



T.C.

**SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ GEÇİCİ KURON
KÖPRÜ MATERYALLERİNİN SİTOTOKSİSİTE VE ANTİMİKROBİYAL
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

**DT. FATMA YAŞAR
UZMANLIK TEZİ**

SİVAS

2023



T.C.

**SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ GEÇİCİ KURON
KÖPRÜ MATERYALLERİNİN SİTOTOKSİSİTE VE ANTİMİKROBİYAL
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ
DT. FATMA YAŞAR**

**DANIŞMAN ÖĞTETİM ÜYESİ
PROF. DR. GİRAY BOLAYIR**

**SİVAS
2023**

ONAY SAYFASI

‘Farklı Yüzey İşlemleri Uygulanmış Geçici Kuron Köprü Materyallerinin Sitotoksikite ve Antimikrobiyal Özelliklerinin İncelenmesi’ adlı **Uzmanlık** Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Protetik Diş Tedavisi** Ana Bilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

AD-SOYAD

İMZA

Başkan

Prof. Dr Giray BOLAYIR

Üye

Doç. Dr. Ayşegül GÖZE SAYGIN

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Evrem GÜLNAHAR

ONAY

Bu tez, 25/05/2023 tarih ve 16 sayılı Yönetim Kurulu Kararı ile belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANI

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 2023 tarihli ve 2/9 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Bu tez çalışması DİŞ-292 numaralı proje kapsamında Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı (CUBAP) tarafından desteklenerek yapılmıştır.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında destek ve yardımlarını esirgemeyen hem bilgisini hem de tecrübelerini tüm içtenliğiyle paylaşan değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Giray BOLAYIR'a,

Uzmanlık eğitimim süresince mesleki tecrübelerinden yararlandığım Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri'ne,

Tezimin deney aşamasında bilgi ve tecrübeleriyle bana destek olan Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Eczacılık Fakültesi hocalarım Doç. Dr. Ceylan HEPOKUR ve Dr. Öğr. Üyesi Tutku TUNÇ'a; tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Dr. Öğr. Üyesi Ziyet ÇINAR'a,

Her zaman maddi, manevi yanımda olan ve bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan aileme; hep yanımda hissettiğim, insanın kalbine dokunan çok sevgili arkadaşlarım Ayşenur YAZIM, Ceren KILINÇARSLAN, Şeyma KÖLE ve Esra Nur AKGÜL'e,

Teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Fatma YAŞAR

SİVAS 2023

ÖZET

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ UYGULANMIŞ GEÇİCİ KURON KÖPRÜ MATERYALLERİNİN SİTOTOKSİSİTE VE ANTİMİKROBİYAL ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

DT. FATMA YAŞAR

Uzmanlık Tezi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Sivas 2023

Amaç: Bu çalışmanın amacı geçici kuron köprü materyallerine uygulanan yüzey polisaj işlemlerinin; yüzey pürüzlülüğü, bakteri adezyonu ve sitotoksosite parametreleri üzerine etkisinin araştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada Cerasmart ve Ceramill Temp CAD/CAM blokları, 3D Varseo Smile Temp ve konvansiyonel Dentalon Plus kullanıldı. 4 farklı materyal, 3 farklı polisaj işlemi (kontrol, mekanik polisaj, optiglaze) sonucu toplam 24 grup oluşturuldu. Materyallerden 2*5 mm boyutunda 156 örnek elde edildi. Yüzey polisaj işlemleri ardından her gruptan rastgele birer örnek seçilerek toplam 12 örneğe SEM analizi yapıldı. Geri kalan 144 örnekten gruplar (n=6) belirlendi. Yüzey pürüzlülük değerleri mekanik profilometre ile ölçüldü. Sitotoksik ve bakteriyel adezyon testlerin 24 ve 72. Saat değerleri kaydedildi. Çalışmada elde edilen bulguların istatistiksel değerlendirilmesinde SPSS 22.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanıldı.

Bulgular: Çalışmamızın sonucunda optiglaze uygulanan örneklerin, mekanik polisaj işlemi uygulananlara göre daha pürüzsüz alanlar sağladığı görüldü. Tüm materyaller karşılaştırıldığında ortalama pürüzlülük (Ra) değeri en az VSO (0,20) ve CTO (0,20) gruplarında, en çok DPK (2,21) grubundadır. Bakteriyel adezyona ait veriler değerlendirildiğinde *S.Mutans* adezyonu 24. Saatte en düşük VSO, en yüksek DPK grubunda; 72. Saatte en düşük CTO, en yüksek DPK grubundadır. Sitotoksosite

test sonucunda materyallerin hücresel canlılık değerleri (IC50) 24. Saatte en yüksek VSO, en düşük CSK grubunda; 72. Saatte en yüksek DPO, en düşük VSK grubunda görüldü.

Sonuç: Polisaj işlemlerinin yapıldığı gruplarda daha düşük Ra değeri ve bakteriyel adezyon, daha yüksek hücresel canlılık değerleri görüldü. Yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel adezyon arasında pozitif korelasyon görüldü. Çalışmanın tüm verileri incelendiğinde kullanılan materyaller insan fibroblast hücrelerinin azalmasına neden olmasına rağmen deney boyunca ISO standartlarında belirtilen hücre canlılığı oranının (>%70) üzerinde değerler gösterdi.

Anahtar kelimeler: Bakteri Adezyonu, Sitotoksosite, Yüzey Pürüzlülüğü, CAD/CAM, 3D

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE CYTOTOXICITY AND ANTIMICROBIAL PROPERTIES OF TEMPORARY CROWN BRIDGE MATERIALS APPLIED WITH DIFFERENT SURFACE TREATMENTS

DT. FATMA YAŞAR

Master thesis

Prosthetic Dentistry Department

Sivas 2023

Objective: The aim of this study is to investigate the effect of surface polishing processes applied to temporary crown bridge materials on surface roughness, bacterial adhesion and cytotoxicity parameters.

Material and Method: Cerasmart and Ceramill Temp CAD/CAM blocks, 3D Varseo Smile Temp and conventional Dentalon Plus were used in the study. A total of 24 groups were formed as a result of 4 different materials and 3 different surface finishing processes (control, mechanical polishing, optiglaze). A total of 156 samples of 2*5 mm size were obtained from the materials. After the surface polishing processes, a random sample was selected from each group and SEM analysis was performed on a total of 12 samples. Groups (n=6) were determined from the remaining 144 samples. Surface roughness values were measured with a mechanical profilometer. Cytotoxic and bacterial adhesion tests were registered at 24 and 72 hours. In the statistical evaluation of the findings obtained in the study, the SPSS 22.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, USA) was used.

Results: As a result of our study, it was seen that the samples applied with optiglaze provided smoother areas than the ones applied mechanical polishing process. When all materials are compared, the average roughness (Ra) value is at lowest in the VSO (0.20) and CTO (0.20) groups, and the highest in the DPK (2.21) group. When the data of bacterial adhesion were evaluated, *S. Mutans* adhesion was the lowest in the VSO, and the highest in the DPK group in the 24th hour; The lowest in the CTO and

the highest in the DPK group in the 72nd hour. As a result of the cytotoxicity test, cellular viability values (IC50) was the lowest in the CSK, and the highest in the VSO group in the 24th hour; the lowest in the VSK and the highest in the DPO group in the 72nd hour.

