daha sonra cam matris içinde %35-45 lösit kristalleri içeren IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) olarak piyasaya sürülmüştür [51]. Cam matrisle lösit parçacıklarının eklenmesi, çatlak yayılımını engelleyerek malzemenin bükülme mukavemeti, kırılma dayanımı gibi fiziksel özelliklerini arttırmıştır [59].

Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blokların translusentlik, floresanslık, opelasanslık, aşınma ve abrazyona direnç gibi özellikleri doğal dişle benzerlik gösterdiğinden tercih edilmektedirler. İnley, onley, laminate veneer, ön ve arka bölgede kronlar için kullanılan bloklar, köprü yapımında önerilmezler [60].

Işık geçirgenliklerine göre 3 çeşit lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blok mevcuttur. Yüksek translusentliğe ve düşük parlaklığa sahip HT bloklar, bukalemun efektine sahip olması sayesinde doğal diş ile benzer optik özellikler göstererek estetik sonuçlar verdiği için inley ve onlay restorasyonlarında tercih edilirler. Düşük translusentliğe ve yüksek parlaklığa sahip LT bloklar ise restore edilecek dişin rengini maskeleyebildiğinden daha geniş restorasyonların tasarımında kullanılabilirler [61, 62].

Piyasada IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent) ve Paradigm C (3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) firmalarının lösit ile güçlendirilmiş cam seramik blokları mevcuttur [16, 63].

2.2.3. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler

Hacimce yaklaşık %40 oranında 0,2-1 mikrometre boyutundaki lityum metasilikat kristalleri içeren IPS e.max CAD, 2006 yılında Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) tarafından tanıtılmıştır. Lityum metasilikat içeren kısmi sinterize bloklar ilave edilen renklendirici iyonlara bağlı olarak mavi renkte olduğundan “mavi blok” olarak anılmaktadırlar. Kısmi kristalleşmenin bu halinde malzemenin direnci 150 MPa’ dır ve rahatlıkla hızlı bir şekilde aşındırılır. Bu sayede frezler fazla zarar görmeden ve aşınmadan restorasyon, kolaylıkla üretilir ve ağız içinde uyumlandırılır [64].

Aşındırma tamamlandıktan sonra porselen fırınında 840-850°C’ de ikinci ısıl işleme tabi tutulur. Bu safhada metasilikat faz tamamen çözünür ve lityum disilikat kristalize olur. İşlem sonunda elde edilen restorasyon hacimce %70 kristal faz içermektedir, seçilen dış rengine dönüşmüştür ve dayanımı 320 MPa’ a ulaşmıştır. Bu değer diğer cam seramik blokların 2-3 katıdır [65].

Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerin artan dayanımı köprü yapımında da tercih edilmesine imkan sağlamıştır. Yapılan çalışmalarda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerden yapılan posterior köprülerin en az metal destekli porselen köprüler kadar başarılı olduğu tespit edilmiştir. Üretici firmanın endikasyon tavsiyeleri ise laminate veneerler, inleyler, onleyler, parsiyel kronlar, anterior ve posterior kronlar, hibrit abutmentlar, hibrit abutment kronlar, premolar bölgesinde 3 üyeli köprüler olarak belirtilmiştir [66, 67]. Yüksek şeffaflık (HT), orta şeffaflık (MT), düşük şeffaflık (LT) ve orta opaklık (MO) ve Impulse olmak üzere 5 kategoride farklı renk seçeneklerinde ve uzunluklarında bloklar mevcuttur (Şekil 2.9) [68, 69].



Şekil 2.9: Farklı boyutlarda IPS e.max CAD bloklar [70].

2.2.4. Lityum silikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş cam seramikler

Zirkonyanın yüksek fiziksel özellikleri ile cam seramiğin yüksek optik özelliklerinin birleştirilmesi amaçlanarak üretilen materyallerdir. Bu amaçla Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Almanya) ve Celtra Duo (Dentsply, ABD) geliştirilmiştir (Şekil 2.10).

Zirkonya içeriğinin üstün mekanik özelliği ile cam seramiklerdeki translusensi özelliğinin tek materyalde toplayan Vita Suprinity 2013 yılında geliştirilmiş ve piyasaya sürülmüştür. Yeni nesil zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat cam seramikler artmış zirkonya içeriği (%8-12) ve ince grenli homojen yapısı (0,5-0,7 μ m) ile geleneksel CAD/CAM lityum disilikat cam seramiklerden farklılık göstermektedir [71].

Yapılarındaki %10' a yakın zirkonya, lityum silikat cam seramiği desteklemektedir. Yapılan in vitro çalışmalar görsel ve fiziksel özelliklerinin lityum disilikatlar ile benzer olduklarını göstermiştir [72]. Zirkonyanın cam faz içerisinde çok iyi biçimde dağıtılması opak etki oluşturmasını önlemektedir. İnce grenli ve homojen yapısı sayesinde yüksek estetik özellikler gösterirken kolay frezlenir ve polisajlanırlar. Kısmi sinterize olarak bulunan bloklar monolitik ya da çift tabaka olarak kullanılabilir. Kristalize edildikten sonra kırılma direnci 420 MPa' ya ulaşır bu da klinisyene anterior ve posterior kronlar, implant üst yapıları, veneerler, inley ve onleyler gibi geniş kullanım alanı imkanı sunmaktadır [73].

Celtra Duo' da mikroyapıya %10 zirkonyum oksidin dahil edilmesi ile fiziksel özellikler artırılmıştır. Oluşan kristalitler, geleneksel lityum disilikat kristallerinden 4 ila 8 kat daha küçüktür. Sonuçta, meydana gelen ultra ince bir mikroyapı fiziksel mukavemetin yanı sıra üstün estetik özellikleri de karşılar [74].

Celtra Duo, Vita Suprinity' nin aksine kristalize halde bulunur. Böylelikle ilave ısı işlemin gereksinimi ortadan kalkar ve üretimin daha çabuk olması sağlanır. Doğal opalesans, parlaklık ve bukalemun efekti sayesinde diş minesini taklit eder. Materyaldeki ultra ince mikroyapı, kristalize halde ve uygun diş renginde diş laboratuvarında hızlı ve etkili bir şekilde işlenmesini sağlar [74]. Freze işleminden sonra yapısal direnci 210 MPa'a iner, glazür işleminden sonra ise 370 MPa'a çıkar. Tam kronlarda, parsiyel kronlarda, anterior köprülerde, inley ve onleylerde, laminate veneerlerde kullanım endikasyonu bulunmaktadır [74].



Şekil 2.10: Farklı renk seçeneklerinde Vita Suprinity bloklar [75] ve Dentsply Celtra Duo blok örnekleri [74].

2.2.5. Zirkonyum oksit seramikler

Yüksek kırılma direnci ve bükülme dayanıklılığı gibi mekanik özellikleri yüzünden son yıllarda sıkça kullanılan ve araştırma konusu olan Zirkonya (Zirkonyum dioksit, ZrO_2), <0,5- 0,6 μm gibi oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir [76, 77].

Zirkonya bloklarla CAD/CAM teknolojisi ile restorasyon üretimi yapılırken 3 yöntem uygulanabilir. Birinci yöntemde; sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar kullanılarak aşındırma yapılmaktadır. Sinterlenmemiş zirkonyum dioksit bloklar; zirkonyum dioksit tozunun herhangi bir sinterlenme işlemi uygulanmadan basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilirler. Yumuşak yapıda oldukları için kolayca frezlenebilirler. Aşındırma işlemi sonrasında üretilen restorasyonlar sinterlenir. Sinterleme sırasında büzülme meydana geleceğinden restorasyonlar gerçek formundan daha büyük hazırlanmaktadır [78].

İkinci yöntemde ise; kısmen sinterlenmiş bloklardan olması gerekenden %25 daha büyük bir restorasyon üretilir. Yarı sinterlenmiş zirkonyum dioksit bloklar; zirkonyum dioksit tozları ısı uygulamadan basınçla sıkıştırılıp ve 1350-1550 °C ısıda ön sinterleme işlemine tabi tutulması ile elde edilmektedir. Materyal tam sinterize bloklara göre daha yumuşak olduğundan cihazların aşınması ve restorasyonda kırık gibi problemler daha az görülür. Bu avantajlarının karşın sinterleme sırasındaki büzülme nedeniyle restorasyonun uyumunda sorun çıkabilir [79, 80].

In-Ceram YZ Cubes (Sirona, Bensheim, Almanya), ZS-Blanks (Kavo, Leutkirch, Almanya), Hint-Els Zirkon TZP-W (Girrbach, Pforzheim, Almanya), IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Noritake Disc Alliance (Kuraray Noritake Dental Inc, Japonya) pre-sinterize zirkonya bloklardandır.

Üçüncü yöntemde ise tamamen sinterlenmiş bloklarla restorasyonun son boyutlarında üretimi yapılır. Tam sinterlenmiş bloklar ilk olarak yaklaşık 1300 °C’ de sinterlenir ve %95 yoğunluğa ulaşır. Bu işlemi takiben 1400-1500 °C de yüksek basınç altında argon gazı ile ısıtılarak yoğunluğu artırılır. İşlem sonunda bloklar %99 yoğunluğa ulaşmıştır. Bu yöntemde büzülme olmadığından restorasyonun uyumu oldukça iyidir. Ancak, materyal çok sert olduğu için freze işlemi uzun sürer ve freze cihazlarında aşınma ve bozulmalar daha sık görülür. DC-Zirkon Precident DCS (DCS, Allschwill, Almanya), Z-Blanks (Kavo, Leutkirch, Almanya) ise sinterize zirkonya bloklardandır [78-80].

Zirkonya üzerinde yapılan çalışmalar doğrultusunda alümina içeriğinin %0,01’e kadar indirilmesi ile monolitik zirkonya bloklar geliştirilmiştir. Monolitik zirkonya bloklar yüksek dayanıklılık ve translüsentlik özelliğine sahiptir. Standart zirkonya blokların içeriğinde dayanıklılığını arttıran ancak optik özelliklerini olumsuz yönde etkileyen organik bağlayıcılar bulunmaktadır. Translütent özelliğe sahip bu blokların yapısındaki atomlar ise, herhangi bir organik bağlayıcı olmadan birbirinin içine geçmektedir. Yapısındaki nanopartiküller sayesinde porözite içermemesi ve alümina içeriğinin %0,01’e kadar indirilmesi ışık geçirgenliğinin artmasını sağlamaktadır [81, 82].

Monolitik zirkonya blokların kırılma direnci 1200-1500 MPa arasındadır. Yüksek fiziksel özellikleri sayesinde interokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda 0,3 mm’ye kadar inceltilebilir kullanılabilmektedir. Bunun yanında anterior ve posterior köprüler, tek kronlar, implant üstü kronlar, post-core, abutment yapımı inley ve onleylelerde uygulanabilir. InCoris TZI (Sirona, Bensheim, Almanya), Bruxzir Solid Zirconia (Glidewell, ABD), Lava Plus High Translucency Zirconia (3M Espe, Almanya) ve Ceramill Zolid (Girbach, Almanya) olarak çeşitli monolitik zirkonya bloklar mevcuttur [79, 83].

2.2.6. Alüminyum oksit seramikler

Alüminyum oksit esaslı bloklar %100 oranında Alüminyum oksit kristalleri içerirler ve dayanımları 500 MPa’dan fazladır. Yarı sinterlenmiş halde bulunan bloklar freze edildikten sonra 1520 °C’ de fırınlanırlar ve frezeleme işlemi sonrasında cam infiltrasyonu gerektirmezler. Monokromatik olarak bulunurlar, fakat daha sonra üzerine uygulanacak porselen rengine göre renklendirici solüsyonla renklendirilebilirler. Procera

AllCeram (Nobel Biocare, İsveç), Vita InCeram AL bloklar (Vita, Zahnfabrik, Almanya), inCoris AL (Sirona, Almanya) olarak çeşitli seçenekleri mevcuttur. Anterior ve posterior tek kronlarda altyapı materyali olarak kullanılabilirler [84, 85].

2.2.7. Cam infiltre oksit seramikler

Cam infiltre CAD/CAM blokların ana yapısını oluşturan alumina veya alumina zirkonya karışımının kristalleri arasındaki boşluklara frezeleme işlemi sonrasında oluşan poröz yapının giderilmesi amacıyla lantan oksit cam infiltre edilmesi ile elde edilmektedirler. Bu işlem materyalin dayanıklılığını 20 kat arttırmaktadır. Bu blokların In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirkonia olmak üzere 3 çeşidi vardır [86].

In-Ceram Spinell (Vita, Almanya), yapısında %78 oranında magnezyum alüminyum oksit ($MgAl_2O_4$) bulunmaktadır. Sinterleme işleminden sonra ‘spinell’ adı verilen gözenekli bir yapı oluşur. Bu yapıya daha sonra ışık geçirgenliğinin de sağlanmasına yardımcı olan lantan oksit cam infiltre edilmektedir. Sonuçta ışık geçirgenliği yüksek, dayanımı 350 MPa olan bloklar elde edilmektedir. Anterior ve posterior tek kronlarda ve anterior 3 üyeli köprülerde altyapı olarak kullanılabilirler [62].

In-Ceram Alumina (Vita, Almanya), içeriğinde %82 oranında alüminyum oksit bulunmaktadır ve dayanımı 450-600 MPa’dır. Ortalama bir ışık geçirgenliğine sahiptir. Anterior ve posterior tek kronlarda ve anterior 3 üyeli köprülerde altyapı materyali olarak kullanılırlar. Vita InCeram Alümin alumina küpleri tebeşirimsi yapıdadır, freze edilirken daha büyük boyutta tasarlanır sonra sinterlenerek yoğunlaşır [16, 24].

In-Ceram Zirkonia (Vita, Almanya), içeriğinde %62 oranında alüminyum oksit, %20 oranında zirkonyum oksit bulunmaktadır ve dayanımı 700 MPa’dır. Yapısındaki zirkonyum oksit sayesinde yüksek dayanıma ve düşük translusensiye sahip olan bir materyaldir. Anterior ve posterior kron ve köprülerde altyapı materyali olarak kullanılabilirler [84, 87].

2.2.8. Hibrit seramikler

Hibrit seramikler kompozit ve seramik materyallerinin üstün fiziksel özelliklerinin birleştirilmesi ile oluşturulan yeni malzemelerdir. Gözenekleri bir polimer malzeme ile doldurulmuş olan sinterlenmiş seramik matrisinden oluşan bu materyallere örnek olarak

Vita Enamic (Vita, Almanya) ve Cerasmart (GC, Belçika) verilebilir (Şekil 2.11) [88].

Vita Enamic ağırlık olarak %86 oranında seramik ve %14 polimerden oluşmaktadır. Seramik matriks lösit esaslı feldspar, alüminyum oksit ve zirkonyadan oluşurken, polimer yapı üretan dimetakrilat ve trietilen glikol dimetakrilattan oluşmaktadır (Tablo 2.3). Seramik materyalinde sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi sorununun bu polimer ağ yapısı ile azaltılması amaçlanmıştır [89, 90].

Tablo 2.3: Vita Enamic içeriği.

İçerik		Yüzdesi
Silikon dioksit	SiO ₂	%58 – 63
Alüminyum oksit	Al ₂ O ₃	%20 – 23
Sodyum oksit	Na ₂ O	%9 – 11
Potasyum oksit	K ₂ O	%4– 6
Bor trioksit	B ₂ O ₃	%0,5 – 2
Zirkonya	ZrO ₂	< %1
Kalsiyum oksit	CaO	< %1

Vita Enamic, mekanik özellikleri genel olarak değerlendirildiğinde seramik ile kompozit rezinlerin arasında yer aldığı görülmektedir. Bükülme dayanımları 150-220 MPa'dır. Aşınma özellikleri ve elastikiyeti dentine yakındır. Materyalin aşınması diğer seramiklerle benzer olmakla birlikte karşıt dişte daha az aşınmaya yol açmaktadır [91, 92].

Cerasmart ağırlıkça %71 oranında esnek bir nanoseramik matriks üzerine %29 oranında rezinin eşit bir şekilde dağılmasından oluşur. Nanopartikül boyutu 20 nm ve 300 nm arasında değişir. Bu özel olarak tasarlanmış nano seramik matris, tüm endikasyonlar için, özellikle implant destekli kuronlar için ideal yüksek mukavemet ve kuvvet emici özellik sağlar [88].

Hibrit seramiklerin, inley, onley, veneer gibi bölümlü restorasyonların yanı sıra tek kron endikasyonu da vardır. İçerdikleri polimer sayesinde diğer cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe edebilirler. Bu sayede implant üstü kuronlarda da kullanılabilirler [93, 94].



Şekil 2.11: Vita Enamic blok örneği [95] ve GC Cerasmart bloklar [96].

2.2.9. Kompozit ve rezin nano-seramikler

Porselen bloklara alternatif olarak kolay aşındırılabilen kompozit içerikli malzemeden üretilen bloklar geliştirilmiştir. Kolay freze edilmesi ve glaze işlemine gerek kalmaması ile üretim aşaması hızlandırılmıştır. Bu amaçla üretilen Paradigm MZ 100 (3M ESPE, Almanya), CAD/CAM sistemleri için hazırlanmış zirkonya ve silika doldurucuları içeren ilk kompozit bloktur (Şekil 2.12) [97].

Kompozit blokların feldspatik ve lösit içerikli bloklara göre karşı dişte yaptıkları abrazyon miktarı daha az bulunmuştur. Bu yüzden brüksizimli hastalarda, karşı dişte daha az aşınmaya neden olması ve çiğneme kuvvetlerini absorbe etmeleri nedeniyle tercih edilebilmektedirler [98].

Kompozit içerikli bloklar, uzun süreli geçici restorasyonların hazırlanmasında, tek üye kronlarda, inley ve onley restorasyonlarda önerilmektedir [99].

3M ESPE firması daha sonra yüksek çapraz bağlı rezin matriks içine gömülmüş %80 oranda nanoseramik partikülleri içeren Lava Ultimate CAD/CAM bloğunu geliştirmiştir (Şekil 2.12). İçeriğindeki nanoseramik partikülleri 20 nm silika ve 4-11 nm büyüklüğünde zirkonya partikülleridir. Tasarlanan nanopartiküller ile rezin matriks arasında, silan bağlantısının kullanılmasıyla kimyasal bir bağ oluşmaktadır. Bu kimyasal

bağlantı sonucu oluşan nanopartikül demetleri 0,6-10 mikrometre boyutundadır. Sinterlenmiş halde buldukları için freze işleminden sonra ekstra bir ısıl işleme gerek duymazlar [73, 100].

Yapısındaki rezinin ısıyla polimerize edilmiş olması, ışıkla veya kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerden farklı yapısal özellikler sağlar. Dentine yakın elastisite modülü, 200 MPa gibi yüksek bir esneme dayanımı ve reziliens özellikleriyle şok absorpsiyonu sağlayabilmektedir [101].

Yüksek translüseni (LT), düşük translüseni (HT) ve 8 farklı renk seçeneği bulunan Lava Ultimate, inley, onley, veneerlerde kullanılabilirken, desimantasyon sorunundan dolayı tek kron endikasyonunu kaldırmıştır [102].



Şekil 2.12: 3M ESPE Paradigm [103] ve Lava Ultimate [104] blok örneği.

2.2.10. Polimerler

Nihai restorasyonun yapımına kadar geçen süreç boyunca uygulanacak olan geçici protezin CAD/CAM teknolojisi ile üretilmesi amacı ile geliştirilmiş bloklardır. Polimer bloklar ile implant üstü ve doğal dişte uzun süreli geçici restorasyonların kullanımı mümkün olmaktadır [105].

Akrilik blok Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)' in değişik renk ve boyutlarda monolitik ve implant üstü protezler için delikli blokları mevcuttur. ArtBloc Temp (Merz Dental, Almanya) ve Vita CAD-Temp (Vita, Almanya) piyasada alternatif olarak bulunan polimer içerikli bloklardandır (Şekil 2.13) [106].



Şekil 2.13: Ivoclar Vivadent Telio CAD [107] ve Vita CAD-Temp [105].

Akrilik reçine esaslı blokların CAD/CAM sistemlerinde kullanımıyla artık bırakmadan döküme girebilen, mum modelaj yerine kullanılabilinen bloklar üretilmeye başlanmıştır. Vita CAD wax gibi bloklarla altyapı modelajları ve cerrahi plaklar da hazırlanabilmektedir [78, 98].

2.2.11. Metaller

Endüstriyel olarak üretilen metal bloklar daha az pörözite içeriği ve artmış dayanıklılıkları ile geleneksel yöntemlerle üretilen metal destekli restorasyonlara bir alternatif olarak sunulmuşlardır. Dökümden kaynaklanan büzülme ve uyumsuzlukları gidermek amacıyla metallere üretilmiş bu bloklar CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir [108].

Günümüzde CAD/CAM teknolojisi ile kullanılacak birçok firmanın titanyum ve Cr-Co bloğu bulunmaktadır. Procera AllTitan (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) ve DC Titan (DCS Dental, Allschwill, Almanya) titanyum bloklardandır [35, 109].

2.3. Yüzeylerin Topografik İncelenmesi

Seramik yüzeylerin nitelik ve nicelik olarak incelenmesi için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bunlardan günümüzde sıklıkla tercih edilenleri profilometreler, mikrofotografılar, taramalı alan mikroskopları ve atomik kuvvet mikroskopları olarak sayılabilir [110, 111].

2.3.1. Konvansiyonel profilometre

Konvansiyonel profilometre cihazı yüzey pürüzlülüğünü sayısal olarak değerlendirmek amacı ile kullanılır. Yüzey pürüzlülüğü ölçülecek örnek üzerinde cihazın tarayıcı ucu dik olarak temas eder. Önceden belirlenen parametreler içinde ölçülen değerler dijital olarak hesaplanır ve kaydedilir [110, 112].

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için birçok parametre kullanılmaktadır. Bunlardan R_a , bir yüzeyin ortalama pürüzlülüğünü ifade eder. R_a değeri hesaplanırken profilde tüm pürüzlülük mesafesinin merkez çizgiye göre uzaklığı ölçülür ve aritmetik ortalamaları alınır. R_q parametresi, değerlendirme uzunluğu boyunca profil düzensizliklerinin geometrik ortalamasıdır. R_z parametresi, ortalama maksimum yüksekliği tanımlar. R_z değeri hesaplanırken değerlendirme uzunluğundaki en yüksek 10 çıkıntı ile en derin 10 girintinin mutlak değerlerinin ortalaması alınarak elde edilir [113, 114].

2.3.2. Mikrofotoğraf yöntemi

Yüzeylerden elde edilen mikrofotoğrafların değişik derecelerde büyütülerek incelenmesi esasına dayanmaktadır. Görsel bir teknik olup değerlendirmede örnekler pürüzsüz yüzey, minör pürüzlülük ve çeşitli pürüzlülük alanları olarak sınıflandırılır [115].

2.3.3. Atomik kuvvet mikroskobu (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobu, 1986 yılında yüzeylerin kalitatif ve kantitatif değerlendirmesi için geliştirilmiş bir araçtır [116]. Herhangi bir foton veya lens kullanmadan örneklerin yüzeyi 40-60 nanometrelik keskin uçla mekanik olarak taranır. AFM yüzey pürüzlülüğünü nanometrik olarak değerlendirirken aynı zamanda yüzey topografyasının 3 boyutlu görüntüsünü de alma imkanı sağlar [110].

2.3.4. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Taramalı alan mikroskopları yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek yüzeyini taraması esası ile çalışmaktadırlar. Görüntü alımından önce örnekler altın veya palladyum gibi bir metalle ince bir tabaka olarak kaplanır. Hızlandırılan elektronlar yüzey atomları ile etkileşime girerek sekonder elektronları oluştururlar. Saçılan bu elektronlar uygun algılayıcılarda toplanır ve sinyal güçlendiricilerinden geçirildikten sonra katot tüpüne gönderilir. Modern sistemlerde bu algılayıcılardan gelen sinyaller

dijital sinyallere çevrilip bilgisayar monitörüne görüntü olarak aktarılır. SEM analizinde örnekler hakkında nicel bir bilgi elde edilemediğinden destekleyici yöntem olarak kullanılmaktadır [117, 118].

2.4. Bakteri Adezyonu

2.4.1. Dental pelikül

Dental pelikül ilk keşfedildiğinde embriyojenik kökenli olduğu düşünülmüştür. 1900' lü yılların ortasında ise pelikülün diş sürdükten hemen sonra geliştiği anlaşılmıştır [119]. Aslen dental pelikül profesyonel diş temizliğinden saniyeler sonra oluşup, glikoproteinler (müsin), immunoglobülinler ve çeşitli karbonhidratlar içeren organik bir yapıyı tanımlamaktadır. Pelikül, organik bir mine örtüsü olup görevi mineyi asit atakları ya da abrazyon gibi dış etkenlere karşı korumaktır [120].

Pelikül doğal diş yüzeylerinde gelişebildiği gibi ağız içerisindeki dental restorasyonlarda da gelişebilir. Bununla birlikte, dental pelikülün protein bileşimi, dentisyondaki yerine, sert yüzeylerin kimyasal özelliklerine ve serbest yüzey enerjisine göre değişebilir. Diş yüzeyinde oluşan pelikül, mineyi aside bağlı demineralizasyona karşı koruyan bir difüzyon bariyeri olarak işlev görür. İçeriğindeki prolinden zengin polipeptitler, fibrinojen, lizozim ve müsin gibi yüksek moleküler ağırlıklı proteinler bakteriyel adezyonda spesifik reseptör olarak görev yaparak diş ve restorasyonların üzerine bakterilerin ilk tutulumuna yardımcı olup plak formasyonunda rol alırlar [121-123].

2.4.2. Mikrobiyal dental plak ve oluşumu

Mikrobiyal dental plak diş, dil, dudak ve yanağın mekanik olarak temizlenemeyen yüzeylerine yerleşen beyaz-sarı ya da beyaz-gri renkli organik yığıntılardır. Dental plaklar %60-70 bakteri hücrelerinden, tükürük polimerlerinden, ölü hücrelerden, besin artıklarından ve bakteriyel ekstraselüler ürünlerden oluşmaktadır. Dental plak, diş yüzeyine tutunmuş karmaşık mikroorganizma toplulukları olarak tanımlanmaktadır ve bu özelliğiyle biyofilm yapısı ile benzerlik göstermektedir. Bu nedenden dolayı son yıllarda yapılan birçok çalışmayla birlikte plak artık biyofilm olarak değerlendirilmektedir [124, 125].

Mikrobiyal dental plak 3 aşamada oluşmaktadır. İlk aşama olan diş yüzeyine bakteriyel kolonizasyonun gerçekleşmesi için öncelikle pelikül oluşumu gereklidir. Zaman içinde kaldırılmayan pelikül, diş yüzeyine spesifik mikroorganizmaların tutunmasını sağlar ve diş yüzeyine kolonize olan mikroorganizmalar için besin kaynağı oluşturur [120]. İkinci aşamada pelikül öncü mikroorganizmaların adezyonu, profilerasyonu ve kolonizasyonu gerçekleşir. Pelikül ilk tutunan yapılar, kok formunda bakteriler, az sayıda epitelyum hücresi ve nötrofillerdir. İlk aşamada çekici Van der Waals kuvvetleri ve itici elektrostatik kuvvetlerle dişe zayıf olarak tutunan bu bakteriler daha sonra, diş yüzeyi ile arasında oluşan kovalent, iyonik veya hidrojen bağları sayesinde sıkı bir bağ oluştururlar [120, 126, 127]. Üçüncü aşamada ise ikincil ve üçüncül kolonizasyon yapan hücrelerin birbirlerine ve primer kolonizasyon yapan hücrelere tutunmaları gerçekleşerek mikrobiyal dental plak olgun hale gelir. Sonuçta gram negatif fakültatif aerob, filament, çubuk ve spiroketlerin baskın olduğu koheziv bir biyofilm oluşmuştur [126].

Plak kitleleri daha çok yüzey çatlakları, pitler, okluzal yüzeylerin fissürleri, taşkın marjinler gibi dil, yanak ve dudakların mekanik temizliğinden korunan alanlarda gelişir. Dental plak ayrıca restorasyonlar, kronlar, ortodontik bantlar, dental implantlar, hareketli ortodontik apareyler ve protezler gibi ağızdaki diğer sert ve tutucu yüzeylerde de gelişebilir [128].

2.4.3. Bakteri adezyonuna etki eden faktörler

Mikrobiyal dental plağın oluşumunun ilk aşaması olan pelikül, bakterilerin plak oluştururken tutunabilecekleri bir yüzey olarak görev yapar. Pelikülün içeriği prolinden zengin proteinler, glikoproteinler (müsinler), histidinden zengin proteinler, enzimler (örneğin; alfa-amilaz), fosfoproteinler (örneğin; staterin), ve bakteri için adezyon bölgesi görevi yapabilecek diğer molekülleri içeren çok sayıda bileşenden oluşmaktadır. Pelikül öncül proteinleri denilen, hidroksipatite yüksek afiniteye sahip fosfoproteinler, diş yüzeyine ilk tutunan proteinlerdir. Bakteriyel adezyon, pelikül ile kaplanmış bakteri ile pelikül ile kaplanmış yüzey arasında meydana gelmektedir. Bu sebeple bakteri ve pelikülün fizikokimyasal özelliklerinden etkilenir. Pelikülün yüzey özellikleri, alttaki sert yüzeyin fiziksel ve kimyasal doğasına büyük ölçüde bağlıdır. Alttaki sert yüzeyin

özellikleri pelikül tabakaları boyunca iletilir ve böylece başlangıç bakteri adezyonunda etkisi olur [5].

Tükürükle kaplanmış yüzeyde zamanla meydana gelen değişimler ve bu değişimlerden yüzeye tutunan mikroorganizmaların etkilenmesi sebebiyle tükürüğün kompozisyonu oldukça önemlidir. Tükürük proteinlerinin bakterinin cinsine bağlı olarak bakteriyel adezyonu arttırabileceği ya da azaltabileceği bilinmektedir. Bu durumda tükürükle kaplı yüzeyin ne oranda değiştiği ve bu değişimin yüzeye biriken mikroorganizmaları ne oranda etkilediği önemlidir. Ayrıca tükürük; bakteri yoğunluğunun kritik noktaya geldiğinin anlaşılmasını sağlayan kimyasal haberciler taşımaktadır. Kritik noktaya geldiği anlaşıldıktan sonra üreme başlamakta ve biyofilm kalınlaşarak antimikrobiyal ajanlara karşı dirençli bir hal almaktadır [129, 130].

Ağız ortamında, mikrobiyal dental plak yüzey yapısına bağlı olarak öncelikle mine üzerinde pit ve fissürler gibi retantif alanlara tutunmaktadır. Yapılan çalışmalarda da pürüzlü yüzeydeki bakteri adezyonunun iyi cilalanmış pürüzsüz yüzeyden fazla olduğu bildirilmiştir. Artmış yüzey pürüzlülüğü ve karmaşık topografi bakteriler için düzgün yüzeylerden daha yüksek bir afinite göstermektedir. Bu yüzeylerde sonrasında biyofilmin mekanik fırçalamayla tamamen uzaklaştırması da zor olmaktadır. Biyofilm oluşumunda dişin yüzey enerjisinin de önemli olduğu bildirilmiştir. Pürüzlü yüzeylerin yüzey enerjisinin fazla olması nedeniyle plak oluşumuna daha yatkın olduğu belirtilmektedir. Mikrobiyal dental plak düşük yüzey enerjisine sahip yüzeylere, yüksek yüzey enerjili yüzey enerjisine sahip benzer yüzeylere göre daha az adezyon göstermektedir. Fakat, yüzey pürüzlülüğünün yalnızca genç biyofilm adezyonunu etkilediği ve olgunlaşma sonrası yüzey pürüzlülüğünün biyofilme etkisinin olmadığı belirtilmiştir. Aynı zamanda hidrofobik maddelerin biyofilm oluşumunu hızlandırdığı, ağız içindeki bakterilerin bir çoğunun hidrofobik yüzey özelliklerine sahip olmasının da biyofilm oluşumunu artırdığı bildirilmektedir [131-134].

Son yıllarda materyallere antibakteriyel ajanlar katılarak bakteriyel adezyonun azaltılması yönünde çalışmalar yapılmaktadır. Dental materyallere %5-30 oranında antimikrobiyel bileşik ya da madde eklenmesi önerilmiştir. Fakat yüksek oranda antimikrobiyal ajan kullanımı, biyoyumluluk ve dayanıklılık gibi önemli faktörler

üzerinde materyalin dayanıklılığını azaltmaktadır. Amalgam, altın ve bileşikleri gibi materyallerin salgıladıkları iyonların; cam iyonomer simanların da salgıladıkları floridin yapışan bakterinin üremesini ve canlılığını engellediği belirtilmektedir. Bununla birlikte, yüzeyinde biyofilm oluşan restoratif materyallerde, pürüzlülük artmaktadır ve materyallerin mikrosertliklerinin azalması nedeni ile yüzey bozulmaları gözlenmektedir [133, 135-137].

Diyetle alınan gıdaların da bakteri adezyonu üzerinde etkisi vardır. Gıdalarla alınan sükröz, ağız içerisinde biyofilm oluşumu için besin kaynağını sağlamakta, fazla miktarda bulunduğu ortam pH'ını düşürmekte ve Streptococcus mutans sayılarının yükselmesine neden olmaktadır. Diyetteki diğer mono-di-polisakkaritlerin de mikrobiyal dental plak gelişimi için besin kaynağı olduğu bilinmektedir. Buna ilave olarak, in situ ortamda yüksek konsantrasyonda sükröz varlığında oluşturulan oral biyofilmin kalsiyum, fosfor ve florid gibi inorganik iyon konsantrasyonlarının az olduğu saptanmıştır [138, 139].

2.4.4. Bakteriyel adezyonu incelemekte kullanılan yöntemler

Yüze yapışan mikrobiyolojik popülasyonun güvenilir bir şekilde ölçülmesi için günümüze kadar çeşitli sistemler geliştirilmiştir (Tablo 2.4). Metodolojilerin birbirine göre avantajları ve dezavantajları olsa da genel olarak benzer kaidelere dayanmaktadır. Bakteriyel adezyon değerlendirilirken önceden hazırlanmış yüzey belirli bir süre boyunca hücre süspansiyonu ile kaplanır. Daha sonra, yapışmayan hücreler durulama veya santrifüjleme yoluyla uzaklaştırılır ve nihayetinde yüzeyde kalan hücreler sayılır [140].

Tablo 2.4: Bakteriye adezyonu incelemek için kullanılan yöntemler.

Mikroskopik yöntemler	Işık mikroskobu Görüntü analizli epifloresan mikroskobu (IAEFM) Taramalı elektron mikroskobu (SEM) Taramalı Konfokal Lazer Mikroskobu Atomik kuvvet mikroskobu
Canlı bakteri sayım yöntemleri	Koloni oluşturan birim (Cfu) Radyoaktif işaretleme (Radiolabeling) CTC boyama
Biyofilm değerlendirme yöntemleri	Biyofilmi tanıma Kalınlık, Yoğunluk Ölçümü (SEM, Konfokal) Morfolojik Gözlemler Biyofilm İçeriğinin Ölçülmesi
Diğer direk ve indirek yöntemler	Spektrofotometri Elektronik parça sayımı (Coulter sayacı) Biyokimyasal markırlar

2.4.4.1. Mikroskopik yöntemler

Mikroskopik sayım yöntemleri, bakteri tutulumu araştırılan materyalin mikroskop altında incelenmesi prensibine dayanmaktadır. Bu amaçla çok sayıda sayım tekniği ve bu tekniklere uygun ekipman geliştirilmiştir. Direk mikroskopik sayım yöntemlerinin en önemli dezavantajı canlı ve ölü tüm mikroorganizmaların sayılmasıdır. Bununla beraber sayım süresi, uygulama kolaylığı ve düşük maliyeti nedeniyle çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır [141].

Işık mikroskobu materyal yüzeyinde hem bakteriyel sayım hem de gözlem için kullanılan temel bir yöntemdir. Kristal viyole gibi bazı özel boyama yöntemleri ile kapsül, pilus veya fimbria gibi bakteri yüzey yapıları izlenebilmektedir. Işık mikroskobu yöntemi, yüzeye tutunmuş canlı bakterileri gözlemlemek için bir bakteri akış odası veya slayt kültürü ile birleştirilebilir [142].

Görüntü analizörü ve bir epifloresans mikroskobundan oluşan IAEFM yöntemi planktonik prokaryot popülasyonlarını karakterize etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu sistem bakterilerin video görüntüsünü dijitalleştirerek daha sonra düzenleme ve analiz etme fırsatı verir. Sonuçların ham veri, istatistiksel özet veya

histogram olarak basılabildiği sistemde, görüntü analizi anında olduğundan sayma için gereken zaman ve çaba daha azdır. Bakteriyel adezyonu ölçmek için kullanılan diğer statik yöntemler taramalı elektron mikroskobu, taramalı konfokal lazer mikroskobu ve atomik kuvvet mikroskobudur. Bu yöntemeler yüzeye yapışan bakterilerin miktarını, malzeme yüzeyinin morfolojisini ve bunlar arasındaki ilişkiyi eş zamanlı olarak inceleyebilirler. Ancak çok küçük bir alanı inceledikleri için pratik değildirler [143, 144].

2.4.4.2. Canlı bakteri sayım yöntemleri

Canlı bakteri sayım yöntemlerinin temel prensibi mikroorganizmaların katı besiyerinde koloni oluşturması ve bu kolonilerin sayılarak örnekteki toplam mikroorganizma sayısının hesaplanması esasına dayanmaktadır. Koloni oluşturan birim yönteminde seyreltilen bakteri numunesi petri plakaya yayıldığında her canlı hücrenin bir koloni oluşturma prensibi ile ürer. Sonrasında bu koloniler çıplak gözle sayılarak örnekteki toplam canlı hücre sayısı hesaplanabilir. Bakteriyel adezyonu ölçmek için sık kullanılan bir yöntem olup dökme, yayma ve damlatma yöntemi olarak 3 şekilde uygulanmaktadır [141].

Bakteri hücrelerinin önceden radyoaktif olarak etiketlendiği izotopik etiketleme yöntemi, katater gibi düzensiz yüzeyli malzemeler üzerinde bakteri yapışmasını araştıran çalışmalarda kullanılmıştır. Bu şekilde çok sayıda örnek hızlı ve hassas bir şekilde işlenebilmektedir. Özel laboratuvar alanına ihtiyaç duyulması ve radyoaktif maddelerin işlenmesi esnasında oluşan potansiyel risk nedeniyle kullanım alanı sınırlıdır. Canlı bakteri sayımında kullanılan diğer bir yol ise floresan bir boya olan 5-siyano-2,3-ditolil tetrazolyum klorür (CTC) ile boyamaktır. Bu şekilde canlı bakteriler epifloresan mikroskobu ile izlenebilmektedir [145].

2.4.4.3. Biyofilm değerlendirme yöntemleri

Bir yüzeye tutunan biyofilmin görüntülenmesi için safranin veya tripan mavisi gibi boyalar kullanılmaktadır. Görünür hale gelen biyofilm, ışık mikroskobu veya SEM altında incelendiğinde kalınlığı ve gömülü hücre katmanları hakkında bilgi edinilebilir. Biyofilm morfolojisinin incelenmesi için ışık mikroskobu ve SEM analizinin yanında taramalı konfokal lazer mikroskobu ve nükleer manyetik rezonans gibi yöntemler de

geliştirilse de bunların kullanılabilirliği problem teşkil etmektedir. Antibiyotik çalışmaları gibi biyofilm içeriğinin incelenmesi gereken durumlarda toluidin mavisi gibi özel boyalardan yararlanılmaktadır. Doğrudan ve kolaylıkla uygulanabilen bu yöntem biyofilmin spektrofotometrik olarak değerlendirilmesine imkan sağlar [141].

2.4.4.4. Diğer direkt ve indirek yöntemler

Spektrofotometrik analiz, boyanan bakterilerin oluşturduğu optik yoğunluk ile örnekteki koloni sayısı arasındaki nicel ilişkiye dayanmaktadır. İlk olarak Kubitschek tarafından kullanılan Coulter sayacında, elektronik parçacık bir açıklıktan geçerken iletken çözeltinin direncini ölçerek toplam bakteri sayısını belirler. Bu yöntem sıklıkla koloni sayma yöntemiyle birlikte kullanılmaktadır. Canlı hücre kütlelerinde yapışan bakterilerin belirlenmesi için diğer bir yöntem de metabolik substratların sayımıdır. Bunun için literatürde ATP, lipopolisakarit veya DNA içerikleri kullanılmıştır [141].

2.4.5. Streptococcus mutans

1924 yılında J.K. Clarke tarafından insan çürük lezyonlarından izole edilen Streptococcus mutans, gram pozitif, katalaz negatif kok bakteridir. Karakteristik olarak, hareketsiz, kısa ve orta uzunlukta zincirler oluştururlar. S. mutans gibi oral streptokoklar, diş çürüğü oluşumu ve dental plak ile ilişkilendirilirler ve genç plakta koloni oluşturan birimlerin %50'sini oluştururlar. Mikrobiyal dental plakta S. mutansın bulunması, çürük oluşumuna sebep olan biyofilmin indikatörü olarak kabul edilmektedir [146].