Conclusion: Lower Ra value, bacterial adhesion, and higher cellular viability were observed in the groups in which polishing was observed. A positive correlation was observed between surface roughness and bacterial adhesion. When all the data of the study were examined, although the materials used caused a decrease in human fibroblast cells, they showed values above the cell viability rate (>70%) specified in the ISO standards throughout the experiment.

Keywords: Bacterial adhesion, Cytotoxicity, Surface roughness, CAD/CAM, 3D

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

CAD	Bilgisayar Destekli Dizayn (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
PMMA	Poli Metil Metakrilat
PEMA	Polietil Metakrilat
%	Yüzde
°C	Derece Santigrat
Cm	Santrimetre
mm	Milimetre
ml	Mililitre
µm	Mikrometre
nm	Nanometre
UV	Ultraviöle Işını
LT	Düşük Translüsensi (Low Translucency)
HT	Yüksek Translüsensi (High Translucency)
ISO	Uluslararası Standartlar Teşkilatı (International Standart Organisation)
Ra	Yüzeyin Ortalama Pürüzlülüğü
Rpm	Devir/Dakika
Rq	Kuadratik Ortalama Pürüzlülük

Rz	Yüzeyden En Yüksek Uçların Ortalamaları
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SS	Standart sapma
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
Gr	Gram
UDMA	Üretan Dimetakrilat
3D	3 Dimension (Üç boyutlu)
MTT	3-(4, 5dimetiltiazol-2)-2, 5- difenil tetrazolyum bromür
Cfu	koloni oluşturan birim (colony forming unit)

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
1.GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Geçici Kuran ve Köprü Restorasyonları.....	3
2.1.1 İdeal Geçici Kuran Köprü Restorasyonların Taşınması Gereken Özellikleri	3
2.1.2 Geçici Kuran Köprü Restorasyonların Sınıflandırması	4
2.2 Geçici restorasyon materyalleri.....	5
2.2.1 Geçici Restorasyon Materyallerinin Polimerizasyon Tiplerine Göre Sınıflandırması:	6
2.2.2 Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan Bazı Materyaller.....	6
2.3 Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri	9
2.3.1 Tarihçe.....	9
2.3.2 Frezeleme Sistemleri Tipleri	10
2.3.3 CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Düzeni	11
2.3.4 Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemlerin Avantajları	13
2.3.5 CAD-CAM sistemlerinin dezavantajları.....	13
2.4 EKLEMELİ ÜRETİM (3D).....	14

2.4.1 Stereolitografi (Stereolithography Apparatus-SLA).....	15
2.4.2 Dijital Işık Yöntemi (Digital Light Processing-DLP).....	16
2.4.3 Polimer Jet Yöntemi (Multijet-Polyjet-MJ).....	17
2.5 Çalışmada Kullanılan Materyaller	18
2.5.1 Cerasmart	19
2.5.2 Ceramill Temp	19
2.5.3 Varseo Smile Temp.....	20
2.5.4 Dentalon Plus	20
2.6 Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri	21
2.7 Bakteriyel Adezyon.....	22
2.7.1 Bakteri Adezyonunda Materyalin Etkisi.....	23
2.7.2 Bakteriyel Adezyonu Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler.....	25
2.8 Biyouyumluluk ve Sitotoksosite	26
2.8.1 Sitotoksosite Testleri.....	27
2.8.2 Sitotoksosite Testlerinin Değerlendirme Teknikleri.....	30
2.8.3 Gerçek Zamanlı Hücre Analizi(xCELLigence).....	33
2.9 Yüzey pürüzlülüğü ölçümü.....	34
2.9.1 Profilometre.....	34
2.9.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	35
2.9.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	35
3.GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1 Çalışma grupları	37
3.2.Örneklerin Hazırlanması	39
3.2.1 Ceramill Temp Örneklerin Hazırlanması.....	40
3.2.2 Varseo Smile Temp Örneklerin Hazırlanması	41
3.2.3 Cerasmart Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.2.4 Dentalon Plus Örneklerin Hazırlanması.....	44
3.3 Yüzey bitirme ve cila işlemlerinin uygulanması.....	45
3.4 Örnek Boyutlarının Kontrolü	48

3.5 Çalışmada Kullanılan Testler	48
3.5.1 Yüzey Pürüzlülük Ölçümü	48
.....	49
3.5.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	49
3.5.3 Bakteriyel Adezyon Testi.....	50
3.5.4 Sitotoksisite Testi	53
3.6 İstatistiksel Yöntem.....	55
4.BULGULAR	56
4.1 Yüzey Pürüzlülük Bulguları.....	56
4.1.1 Yüzey Pürüzlülük SEM Analiz Bulguları.....	58
4.2 Sabit Geçici Dental Materyallerin Antimikrobiyal Değerlendirme Bulguları (cfu/ml).....	62
4.2.1 Antibakteriyel Etkinin Disk Difüzyon Testi Bulguları	66
4.2.2 Bakteriyel Adezyon SEM Analizi Bulguları.....	67
4.3 Sabit Geçici Dental Materyallerin Sitotoksisite Bulguları.....	72
5.TARTIŞMA	79
6.SONUÇ ve ÖNERİLER.....	91
7.KAYNAKLAR	92
8.EKLER.....	112
9.ÖZGEÇMİŞ	114

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. CAD/CAM ve Konvansiyonel Yöntem Evreleri(Palin & Burke, 2005)	11
Şekil 2. SLA Tipi 3D Yazıcı Çalışma Mekanizması (Bhattacharjee, 2016; Ko ve Ark., 2017).	16
Şekil 3. DLP Tipi 3D Yazıcı Çalışma Mekanizması (Bhattacharjee, 2016; Ko ve Ark., 2017).	17
Şekil 4. MJ Tipi 3D Yazıcı Çalışma Mekanizması (Bhattacharjee, 2016; Ko ve Ark., 2017).	18
Şekil 5. Yeni Materyallerin Biyouyumluluk Değerlendirme Prosedürü.....	26
Şekil 6. Gerçek Zamanlı Hücre Analiz Sistemi Bileşenleri(Teng ve Ark.,2013)	34
Şekil 7. Örneklerin Dağılım	38
Şekil 8. 2*5 mm Boyutlarındaki Örneğin STL Görüntüsü	39
Şekil 9. Çalışmada Kullanılan Materyaller	39
Şekil 10. Frezelemede Kullanılan VHF K5 CAD/CAM Cihazı	40
Şekil 11. Ceramill Temp Bloğunun Frezelemeden Önce ve Sonraki Görüntüsü	40
Şekil 12. Varseo Smile Temp Örneklerinin Dijital Tasarım Görüntüsü	41
Şekil 13. 3D Varseo XS Cihazı, Reçine Materyali ve Üretim Sonrası Görüntü.....	41
Şekil 14. Twin Tornado 3D Printed Object Washer Cihazı.....	42
Şekil 15. Çalışmada Kullanılan Ultraviyole (UV) Cihazı.....	42
Şekil 16. Cerasmart Bloklardaki Örneklerin Tasarımı.....	43
Şekil 17. GC Cerasmart Bloğu ve Dentsply Sirona Cerec MCXL CAD/CAM Cihazı	43
Şekil 18. CEREC MCXL CAD/CAM Cihazında Frezeleme İşlemi.....	44
Şekil 19. Otopolimerizan Akrilik Örneklerin Üretiminde Kullanılan Silikon Kalıp	44
Şekil 20. Dentalon Plus Toz ve Likiti, Tesviye Aşaması.....	45
Şekil 21. Mekanik Polisajda NSK ULTIMATE XL Cihazı ve 6.000 Devir Göstergesi	46
Şekil 22. Kullanılan Gc Markasının Optiglaze Color Şişesi.....	46
Şekil 23. Optiglaze Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazı	46

Şekil 24. Optiglaze Uygulanmış Ceramil Temp Örnekler	47
Şekil 25. Mekanik Polisaj Yapılmış Ceramill Temp Örnekler	47
Şekil 26. Mekanik Polisaj Yapılmış Varseo Smile Temp Örnekler.....	47
Şekil 27. Optiglaze Uygulanmış Varseo Smile Temp Örnekler	47
Şekil 28. Mekanik Polisaj Yapılmış Cerasmart Örnekler	47
Şekil 29. Optiglaze Uygulanmış Cerasmart Örnekler.....	47
Şekil 31. Mekanik Polisaj Yapılmış Otopolimerizan Akrilik Örnekler.....	47
Şekil 30. Optiglaze Uygulanmış Otopolimerizan Akrilik Örnekler.....	47
Şekil 32. Örnek Boyutlarının Kontrolü.....	48
Şekil 33. Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinde Kullanılan Mitutoyo SurfTest Cihazı.....	49
Şekil 34. TESCAN MIRA3 SEM Cihazı.....	49
Şekil 35. Altın Kaplanmış Örnekler ve Kullanılan Quorum Q150R ES Cihazı	50
Şekil 36. Mitis Salivarius Agar S.Mutans Koloni Görünümü	51
Şekil 37. Anaerob kavanoz ve ES 120 Nüve inkübatör cihazı	51
Şekil 38. Örneklerle Ait Ra Değer Grafiği.....	57
Şekil 39. Kulzer Dentalon Plus Gruplarına Ait SEM Görüntüleri.....	58
Şekil 40. Bego Varseo Smile Temp Gruplarına Ait SEM Görüntüleri.....	59
Şekil 41. Amman Girrbach Ceramill Temp Gruplarına Ait SEM Görüntüleri.....	60
Şekil 42. GC Cerasmart Gruplarına Ait SEM Görüntüleri	61
Şekil 43. Gruplara Ait 24. Saat Bakteriyel Adezyon Değer Grafiği.....	63
Şekil 44. Gruplara Ait 24 ve 72. Saat Bakteriyel Adezyon Değer Grafiği	66
Şekil 45. Çalışmada Elde Edilen Streptococcus Mutans 20.000kx SEM Görüntüsü	67
Şekil 46. Dentalon Plus Gruplarına Ait SEM Görüntüleri.....	68
Şekil 47. Varseo Smile Temp Gruplarına Ait SEM Görüntüleri	69
Şekil 48. Ceramill Temp Gruplarına Ait SEM Görüntüleri.....	70
Şekil 49. Cerasmart Gruplarına Ait SEM Bulguları	71
Şekil 50. Gruplara Ait 24.ve 72. Saat % Hücresel Canlılık Değer Grafiği.....	76
Şekil 51. Çalışmadan Elde Edilen Xcelligence Diyagramı.....	77
Şekil 52. Sitotoksikite deneyinde kullanılan insan fibroblast hücrelerinin ışık mikroskopunda sırasıyla 20x ve 40x büyütmedeki görüntüsü.....	78

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. CAD/CAM ile Kullanılan Bazı Geçici Restorasyon Materyalleri.....	9
Tablo 2. Ekstratların Sitotoksitelerinin Morfolojik Değişikliklere Göre Derecelendirilmesi (ISO, 2009)	31
Tablo 3. Direkt Temas Testi, Agar Difüzyon Testi ve Filtre Difüzyon Testi İçin Reaksiyon Derecelendirmesi (ISO, 2009).....	32
Tablo 4. Yüzey Pürüzlülük Ra, Standart Sapma ve Ortalamalarına İlişkin İstatistiksel Tanımlayıcılar	56
Tablo 5. Bakteriyel Adezyon Testi 24. Saat cfu/ml Değer İstatistikleri	62
Tablo 6. Bakteriyel Adezyon Testi 72. Saat cfu/ml Değer İstatistikleri	64
Tablo 7. Gruplara Ait 24 ve 72. Saat Bakteriyel Adezyon Değer Dağılımı	65
Tablo 8. Sitotoksisite Testi 24. Saat Hücre Canlılık Değer İstatistikleri	72
Tablo 9. Sitotoksisite Testi 72. Saat Hücre Canlılık Değer İstatistikleri	73
Tablo 10. Sitotoksisite Test Sonucu 24 ve 72. Saat Hücre Canlılık Değer İstatistikleri	75

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Sabit protetik tedavide prepare edilmiş dişlerin korunması ve hastanın fonksiyon, fonasyon estetiğın devamlılığın için tedavi süreci boyunca geçici restorasyon kullanımı önemlidir (BAĞIŞ et al., 2006).

Prepare edilen dişin çevresindeki geçici materyallerin yumuşak dokularla uyumlu olması önemli özelliklerden bir tanesidir. Biyouyumlu materyaller, dişetin fizyolojisinin devamlılığına katkıda bulunur. Aynı zamanda hücrenin proliferasyonuna ve dolayısıyla onarımına yardımcı olmaktadır (Fasbinder, 2013).

Genellikle protetik rehabilitasyon esnasında geçici protezler kısa süreliğine kullanılır. Bununla beraber ortodontik, endodontik, periodontal ve cerrahi tedaviler gibi daimi protez öncesi multidisipliner tedavi yaklaşım gerektiren durumlarda olduğu gibi geçici restorasyon kullanım süresi uzayabilmekte hatta ayları bulabilmektedir. Özellikle protetik tedavi öncesi periodontal tedavilere ihtiyaç duyulduğunda yapılan geçici restorasyonlar periodontal dokuların onarımına ve yeniden şekillenmesine yardımcı olmaktadır. Seçilen materyalin de periodontal dokularda olumsuz etkilere neden olmaması söz konusu klinik başarı için oldukça önemlidir (J. Lee & Lee, 2015). Dolayısıyla diş preparasyonu ardından fonksiyonel bozuklukların ve bölgesel komplikasyonların oluşmasını önlemek için kullanım amacına ve sürelerine göre farklı yöntem ve materyallerle yapılan bu geçici restorasyonlar protetik tedavi planına dahil edilmelidir (Mizrahi, 2019). Ancak ağız boşluğuna yerleştirilen protez materyalleri var olan dişlerin klinik başarısını etkileyebilecek mikroorganizmaların adezyonunda yeni niş oluşturur. Yapılan çeşitli hücre kültürü çalışmalarında diş plağı örneklerinden *Streptococcus Mutans* izolasyonu tespit edilmiştir (B.-C. Lee ve ark.,2011; Townsend ve ark.,2014).