Karyojenik mikroorganizmaların genel özelliği olarak şekeri metabolize ederler ve bunu enerji üretmede, büyümede ve üremede kullanırlar. Bu metabolik ürünler bakteri hücresinden plak sıvısına geçer. S. mutans tarafından en fazla oluşturulan metabolik ürün laktik asittir [147]. S. mutans yüksek yüzey enerjisine sahip hidrofilik bir bakteridir, hücre duvarı kalın olup metilen mavisiyle boyanabilir ve peptoglikan ve teikoik asit içerir. Polisakkarit yapıda kapsülü vardır. S. mutans diş yüzeylerine yapışarak biyofilm oluşturabilir. Diş yüzeyindeki pelikula hücre yüzeyindeki proteinleri sayesinde yapışır ve biyofilm oluşturur. Oluşturduğu biyofilm içinde laktik asit üreterek mine yüzeyini dekalsifiye eder ve çürük oluşumuna neden olur [148].

2.5. Tükürük

Tükürük, temel olarak tükürük bezi kanallarının duktusunda yer alan kılcallardan kaynak alan interstisiyel sıvıdan meydana gelir. Toplam tükürük hacminin %70'i submandibular bez, %25'i parotis bezi ve %5'i sublingual bez tarafından salgılanır. Submandibular, sublingual ve minör tükürük bezleri yüksek oranda müsin ve düşük oranda amilaz içerirken; parotis bezi yüksek oranda amilaz (%20), prolin (%60) ve fosfoprotein (statherin) (%7) içerir. Minör tükürük bezleri toplam tükürük hacmine ihmal edilebilecek düzeyde az katkı sağlar. Tükürüğün koruyucu, sindirim ve konuşma üzerinde pek çok fonksiyonu vardır. Sağlıklı bir erişkinde günlük ortalama 1000-1500 ml tükürük salgılanması gerçekleşmektedir [149].

2.5.1. Tükürüğün bileşimi

Tükürüğün %98'ini su, %2'sini elektrolit (Na, K, Mg, Cl), mukopolisakkaridler, glikoproteinler, antimikrobiyal maddeler (immünglobulin, hidrojen peroksit) ve enzimler (amilaz, lizozim, lingual lipaz) oluşturur. Tükürüğün pH' sı 6.7-7.4 arasında değişir. Tükürük pH'sı, akış hızı arttıkça yükselir. Sabahları ve aç kanına düşük olan pH daha sonra artar. Parasempatik uyarım ile tükürük akış hızı ve pH' sı yükselir. Sempatik uyarım ile akış hızı ve pH azalır [149].

Tükürüğün organik içeriğini enzimler, immunoglobulinler, antibakteriyel proteinler, musin, albumin, polipeptitler, oligopeptitler ve hormonlar oluşturmaktadır. İnorganik içeriğinde ise sodyum, potasyum, klor, kalsiyum, inorganik fosfat, florür, bikarbonat, iyot, üre, ürik asit, civa, bizmut, amonyak, glikoz, kurşun, bazı antibiyotikler ve alkaloidler yer alır. Oksijen, nitrojen ve karbondioksit gazları da tükürükte eriyik halde bulunur [150].

2.5.2. Sentetik tükürük

Ağız kuruluğu olan hastalardaki tükürük azlığını veya hatta yokluğunu sentetik tükürük ile giderme amaçlı üretilmişlerdir. Tükürük salgısı herhangi bir sebeple azalmış olan hastalarda, tükürüğün antibakteriyel ve lubrikasyon aktivitelerini devam ettirebilmek oldukça önemlidir. Bu sebeple sentetik tükürük insan tükürüğüne yakın fiziko-kimyasal özellikleri olacak şekilde yapılmalıdır. 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 tam olarak taklit edip edemediği bilinemez. Günümüze kadar hastalarda ve invitro testlerde kullanılmak için değişik tuz oranında ve içeriğinde birçok yapay tükürük karışımı geliştirilmiştir. Klinik çalışmalarda, bu fizyolojik sıvının, çalışılan deney veya materyalin türüne bağlı olarak kullanılması gerekmektedir. Günümüzde en yaygın kullanılan sentetik tükürük formülü ise Fusayama'ya aittir [151, 152]. Fusayama'nın geliştirdiği pH'sı 5.0 olan yapay tükürük formülü Tablo 2.5' de gösterilmiştir. Yapay tükürüğün gelecekteki modelleri, oral mikroflorayı modüle edebilen ve kserostomiye karşı ağız mineralleşmesini ve hidrasyonunu teşvik edebilen, aktif bileşenlerin çok fonksiyonlu özellikleri ile tükürüğün kalitesini ve miktarını arttırmayı içerebilir[151].

Tablo 2.5: Fusayama'nın sentetik tükürük formülü [152].

İçerik	Miktarı
NaCl	400 mg/L
KCl	400 mg/L
CaCl ₂ .2H ₂ O	795 mg/L
NaH ₂ PO ₄ .H ₂ O	690 mg/L
Na ₂ S.9H ₂ O	5 mg/L
CH ₄ N ₂ O	1000 mg/L

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması; Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim Ve Teknoloji Uygulama Ve Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya ait verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Temel Tıp Bilimleri Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır. Bu araştırma için Bezmialem Vakıf Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 13.06.2017 tarihli toplantıda 12/174 numaralı etik kurul onayı alınmıştır (Bkz. Ek. 1).

Tez çalışmamız sırasıyla belirtilen aşamalardan oluşmaktadır:

- Örneklerin toplanması ve hazırlanması
- Örneklerle polisaj ve glaze işleminin uygulanması
- Yüzey pürüzlülüğü ölçümü
- Bakteri inokülasyonu öncesi örneklerin hazırlanması
- Bakteri süspansiyonunun hazırlanması ve örneklerin inokülasyonu
- Bakteri sayısının belirlenmesi
- Örneklerin üzerine tutunan bakterilerin sayısal olarak değerlendirilmesi
- Örneklerin mikroskopik incelenmesi (SEM takibi)
- Sonuçların istatistiksel analizi

3.1. Örneklerin Toplanması ve Hazırlanması

Çalışmada kullanılan materyallerin markaları, içerikleri ve üretici firmaları Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1: Kullanılan materyallerin marka, içerik ve üretici firmaları.

Materyal	İçerik	Firma	Lot Numarası
CEREC Blocs	Feldspatik porselen	Sirona (Bensheim, Almanya)	63780
IPS e.max CAD	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik	Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	605329
IPS Empress CAD	Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik	Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	W86605
Vita Suprinity	Lityum silikat ve Zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş cam seramik	Vita Zahnfabrik (Vita Zahnfabrik, Almanya)	82870

Çalışmamızda CEREC Blocs, IPS e.max CAD, IPS Empress CAD ve Vita Suprinity materyallerinin dikdörtgenler prizması şeklindeki CAD/CAM bloklarından 5x5x1mm boyutlarında kesitler elde edildi. Örnekler doğrusal hassas kesme cihazında (Mecatome T180, Presi, Fransa) su soğutması altında ve 200 rpm hızda dilimlenerek hazırlandı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Tez çalışmamızda kullanılan kesme cihazı.

Her bir seramik materyalden 20 adet olacak şekilde toplam 80 adet 5x5x1mm boyutlarında kare şeklinde örnek kesildi. Örneklerin kenarlarındaki çapaklar seramik bitim frezi ile düzeltildi.

Tüm örneklerin her iki yüzeyi de sırası ile 240, 400, 800 ve 1000 gritlik silikon karbit disk zımparalar ile zımparalandı. Zımparalama işlemi her bir yüzey için parmak basıncı altında 1 dakika olarak uygulandı.

Çalışmamızda kontrol grubu olarak sağlıklı bireylerden çekilen 10 adet mandibular tam gömülü 3. molar dişi kullanıldı. Dişler çekildikten sonra üzerlerindeki doku artıkları 13/14 Columbia periodontal küret (Hu-Friedy, ABD) ile uzaklaştırıldı. Fırça ve pomza ile yapılan temizliğin ardından dişler dezenfeksiyonun sağlanması ve çapraz kontaminasyonu önlemek için 121°C sıcaklıkta 15 atm basınç ile 40 dakika sterilize edildi, sterilizasyonu tamamlanan dişler çalışma süresince oda sıcaklığında distile su içerisinde saklandı.

Hazırlanan diş örnekleri, mine yüzeyleri dışarıda kalacak şekilde, önceden hazırlanmış 2x2 cm boyutunda ve 1cm derinliğinde silikon kalıplara, kendiliğinden sertleşen pembe

akrilik rezin içine mine sement hizalarından gömüldü (Panacryl, Kent Dental, Türkiye) (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Akrilik blok içerisine gömülen 3. Molar dişler.

Akrilik içerisine gömülü dişlerin bukkal yüzeylerinden kesim cihazı (Mecatome T180, Presi, Fransa) yardımıyla su soğutması altında 1 mm kalınlığında mine kesitleri elde edildi (Şekil 3.3). Her bir dişten kesilen mine yüzeyleri 5x5x1 mm boyutlarında olacak şekilde aeratr (Alegra TE-98 LQ, W&H Dental, Avusturya) yardımı ile küçültüldü. Mine yüzeylerine ilave bir cila işlemi uygulanmadı.



Şekil 3.3: Akrilik blokların kesme cihazına yerleştirilmesi.

Hazırlanan örnekler boyutsal standardizasyonun sağlanması amacı ile dijital bir kumpas (Insize 1108, Insize, Türkiye) yardımıyla ölçülerek kontrol edildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: Dijital kumpas.

3.2. Örneklere polisaj ve glaze işleminin uygulanması

Manuel polisaj ile glaze işleminin bakteriyel adezyon ve yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini incelediğimiz çalışmada, kullanılan seramik materyaller kendi içlerinde n=10 olacak şekilde rastgele iki alt gruba ayrıldı. Her materyalin bir grubu glaze işlemi için diğer grup ise manuel polisaj için ayrıldı. Çalışmamızdaki gruplar, uygulanan yüzey işlemi sistemleri ve üretici firmaları Tablo 3.2’ de gösterilmiştir.

Tablo 3.2: Gruplar ve uygulanan yüzey bitirme işlemleri.

Grup Adı	Materyal	Yüzey İşlemi	Sistem
Grup 1	CEREC Blocs	Manuel Polisaj	EVE Diasynt Plus / Diapro (EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya)
Grup 2	IPS e.max CAD	Manuel Polisaj	Meisinger Luster Adjusting & Polishing Kit for IPS e.max (Meisinger, Almanya)
Grup 3	IPS Empress CAD	Manuel Polisaj	OptraFine HP Polishing Paste (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
Grup 4	Vita Suprinity	Manuel Polisaj	Vita Suprinity Polishing Set (Vita Zahnfabrik, Almanya)
Grup 5	CEREC Blocs	Glaze	Vita Akzent Plus (Vita Zahnfabrik, Almanya)
Grup 6	IPS e.max CAD	Glaze	IPS e.max CAD Crystall Glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
Grup 7	IPS Empress CAD	Glaze	IPS Empress Universal Glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
Grup 8	Vita Suprinity	Glaze	VITA AKZENT Plus (Vita Zahnfabrik, Almanya)
Grup 9	Mine Kesiti		

3.2.1. Manuel polisaj yapılacak örneklerin hazırlanması

Grup 1 için hazırlanan 10 adet CEREC Blocs örneğin polisajı EVE Diasynt Plus / Diapro (EVE Ernst Vetter GmbH, Keltern, Almanya) silikat seramik polisaj kiti ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda tur motorunda dakikada 12.000 rpm devir hızında ve tek bir araştırmacı tarafından yapıldı. Firmanın önerilerine uygun olarak sırasıyla kırmızı ve sarı polisaj lastik frezleri birer dakikalık sürelerle uygulandı.

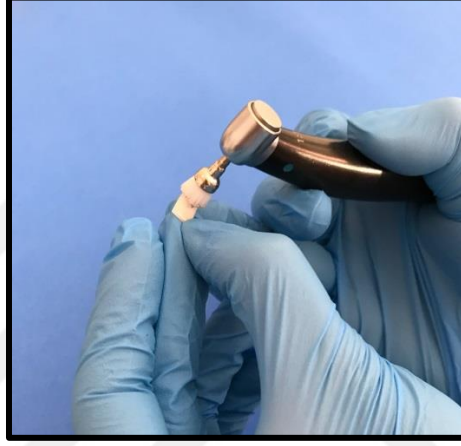
Grup 2 için hazırlanan 10 adet IPS e.max CAD örnek üretici talimatlarına göre Ivoclar Programat P300 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınında 840°C sıcaklıkta kristalizasyona tabi tutulmuştur (Tablo 3.3). Kristalizasyonun ardından örnekler Meisinger Luster Adjusting & Polishing Kit ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda tur motorunda aynı araştırmacı tarafından parmak basıncı uygulanarak polisajlandı. Örneklerin aynı basınç altında polisajlanmasını sağlamak amacı ile işlemden önce araştırmacının parmak basıncı 60 gr olacak şekilde hassas terazi yardımı ile kalibre edildi. Firma önerilerine uygun olarak kırmızı ve sarı lastik cila frezlerinden sonra, sırasıyla mavi pembe ve gri kıl lastikler birer dakikalık sürelerle uygulandı.

Tablo 3.3: IPS e.max CAD örneklerinin kristalizasyon fırınlaması özellikleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi HR: fırının sıcaklığı 1 dk'daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama sıcaklığı L: uzun süreli soğutma, t: soğutma oranı).

B (°C)	S (dk)	HR (°C/dk)	T1 (°C)	H1 (dk)	HR (°C/dk)
403	6	90	820	0:10	30

T2 (°C)	H2 (dk)	V 1 11 [°C] 12 [°C]	V 2 21 [°C] 22 [°C]	L (°C)	t (°C/dk)
840	7	550/1022	820/1508	700/1292	0

Grup 3 için hazırlanan 10 adet IPS Empress CAD örneğin polisajı OptraFine HP Polishing Paste (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda tur motorunda dakikada 12.000 rpm devir hızında ve aynı araştırmacı tarafından yapıldı. Firmanın önerilerine uygun olarak sırasıyla koyu mavi ve açık mavi lastik cila frezleri uygulandıktan sonra beyaz kıl fırça ile 1'er dakikalık sürelerle parmak basıncı altında cilalandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Örneklere manuel polisaj uygulanması.

Grup 4 için prekristalize halde bulunan 10 adet Vita Suprinity örnek üretici talimatlarına göre Ivoclar Programat P300 fırınında 840°C sıcaklıkta kristalizasyona tabi tutulmuştur (Tablo 3.4). Kristalizasyonun ardından örnekler Vita Suprinity Polishing Set (Vita Zahnfabrik, Almanya) ile üretici firmanın önerileri doğrultusunda tur motorunda aynı araştırmacı tarafından parmak basıncı altında polisajlandı. Firmanın önerilerine uygun olarak sırasıyla pembe ve sarı lastik cila frezleri birer dakikalık sürelerle uygulandı.

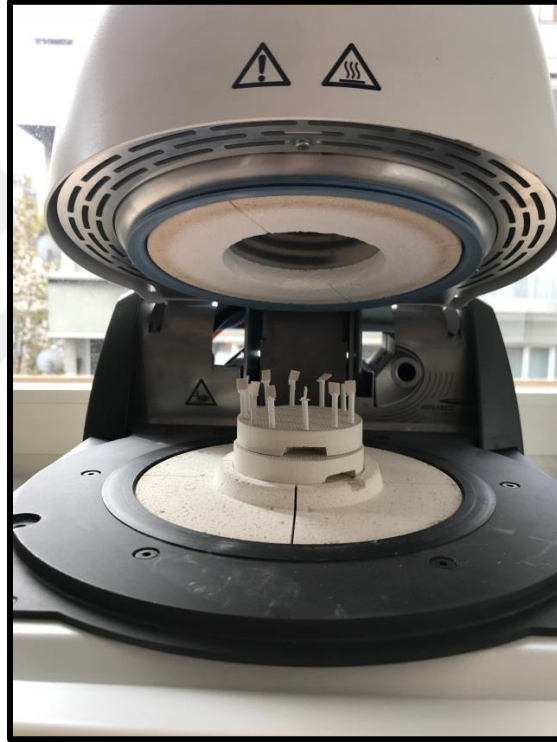
Tablo 3.4: Vita Suprinity örneklerinin kristalizasyon fırınlaması özellikleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi HR: fırının sıcaklığı 1 dk'daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama sıcaklığı L: uzun süreli soğutma).

B (°C)	S (dk)	HR (°C/dk)	T (°C)	H (dk)	V [%]	L (°C)
400	4	55	840	8	100	680

3.2.2. Glaze işlemi uygulanacak örneklerin hazırlanması

Glaze işlemlerinden önce presinterize halde bulunan Grup 2 IPS e.max ve Grup 4 Vita Suprinity örnekler belirtilen parametrelerde sinterlendi (Tablo 3.3 ve Tablo 3.4). Bütün seramik örnekleri glaze işlemi öncesi polisaj setleri ile cilanlandı.

Glaze işlemi uygulanacak seramik örnekler Ivoclar Programat P300 fırınında üretici talimatlarına göre fırınlanmıştır (Şekil 3.6). Her grup için uygulanan sıcaklık değerleri Tablo 3.5, Tablo 3.6, 3.7 ve Tablo 3.8’de gösterilmiştir.



Şekil 3.6: Glaze işlemi için hazırlanan örnekler.

Tablo 3.5: CEREC Blocs örneklerinin glaze fırınlanması değerleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi, HR: fırının sıcaklığı 1 dk’daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama).

B (°C)	S (dk)	HR (°C/dk)	T (°C)	H (dk)	V (%)
500	6	45	850	1	100

Tablo 3.6: IPS e.max örneklerinin glaze fırınlanması değerleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi, HR: fırının sıcaklığı 1 dk'daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama).

B (°C)	S (dk)	HR (°C/dk)	T (°C)	H (dk)	V ₁	V ₂
403	6	60	770	1-2	450	769

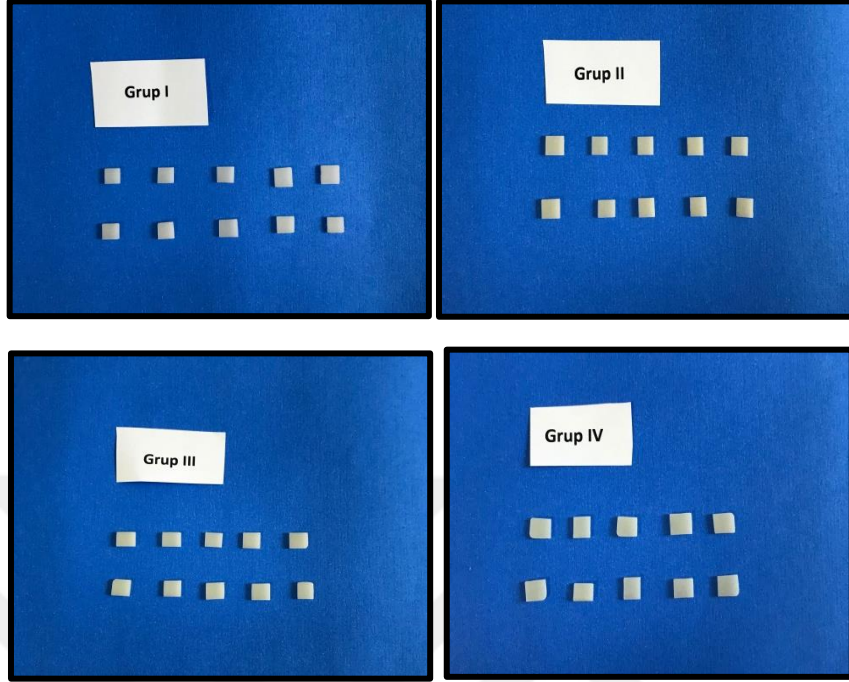
Tablo 3.7: IPS Empress örneklerinin glaze fırınlanması değerleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi, HR: fırının sıcaklığı 1 dk'daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama).