Kullanılan geçici materyallerinin yapısal yönden sitotoksite ve antimikrobiyal açıdan dokularla uyumluluğunun yanısıra, materyallerin yüzey pürüzlülüğü de önemli bir mekanik parametre olarak literatürde değerlendirilmektedir. Yüzey pürüzlülüğünün estetik görünüm, uyumluluk, dental plak birikimi, sekonder çürük, dişeti irritasyonu ve rengi üzerinde etkisi olduğu araştırmacılar tarafından vurgulanmaktadır (Bollenl ve ark.,1997; Luthardt ve ark.,2000). Protetik tedavide uyumsuz ve pürüzlülüğü yüksek dental materyallerin kullanımı plak birikimi, dişeti

irritasyonu ve dokuda kalıcı bir inflamatuvar reaksiyon ile sonuçlanabilmektedir (Borzangy ve ark.,2013; Siqueira Gonçalves ve ark.,2008).

Geçici amaçla kullanılan malzemelerin üretiminde çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Diş rengi materyallerden geniş bir skalada seçim imkânı ile daha kısa sürede estetik restorasyon üretimini sağlayan bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) teknolojisi modern diş hekimliğinin önemli bölümünü kapsamaktadır. Bu sayede diş hekimliğinde restorasyon üretimi ve hastaya teslimi tek bir seansta gerçekleştirilebilir (Carrabba ve ark.,2017; Coldea ve ark.,2013). Bununla beraber 3D yazıcılarla geçici restorasyon üretimi de yaygınlaşmaktadır (Katreva ve ark.,2016).

Bu alışma geçici kuron köprü materyallerine uygulanan farklı yüzey polisaj işlemlerinin yüzey pürüzlülük, bakteriyel adezyonu ve sitotoksosite üzerindeki etkisini incelemeyi hedeflemektedir.

Çalışmamızın hipotezi(h_0); sabit geçici protez materyallerine uygulanan yüzey polisaj işlemleri yüzey pürüzlülük, bakteriyel adezyon ve sitotoksosite değişimlerine neden olmaz.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Geçici Kuron ve Köprü Restorasyonları

Prostodontik terimler sözlüğü'nde geçici kuron köprü restorasyonları estetiği, stabilizeyi, fonksiyonu iyileştirmek için yapılan, belli bir süre kullanıldıktan sonra daimi dental ve maksillofasiyal protez ile değiştirilen sabit veya hareketli protezler olarak tanımlanmaktadır (Ferro ve ark.,2017).

Geçici restorasyonların kaybolan fonksiyon, fonasyon, estetiği geri kazandırma, preparasyonu yapılan dişlerin hassasiyetini önleme açısından sabit protetik tedavi aşamasına dahil edilmesi son derece önemlidir (BAĞIŞ ve ark.,2006). Aynı zamanda anterior bölgede estetik açıdan çok önemli olan bu restorasyonların pulpa ve periodonsiyum sağlığının korunması, dişeti formunun sağlanması, oklüzal ilişkinin korunması ve diş hareketinin engellenmesi gibi birçok avantajı da bulunmaktadır (Burns ve ark.,2003; Federick, 1975; Krug, 1975).

2.1.1 İdeal Geçici Kuron Köprü Restorasyonların Taşınması Gereken Özellikleri

Sabit geçici protezler yumuşak ve sert dokuların sağlığını koruyabilmesi için birtakım özellikleri taşınması gerekmektedir (Abad-Coronel ve ark.,2021; Giti ve ark.,2021; Keys ve ark.,2016; Miura ve ark.,2019; Patras ve ark.,2012; Song ve ark.,2020).

Prepare edilmiş diş yüzeyini termal, fiziksel dış uyaranlardan koruyarak dentin hassasiyetinin önüne geçebilmeli aynı zamanda diş yüzeyinde plak birikimini engelleyerek bakteri kontaminasyonun önüne geçebilmelidir.

Uygun proksimal kontakt ve oklüzal temasları ile istenmeyen diş hareketlerini engellemelidir.

Uygun bir çıkış profili sağlayarak marjinlerdeki temizlenebilirliğin artması bu sayede periodontal sağlığın idamesi.

Özellikle estetiğin önemli olduğu anterior bölgede geçici restorasyonlar kullanılacaksa renk değişikliği göstermemeli, estetik, fonksiyon ve fonasyonun devamlılığını sağlamalıdır.

Yeterli mekanik ve fiziksel özelliklere sahip geçici protetik restorasyonlar ile etkin çiğneme fonksiyonu ve eklem-noromusküler sistem arasındaki ilişkinin devamını sağlamalıdır.

İdeal dudak desteği, diş formları ve konumları, gülüş hattı, renk gibi estetik düzenlemelere imkan tanımakla beraber daimi protetik restorasyon öncesi tedavi planında yol gösterici olmalı ve nihai protezden çok farklı olmamalıdır.

Estetik ve kullanılabilir olmalıdır ve doğal diş görünümünü sağlamalıdır.

Marjinal adaptasyonu iyi olmalı, sızdırmazlık özelliği göstermelidir

Hasta, hekim ve laboratuvar arası iletişimde yardımcı olmalıdır.

2.1.2 Geçici Kuron Köprü Restorasyonların Sınıflandırması

Geçici kuron köprü restorasyonları prefabrike ve kişisel geçici olarak iki gruba ayrılır. Kişisel geçici kuron köprü restorasyonları farklı materyallerden direkt ve indirekt tekniklerle hazırlanabilir. Prefabrik restorasyonlar ise çeşitli renk ve ebatlarda seçenek sunarken yalnızca tek diş restorasyon gerekliliğinde kullanılabilmektedir (Bernard & Leslie, 2007; H. T. Shillingburg ve ark.,1997; Stephen ve ark.,2006).

Prepare edilen diş ile minimal siman aralığı bırakılarak hazırlandığı için kişiye özel geçici restorasyonlar daha iyi kenar uyumu sağlar ayrıca tedavi aşamasında materyal ekleme, tamir gibi işlemlere izin verme avantajı bulunmaktadır. Bu amaç için geleneksel yöntemle kullanılan materyaller polimetil metakrilat (PMMA), polietil metakrilat (PEMA), Bis- akril kompozit rezin, epimin rezin, görünür ışıkla polimerize olan rezinler ve ısı ile sertleşen rezinlerdir (Burns ve ark.,2003; Lieu ve ark.,2001).

2.1.2.1 Yapım Tekniklerine Göre Geçici Kuron Köprü Restorasyonlar

Geçici kuron ve köprü restorasyonların üretiminde klinik ve laboratuvarında kullanılmak üzere çeşitli teknikler mevcuttur. Bunlar;

- a. Direkt teknik
- b. İndirekt teknik
- c. Direkt-indirekt şeklindedir (H. Shillingburg ve ark.,2012).

2.1.2.2 Kullanım Sürelerine Göre Geçici Restorasyonlar

Kısa süreli restorasyonlar: Pulpanın korunması, okluzal ve proksimal kontakların devamlılığı, estetik, periodontal sağlığın devamı ve istenmeyen diş hareketlerinin engellenmesi amacıyla kısa sürede yapılan ve daimi protez yapılincaya kadar geçici geçici siman kullanılan restorasyonlardır (Burns ve ark.,2003; Christensen, 2003; H. T. Shillingburg ve ark.,1997).

Uzun süreli restorasyonlar: Kısa süreli restorasyonların özelliklerini taşımakla beraber daimi restorasyondan önce planlanan diğer tedavilere yardımcı olur, fonksiyon ve estetiği devam ettirir. Estetiğin önemli olduğu özellikle anterior bölgede yumuşak doku şekillendirmesinde önemlidir (Burns ve ark.,2003; Lowe, 1987; Lui ve ark.,1986; Skurow & Nevins, 1988). Dikey boyut değişikliğinin yapıldığı vakalarda planlanan tedavinin sonuçlarını öngörme fırsatı sunmaktadır (Burns ve ark.,2003; Vahidi, 1987).

2.2 Geçici restorasyon materyalleri

Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyaller içerik olarak pigmentler, monomerler, doldurucular ve başlatıcılardan oluşur ve ağızda kullanıma uygun kabul edilebilir bir estetik restorasyon oluşturulabilmektedir. İlave edilen pigmentlerle diş rengine yakın çeşitli renk seçenekleri sunan geçici restorasyonlar kompozit rezin ya da akrilik polimer materyali kullanılarak oluşturulur. Polimerler yüksek molekül ağırlıklı, zincirimsi yapıda moleküllerdir. Atomların dağılımı rastgele değildir. Belirli

atom gruplarının art arda konumlanmasından oluşurlar. Zinciri oluşturan ve tekrarlayan bu küçük molekül gruplarına monomer denir (Kubisa & Penczek, 1999) . Materyalin birçok özelliklerini belirleyen monomerin polimere dönüşme özelliği ağız ortamında kullanılmaya uygun katı bir geçici materyal üretimini sağlamaktadır. En sık kullanılan monomerler metil metakrilat, etil metakrilat, izobutil metakrilat, bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA) ve üretan dimetakrilattır (UDMA). Serbest radikal polimerizasyonu ile tüm bu monomerlerden polimer elde edilmektedir. Ancak polimerizasyon süreci hiçbir zaman tümüyle tamamlanmaz ve artık monomer açığa çıkmaktadır (Stephen ve ark.,2006).

2.2.1 Geçici Restorasyon Materyallerinin Polimerizasyon Tiplerine Göre Sınıflandırması:

1. Kimyasal olarak aktive olan otopolimerizan akrilik rezinler
2. Isı ile aktive olan akrilik rezinler
3. Işık ile aktive olan rezinler
4. Dual yani hem ısı hem ışıkla aktive olan rezinler (Sharma ve ark.,2013; Vahidi, 1987).

2.2.2 Geçici Restorasyon Yapımında Kullanılan Bazı Materyaller

1. Polimetil metakrilatlar (PMMA)
2. Polietil metakrilatlar (PEMA)
3. Bis-akril kompozit rezinler
4. Görünür ışıkla polimerize olan rezinler.

1940'lı yıllardan itibaren kullanılan polimetil metakrilatlar (PMMA) geçici restorasyonda en çok tercih edilen materyaldir (Burns ve ark.,2003). Toz ve likitin karıştırılmasıyla elde edilen PMMA oldukça stabildir ve renklendirilmemiş halinde transparan özellik gösterir. Marjinal uyum, estetiği ve renk stabilitesi iyi, tesviye ve polisajı kolay, maliyeti düşüktür. Ancak polimerizasyonu esnasında ekzotermik reaksiyon sonucu ısı, pulpa ve yumuşak dokuları irrite eden monomer açığa çıkartır

(Christensen, 1996; Lui ve ark.,1986; Vahidi, 1987; Yannikakis ve ark.,1998). Tüm rezinler gibi imbibisyon ile bir miktar su emer sonucunda yumuşama ve renklenme meydana gelmektedir (Kj, 2003).

1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanan Polietil metakrilatlar PMMA'dan sonra en sert olan metakrilattır (Emtiaz & Tarnow, 1998; Kj, 2003). Polimerizasyon esnasında açığa çıkan ısı ve kimyasal irritasyon PMMA dan daha azdır fakat renk kararlılıkları ve aşınma dirençleri daha düşüktür (Christensen, 2003; Vahidi, 1987).

Geçici restorasyonlar için geliştirilen Bis-akril kompozit rezinler yapısal olarak bis-GMA kompozit rezinlere oldukça yakındır (Sakaguchi&Powers,2011). Polimetilmetakrilatlarla kıyaslandığında daha düşük polimerizasyon ısı ve büzülmesine sahip olması, artık monomer olmaması, iyi marjinal uyumu, iyi aşınma direnci gibi üstün özelliklere sahiptir. Ancak düşük yüzey sertliği, kırılgenlik, yüksek maliyet, tamir zorluğu ve düşük renk kararlılığı gibi dezavantajları da mevcuttur (Burns ve ark.,2003; Vahidi, 1987; Wang ve ark.,1989).

1980'lerde kullanılmaya başlanan görünür ışıkla polimerize olan rezinler yapısında üretan dimetakrilat bulundurur (Burns ve ark.,2003; Emtiaz & Tarnow, 1998). Polimerizasyonu ise görünür ışığa duyarlı kamforokinon/amin foto başlatıcı ile gerçekleşir (Burns ve ark.,2003; Gegauff & Pryor, 1987; Ireland ve ark.,1998). İçerdiği mikro silika doldurucular ile fiziksel özellikleri geliştirilmiş, polimerizasyon büzülmesi azalmıştır. Metakrilat rezinlerden farklı olarak artık monomer içermez ve doku toksitesi minimum düzeydedir (Burns ve ark.,2003; Khan ve ark.,1988; Passon & Goldfogel, 1990). Ancak kenar uyumu ve renklenme direnci düşüktür,kırılgen ve maliyeti yüksektir (Beuer ve ark.,2008; Wang ve ark.,1989).

Geleneksel yöntemlerde kullanılan materyal ve tekniklerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak, üretim yöntemini kolaylaştırıp, materyal çeşitliliğini artıran Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) sistemlerinin kullanımı ön plana çıkmıştır (Benli ve ark.,2021).