B (°C)	S (dk)	HR (°C/dk)	T (°C)	H (dk)	V ₁	V ₂
403	6	100	790	1	-	-

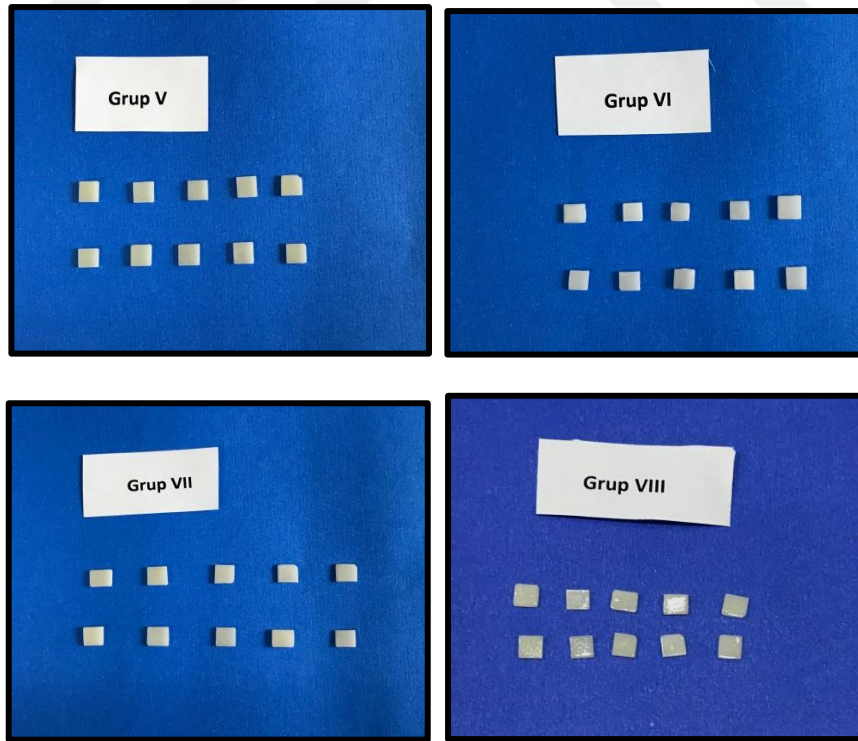
Tablo 3.8: Vita Suprinity örneklerinin glaze fırınlanması değerleri (B: başlangıç sıcaklığı, S: kurutma süresi, HT: Isıtma süresi, HR: fırının sıcaklığı 1 dk'daki yükseltme miktarı, T: kristalizasyon sıcaklığı, H: kristalizasyon sıcaklığında bekleme süresi, V: vakumlama).

B (°C)	S (dk)	HT (dk)	HR (°C/dk)	T (°C)	H	V
400	4	5	80	800	1	-

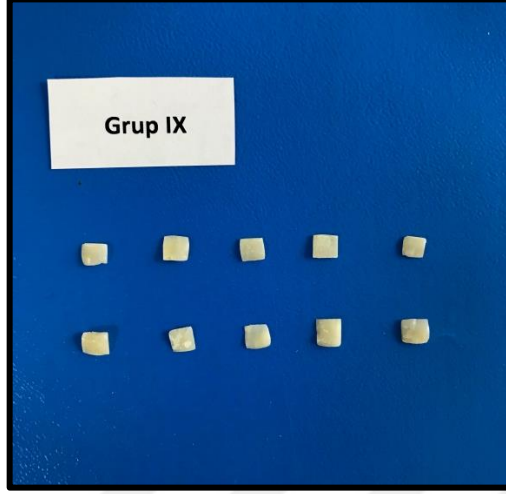
Bütün örnekler buhar ile temizlenip yüzey pürüzlülük ölçümünden önce 15 dakika distile suda ultrasonik temizlemeye (Detrox, Türkiye) tabi tutulmuştur. Hazırlanan örnekler Şekil 3.7 – 3.9' da gösterilmiştir.



Şekil 3.7: Manuel polisaj yapılan örnekler.



Şekil 3.8: Glaze işlemi uygulanan örnekler.



Şekil 3.9: Mine kesitleri.

3.3. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi için, Mahr Perthometer M2 (D-37073, Göttingen-Almanya) kontakt profilometre cihazı kullanıldı (Şekil 3.10). Cihaz ayarları, transvers uzunluk $L_t=1,75$ mm, limit değeri 0,25 mm ve ölçüm ucunun hızı 0,5 mm/sn olacak şekilde belirlendi.



Şekil 3.10: Profilometre cihazı.

Seramik örneklerin her 2 yüzeyinden toplam 9 adet R_a pürüzlülük değeri ölçümü yapıldı. Pürüzlülük ölçümlerinin birbirine paralel doğrultuda ve eşit aralıklarla vertikal olarak yapılmasına dikkat edildi. Mikrometre (μm) cinsinden ölçülen pürüzlülük

değerlerinin aritmetik ortalaması alındı. Ölçüm işlemine başlamadan ve her örneğin ölçümlerinden sonra cihazın kalibrasyon işlemi yeniden yapıldı.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümünden sonra tüm örnekler 15 dakika distile suda ultrasonik temizlemenin (Detrox, Türkiye) ardından 1 atmosfer basınç altında 121°C derecede 40 dakika süreyle otoklavda (Amsco Envister, Steris, ABD) sterilize edildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Otoklav ve ultrasonik temizleme cihazı.

3.4. Bakteri İnokülasyonu Öncesi Örneklerin Hazırlanması

Yüzeylerde pelikül oluşumunu sağlamak amacıyla steril örnekler sentetik tükürükte bekletilmiştir. Sentetik tükürüğün bileşenleri Tablo 3.9’da gösterilmiştir.

Tablo 3.9: Sentetik tükürük çözeltisinin hazırlanması.

Madde	Miktar
NaCl	12800 mg
CaCl ₂	166,49 mg
MgCl ₂ (6H ₂ O)	125 mg
KCl	94,74 mg
CH ₃ COOK	1507,5 mg
K ₃ PO ₄ (3H ₂ O)	386 mg
H ₃ PO ₄ (% 85'lik)	0,05 ml
Toplam Hacim	1 L

Tablo 3.9' da verildiği şekilde eklenen maddeler H₂O'da çözdürülüp berraklık sağlandıktan sonra çözeltinin pH'sı 6,5-7 olacak şekilde ayarlanmış ve hacmi 1 litreye tamamlanmıştır. 0,22 µm'lik şırınga ucu PES filtreden (BIOSORFA, Çin) geçirilerek steril edilmiş ardından 100 ml'de 140 mg olacak şekilde Tip II müsin (M2378 Sigma) aseptik koşullarda eklenmiştir. Daha önceden sterilize edilmiş örnekler 24 kuyulu steril plakaların her kuyusuna 1 örnek gelecek şekilde yerleştirilmiştir. Pelikül oluşumunu sağlamak için örneklerin üzerine hazırlanan sentetik tükürük çözeltisinden 1'er ml eklenmiş ve 1 saat bekletilmiştir.

3.5. Bakteri Süspansiyonunun Hazırlanması ve Örneklerin İnokübasyonu

S. mutans ATCC 25175'in -80 °C'deki stoğundan %5 koyun kanlı agara (SALUBRIS) pasajlanmış ve %5 CO₂ barındıran ortamda 37°C'de 24-48 saat inkübe edilmiştir (Şekil 3.12). İnokübasyonunun ardından bakterinin doğrulanması amacıyla Vitek MS (bioMérieux-Fransa) kullanılmış ayrıca Gram boyama yapılmıştır. Bakteri izolasyonunun, tanısının ve kültür saflığının doğrulanmasının ardından bu kolonilerden tekrar %5 koyun kanlı agara pasaj alınmış 37°C'de 24-48 saat inkübasyonunun ardından oluşan kolonilerden Triptik Soy Besiyeri (Tryptic Soy Broth-TSB-BD Almanya) içeren

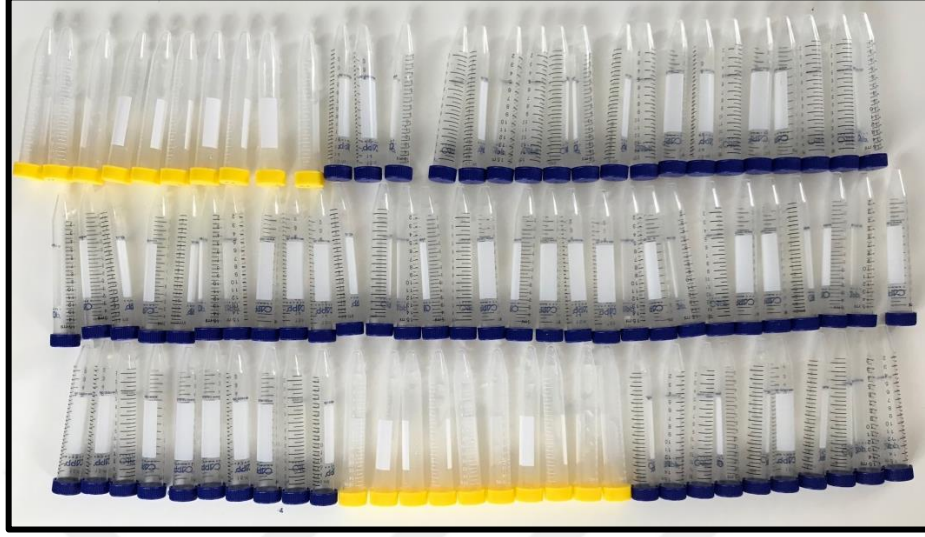
tüplerde bakteri yoğunluğu 0.5 McFarland ($\sim 1,5 \times 10^8$ kob/ml) olacak şekilde süspansiyon hazırlanmıştır. Pelikül oluşumu sağlanmış örneklerin üzerine hazırlanan bu bakteri süspansiyonundan her örnek için 1'er ml olacak şekilde eklenmiştir. Deney koşullarının sterilitesinin kontrolü amacıyla her örnek gurubundan birer örnek bakteri içermeyen TSB ile inkübe edilmiştir. Tüm örnekler %5 CO₂ barındıran ortamda 37°C'de 24 saat inkübe edilmiştir.



Şekil 3.12: İnkübatör (Thermo Fisher Scientific, ABD).

3.6. Bakteri Sayısının Belirlenmesi

İnkübasyonun ardından örnekler, içerisinde 1 ml fosfat tamponlu tuzlu su çözeltisi (PBS) (Phosphate buffered saline, VWR ABD) içeren 15 ml'lik tüplere aktarılmış ve biyofilm yapısı içerisinde olmayan bakterilerin ortamdan uzaklaştırılması için örnekler 3 kere PBS ile yıkanmıştır (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: Tüplerde hazırlanan örnekler.

Yıkama işlemlerinin ardından örnekler 20 kHz, 70 W ile çalışan sonikasyon cihazı (Bandelin, Almanya) ile 5 dakika boyunca muamele edilmiş, ardından 2 dakika boyunca vortekslenerek merkezkaç kuvveti yardımı hücrelerin ayrışması sağlanmıştır (Şekil 3.14). Bu işlemlerle biyofilmin yüzeyden ayrılması ve bakterilerin süspansiyona geçmesi sağlandıktan sonra bu süspansiyondan 10^{-1} ' den 10^{-5} 'e kadar PBS içerisinde seri dilüsyon yapılarak seyreltilmiştir. Her örnek için hem dilüsyon yapılmadan hem de yapılan seri dilüsyonlardan 100'er μ l Triptik Soy Agar (TSA) besiyerine yayma yöntemiyle ekim yapılmıştır. %5 CO₂ barındıran ortamda 37 °C' de 24 saat inkübasyonunun ardından oluşan koloniler sayılmış ve örneklerin 1 ml'inde bulunan bakteri sayısı (kob/ml) belirlenmiştir.



Şekil 3.14: Sonikasyon cihazı.

3.7. Örneklerin Mikroskopik İncelenmesi (SEM Takibi)

Çalışmamızda SEM takibi, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim Ve Teknoloji Uygulama Ve Araştırma Merkezi'nde yapılmıştır.

Her bir gruptan rastgele seçilen birer örnek SEM kaplama ünitesinde (Quorum SC7620, Quorum Teknolojileri, Birleşik Krallık) 10 mA' de 90 saniye boyunca Altın – Palladyum partikülleri ile kaplandı (Şekil 3.15). Kaplanan örnekler taşıyıcıya alındı ve SEM cihazında incelendi (EVO LS 10, Zeiss, Almanya). SEM cihazında görüntülenen her bir örneğin x500 ve x2000 büyütmede fotoğrafları çekildi (Şekil 3.16).



Şekil 3.15: Altın Palladyum kaplanmış örnekler.



Şekil 3.16: Kaplama ünitesi ve görüntüleme cihazı.

3.8. Sonuçların İstatistiksel Analizi

Verilerin analizi IBM SPSS Statistics, V.20.0 programı ile yapıldı. Bakteriyel adezyon ve yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin normallik değerlendirmesi Kolmogorov Smirnov testi ile yapıldı. Bakteriyel adezyon ve yüzey pürüzlülüğü açısından test örnekleri arasındaki farklılıkların belirlenmesinde Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA)

uygulandı. Daha sonra grupları kendi içlerinde değerlendirmek için Tukey HSD testi uygulandı. Yüzey pürüzlülüğü ve canlı bakteri adezyonu arasındaki ilişkiyi belirlemek için Pearson Korelasyon analizi uygulandı. Elde edilen ölçümlerden gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığını belirlemek için T-Test uygulandı. Tüm veriler için istatistiksel önem aralığı $p < 0,05$ olarak kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları

Tüm örneklerden profilometre yardımı ile ölçülen 9 pürüzlülük değerinin aritmetik ortalaması her bir seramik grubu için Tablo 4.1’ de sunulmuştur.

Örnek no	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6	Grup 7	Grup 8	Grup 9
1	0,575	0,312	0,277	0,290	0,098	0,074	0,102	0,159	0,610
2	0,372	0,320	0,253	0,292	0,212	0,198	0,146	0,139	0,938
3	0,344	0,269	0,301	0,300	0,114	0,208	0,134	0,166	0,721
4	0,388	0,226	0,274	0,281	0,070	0,199	0,132	0,127	1,549
5	0,407	0,240	0,274	0,284	0,120	0,101	0,105	0,149	1,331
6	0,379	0,233	0,233	0,308	0,129	0,103	0,102	0,129	1,000
7	0,392	0,274	0,302	0,328	0,129	0,095	0,104	0,141	1,176
8	0,406	0,208	0,325	0,306	0,119	0,103	0,095	0,122	0,940
9	0,450	0,202	0,333	0,291	0,125	0,127	0,127	0,109	0,689
10	0,395	0,209	0,321	0,303	0,135	0,105	0,104	0,124	0,552

Tablo 4.1: Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (Değerler μm cinsinden verilmiştir).

Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin normal dağılıma uyduğu Kolmogorov Smirnov testi ile belirlendi. İncelenen materyallerde yüzey pürüzlülüğü açısından fark olup olmadığını değerlendirmek için parametrik bir test olan tek yönlü ANOVA testi yapılmıştır (Tablo

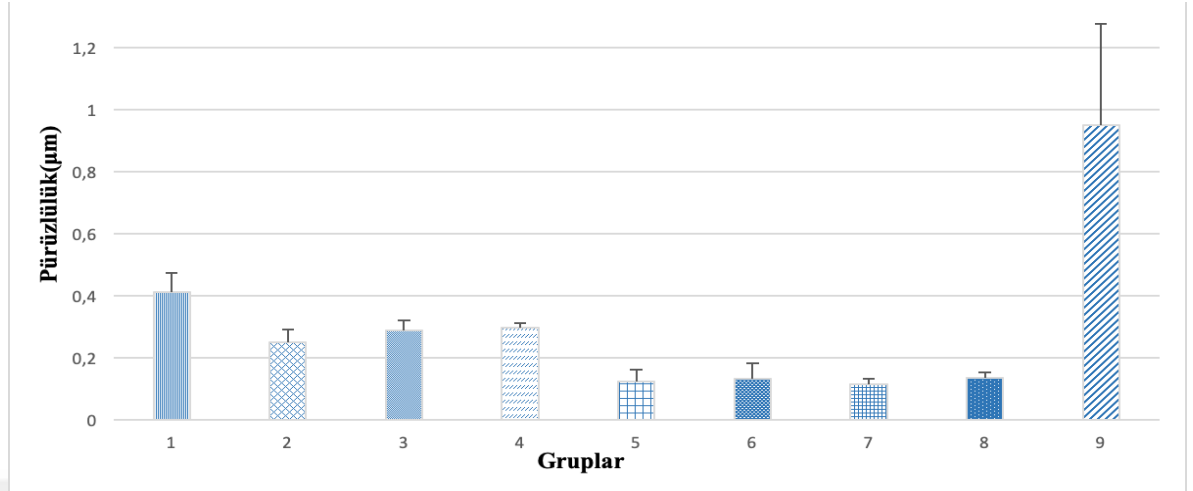
4.2). İkili gruplar arasındaki farklılıkların belirlenmesinde Tukey HSD testi uygulanmıştır. Yüzey pürüzlülüğü açısından yapılan değerlendirmede en az pürüzlü yüzeyler Grup 5 CEREC Blocs glaze, Grup 6 IPS e.max CAD glaze, Grup 7 IPS Empress CAD glaze ve Grup 8 Vita Suprinity glaze grubunda izlendi. Bu dört grup arasında fark istatistiksel olarak önemli bulunmadı ($p>0,05$). En pürüzlü yüzeyi ise mine kesiti gösterdi ve diğer gruplar ile fark istatistiksel olarak önemli bulundu ($p<0,05$). Manual polisaj uygulanan gruplar ise istatistiksel olarak benzer pürüzlülük değeri gösterdi. Elde edilen verilere göre grupların pürüzlülük değerleri Şekil 4.1’de grafiksel olarak gösterilmiştir.

Tablo 4.2: Gruplara göre tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD sonuçları (Yüzey pürüzlülüğü).

Gruplar	Ortalama Değerler	Standart Sapma
Grup 1	0,41 ^a	0,06
Grup 2	0,25 ^a	0,04
Grup 3	0,29 ^a	0,03
Grup 4	0,30 ^a	0,01
Grup 5	0,13 ^b	0,04
Grup 6	0,13 ^b	0,05
Grup 7	0,12 ^b	0,02
Grup 8	0,14 ^b	0,02
Grup 9	0,95 ^c	0,33

Not: Aynı harfli gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur. ($p<0,05$) (n=10) (Ra değerleri μm cinsinden verilmiştir)

Tukey HSD testi sonuçlarına göre glaze uygulanan gruplar benzer değerler göstererek en düşük pürüzlülüğü göstermiştir. Manual polisaj uygulanan gruplar da kendi içlerinde istatistiksel olarak benzer değerler göstererek mine kesitinden daha pürüzsüz bulunmuştur. Mine kesiti en yüksek pürüzlülük değerini göstermiştir ($p<0,05$).



Şekil 4.1: Grupların pürüzlülük değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi.

4.2. Bakteri Sayımı Ölçüm Sonuçları

Yapılan mikrobiyolojik testlerde katı besiyerde koloni sayım cihazı ile yapılan ölçüm neticesinde, her bir örnek üzerindeki *S. mutans* adezyonu sayım sonuçları 10'luk logaritmik sistemde Tablo 4.3' de verilmiştir.

Tablo 4.3: 10'luk logaritmik sistemde bakteri adezyon değerleri (Değerler kob/ml cinsinden verilmiştir).

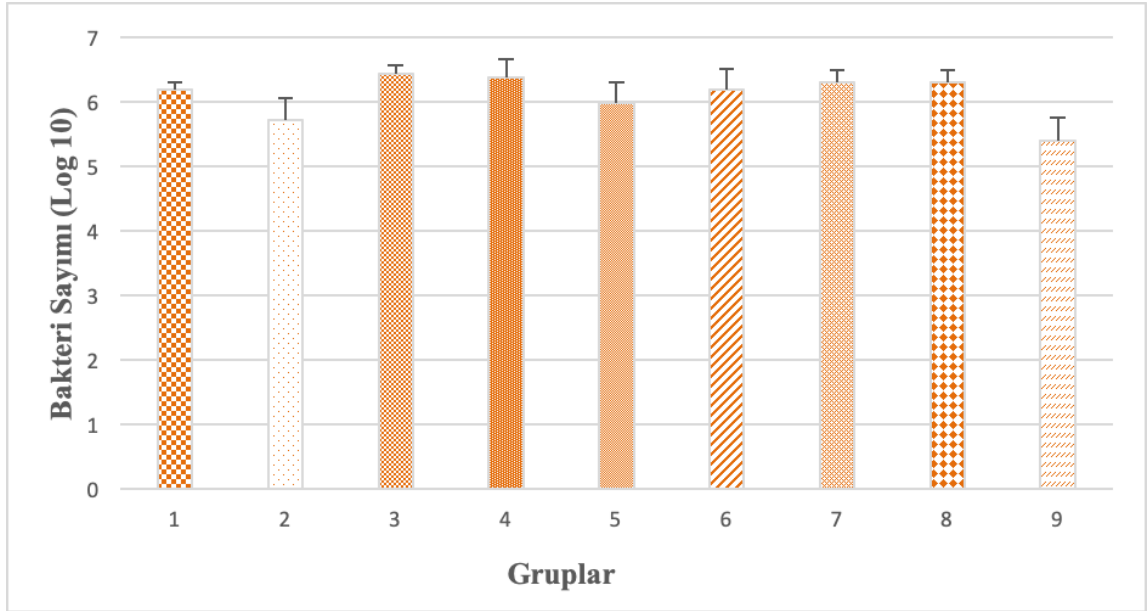
Örnek no	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6	Grup 7	Grup 8	Grup 9
1	6,26	5,30	6,46	6,15	5,78	6,26	6,32	6,00	5,00
2	6,11	6,04	6,15	6,26	5,48	6,53	6,28	6,23	5,00
3	6,11	5,78	6,36	6,38	6,08	6,51	6,15	6,20	5,70
4	6,30	5,90	6,38	6,70	6,11	6,11	6,48	6,30	5,00
5	6,32	5,00	6,36	6,46	6,57	6,26	6,04	6,00	5,48
6	6,30	5,85	6,49	6,48	6,15	5,90	6,26	6,32	5,48
7	6,23	6,04	6,46	6,59	5,48	6,26	6,57	6,28	5,70
8	6,15	5,78	6,60	6,64	6,04	6,38	6,23	6,48	5,00
9	6,15	5,48	6,63	6,32	6,08	5,48	6,04	6,56	5,78
10	6,00	5,90	6,30	6,66	5,90	6,15	6,52	6,49	5,78

Protetik materyaller ile bakteri adezyonu arasındaki ilişkinin irdelenmesinde bakteri sayılarının logaritmaları esas alınmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin normal dağılıma uyduğu Kolmogorov Smirnov testi ile belirlendi. İncelenen materyaller ile bakteri adezyonu arasındaki ilişkiyi tespit etmek için önce tek yönlü ANOVA, ikili gruplar arasındaki farklılıkların belirlenmesine Tukey HSD testleri uygulanmıştır. Tek yönlü ANOVA sonucunda en düşük bakteri tutulumu Grup 2 IPS e.max CAD manuel polisaj, Grup 5 CEREC Blocs glaze ve Grup 9 mine kesitinde gözlemlendi. Uygulanan Tukey HSD testinin sonuçlarına göre Grup 2 ile Grup 5 arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Grup 9 en az bakteri tutulumu gösterdi ve diğer gruplar ile fark istatistiksel olarak önemli bulundu. Tek yönlü ANOVA sonucunda en fazla bakteri tutulumu ise Grup 1 CEREC Blocs manuel polisaj, Grup 3 IPS Empress CAD manuel polisaj, Grup 4 Vita Suprinity Manuel polisaj, Grup 6 IPS e.max CAD glaze, Grup 7 IPS Empress CAD glaze ve Grup 8 Vita Suprinity glaze gruplarında izlenmiştir. Bu 6 grup arasında bakteri adezyonu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4.4). İncelenen gruplarda bakteri adezyonunun grafiksel gösterimi Şekil 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.4: Bakteri adezyonu açısından tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD.

Gruplar	Ortalama değerler	Standart sapma
Grup 1	6,19 ^a	0,11
Grup 2	5,71 ^b	0,34
Grup 3	6,42 ^a	0,14
Grup 4	6,36 ^a	0,29
Grup 5	5,97 ^b	0,33
Grup 6	6,18 ^a	0,31
Grup 7	6,29 ^a	0,19
Grup 8	6,29 ^a	0,19
Grup 9	5,39 ^c	0,35

Not: Aynı harfi taşıyan gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur. ($p < 0.05$) ($n=10$) (Değerler 10^7 luk logaritmik sistemde verilmiştir)



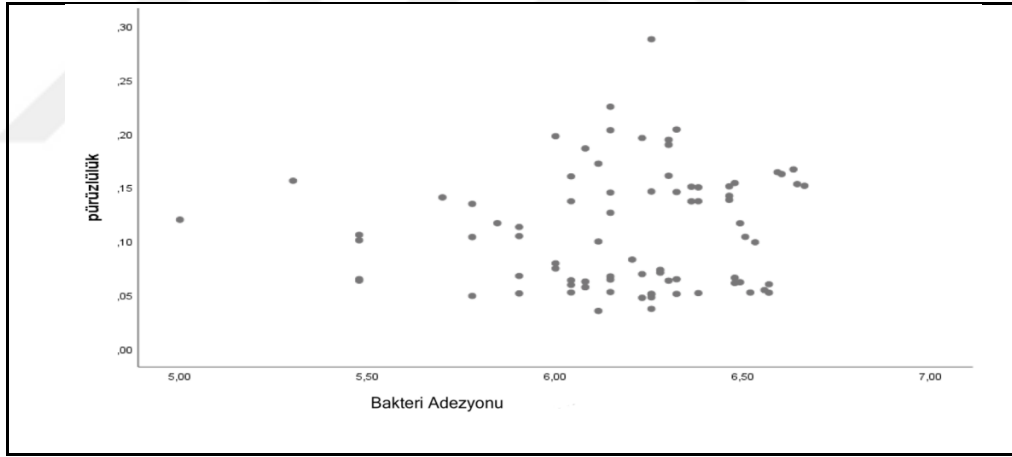
Şekil 4.2: İncelenen örneklere tutunan bakteri sayısının grafiksel olarak gösterilmesi.

Yüzey pürüzlülüğü ile canlı bakteri adezyonu arasında bir ilişkinin olup olmadığının belirlenmesi için porselen içerikli gruplar arasında Pearson Korelasyon analizi

yapılmıştır ($p < 0,05$). 80 seramik örnek üzerinden yapılan değerlendirmede pozitif korelasyon katsayısı bulunmuştur (r). Fakat p anlamlılık değerinin üzerinde kaldığı için istatistiksel olarak anlamlı olmayan pozitif bir ilişki olduğu söylenebilir (Tablo 4.5). Elde edilen veriler doğrultusunda hazırlanan korelasyon grafiğinde de bu durumu doğrulayacak şekilde değerlerin dağınık olarak yerleştiği gözlenmiştir (Şekil 4.3).

Tablo 4.5: Yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu korelasyon analizi.

Değişken	N	r	p
Bakteri Sayısı	80	0,076	0,504
Yüzey Pürüzlülüğü			



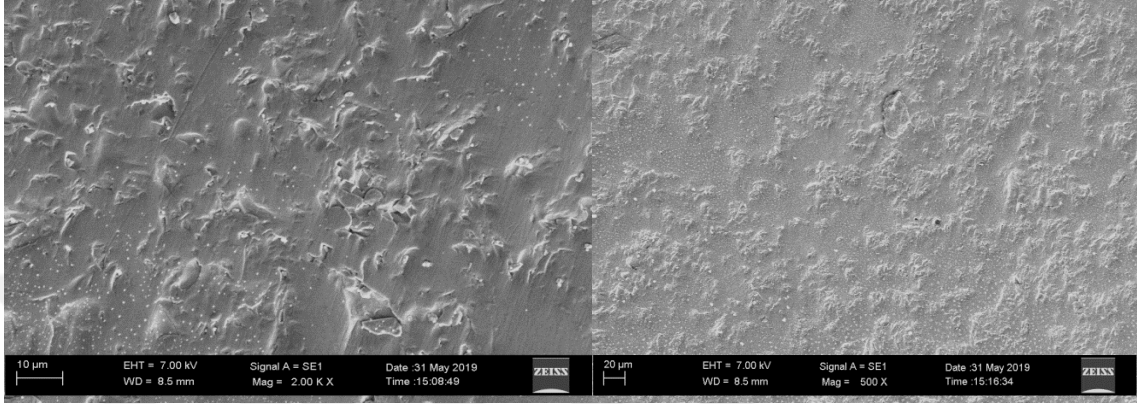
Şekil 4.3: Pearson Korelasyon analizi grafiği.

4.3. SEM Değerlendirmesi

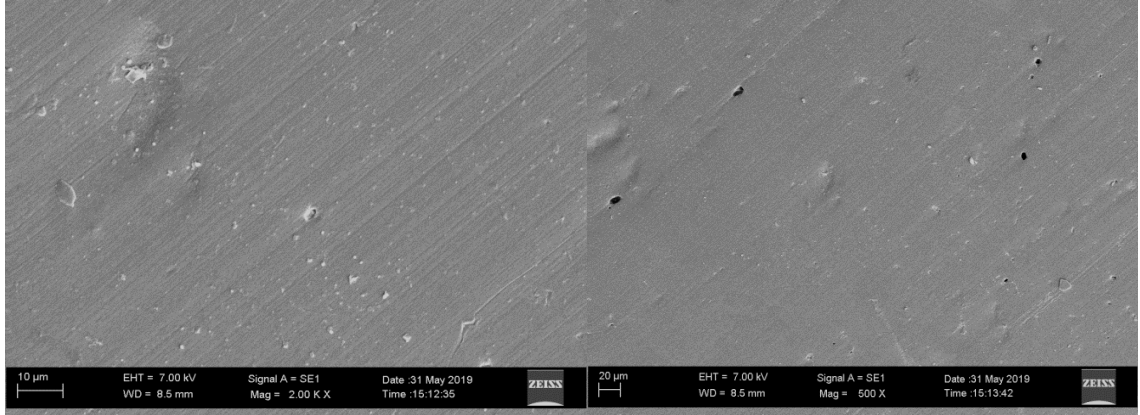
Yüzey özelliklerini daha detaylı incelemek amacıyla her bir gruptan alınan SEM görüntüleri Şekil 4.4 ile Şekil 4.12 arasında verilmiştir.

Manuel polisaj uygulanan gruplardan; CEREC Blocs örnekleri içeren Grup 1'in SEM görüntüsünde yer yer sivri kenarlı düzensiz çıkıntılar izlenmiştir. IPS e.max CAD içerikli Grup 2'de ise nispeten daha az poröz ve düzgün yüzeyler gözlenmiştir. İlave olarak örnek yüzeyinde doğrusal olarak ilerleyen dalgalanmalar ve seyrek dağılımlı küçük çapta çöküntü alanları tespit edilmiştir. IPS Empress CAD içerikli Grup 3 ve Vita

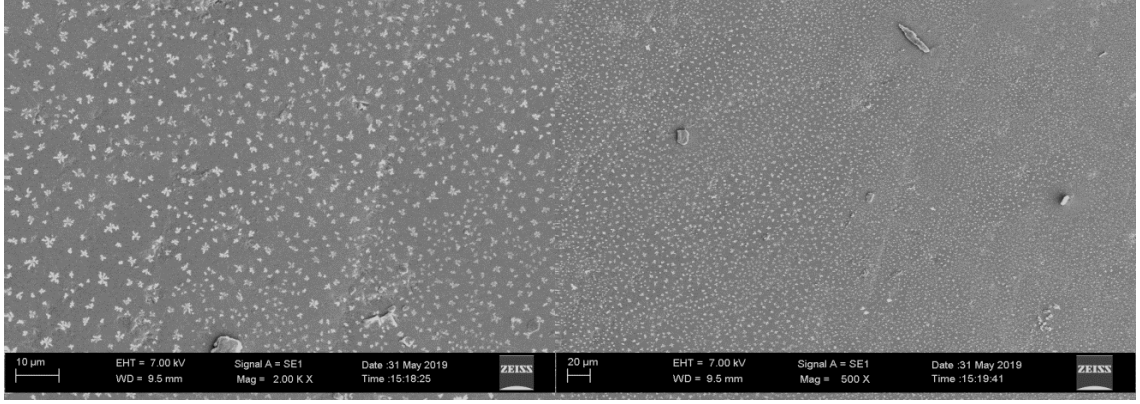
Suprinity içerikli Grup 4’de ise yer yer seramik parçacıklarını andıran mikro artıklara ve değişik çapta çöküntü alanlarına rastlanmıştır. Grup 3 ve Grup 4’ün SEM analizinde homojen ve yaygın olarak bakteri mikrokolonilerine benzer oluşumlar görüntülenmiştir.



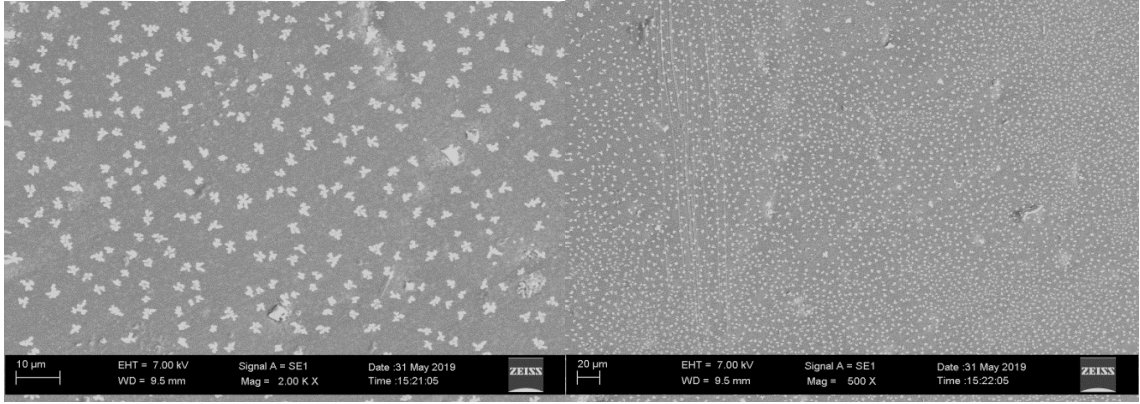
Şekil 4.4: Grup 1-CEREC Blocs manuel polisaj SEM görüntüleri (x2000 ve x500).



Şekil 4.5: Grup 2-IPS e.max CAD manuel polisaj SEM görüntüleri (x2000 ve x500).

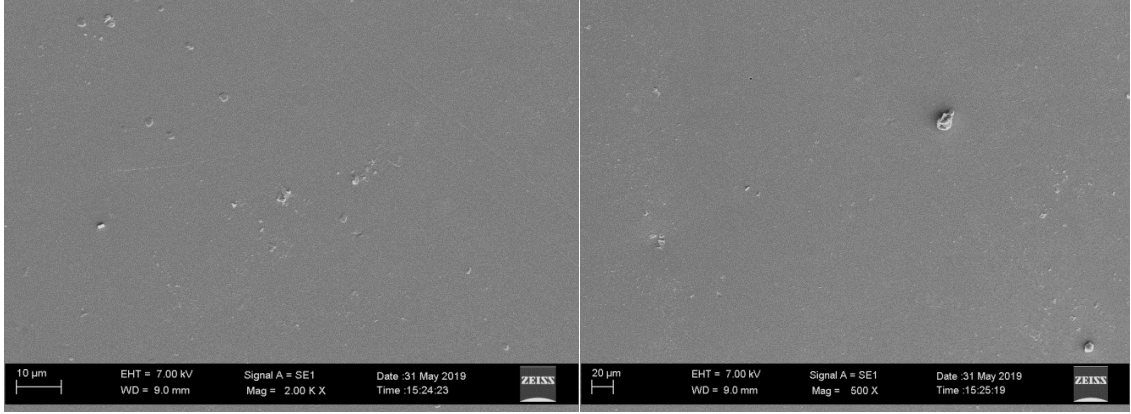


Şekil 4.6: Grup 3-IPS Empress CAD manuel polisaj SEM görüntüleri (x2000 ve x500).

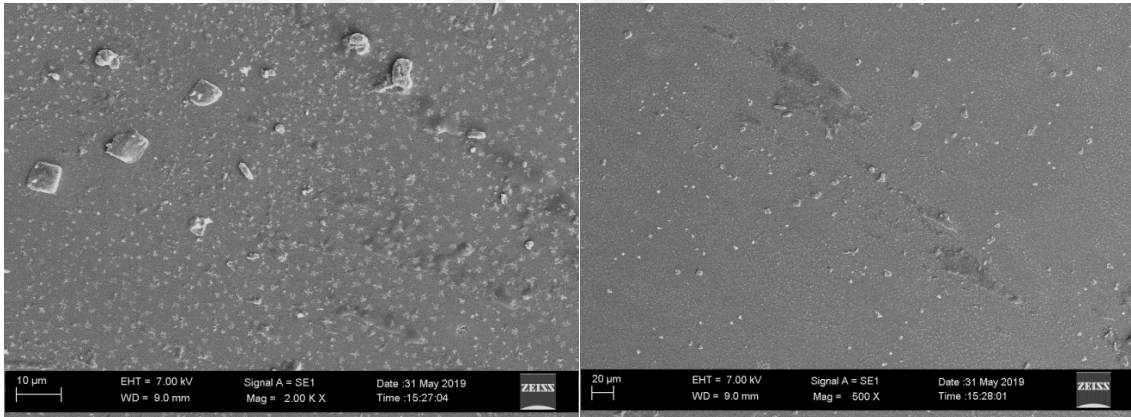


Şekil 4.7: Grup 4-Vita Suprinity manuel polisaj SEM görüntüleri (x2000 ve x500).

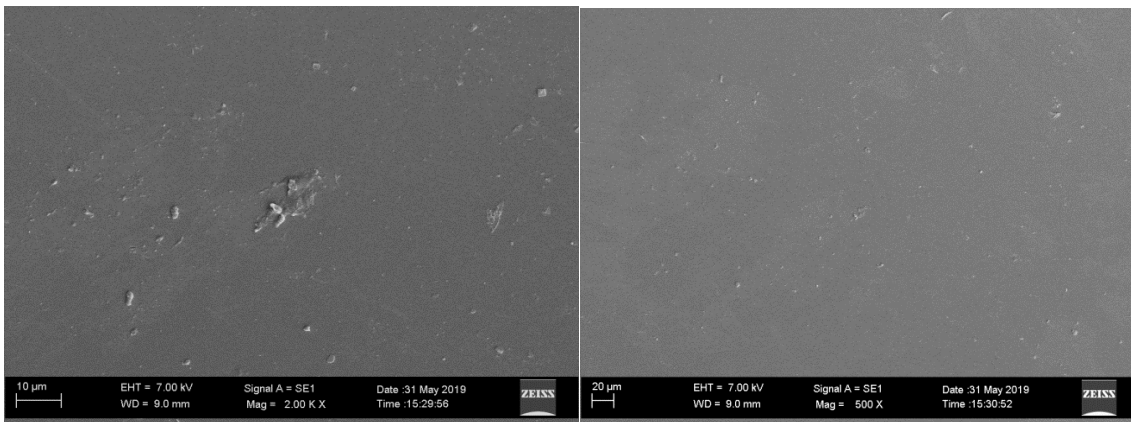
Glaze işlemi uygulanmış gruplardan; CEREC Blocs örnekler içeren Grup 5’de az sayıda çıkıntı ve düzensizlik izlenmektedir. IPS e.max CAD içerikli Grup 6’da nispeten daha yoğun olarak gözlenen poröz yapı ve düzensizliklerin yanı sıra, bakteri mikrokolonilerine benzer oluşumlar gözlenmiştir. IPS Empress CAD içerikli Grup 7 ile Vita Suprinity içerikli Grup 8’de benzer olarak az sayıda keskin kenarlı çıkıntılara ve mikro artıklara rastlanmıştır. Mine kesiti olan Grup 9’un yüzeyinde ise çıkıntıların yanı sıra yuvarlak kesitli kraterler görüntülenmiştir.



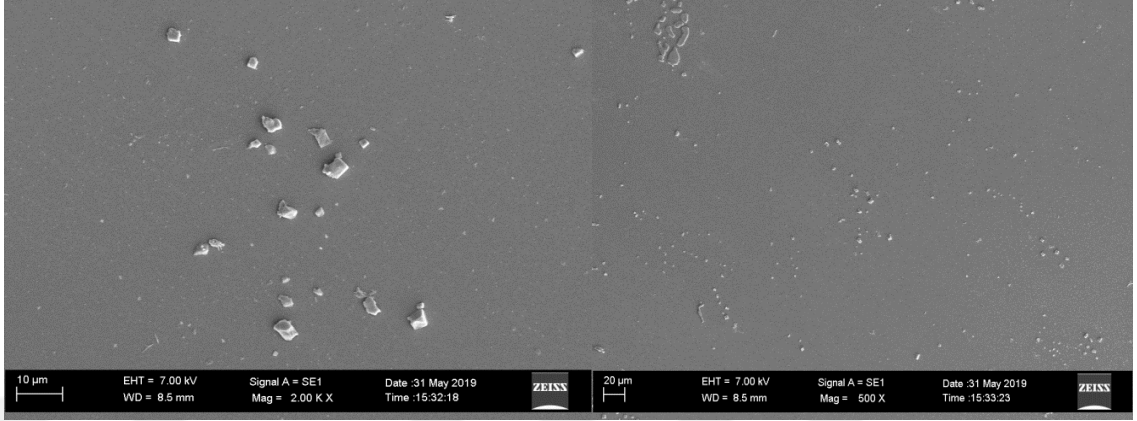
Şekil 4.8: Grup 5-CEREC Blocs glaze SEM görüntüleri (x2000 ve x500).