Son zamanlarda Bilgisayar ile Tasarım/Bilgisayar ile Üretim (CAD-CAM) ile hazırlanmak üzere üretilen yüksek yoğunlukta polimer blokların, uzun süreli geçici

restoratif materyal olarak kullanımının uygun olduğu belirtilmektedir. Geleneksel yöntemlere göre özellikleri geliştirilmiş olan CAD/CAM bloklar fabrikasyon olarak üretilirler. CAD/CAM polimeri daha az kir ve porozite içerir, homojen bir yapı sergiler ayrıca otopolimerizan veya görünür ışıkla polimerize olan akriliklerin yüzeyinde oluşan inhibisyon tabakası meydana gelmemesi polimerizasyon büzülmesini ortadan kaldırır. Bunlarla bağlantılı olarak CAD/CAM bloklarının geleneksel yönteme göre daha iyi marjinal sızdırmazlık, biyouyumluluk, aşınma direnci, gelişmiş renk stabilitesine sahip olduğu bildirilmektedir (Fasbinder, 2010; Güth & Dent, 2012; Kurbad, 2013).

CAD/CAM bloklardan üretilen restorasyonların geleneksel yöntemle üretilenlere oranla çok daha iyi mekanik özellikleri olduğu belirtilmektedir. Frezelenerek hazırlanan CAD/CAM kuronların uzun süreli geçici restorasyon kullanımında ideal oldukları düşünülür. İyi marjinal uyumlarıyla dişin bakteriyel kontaminasyonunu önlemektedir ayrıca renk stabilite ve estetiklerinin daha üstün olduğu ifade edilmektedir (Proussaefs, 2015; Rayyan ve ark.,2015). Bununla beraber çoklu karmaşık geometriler oluşturabilme ve artık malzemeyi minimuma indirme özelliğiyle bilinen 3D yöntemle de geçici restorasyonlar retilenilmektedir (Ngo ve ark.,2018; Perea-Lowery ve ark.,2021). Bu yöntem CAD yazılımına dayalı ek bir üretim yöntemi olarak geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde, hızlı prototiplerin hazırlanmasında, geçici restorasyonlarında ve diş kuronlarında kullanımı yaygınlaşmıştır (Berman, 2012).

MATERYAL	YAPI	ÜRETİCİ FİRMA	ENDİKAYONLARI
Cerasmart	Kompozit Rezın	GC, Belçika	Uzun süreli restorasyonlar. İnley, onley ve kron yapımında da kullanılabilir.
Ceramill Temp	PMMA	Amann Gırrbach, Avusturya	12 aya kadar uzun-dönem geçici restorasyonlar
Vita CAD Temp	Kompozit Rezın	VITA Zahnfabrik, Almanya	Uzun dönem geçici full ve parsiyel kuronlar, en fazla 2 pontik içeren geçici restorasyonlar
Telio CAD Temp	PMMA	Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn	En fazla 12 ay kullanıma uygun tek kronlar, iki gövdeye kadar uzunlukta köprüler ve implant üstü geçici kronlar
Structur Disc	Kompozit Rezın	VOCO, GmbH	Uzun süreli kullanıma uygun sabit geçici kronlar ve 2 gövdeli geçici köprü restorasyonlar
Grandio Disc	Kompozit Rezın	Voco, Almanya	Uzun süreli restorasyonlar. inley onley ve kron yapımında da kullanılabilir.
Artbloc Temp	PMMA	Merz Dental, Almanya	Anterior ve posterior bölgelerin geçici protetik restorasyonu
Everest C-Temp	Fiberle Güçlendirilmiş Polimer	KaVo, Almanya	12 aya kadar, uzun-dönem geçici restorasyonlar

Tablo 1. CAD/CAM ile Kullanılan Bazı Geçici Restorasyon Materyalleri

2.3 Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemleri

Son yıllarda kullanımı oldukça yaygınlaşan CAD/CAM sistemleri diş ve çenelerin dijital görünümü veya modellerini elde etme imkânı vermektedir (Sakaguchi & Powers, 2011).

CAD/CAM sistemi tarama, tasarım ve üretim olmak üzere temel olarak 3 basamaklı bir süreç içerir. Tarama cihazı dişlerin şeklini dijital verilere dönüştürdükten sonra bilgisayar yardımıyla 3 boyutlu restorasyon tasarlanır ve tasarıma uygun restorasyon materyalinden frezelenir (Jain ve ark.,2016).

2.3.1 Tarihçe

1971 yılında diş hekimliğinde CAD/CAM teknolojisini tanıtan Dr. Francois Duret ilk CAD/CAM restorasyonunu 1983 yılında üretmiştir. 2 yıl sonrasında ise Fransız Diş Hekimliği Derneği Uluslararası Kongresi'nde bu sistemi kullanarak

karısına bir saatten az gibi kısa bir sürede posterior kuron üretimini gerçekleştirmiştir (Duret & Preston, 1991; Priest, 2005).

İsviçre’den Dr. Mörmann, ilk ticari CAD/CAM sistemini açıklamıştır. 1985 yılında optik tarayıcı ve freze ünitesinin birleşimi yardımıyla ilk inley restorasyonu üretmiştir ve cihazı CEREC adıyla sunmuştur (Moörmann, 2006). CEREC sistemi adını “CHAIRSIDE ECONOMICAL RESTORATION OF ESTHETIC CERAMIC” baş harflerinden almaktadır.

İsveç’ten Dr. Anderson, 1987 yılında yeni çağ başlangıcı olarak ifade edilen Procera’yı tanıttı. Yüksek hassasiyetli diş kuronları bu yöntemle üretilmiştir. Aynı zamanda Dr.Anderson CAD/CAM cihazı yardımıyla kompozit veneer restorasyon üretimini gerçekleştiren ilk kişidir (Andersson ve ark.,1996).

2.3.2 Frezeleme Sistemleri Tipleri

CAD/CAM sistemleri üretim merkezlerinde, laboratuvarlarda ve klinik tipi üretime göre 3 gruba ayrılır;

Klinikte uygulanan ofis tipi sistem: Preparasyon bölgesinin intraoral taraması yapıp restorasyon üretimi dahil tüm aşamaların klinikte hazırlandığı sistemdir. CEREC ve E4D Dentist sistemleri bunlara örnek verilebilir.

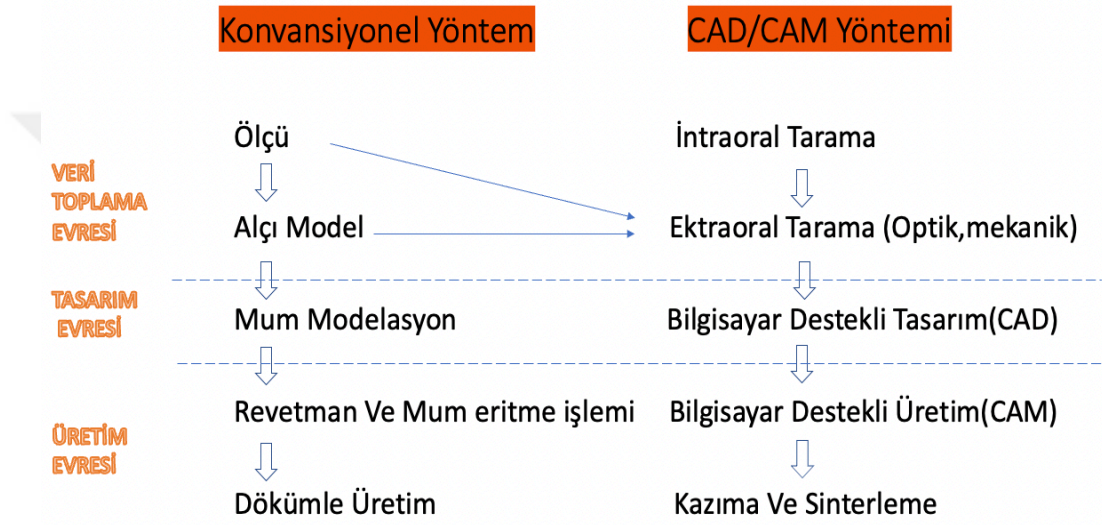
Laboratuvar sistemleri: Dental laboratuvarında indirekt tarama yapılır. Bu sistemlerde sıklıkla altyapı (copingler) üretimi ardından diş teknisyenleri porselen eklemesi yoluyla restorasyonu şekillendirmektedir. Bunlar CEREC inLab, DCS Preci-fit, Cercon, Everest sistemlerdir.

Üretim merkezli sistemler: Laboratuvarında model taraması tamamlandıktan sonra dijital veriler ana üretim merkezine ulaştırılır. Altyapısı üretilen restorasyon porselen ile şekillendirmek üzere laboratuvara geri gönderilir. Bu sistemlerde tüm altyapılar aynı merkezde üretildiği için kalite kontrolü daha kolay yapılabilmektedir.

Procera ve Lava sistemleri bu grupta yer almaktadır (Çelik ve ark.,2013; Jain ve ark.,2016; P.-R. Liu, 2005).

2.3.3 CAD/CAM Sistemlerinin Çalışma Düzeni

CAD/CAM sistemleri ile üretim konvansiyonel yöntemlerde olduğu gibi 3 aşamada gerçekleştirilir.



Şekil 1. CAD/CAM ve Konvansiyonel Yöntem Evreleri (Palin & Burke, 2005)

A. Veri Toplama Evresi

CAD-CAM sistemlerinde veri elde etmek için optik tarayıcılar kullanılmaktadır. Bu optik tarayıcıların görüntü kaydeden video kaydedici ve fotografik tarayıcı olmak üzere iki tipi mevcuttur (Abdel-Azim ve ark.,2015; Ting-shu & Jian, 2015; Zimmermann ve ark.,2015). Fotoğrafik tarayıcılar ile işlem yapılırken kameranın farklı açılındırmalarına da izin verdiği için konturlu kısımlar nedeniyle görülemeyen alanların görüntüsü elde edilebilir ve üç boyutlu sanal model oluşturulabilmektedir. Kameranın görmediği eksik alanlar için ise sistem tahminde bulunmaktadır. Laboratuvar tarayıcıları iki tipte bulunur; mekanik ve optik tarayıcılar. Mekanik

tarayıcılar top uçlu bir aracı yardımıyla modelin ölçümünü yaparken Optik olanlarda dişin üç boyutlu yapısının derinlik ölçümü ile sağlanır (Alghazzawi, 2016).

Tarama işlemi direkt ve indirekt olarak iki şekilde yapılabilmektedir. Ölçü işlemleri olmaksızın intraoral bir tarayıcı ile oral kavitede yapılan taramaya “direkt tarama”, ölçü işlemlerinden sonra alçı model üzerinden yapılan taramaya ise “indirekt tarama” denilmektedir (Hickel ve ark.,1997; Mehl & Hickel, 1999). Ayrıca yüzeyin sprey ve toz yardımıyla tarandığı sistemler de bulunmaktadır (Mehl ve ark.,2009).

B.Tasarım Evresi (CAD)

CAD/CAM sistemleri kapsamında bulunan bilgisayar programları ile her dişe özgü fazla sayıda hazır diş, morfolojisine sahip bir kütüphane içeriği sunmaktadır. Vakaya ve dişe bağlı olarak uygun tasarım şekli seçildikten sonra manuel değişiklikler yapılarak restorasyona son şekli verilebilir. Oklüzyon, restorasyon tasarımı ve uzun ömürlülüğün yanında hasta memnuniyetinde önemli bir etkidir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) veya intraoral tarayıcı tarafından oluşturulan çene ilişkileri ile sanal bir artikülatör elde edilebilmektedir (Rekow, 2020). Restorasyon tasarımı tamamlandıktan sonra CAM ünitesine geçilerek restorasyon üretimine başlanır(Uzun, 2008).

C.Üretim Evresi (CAM)

Üretim evresi prefabrik blokların frez veya elmas diskler yardımıyla frezelenmesi yoluyla restorasyon üretimi prensibine dayanır. ‘Eksiltmeli üretim’ olarak adlandırılan bu yöntemde restorasyona uygun seçilen mevcut bloklardan aşındırma yapılarak istenilen nihai restorasyon şekli elde edilmektedir (Strub ve ark.,2006).

2.3.4 Diş Hekimliğinde CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

CAD/CAM sistemleri geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında hem hastalara hem de klinisyenlere birçok avantaj sunmaktadır. Restorasyonun tek seansta tamamlanabilmesi ile büyük kolaylık sağlayan CAD/CAM sistemleri geleneksel yöntemlerdeki ölçü alma model elde etme gibi aşamaları elimine eder. Çapraz kontaminasyonların önüne geçer ve hata oranını düşürmektedir. CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliğinde yaygınlaşmasının temel nedeni işleyişin hızlı olmasıdır. Çeşitli CAD/CAM şirketleri tarafından, yeni geliştirilen yazılım ve uygun eğitimle, bir dakikadan daha az sürede tam ark taramasının yapılabilirdi ifade edilmektedir (Mormann, 1989).

CAD/CAM teknolojisi ile chair-side konseptin ana amacı diş preparasyonu ile geçici protezin üretim ve ağza uygulanmasının aynı seansta yapılmasıdır. Bu yöntem ile zamandan tasarruf sağlar. Ayrıca prepare edilen diş yüzeyinin açıkta kalma süresi minimuma düşmektedir (Bártolo, 2011).

Gelişmiş CAD/CAM teknolojisi ile materyale uygun tasarım hazırlanabilmektedir. Bilgisayar ortamında morfoloji değişikliği yapılabilmekle beraber kalınlık ve siman aralığı gibi faktörler üzerinde kolayca değişiklik yapılabilmektedir (Mou ve ark.,2002).

Geleneksel yöntemlerle yapılan restorasyonlarda pöröziteler oluşurken önceden polimerize edilmiş CAD/CAM bloklarında bu pöröziteler bulunmamaktadır. Bu teknoloji ile materyalin özelliğine uygun tasarım ve kalite kontrolü kolaylaşmaktadır (Miyazaki ve ark.,2009).