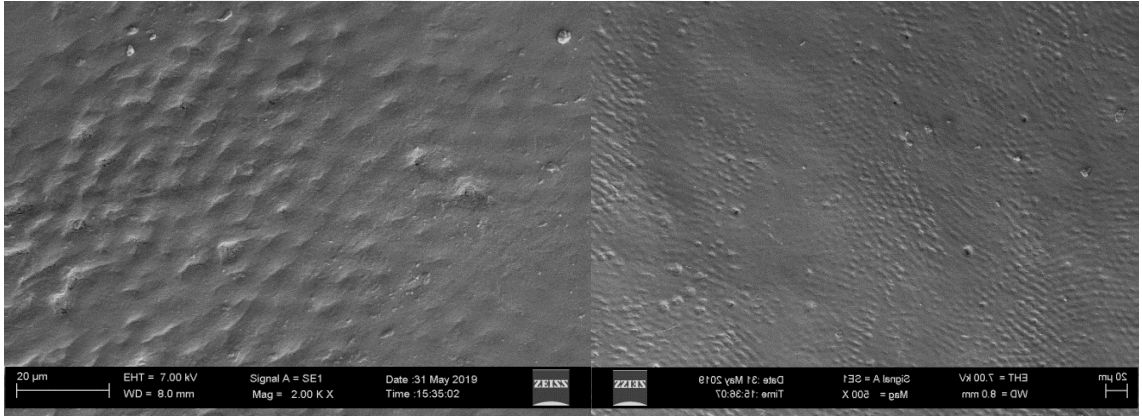
Şekil 4.9: Grup 6-IPS e.max glaze SEM görüntüleri (x2000 ve x500).



Şekil 4.10: Grup 7-IPS Empress CAD glaze SEM görüntüleri (x2000 ve x500).



Şekil 4.11: Grup 8-Vita Suprinity glaze SEM görüntüleri (x2000 ve x500).



Şekil 4.12: Grup 9-mine kesiti SEM görüntüleri (x2000 ve x500).

5. TARTIŞMA

Güncel CAD/CAM bloklarının değerlendirildiği bu tez çalışmasında sıfır hipotezleri reddedilmiştir. Birinci sıfır hipotezi; materyallere uygulanan farklı yüzey bitirme ve parlatma işlemleri sonucunda başlangıç ve bitim yüzey pürüzlülüğü arasında fark yoktur şeklindedir. Çalışmanın sonucunda glaze uygulanan gruplarla manuel polisaj uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p<0,05$). İkinci sıfır hipotezi; uygulanan farklı yüzey bitirme ve parlatma işlemleri sonucunda farklı materyaller arasında bakteriyel adezyon açısından fark yoktur şeklindedir. Yapılan mikrobiyolojik testler neticesinde glaze işlemi uygulanmış CEREC Blocs ile manuel polisaj uygulanmış IPS e.max CAD örnekler üzerinde diğer seramik gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır ($p<0,05$).

Son otuz yıl içinde diş hekimliği alanında hem restoratif malzemede hem de restoratif teknolojide önemli ilerlemeler olmuştur. CAD/CAM teknolojisinin gelişimi ile beraber yüksek estetik ve fiziksel dayanıma sahip materyallerin gelişmesi sonucunda protetik tedaviler daha kısa sürede başarıyla tamamlanabilmektedir. Metal seramik restorasyonlarda opak olan metal altyapının oluşturduğu dezavantaj tam seramik sistemlerle ortadan kalkmıştır. Uygulanacak tedaviye göre uygun materyal seçimini yapabilmek için yeni malzemelerin estetik ve mekanik özellikleri önem taşımaktadır [153]. Bu sebeplerle çalışmamızda güncel CAD/CAM materyallerinin incelenmesi tercih edilmiştir. Çalışmamızda farklı içerikli CAD/CAM materyallerini birbiri ile kıyaslamak amacı ile son dönemde klinisyenler tarafından kullanımı giderek artan feldspatik porselen içerikli CEREC Blocs, lityum disilikat içerikli IPS e.max CAD, lösit içerikli IPS Empress CAD ile lityum silikat ve zirkonya partikülleri ile güçlendirilmiş Vita Suprinity kullanılmıştır. Protetik materyallerin doğal dişlerle arasındaki farkı incelemek için kontrol grubu olarak mine kullanılmıştır.

Yapılan restorasyonun estetik özelliklerini ve yapısal sağlamlığını arttırmak için uygun yüzey bitirme cila işleminin yapılması oldukça önemlidir. CAD/CAM sistemi ile

üretilen restorasyonun simantasyona hazır hale gelebilmesi için uygun bir şekilde düzeltilip cilalanması gerekmektedir [154]. Uygulanan yüzey bitirme ve parlatma işlemi sonrasında restorasyonun bükülme dayanımı artarak çatlak ve kırık riski azalır. Yapılan çalışmalar cilalanmış yüzeylerin karşıt dişte daha az aşındırmaya sebep olduğunu göstermiştir [155]. İlave olarak cilalanmamış ve pürüzlü restorasyonlar zaman içinde renk değişimine ve plak birikimine neden olmaktadır [156]. Oluşan plak akümülyasyonu ise sekonder çürüklere ve periyodontal sorunlara neden olarak tedavinin başarısızlığı ile sonuçlanır [157].

Freze cihazında aşındırılan bir restorasyonun optimum estetik ve mekanik özellikleri yakalaması için glaze veya manuel polisaj yapılmaktadır. Bu iki yöntem pek çok çalışmada birbiri ile kıyaslanmış olsa da konu ile ilgili bir görüş birliğine varılamamıştır [158]. Saraç ve arkadaşları tarafından glaze ve farklı manuel polisaj yöntemlerinin feldspatik porselenler üzerindeki etkisinin değerlendirildiği çalışmada, manuel polisaj yöntemlerinin glaze işlemi kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturduğu sonucuna varılmıştır [159]. Anmol ve arkadaşlarının feldspatik ve lösit içerikli porselenler kullanarak yaptıkları çalışmada ise manuel polisaj uygulanan gruplarda glaze işlemi uygulanan gruplardan daha yüksek pürüzlülük değerleri ölçülmüştür [160]. Bizim çalışmamızdan elde edilen bulgular da manuel polisajın glaze işlemine göre daha pürüzlü yüzeyler oluşturduğu görüşünü desteklemektedir.

Diş çürükleri popülasyonda en yaygın görülen ve maliyet doğuran hastalıklardan biridir. Bu sebeple çürük riskini azaltmak için mikroorganizmaların rolünün anlaşılması gerekmektedir. *S. mutans* hem mine üzerinde pelikula hem de diğer plak bakterilerine yapışabildiği için çürük etiyojisinde önemli bir yere sahiptir. Genellikle diş yüzeyinde *S. mutans* izlendikten 6-24 ay sonra çürük gelişimi gözlenmektedir [161]. Yüksek karyojenik özelliği ile diş sert dokularında demineralizasyona neden olmakta ve periyodontal hastalıkların gelişimini hızlandırmaktadır [162].

Tüm bu sebepler göz önüne alınarak çalışmamızda çeşitli polisaj metotlarının *S. mutans* adezyonu üzerine olan etkisini incelemeye karar verdik. Yüzey bitirme ve cila işlemlerinin restorasyonun sağkalım oranına etkisi anlaşıldığında çalışmamızın protetik tedavilerde materyal ve polisaj metodu seçiminde yol gösterici olacağını düşünmekteyiz.

Literatürde yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin bakteri adezyonuna ve biyofilm oluşumuna etkisini inceleyen pek çok çalışma mevcuttur. Dutra ve ark. 2018'de yayınlamış olduğu sistematik derlemede bakteri adezyonu ve biyofilm oluşumunu inceleyen 18 araştırmalardan 12 tanesinin in-vitro olduğunu belirtmiştir [163]. İn-vivo araştırmalarda oluşan plak tamamen doğal mikrofloradan köken aldığı için oldukça karmaşıktır. Mikrobiyal dental plak aynı ağızdaki dişler arasında bile farklılık gösterebildiğinden bu çalışmaların standardize edilmesi oldukça zordur [164]. In-vitro çalışmalar araştırmacıya test koşullarını ve parametrelerini kontrol etme imkanı sağlamaktadır. Klinik takip gerektirmemesi materyalin güncelliği kaybolmadan etkili ve kısa sürede sonuç elde edilebilmesine imkan verir [165]. Bu avantajlara dayanarak çalışmamızı güncel materyaller üzerinden in-vitro olarak planladık.

Dişler ağız ortamına sürdükleri andan itibaren çeşitli streslere maruz kalırlar. Diş sahiplerinin diyet alışkanlıkları, oral hijyen seviyeleri, brüksizm düzeyleri gibi parametreleri kontrol etmenin zorluğu kullanılan diş yapısını standardize etmeyi imkansız hale getirmektedir [166]. Bu sebeple çalışmamızda 20-40 yaşlar arasında sağlıklı bireylerden çekilen gömülü üçüncü molar dişleri kullandık. Çekilen dişlerde hipoplazi gibi yapısal bozuklukların olmamasına özen gösterdik.

Çapraz kontaminasyonu önlemek ve çalışmada güvenilir sonucu elde edebilmemiz için çekilmiş dişlerin sterilize edilmesi gerekmektedir. Sterilizasyon için Central For Disease Control and Prevention (CDC)'nin standart prensibini esas alarak dişleri 121°C derecede 15 atm basınçta 40 dakika steril ettik ve sonrasında distile suda beklettik [167].

Dutra ve ark.'ları derlemelerinde her dental materyalin en yüksek pürüzsüzlük seviyesine ulaşması için kendine has ekipmana ihtiyacı olduğunu belirtmiştir [163]. Alhabdan ve ark. Vita VM9 ve IPS e.max kullanarak farklı polisaj kitlerinin etkinliklerini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda farklı materyallerin farklı polisaj kitlerine ihtiyaç duyduklarını belirtmişlerdir [168]. Biz de çalışmamızda kullandığımız her materyal için üretici firmanın önerdiği polisaj ve glaze setini kullanmayı tercih ettik.

Doğal dişlerin ve restoratif materyallerin üzerinde bulunan girinti ve çıkıntılar bakterileri oral hijyen prosedürleri sırasında oluşan makaslama kuvvetlerinden koruyarak yuva

görevi görürler. Bu şekilde artan bakteri adezyonu zamanla plak formasyonuna, çürük ve periyodontal hastalıkların gelişmesine neden olmaktadır [169]. Bu tez çalışmasında da yüzey özelliklerinin bakteri adezyonu ile olan ilişkisini incelemeyi amaçladık.

Yapılan çalışmalarda yüzey topografisini incelemek için çeşitli cihaz ve ekipmanlardan yararlanılmaktadır. Konvansiyonel ve lazer uçlu profilometreler, mikrofotografılar, SEM ve atomik kuvvet mikroskopi yöntemi bu alanda araştırmacılara yardımcı olmaktadır. Lazer uçlu profilometre cam seramiklerin yüzeyinde ışığın saçılma etkisi ile parlama yaptığından yanlış değerlere neden olabilmektedir. Mikrofotograf yöntemi ise yüzeylerin kabaca değerlendirmesini yaptığından yeterli bilgi vermemektedir. Atomik kuvvet mikroskopisi ise pahalı ve sık kullanılmayan bir yöntem olduğundan biz çalışmamızda ulaşılabilir yöntemlerden kontak uçlu profilometre ve SEM görüntüleme yöntemini tercih ettik [170, 171].

Dental materyallerin pürüzlülüğü doğrusal (Ra, Rq, Rz) veya üç boyutlu (Sa, Sq, Sz) olarak tanımlanabilir. Çalışmamızda kontak profilometre cihazlarında sıklıkla kullanılan Ra değerini referans aldık. Ra, malzemenin merkezinden yukarı doğru oluşan profil dalgalanmalarının mutlak aritmetik ortalaması olarak tanımlanır ve benzer çalışmalarda sıklıkla kullanılmıştır [172]. Çalışmamızda Ra parametresini hesaplarken yüzeylerin değişkenlik gösteren pürüzlülük değerini dikkate alarak örneklerin ön ve arka yüzeylerinden birbiri ile kesişmeyecek şekilde vertikal yönde 9 ölçüm yaptık. Ölçümleri yaparken örnek yüzeyini eşit aralıklarla ve birbirine paralel olarak bölümlere ayırarak tüm yüzeyde değerlendirme yapabilmeyi amaçladık. Elde edilen 9 ölçümün aritmetik ortalamasını alarak Ra değerini hesapladık. Pürüzlülük değerlerinde standardizasyonu sağlamak amacı ile her örnek ölçümünden sonra cihazın kalibrasyonu yapılmıştır [170].

Protetik tedavinin sonunda simantasyonu tamamlanan restorasyon ağız ortamında tükürük ile karşılaşır ve saniyeler içinde pelikül ile kaplanmaya başlar. Çalışmamızda ağız ortamını mümkün olduğunca taklit edebilmek amacı ile örnekler müsin ilave edilmiş sentetik tükürük içerisinde 1 saat süre ile bekletilmiştir [173]. Literatürde insan tükürüğü ile yapılan çalışmalara rastlansa da çoğu bilimsel çalışmada protein çeşitliliğinin azaltılması ve standardizasyonun yakalanması amacı ile sentetik tükürük

kullanımı tercih edilmiştir [174]. Doğal tükürüğün yapısını taklit etmek ve S. mutans'ın örneklerle adezyonunu sağlamak için müsin ilavesi yapılmıştır [175].

Literatürde bakteriyel adezyonun sayımı için kullanılan çok sayıda farklı yöntem vardır. Her yöntemin birbirine göre avantaj ve dezavantajları olması sebebi ile kullanılacak metot araştırmanın gereksinimlerine göre belirlenmelidir. Direk bakteri sayımının yapıldığı yöntemlerde hareketli bakterilerin sayımında güçlükler yaşanmaktadır. İlave olarak bu yöntemlerde canlı ve ölü bakterilerin ayrımı yapılamaz [141]. Bizim çalışmamızda bu konuda daha önceden yapılmış olan çalışmalar rehber alınarak benzer mikrobiyolojik prosedürler uygulanmıştır [176]. Bu doğrultuda koloni oluşturan birimler sayılmış, üreme potansiyeline sahip canlı hücreler ölü hücrelerden ayrılmıştır.

Jalalian ve arkadaşları glaze uygulanan IPS e.max Press, feldspatik porselen ve mine kesitinde S. mutans adezyonunu incelediği çalışmasında IPS e.max ile feldspatik porselen arasında bir fark bulunmazken, mine kesitinde daha fazla bakteri tutulumu gözlemlemişlerdir. Araştırmacı bu farkı mine yüzeyi ile dental biyofilm arasında görülen fizikokimyasal ve biyokimyasal etkileşimlerden kaynaklandığını düşünmüştür [162]. Bizim çalışmamızda da mine kesiti üzerinde diğer gruplardan daha az bakteri görülmüştür. Araştırmacı ile uyumlu olarak biz de mine yüzeyinin kendine has fizikokimyasal özelliklerinin ve elektronegativitesinin bakteriyel adezyonda önemli rol oynadığını düşünmekteyiz.

Aynı araştırmacı bir başka çalışmasında aynı materyallerdeki S. mutans adezyonunu manuel polisaj sonrasında ölçmüştür. Elde edilen sonuçlarda bizim çalışmamızla uyumlu olarak IPS e.max ve feldspatik porselen arasında bir fark bulunamamıştır. Araştırmacı mine kesitinde daha yüksek oranda bulunan bakteri adezyonunu minenin yüzey özelliklerine ve yüksek yüzey enerjisine bağlanmıştır [177].

Vo ve ark. dört farklı lityum disilikat materyalinin yüzey özelliklerini ve bakteri tutulumunu inceledikleri çalışmalarında IPS e.max CAD, IPS e.max Press, IPS e.max ZirPress ile Glaze Sprey ile glazelen Press örnekleri incelemişlerdir. Glaze sprej grubu hariç diğer gruplara manuel polisaj işlemi uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda IPS e.max CAD ve IPS e.max Press örneklerinin yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu diğer iki gruptan önemli oranda daha düşük bulunmuştur. İlave olarak yüzey

pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında pozitif korelasyon tespit edilmiştir [176]. Vo ve ark.'nın çalışmasında IPS e.max CAD örneklerde bizim çalışmamızla benzer Ra değerleri saptanmıştır. Bakteri adezyonunda görülen farklılıkların ise bakteri suşlarından ve mikrobiyolojik test yöntemlerindeki değişkenlerden kaynaklanabileceği düşünmekteyiz.

Vichi ve ark. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity materyallerinde farklı polisaj metotlarının yüzey pürüzlülüğü ve parlaklık üzerine etkisini incelemişlerdir. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity kendi içlerinde 60 sn manuel polisaj, 30 sn manuel polisaj, glaze pasta ve glaze sprej olarak dört gruba ayrılmıştır. Çalışmalarında Vita Suprinity IPS e.max CAD' e göre istatistiksel olarak daha düşük pürüzlülük göstermiştir. IPS e.max CAD ve Vita Suprinity' nin 60 saniye manuel polisajlı ve glazeli grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Bu çalışmadaki Vita Suprinity 60 saniye manuel polisaj grubunun Ra değeri bizim çalışmamızdaki değerle benzerlik gösterirken, 30 sn manuel polisaj ve sprej glaze grubunun Ra değerleri daha yüksek çıkmıştır [178]. Çalışmalar arasında değişkenlik gösteren pürüzlülük değerlerinin blokların millenmesi ve örneklerin zımparalanması aşamalarında izlenen farklı prosedürlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Özdoğan ve ark.'nın 2 farklı porselen türünde glaze ve manuel polisaj işlemini karşılaştırdıkları çalışmalarında glaze işleminin pürüzleri gidermede daha etkin bir yöntem olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca farklı porselen tiplerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi olmadığını belirtmişlerdir [179]. Bizim çalışmamızda da bu bulgularla doğru orantılı olarak glaze işleminin sonrasında daha düşük Ra değerleri bulunmuştur ve seramik çeşitleri arasında da istatistiksel bir fark bulunmamıştır.

Kang ve ark. zirkonya altyapı üzerine veneer materyali olarak IPS e.max Ceram kullanarak polisaj metotlarının yüzey pürüzlülüğüne ve bakteri adezyonuna etkisini incelemişlerdir. Glaze uygulanan porselen örneklerde manuel polisaj yapılanlara nazaran daha pürüzsüz yüzeyler gözlemleyerek çalışmamızla benzer veriler elde etmişlerdir. İlave olarak bizim çalışmamızla uyumluluk gösterecek şekilde, yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan pozitif korelasyon bulmuşlardır [180].

Dawood L. 2016' da yaptığı çalışmada güncel materyallerden Vita Suprinity ve translüsent zirkonya olan Ceramill Zolid FX kullanarak yüzey bitirme tekniklerinin pürüzlülüğe ve biyofilm oluşumuna etkisini incelemiştir. Seramikleri glazeli ve manuel polisajlı olarak karşılaştırırken Vita Suprinity için bizim çalışmamızda kullandığımız cila setini ve glaze pastasını kullanmıştır. Örneklere manuel polisaj uygulamadan önce glaze işlemi uygulanmış sonrasında frezle pürüzlendirilmiştir. Vita Suprinity zirkonyaya göre daha az bakteri tutulumu ve pürüzlülük gösterirken, polisajlı ve glazeli grupları arasında bir fark bulunmamıştır [181]. Bizim çalışmamızla karşılaştırıldığında glaze uygulanan Vita Suprinity grubunda benzer pürüzlülük değerlerine rastlanırken, manuel polisaj uygulanan grubun daha pürüzsüz olduğu görülmektedir. Bu farkın manuel polisaj grubuna glaze işlemi uygulanıp frezle pürüzlendirdikten sonra cilalanması nedeni ile oluştuğunu düşünmekteyiz.

Al-Marzok ve ark.'nın iki farklı feldspatik porselende yüzey pürüzlülüğünü ve S. mutans adezyonunu inceledikleri çalışmalarında bizim çalışmamızla uyumlu olarak, materyalden bağımsız olarak glaze uygulanan yüzeylerde pürüzlülük ve adezyon değerlerini daha düşük bulmuşlardır. Farklı olarak materyallerin yüzey pürüzlülük değerleriyle bakteri adezyonu arasında anlamlı bir pozitif korelasyon tespit etmişlerdir [182].

Dobrzynski ve ark. S. mutans ile beraber Candida albicans ve Lactobacillus rhamnosus'un güncel CAD/CAM materyalleri üzerine adezyonunu incelemiştir. Mikroorganizmaların daha çok düzensiz yüzey ve keskin köşelerde kolonize olduklarını belirttikleri çalışmalarında polisaj uygulanan IPS Empress üzerinde polisaj uygulanan IPS e.max'e göre anlamlı derecede daha fazla bakteri gözlemlemiştir. Araştırmacı seramik gruplarındaki değişkenlik gösteren adezyon değerlerini materyallerin farklı kristalin yapılarına ve hidrofilitelerine bağlamıştır [183]. Bizim çalışmamızda da manuel polisaj uygulanan IPS Empress CAD örnekler üzerinde manuel polisaj uygulanan IPS e.max CAD örneklerden daha yüksek pürüzlülük değeri ve bakteri tutulumu gözlenmiştir. Benzer pürüzlülük değerindeki gruplarda gözlenen farklı adezyon değerleri, bakteri tutulumunda yüzey topografyası kadar materyalin fizikokimyasal özelliklerinin de etkin rol oynadığını düşündürmektedir.

Dal Piva ve ark. yüzey bitirme işlemlerinin pürüzlülüğe ve bakteri adezyonuna etkisini incelemişlerdir. Vita Suprinity ve translüsent zirkonya kullandıkları çalışmalarında örneklerin yarısına sprej glaze uygularken diğer yarısını polisajlamışlardır. Araştırmanın sonucunda her iki materyalin de glaze grubu yüksek pürüzlülük değeri ve bakteri tutulumu göstermiştir. Vita Suprinity için bizim de çalışmamızda kullandığımız polisaj setini tercih etmişlerdir [184]. Çalışmanın sonucunda manuel polisaj uygulanan Vita Suprinity için elde edilen yüzey pürüzlülük ve bakteri adezyon değerleri bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Glaze gruplarından elde edilen farklı değerlerin sprej glaze tercih edilmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Literatürde sprej glazelerin pasta ve likit glazelerden daha fazla pürüzlülük gösterdiği sonucuna varan çalışmalar bulunmaktadır. Vichi ve arkadaşları çalışmalarında IPS e.max CAD ve Vita Suprinity örneklerinde sprej glaze uyguladıkları yüzeylerin pürüzlülüğünü likit glaze uyguladıklarından daha yüksek bulmuşlardır [178].

Şen ve ark. güncel tam seramik sistemlerin yüzey topografisini ve bakteri adezyonunu incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda IPS e.max CAD'in yüzey pürüzlülüğü değeri Vita Suprinity' den anlamlı derecede yüksek çıkarken, bakteri adezyon değeri ise anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur[185]. Bizim çalışmamızla karşılaştırıldığında görülen farklılıkların yüzey bitirme ve mikrobiyolojik testlerdeki değişkenlerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Doğal minenin pürüzlülüğü yaşa ve diş tipine bağlı olarak $0,39\mu$ ile $0,90\mu$ arasında değişmektedir [186]. Çalışmamızda incelenen 8 seramik grubun pürüzlülük seviyeleri bu değerlerin altında kalmaktadır.

Bollen ve arkadaşları $0,2\mu$ 'den düşük pürüzlülük değerinin bakteriyel adezyon üzerinde ihmal edilebilir bir etkisi olduğunu göstermişlerdir. Bu eşik değer üzerine çıktıkça orantısız olarak tutunan bakteri sayısı artarken, eşik değer altında benzer adezyon değerleri saptamışlardır [187]. Araştırmamızda incelediğimiz 4 restoratif malzemenin glaze uygulanan grupları bu eşik değer altında kalırken, manuel polisaj uygulanan seramik gruplarda eşik değer üstünde pürüzlülüğe rastlanmıştır.

Çalışmamızın sonucunda materyallerin yüzey pürüzlülüğü arttıkça bakteri adezyonunun arttığı gözlemlenmiştir. Fakat bu ilişki istatistiksel olarak anlamlı düzeyde çıkmamıştır.

Yüzey topografyasının bakteri adezyonuna olan etkilerini inceleyen çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir. Literatürde S. mutans adezyonu ile yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif korelasyon bulan çalışmalar mevcuttur. Vo ve arkadaşları ile Al-Marzok ve arkadaşları cam seramiklerde yaptıkları çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında pozitif korelasyon bulmuşlardır [176, 182]. Bununla beraber Kang ve arkadaşları çalışmalarında bizim çalışmamızla uyumlu olarak istatistiksel olarak anlamlı olmayan pozitif korelasyon bulmuşlardır [180]. Bu sonuçlardan farklı olarak Bayrak ve arkadaşları yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında korelasyon bulamamıştır [188].

Yüzey pürüzlülüğü haricinde doğal diş ve restoratif materyallerin yüzeyine bakteri tutulumunu etkileyen çok sayıda faktör vardır. Serbest yüzey enerjisi, yüzey hidrofilitesi ve elektriksel özellikleri, restorasyonun bakteriyostatik etkisinin yanı sıra konağa bağlı olan tükürük akış hızı ve yapısı da yüzeye yapışan bakteri sayısını değiştirebilmektedir [189, 190]. Sert yüzey ile bakteri duvarı arasındaki serbest yüzey enerjisi farkı azaldıkça bakteri tutulumu arttığı gösterilmiştir [191]. Park ve arkadaşları bakterilerin yapışma ve üremeleri için kendilerine özel pH' a ihtiyaç duyduklarını bildirmişlerdir [192]. Bakteri adezyonuna etki eden faktörlerin fazlalığı yüzey pürüzlülüğü ile güçlü bir korelasyon oluşturmasını zorlaştırmaktadır. Bizim çalışmamızda da mine yüzeyinde yüksek Ra değerine rağmen düşük bakteriyel adezyona rastlanmıştır. Bu durum bakteriyel adezyonda minenin kendine has yüzey özelliklerinin etkin rol oynadığını düşündürmektedir.

Bilimsel çalışmalarda yüzey topografyasını değerlendirilirken nitel (SEM vb.) ve nicel (profilometre vb.) incelemeler yapılır. Araştırmaların çoğunda nicel değerlendirmeler SEM veya AFM gibi görüntüleme teknikleri ile desteklenmiştir [178, 193]. Biz de çalışmamızda profilometre ile pürüzlülük ölçümlerini yaptığımız örnekleri SEM ile görüntüledik. Elde edilen görüntülerde nicel ölçümleri doğrulayacak şekilde manuel polisaj uygulanan örneklerde çıkıntılı yüzeylere ve dağınık olarak yerleşmiş yuvarlak şekilli krater alanlarına rastlanmıştır. Glaze uygulanan dört seramik grubunda daha pürüzsüz görüntüler elde edilmiştir, görüntülenen kraterler sığlaşmış ve sıklığı azalmıştır. Manuel polisaj uygulanan gruplarda, özellikle IPS e.max CAD olan Grup 2'de, manuel polisaj öncesi uygulanan karbit zımparanın düzgün şekilli doğrusal

izlenimleri görüntülenmiştir. Glaze tabakası yüzeye akarak mikro girintileri kapattığından glaze uygulanan gruplarda bu görüntüye rastlanmamıştır. Bu durumun farklı polisaj metotlarından elde edilen değişik pürüzlülük değerlerini açıklayabileceğini düşünmekteyiz. Mine kesitlerinin SEM görüntülerinde mine yüzeyinin karakteristik özelliklerini yansıtır şekilde, profilometre ölçümlerini doğrular homojen dağılımlı çıkıntı alanları gözlenmiştir. Mine kesiti haricinde diğer bütün seramik gruplarında bakteri mikrokolonilerini andıran mikroorganizma kümelerine rastlanmıştır. Fakat bu bakterilerin S. mutans ya da herhangi bir başka bakteri kontamasyonu olduğunu söylemek güçtür.

Güncel CAD/CAM materyallerinde farklı polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğüne ve S. mutans adezyonuna etkisini incelediğimiz çalışmamızda, polisaj yöntemlerinin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı olarak değiştirdiği saptanmıştır. Fakat polisaj yöntemleri arasında bakteriyel adezyon açısından fark tespit edilememiştir. Bu durum bakteriyel adezyonda yalnızca yüzey pürüzlülüğünün değil, materyale özgü serbest yüzey enerjisi, zeta potansiyeli ve yüzey hidrofilitesi gibi fizikokimyasal özelliklerin de etki etmesi ile açıklanabilir [194]. Mikrobiyolojik testler sonucunda IPS e.max CAD ile CEREC Blocs materyallerinin üzerindeki bakteri tutulumunun yüzey bitirme işlemlerinden etkilendiği görülmüştür. IPS e.max CAD materyalinin manuel polisaj uygulanan örnekleri istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az bakteri adezyonu gösterirken, CEREC Blocs materyalinde glaze uygulanan örneklerde istatistiksel olarak daha düşük adezyon değerlerine rastlanmıştır ($p < 0,05$). Bu durum yüzey bitirme işlemlerinin materyalin serbest yüzey enerjisi, hidrofilitesi gibi fizikokimyasal özelliklerini değiştirebileceğini düşündürmektedir. Çalışmamızın bir limitasyonu olarak polisaj metotlarının materyallerin fizikokimyasal özellikleri üzerindeki etkisi incelenmemiştir. İleri dönem çalışmalarda geniş çaplı yüzey analizlerinin yapıldığı araştırmalara ihtiyaç vardır.

Bakterilerin in-vitro ortamdaki adezyon sonuçları ile in-vivo ortam birbirinden farklıdır. Tükürük bileşimi kişiden kişiye değişebildiği gibi ağzın farklı bölgelerinde de değişkenlik gösterebilir. Öğünler sırasındaki pH dalgalanması, çiğneme ve oral hijyen sırasında artan tükürük akışı bakteri adezyonunu ve biyofilm gelişimini etkileyebilir [176]. Bu nedenle sonuçlarımızın destekleneceği ileri klinik çalışmalar gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu in-vitro çalışmada farklı yüzey bitirme işlemleri uygulanan güncel CAD/CAM materyallerinde *S. mutans* adezyonunun incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın limitasyonları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- Glaze işlemi uygulanan bütün seramik gruplarında, manuel polisaj uygulanan gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede pürüzsüz yüzeyler saptanmıştır ($p<0,05$).
- Mine yüzeylerinin manuel polisaj ve glaze işlemi uygulanan seramik gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede pürüzlü olduğu saptanmıştır ($p<0,05$).
- Glaze işlemi uygulanan CEREC Blocs ile manuel polisaj işlemi uygulanan IPS e.max CAD üzerinde diğer seramik materyal gruplarına göre istatistiksel olarak daha az bakteri tutulumu gözlenmiştir ($p<0,05$).
- Mine yüzeylerinin genel olarak seramik örneklerden daha pürüzlü olmasına rağmen bakteri adezyonunun daha az olduğu saptanmıştır.
- *S. mutans* adezyonu için materyallerin yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunamamıştır ($p>0,05$).
- Seramik yüzeylerine bakteriyel adezyonun değerlendirilmesinde yüzey pürüzlülüğü ile beraber yüzey enerjisi, hidrofilite ve elektronegativite gibi fizikokimyasal özelliklerin göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S. ve Spiekermann, H. (2004). Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*, 7(1), 25-45.
2. Mormann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 7-13.
3. Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *J Am Dent Assoc*, 132(9), 1301-1303.
4. Şener, I., Türker, B. (2009). Kimyasal yapılarına göre tam seramik restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 19(1), 61-67.
5. Teughels W, V. A. N., Sliepen I, Quirynen M. (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res*, 17(2), 68-81.
6. Bremer, F., Grade, S., Kohorst, P. ve Stiesch, M. (2011). In vivo biofilm formation on different dental ceramics. *Quintessence Int*, 42(7), 565-574.
7. Erdem, A. P., Dosdoğru, E.Y., Sepet, E., Aytepe, Z. (2014). Restoratif materyallerin dental biyofilm üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 24(8), 89-97.
8. Türkmen, B. (2016). Dental Plak Oluşumundan Sorumlu Mikroorganizmalar ve Bunların Tüketilen Gıdalarla İlişkisi. *Nevşehir Bilim ve Teknoloji Dergisi TARGİD Özel Sayı*, 51-61.
9. Türkcan, İ., Nalbant, D. (2015). Dental protetik materyallere mikroorganizma tutulumu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 25(10), 125-134.
10. Duret, F., Blouin, J. L. ve Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 117(6), 715-720.
11. Liu, P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 26(7), 507-508, 510, 512 passim; quiz 517, 527.
12. **Mormann, W. H., Brandestini, M.** (2006). *The fundamental inventive principles of CEREC CAD/CAM*. W.H. Mormann, editör. London: Quintessence. 1-8 s.
13. Strub, J. R., Rekow, E. D. ve Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9), 1289-1296.
14. Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28(1), 44-56.

15. Mormann, W. H., Brandestini, M., Lutz, F. ve Barbakow, F. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*, 20(5), 329-339.
16. Giordano, R. (2006). Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 14-21.
17. Mou, S. H., Chai, T., Wang, J. S. ve Shiau, Y. Y. (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent*, 87(3), 248-255.
18. Siervo, S., Pampalone, A., Valenti, G., Bandettini, B. ve Siervo, R. (1992). Porcelain CAD-CAM veneers. Some new uses explored. *J Am Dent Assoc*, 123(4), 63-67.
19. Mehl, A. ve Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2(1), 9-35.
20. Beuer, F., Stimmelmayer, M., Gernet, W., Edelhoff, D., Guh, J. F. ve Naumann, M. (2010). Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int*, 41(8), 631-637.
21. Mormann, W. H. ve Bindl, A. (1996). The new creativity in ceramic restorations: dental CAD-CIM. *Quintessence Int*, 27(12), 821-828.
22. Heymann, H. O., Bayne, S. C., Sturdevant, J. R., Wilder, A. D., Jr. ve Roberson, T. M. (1996). The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc*, 127(8), 1171-1181.
23. Otto, T. ve De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 15(2), 122-128.
24. Bindl, A. ve Mormann, W. H. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*, 15(5), 451-456.
25. Mormann, W. H. ve Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 46(2), 405-426.
26. **Nicolas Jedynekiewicz, N. M.** (1993). *CAD-CAM in Restorative Dentistry: The Cerec Method*. 3rd edition ed: Liverpool University Press. 36 s.
27. **Dentsply Sirona CAD/CAM for dental practices.** (2018). <https://www.dentsplysirona.com/en/products/cad-cam/dental-practice/scan-with-cerec.html>
28. Ender, A., Zimmermann, M. ve Mehl, A. (2019). Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. *Int J Comput Dent*, 22(1), 11-19.
29. Dentsply. **Sirona Primescan.** (2018). Ekim 2019, <https://lp.dentsplysirona.com/en/primescan.html>
30. Dentsply. **Sirona.** (2018). Ekim 2019, [https://www.dentsplysirona.com/en-ap/explore/cerec/primescan.html](https://www.dentsplysirona.com/en/ap/explore/cerec/primescan.html)

31. Plourde J, H. M., Fox L, Hill TJ, Finkelman M, Kugel G. (2011). Marginal and internal fit of E4D CAD/CAM all-ceramic crowns. *Journal of Dental Research*.
32. Vidya, K. S., Bharath, P. M. (2015). Computer-aided design/computer-aided manufacturing in dentistry – Future is present. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 5(2), 60-64.
33. Pfeiffer, J. (1999). Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II). *Int J Comput Dent*, 2(1), 65-72.
34. Nathanson, D., Riis, D. N., Cataldo, G. L. ve Ashayeri, N. (1994). CAD-CAM ceramic inlays and onlays: using an indirect technique. *J Am Dent Assoc*, 125(4), 421-427.
35. Liu, P. R. ve Essig, M. E. (2008). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 29(8), 482-488.
36. **DSJ Dental Solutions Jade Technology**. (2008). Mayıs 2017, <https://www.dsj-dental-solutions.eu/Home-page-english/Technology/i-CONdent/>
37. Sim, C. ve Ibbetson, R. (1993). Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont*, 6(1), 36-42.
38. Von Schroeter, P., Jurgensen, B. ve Zollner, M. (2004). Cercon move--a navigation aid for dental CAD applications. *Int J Comput Dent*, 7(4), 371-377.
39. Lothar. V. (2001). Cercon the all ceramic CAM system by Degussa Dental. *Quintessence Int*, 52(4), 811.
40. Dentsply. **Sirona Cercon CAD/CAM Technology**. (2017). Haziran 2018, <http://www.dentsply.com.au/www/770/files/labcatalogue.pdf>
41. Dentsply. **Cercon Eye Brochure**. (2017). Haziran 2018, <http://www.dentsplystore.com.au/secure/downloadfile.asp?fileid=1019066>
42. Everest. **The Everest Collection 2018**. (2018). <https://www.everest.co.uk/brochure/>
43. **Everest CAD/CAM-System**. 2018, <http://www.kavo-cadcam.com/News.aspx>
44. **Kavo- Everest Instructions for use**. (2010). www.kavo-everest.com,
45. Piwowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H. C. ve Kuretzky, T. (2005). A clinical report and overview of scientific studies and clinical procedures conducted on the 3M ESPE Lava All-Ceramic System. *J Prosthodont*, 14(1), 39-45.
46. Piwowarczyk, A., Lauer, H. C. ve Sorensen, J. A. (2005). The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. *Oper Dent*, 30(3), 382-388.
47. **3M™ Dental Professionals**. (2018). Mayıs 2018, <http://www.lava-elite.com/products.shtml>
48. Oden, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I. ve Magnusson, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80(4), 450-456.
49. Ottl, P., Piwowarczyk, A., Lauer, H. C. ve Hegenbarth, E. A. (2000). The Procera AllCeram system. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 20(2), 151-161.

50. Denissen, H., Dozic, A., van der Zel, J. ve van Waas, M. (2000). Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*, 84(5), 506-513.
51. Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 702-709.
52. Fasbinder, D. J. (2012). Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent*, 33(1), 50-58.
53. Bindl, A., Luthy, H. ve Mormann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*, 22(1), 29-36.
54. Seghi, R. R. ve Sorensen, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*, 8(3), 239-246.
55. Reich, S. ve Hornberger, H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 88(1), 44-49.
56. **Van Noort, R.** (2002). *Introduction to Dental Materials*. Mosby Inc. Company.
57. Dentsply. **Sirona CEREC Blocs.** (2018). Haziran, 2018, <https://www.dentsplysirona.com/content/dam/flagship/en-us/products/cad-cam/cad-cam-for-laboratories/inlab-materials-downloads/CEREC-Block-Instructions.pdf>
58. VitaZahnfabrik. **VITABLOCS® Mark II.** Haziran, 2018, <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITABLOCS-Mark-II-25030,27568.html>
59. Charlton, D. G., Roberts, H. W. ve Tiba, A. (2008). Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int*, 39(7), 573-579.
60. Albakry, M., Guazzato, M. ve Swain, M. V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*, 89(4), 374-380.
61. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. ve Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 88(1), 4-9.
62. Fradeani, M. ve Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33(7), 503-510.
63. Miyazaki, T. ve Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 97-106.
64. Reich, S. ve Schierz, O. (2013). Chair-side generated posterior lithium disilicate crowns after 4 years. *Clin Oral Investig*, 17(7), 1765-1772.
65. Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G. ve Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 23(5), 434-442.

66. Kern, M., Sasse, M. ve Wolfart, S. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc*, 143(3), 234-240.
67. Kurbad, A. ve Reichel, K. (2005). CAD/CAM-manufactured restorations made of lithium disilicate glass ceramics. *Int J Comput Dent*, 8(4), 337-348.
68. Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. ve Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*, 141 Suppl 2, 10S-14S.
69. Ritter, R. G. (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*, 22(5), 332-341.
70. Ivoclar. **Vivadent IPS e.max CAD.** Mayıs, 2018, <https://www.ivoclarvivadent.us/explore/ips-emax-cad>
71. Ozcan, M. (2003). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil*, 30(2), 194-203.
72. Elsaka, S. E. ve Elnaghy, A. M. (2016). Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*, 32(7), 908-914.
73. Sannino, G., Germano, F., Arcuri, L., Bigelli, E., Arcuri, C. ve Barlattani, A. (2014). CEREC CAD/CAM Chairside System. *Oral Implantol (Rome)*, 7(3), 57-70.
74. **Dentsply Celtra Duo Brochure for the dental laboratory.** 2018, [https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Restorative/Indirect Restoration/Ceramics/CAD CAM Ceramics/CELTRA DUO/BRO Celtra Duo EN 2 017 08.pdf](https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Restorative/Indirect%20Restoration/Ceramics/CAD%20CAM%20Ceramics/CELTRA%20DUO/BRO%20Celtra%20Duo%20EN%20017%2008.pdf)
75. VitaZahnfabrik. **VITA SUPRINITY® PC Glass Ceramic Revolutionized.** 2018, <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-SUPRINITY-PC-44049.html>
76. Ardlin, B. I. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 18(8), 590-595.
77. Kohorst, P., Brinkmann, H., Li, J., Borchers, L. ve Stiesch, M. (2009). Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci*, 117(3), 319-325.
78. Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*, 204(9), 505-511.
79. Denry, I. ve Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3), 299-307.
80. Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. ve Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, 57(4), 236-261.
81. Zimmermann, M., Mehl, A. ve Reich, S. (2013). New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent*, 16(2), 173-181.

82. Vult von Steyern, P., Carlson, P. ve Nilner, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*, 32(3), 180-187.
83. Sorrentino, R., Triulzio, C., Tricarico, M. G., Bonadeo, G., Gherlone, E. F. ve Ferrari, M. (2016). In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness. *J Mech Behav Biomed Mater*, 61, 328-333.
84. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P. ve Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20(5), 449-456.
85. Della Bona, A., Donassollo, T. A., Demarco, F. F., Barrett, A. A. ve Mecholsky, J. J., Jr. (2007). Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dent Mater*, 23(6), 769-775.
86. Probst, L. ve Diehl, J. (1992). Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int*, 23(1), 25-31.
87. McLaren, E. A. ve White, S. N. (2000). Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*, 83(2), 216-222.
88. Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I. ve Johnston, W. M. (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent*, 115(1), 71-75.
89. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 92(6), 557-562.
90. Della Bona, A., Corazza, P. H. ve Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, 30(5), 564-569.
91. Dirxen, C., Blunck, U. ve Preissner, S. (2013). Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J*, 7, 118-122.
92. Awada, A. ve Nathanson, D. (2015). Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*, 114(4), 587-593.
93. VitaZahnfabrik. **Vita Enamic Product information.** Haziran, 2018, <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970.html>
94. GC. **Cerasmart Block: Technical Product Profile.** Temmuz, 2018, <https://www.gceurope.com/products/cerasmart/>
95. VitaZahnfabrik. **Vita Enamic®.** Mayıs, 2018, <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-ENAMIC-24970,27568.html>
96. GC. **CERASMART Force absorbing hybrid ceramic CAD/CAM Block.** Temmuz, 2018, <https://www.gceurope.com/products/cerasmart/>
97. 3M.Espe. **3M Paradigm MZ100 Technical Product Profile.** Temmuz, 2018, <http://multimedia.3m.com/mws/media/775960/paradigmmtm-mz100-block-for-cerecr-technical-product-profile.pdf>

98. Lauvahutanon, S., Takahashi, H., Shiozawa, M., Iwasaki, N., Asakawa, Y., Oki, M., ve ark. (2014). Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J*, 33(5), 705-710.
99. Holand, W., Schweiger, M., Frank, M. ve Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*, 53(4), 297-303.
100. Shembish, F. A., Tong, H., Kaizer, M., Janal, M. N., Thompson, V. P., Opdam, N. J., ve ark. (2016). Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dent Mater*, 32(4), 499-509.
101. Chen, C., Trindade, F. Z., de Jager, N., Kleverlaan, C. J. ve Feilzer, A. J. (2014). The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, 30(9), 954-962.
102. **Lava Ultimate CAD/CAM restorativetechnical product profile.** 2018, <http://multimedia.3m.com/mws/media/747392O/lava-ultimate-restorative-instructions-for-use-english.pdf>
103. 3M.Espe. **Paradigm™ MZ100 Blocks for CEREC®.** Temmuz, 2018, https://www.3m.com/3M/en_US/company-us/all-3m-products/~paradigm-mz100-cerec-Paradigm-MZ100-Blocks-for-CEREC-/?N=5002385+3294768953&rt=rud
104. 3M.Espe. **Lava™ Ultimate Restorative for CEREC®.** Temmuz, 2018, https://www.3m.com/3M/en_US/company-us/all-3m-products/~lava-ultimate-cerec-Lava-Ultimate-Restorative-for-CEREC/?N=5002385+3294768924&rt=rud
105. VitaZahnfabrik. **VITA CAD-Temp® Product information.** Temmuz, 2018, <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-CAD-Temp-multiColor-25330,27568.html>
106. IvoclarVivadent. **Telio CAD Brochure.** Temmuz, 2018, <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/temporary-materials/telio-product-system/telio-cad>
107. IvoclarVivadent. **CAD-CAM Block Overview for CEREC.** Temmuz, 2018, <http://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/products/temporary-materials/telio-product-system/telio-cad>
108. Boeckler, A. F., Lee, H., Stadler, A. ve Setz, J. M. (2009). Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up. *J Prosthet Dent*, 102(5), 290-297.
109. Ural, C. (2011). Diş hekimliği pratiğinde tamamı seramik ve Cad/Cam uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, (86), 27-38.
110. Bourauel, C., Fries, T., Drescher, D. ve Plietsch, R. (1998). Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod*, 20(1), 79-92.
111. Kurt, M., Bal, BT. (2017). Farklı yüzey işlemleri ve hızlandırılmış yapay yaşlandırmanın monolitik seramik sistemlerin yüzey pürüzlülüğü ve topografisi üzerine etkileri. *Selcuk Dental Journal*, 4, 68-76.

112. Nergiz, I., Schmage, P., Herrmann, W. ve Ozcan, M. (2004). Effect of alloy type and surface conditioning on roughness and bond strength of metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125(1), 42-50.
113. Aravind, P., Razak, P. A., Francis, P. G., Issac, J. K., Shanoj, R. P. ve Sasikumar, T. P. (2013). Comparative evaluation of the efficiency of four ceramic finishing systems. *J Int Oral Health*, 5(5), 59-64.
114. Martinez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J. ve Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont*, 16(1), 74-77.
115. Jung, M., Wehlen, O. ve Klimek, J. (2004). Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Oper Dent*, 29(2), 131-141.
116. Binnig, G., Quate, C. F. ve Gerber, C. (1986). Atomic force microscope. *Phys Rev Lett*, 56(9), 930-933.
117. **Yao, N., Wang, Z.L.** (2005). *Handbook of Microscopy for Nanotechnology*. USA: Kluwer Academic Publishers.
118. Kreplak, L., Richter, K., Aebi, U. ve Herrmann, H. (2008). Electron microscopy of intermediate filaments: teaming up with atomic force and confocal laser scanning microscopy. *Methods Cell Biol*, 88, 273-297.
119. Lendenmann, U., Grogan, J. ve Oppenheim, F. G. (2000). Saliva and dental pellicle--a review. *Adv Dent Res*, 14, 22-28.
120. **Newman MG, T. H., Carranza FA.** (2006). *Carranza's clinical periodontology*. 10 ed: Philadelphia: Saunders.
121. Carlen, A., Borjesson, A. C., Nikdel, K. ve Olsson, J. (1998). Composition of pellicles formed in vivo on tooth surfaces in different parts of the dentition, and in vitro on hydroxyapatite. *Caries Res*, 32(6), 447-455.
122. Busscher, H. J., Rinastiti, M., Siswomihardjo, W. ve van der Mei, H. C. (2010). Biofilm formation on dental restorative and implant materials. *J Dent Res*, 89(7), 657-665.
123. Hannig, M. ve Joiner, A. (2006). The structure, function and properties of the acquired pellicle. *Monogr Oral Sci*, 19, 29-64.
124. Ten Cate, J. M. (2006). Biofilms, a new approach to the microbiology of dental plaque. *Odontology*, 94(1), 1-9.
125. Marsh, P. D. (2004). Dental plaque as a microbial biofilm. *Caries Res*, 38(3), 204-211.
126. Scheie, A. A. (1994). Mechanisms of dental plaque formation. *Adv Dent Res*, 8(2), 246-253.
127. Thomas, J. G. ve Nakaishi, L. A. (2006). Managing the complexity of a dynamic biofilm. *J Am Dent Assoc*, 137 Suppl, 10S-15S.
128. **Sanz M, N. M., Nisengard R.** (1990). *Glickman's clinical periodontology*. 7 ed: Philadelphia: Saunders.

129. Steinberg, D., Mor, C., Dogan, H., Zacks, B. ve Rotstein, I. (1999). Effect of salivary biofilm on the adherence of oral bacteria to bleached and non-bleached restorative material. *Dent Mater*, 15(1), 14-20.
130. Rudney, J. D. (2000). Saliva and dental plaque. *Adv Dent Res*, 14, 29-39.
131. Shahal, Y., Steinberg, D., Hirschfeld, Z., Bronshteyn, M. ve Kopolovic, K. (1998). In vitro bacterial adherence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*, 25(1), 52-58.
132. Carlen, A., Nikdel, K., Wennerberg, A., Holmberg, K. ve Olsson, J. (2001). Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*, 22(5), 481-487.
133. Auschill, T. M., Arweiler, N. B., Brex, M., Reich, E., Sculean, A. ve Netuschil, L. (2002). The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *Eur J Oral Sci*, 110(1), 48-53.
134. Dezelic, T., Guggenheim, B. ve Schmidlin, P. R. (2009). Multi-species biofilm formation on dental materials and an adhesive patch. *Oral Health Prev Dent*, 7(1), 47-53.
135. Pereira-Cenci, T., Cenci, M. S., Fedorowicz, Z. ve Marchesan, M. A. (2014). Antibacterial agents in composite restorations for the prevention of dental caries. *Cochrane Database Systematic Reviews*, (3), 78-89.
136. Teughels, W., Van Assche, N., Sliepen, I., Quirynen, M., (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res*, 17 Suppl 2, 68-81.
137. Imazato, S. (2009). Bio-active restorative materials with antibacterial effects: new dimension of innovation in restorative dentistry. *Dent Mater J*, 28(1), 11-19.
138. Bowden, G. H. ve Li, Y. H. (1997). Nutritional influences on biofilm development. *Adv Dent Res*, 11(1), 81-99.
139. Paes Leme, A. F., Koo, H., Bellato, C. M., Bedi, G. ve Cury, J. A. (2006). The role of sucrose in cariogenic dental biofilm formation--new insight. *J Dent Res*, 85(10), 878-887.
140. Katsikogianni, M. ve Missirlis, Y. F. (2004). Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterials and of techniques used in estimating bacteria-material interactions. *Eur Cell Mater*, 8, 37-57.
141. Yuehuei, H., Friedman, R. (1997). Laboratory methods for studies of bacterial adhesion. *Journal of Microbiological Methods*, (30), 141-152.
142. Allison, D. G., Sutherland, I.W. (1984). A staining technique for attached bacteria and its correlation to extracellular carbohydrate production. *The Journal of Microbiological Methods*, 2(93-99).
143. Puchkov, E. (2016). Image Analysis in Microbiology: A Review. *Journal of Computer and Communications*, 4, 8-32.

144. Puchkov, E. O. (2015). [Computerized optical image analysis as a tool for microbiological studies (review)]. *Prikl Biokhim Mikrobiol*, 51(2), 275-280.
145. Stellmach, J. ve Severin, E. (1987). A fluorescent redox dye. Influence of several substrates and electron carriers on the tetrazolium salt-formazan reaction of Ehrlich ascites tumour cells. *Histochem J*, 19(1), 21-26.
146. Beighton, D. (2005). The complex oral microflora of high-risk individuals and groups and its role in the caries process. *Community Dent Oral Epidemiol*, 33(4), 248-255.
147. Geddes, D. A. (1975). Acids produced by human dental plaque metabolism in situ. *Caries Res*, 9(2), 98-109.
148. Zhu, L., Kreth, J., Cross, S. E., Gimzewski, J. K., Shi, W. ve Qi, F. (2006). Functional characterization of cell-wall-associated protein WapA in *Streptococcus mutans*. *Microbiology*, 152(Pt 8), 2395-2404.
149. Pink, R., Simek, J., Vondrakova, J., Faber, E., Michl, P., Pazdera, J., ve ark. (2009). Saliva as a diagnostic medium. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, 153(2), 103-110.
150. Edgar, W. M. (1992). Saliva: its secretion, composition and functions. *Br Dent J*, 172(8), 305-312.
151. Pytko-Polonczyk, J., Jakubik, A., Przeklasa-Bierowiec, A. ve Muszynska, B. (2017). Artificial saliva and its use in biological experiments. *Journal of Physiology and Pharmacology*, 68(6), 807-813.
152. Gal, J. Y., Fovet, Y. ve Adib-Yadzi, M. (2001). About a synthetic saliva for in vitro studies. *Talanta*, 53(6), 1103-1115.
153. Yin, R., Jang, Y. S., Lee, M. H. ve Bae, T. S. (2019). Comparative Evaluation of Mechanical Properties and Wear Ability of Five CAD/CAM Dental Blocks. *Materials (Basel)*, 12(14).
154. Fasbinder, D. J. ve Neiva, G. F. (2016). Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. *J Esthet Restor Dent*, 28(1), 56-66.
155. Anusavice, K. J., Kakar, K. ve Ferree, N. (2007). Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*, 18 Suppl 3, 218-231.
156. Ozgunaltay, G., Yazici, A. R. ve Gorucu, J. (2003). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil*, 30(2), 218-224.
157. Kawai, K. ve Urano, M. (2001). Adherence of plaque components to different restorative materials. *Oper Dent*, 26(4), 396-400.
158. Değirmenci, K., Büyükdere, A. (2016). Evaluation of the Surface Roughness and Translucency For All Ceramics by in Vitro Testing Methods: Review. *Journal of International Dental Sciences*, 1, 13-18.

159. Sarac, D., Sarac, Y. S., Yuzbasioglu, E. ve Bal, S. (2006). The effects of porcelain polishing systems on the color and surface texture of feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent*, 96(2), 122-128.
160. Anmol, C. ve Soni, S. (2014). Effect of two different finishing systems on surface roughness of feldspathic and fluorapatite porcelains in ceramo-metal restorations: Comparative in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent*, 4(1), 22-28.
161. Forssten, S. D., Bjorklund, M. ve Ouwehand, A. C. (2010). Streptococcus mutans, caries and simulation models. *Nutrients*, 2(3), 290-298.
162. Jalalian, E., Sarzaem, F., Pourchafjiri, M. K. (2017). Adhesion of Streptococcus mutans on glazed IPS e.max press, glazed feldspathic and dental enamel. *Bioscience Biotechnology Research Communications*, 10(3).
163. Dutra, D., Pereira, G., Kantorski, K. Z., Valandro, L. F. ve Zanatta, F. B. (2018). Does Finishing and Polishing of Restorative Materials Affect Bacterial Adhesion and Biofilm Formation? A Systematic Review. *Oper Dent*, 43(1), 37-52.
164. Auschill, T. M., Hellwig, E., Sculean, A., Hein, N. ve Arweiler, N. B. (2004). Impact of the intraoral location on the rate of biofilm growth. *Clin Oral Investig*, 8(2), 97-101.
165. Buonocore, M. G., Matsui, A. ve Gwinnett, A. J. (1968). Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*, 13(1), 61-70.
166. Marsh, P. D. (2003). Are dental diseases examples of ecological catastrophes? *Microbiology*, 149(Pt 2), 279-294.
167. Kohn, W. G., Collins, A. S., Cleveland, J. L., Harte, J. A., Eklund, K. J., Malvitz, D. M., ve ark. (2003). Guidelines for infection control in dental health-care settings--2003. *MMWR Recomm Rep*, 52(RR-17), 1-61.
168. Alhabdan, A. A., El-Hejazi, A. . (2015). Comparison of Surface Roughness of Ceramics after Polishing with Different Intraoral Polishing Systems using Profilometer and SEM. *Journal of Dental Health, Oral Disorders & Therapy*, 2(3).
169. Taylor, R., Maryan, C. ve Verran, J. (1998). Retention of oral microorganisms on cobalt-chromium alloy and dental acrylic resin with different surface finishes. *J Prosthet Dent*, 80(5), 592-597.
170. Sarac, D., Sarac, Y. S., Kulunk, S., Ural, C. ve Kulunk, T. (2006). The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent*, 96(1), 33-40.
171. Sasahara, R. M., Ribeiro Fda, C., Cesar, P. F. ve Yoshimura, H. N. (2006). Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Oper Dent*, 31(5), 577-583.
172. Sarikaya, I. ve Guler, A. U. (2010). Effects of different polishing techniques on the surface roughness of dental porcelains. *J Appl Oral Sci*, 18(1), 10-16.
173. Rosentritt, M., Behr, M., Burgers, R., Feilzer, A. J. ve Hahnel, S. (2009). In vitro adherence of oral streptococci to zirconia core and veneering glass-ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 91(1), 257-263.

174. Hauser-Gerspach, I., Kulik, E. M., Weiger, R., Decker, E. M., Von Ohle, C. ve Meyer, J. (2007). Adhesion of *Streptococcus sanguinis* to dental implant and restorative materials in vitro. *Dent Mater J*, 26(3), 361-366.
175. Andrysewicz, E., Mystkowska, J., Kolmas, J., Jalbrzykowski, M., Olchowik, R. ve Dabrowski, J. R. (2012). Influence of artificial saliva compositions on tribological characteristics of Ti-6Al-4V implant alloy. *Acta Bioeng Biomech*, 14(4), 71-79.
176. Vo, D. T., Arola, D., Romberg, E., Driscoll, C. F., Jabra-Rizk, M. A. ve Masri, R. (2015). Adherence of *Streptococcus mutans* on lithium disilicate porcelain specimens. *J Prosthet Dent*, 114(5), 696-701.
177. Jalalian, E., Mofrad, G.H., Rahbar, M., Mohseni, A., Mohebbi, M. (2015). In Vitro Adhesion of *Streptococcus Mutans* to Polished IPS e.max and Feldspathic Porcelain. *Journal of Islamic Dental Association of IRAN*, 27(4).
178. Vichi, A., Fonzar, R. F., Goracci, C., Carrabba, M. ve Ferrari, M. (2018). Effect of Finishing and Polishing on Roughness and Gloss of Lithium Disilicate and Lithium Silicate Zirconia Reinforced Glass Ceramic for CAD/CAM Systems. *Oper Dent*, 43(1), 90-100.
179. Özdoğan A., U. H., Bayındır F., Duymuş Z. (2014). İki Farklı Cila Yönteminin Porselenin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisinin Değerlendirilmesi. *Ankara Univ Hekim Fak Derg*, 24(2).
180. Kang, D., Choi, H., You, Y., Kim, J., Park, Y., Moon, H. (2016). Effect of polishing method on surface roughness and bacterial adhesion of zirconia-porcelain veneer. *Ceramics International*, 43(7).
181. Dawood, L. (2016). Effect Of Different Finishing Techniques On Surface Roughness And Biofilm Formation Of Two New Ceramic Materials *Egyptian Dental Journal* 62(3).
182. Al-Marzok, M. I. ve Al-Azzawi, H. J. (2009). The effect of the surface roughness of porcelain on the adhesion of oral *Streptococcus mutans*. *J Contemp Dent Pract*, 10(6), E017-024.
183. Dobrzynski, M., Pajczkowska, M., Nowicka, J., Jaworski, A., Kosior, P., Szymonowicz, M., ve ark. (2019). Study of Surface Structure Changes for Selected Ceramics Used in the CAD/CAM System on the Degree of Microbial Colonization, In Vitro Tests. *Biomed Res Int*, 2019, 9130806.
184. Dal Piva, A., Contreras, L., Ribeiro, F. C., Anami, L. C., Camargo, S., Jorge, A., ve ark. (2018). Monolithic Ceramics: Effect of Finishing Techniques on Surface Properties, Bacterial Adhesion and Cell Viability. *Oper Dent*, 43(3), 315-325.
185. Şen, N., Özcan, E. (2019). Güncel Tam Seramik Sistemlerde Yüzey Topografisi ve Bakteri Adezyonunun İncelenmesi. *Turkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences*.
186. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M. ve Vanherle, G. (1991). The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res*, 70(9), 1299-1305.

187. Bollen, C. M., Papaioanno, W., Van Eldere, J., Schepers, E., Quirynen, M. ve van Steenberghe, D. (1996). The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res*, 7(3), 201-211.
188. Bayrak, G. D., Sandalli, N., Selvi-Kuvvetli, S., Topcuoglu, N. ve Kulekci, G. (2017). Effect of two different polishing systems on fluoride release, surface roughness and bacterial adhesion of newly developed restorative materials. *J Esthet Restor Dent*, 29(6), 424-434.
189. Poggio, C., Arciola, C. R., Rosti, F., Scribante, A., Saino, E. ve Visai, L. (2009). Adhesion of *Streptococcus mutans* to different restorative materials. *Int J Artif Organs*, 32(9), 671-677.
190. Olsson, J., van der Heijde, Y. ve Holmberg, K. (1992). Plaque formation in vivo and bacterial attachment in vitro on permanently hydrophobic and hydrophilic surfaces. *Caries Res*, 26(6), 428-433.
191. Zhang, X., Zhang, Q., Yan, T., Jiang, Z., Zhang, X. ve Zuo, Y. Y. (2015). Quantitatively predicting bacterial adhesion using surface free energy determined with a spectrophotometric method. *Environ Sci Technol*, 49(10), 6164-6171.
192. Park, B. J. ve Abu-Lail, N. I. (2011). The role of the pH conditions of growth on the bioadhesion of individual and lawns of pathogenic *Listeria monocytogenes* cells. *J Colloid Interface Sci*, 358(2), 611-620.
193. Eick, S., Glockmann, E., Brandl, B. ve Pfister, W. (2004). Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *J Oral Rehabil*, 31(3), 278-285.
194. Konradsson, K., Claesson, R. ve van Dijken, J. W. (2006). *Mutans streptococci* and *lactobacilli* in plaque on a leucite-reinforced dental ceramic and on a calcium aluminate cement. *Clin Oral Investig*, 10(3), 175-180.

8. ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Nazlı Hilal GÜVENER

Doğum Tarihi ve Yeri : 01.01.1988 İstanbul

E-posta : hilal_gulal@hotmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2011, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Dis Hekimliği Fakültesi
- **Lise** : 2006, Hüseyin Avni Sözen Anadolu Lisesi
- **İlköğretim** : 2002, Reşat Nuri Güntekin İlköğretim Okulu