2.3.5 CAD-CAM Sistemlerinin Dezavantajları

Sungingival preparasyonun yapıldığı durumlarda iyi bir dişeti retraksiyonu gerektirdiğinden marjinlerin görüntüsünün aktarılması daha zordur (Christensen, 2001).

Geleneksel alçı modellere kıyasla dijital modellerin üretilmesi daha yüksek maliyet gerektirir. Ekipmanın ve yazılımın maliyeti yüksek olmakla beraber uygulamak için ek olarak bir süreliğine eğitim ve para harcanması gerekmektedir (Beuer ve ark.,2008).

Tarama esnasında hasta hareketinden kaynaklı veriler hatalı aktarılabilir ve restorasyon uyumunda sorun olabilmektedir (Strub ve ark.,2006).

2.4 EKLEMELİ ÜRETİM (3D)

Eklemeli üretim (additive manufacturing/AM) 3D baskı, hızlı prototipleme (rapid prototyping/RP) ve katı bağımsız form üretim (solid freeform fabrication /SFF) gibi birçok isimle de ifade edilebilmektedir (Gross ve ark.,2014).

Eklemeli üretim, gereksiz atık malzemeyi minimuma indirme ve çoklu karmaşık geometriler oluşturulabilme özelliğiyle eksiltmeli üretim tekniğinden farklıdır (Ngo ve ark.,2018; Perea-Lowery ve ark.,2021).

3D baskı teknolojisi, son zamanlarda CAD yazılımına dayalı ek bir üretim yöntemi olarak geliştirilmiştir. Diş hekimliğinde, hızlı prototiplerin hazırlanmasında, geçici restorasyonlarında ve diş kuronlarında kullanımı yaygınlaşmıştır (Berman, 2012). Özellikle reçineden üretilen restorasyonlar için büyük bir gelişmedir. Bu yöntemde belirli bir dalga boyundaki ışığın, istenen nesneyi oluşturmak için lokal olarak kürlenene ve katman katman katılaştırılan, ışığa duyarlı sıvı bir reçine içeren bir hazneye yönlendirilmesi ile üretim gerçekleştirilir (Liaw & Guvendiren, 2017).

Örnekler üretimden çıktıktan sonra en son katmanda kalan artık reçineyi uzaklaştırmak amacıyla üretici firmanın önerileri dikkate alınarak solvent banyosuna bırakılır. Solvent banyosundan alınan örnekler akan suda yıkanır. Ardından mekanik özellikleri geliştirmek ve reaksiyona girmemiş monomer gruplarının çapraz bağlanmasını sağlamak için ek olarak ultraviyole (UV) fırınında son defa polimerizasyonu gerçekleştirilir (Bayarsaikhan ve ark.,2021; Perea-Lowery ve ark.,2021).

3D yazıcılarla üretilen materyallerde uygulanan bu son polimerizasyon üretilen geometrik şekil, stabilite, pigmentasyon, nesne büyüklüğü gibi faktörlere uygun olarak belirlenmektedir (Jindal ve ark.,2020). Örnek vermek gerekirse büyük ve kompleks ürün üretiminde ideal bir sertleşme sağlamak için dengeli bir ışık konumlandırması veya döner tabla yardımıyla her bölgenin ışık almasını sağlayan son polimerizasyon üniteleri önemlidir (Perea-Lowery ve ark.,2021; Reymus ve ark.,2019). Yapılan çalışmalarda 3D yazıcılar ile üretilen ürünlerde lazerle polimerizasyonun yetersiz kaldığı ve polimerin bazı bağlarında çapraz bağlanma olmadığı gösterilmiştir. Bu amaçla son polimerizasyon prosedüründe çeşitli cihazlar kullanılarak çapraz bağlar artırılmış bu da polimerin mekanik özelliklerini geliştirmiştir (Hardiman, 2019; Reymus ve ark.,2019). Daha da önemlisi reçine matriksinde kalan artık monomer seviyesinin minimuma düşmesiyle baskı fotopolimerlerin biyouyumluluğu artırılmıştır (Kim ve ark.,2020; Oskui ve ark.,2016).

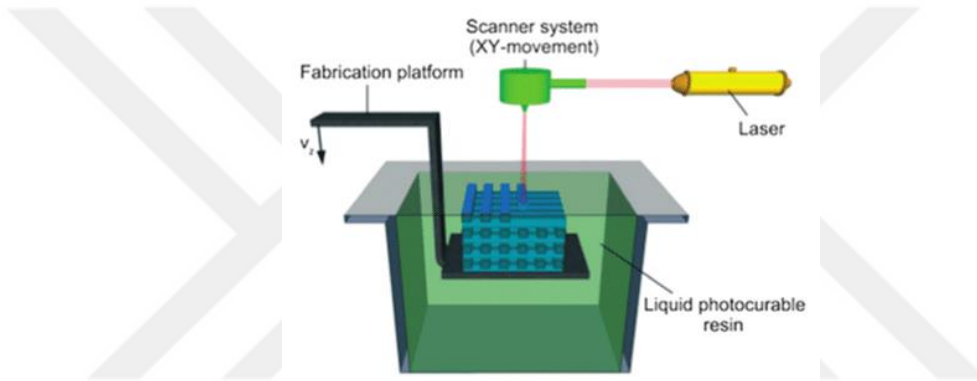
Stereolitografi (SLA), Dijital Işık Yöntemi (DLP) ve Polimer Jet Tekniği (MJ) dental kullanımı en sık üç boyutlu baskı üretim yöntemidir (Turkyilmaz, 2019; Turkyilmaz & Wilkins, 2021). Bahsedilen üretim yöntemlerinde seramik, metal veya termoplastik gibi malzemeler kullanılarak bir platform üzerinde ürün oluşturma esasına dayanır. Üretimin ardından ürünün uygun polimerizasyonundan emin olmak için malzeme ve yazıcı tipine bağlı olarak farklı prosedürler gerçekleştirilir. Yazıcı türlerinin doğruluğu ve kesinliğinin büyük oranda 3D yazıcı kalitesine, teknolojisine, kullanılan materyallere, yazılım ayarlarına ve üretim sonrası iyileştirmelere bağlı olduğu gözden kaçırılmamalıdır (Turkyilmaz & Wilkins, 2021).

2.4.1 Stereolitografi (Stereolithography Apparatus-SLA)

Diş hekimliğinde en sık kullanılan ve en eski baskı tekniği Stereolitografi'dir. Bu tip yazıcılarda üretim, konsantre ultraviyole lazer (UV) veya ışık yayan diyotlar (LED) kullanılarak sıvı fotopolimer reçinenin tabakalar halinde polimerize edilmesi yoluyla sağlanır (Bhattacharjee ve ark.,2016; Ko ve ark.,2017; Turkyilmaz & Wilkins, 2021). Sıvı reçine bir hazne içinde tutulurken lazer, temas ettiği reçineyi polimerize etmektedir. Bir katmanın polimerizasyonu ardından platform bir miktar aşağı iner ve

sonraki reçine katmanları üst üste polimerize olur. Üretim tamamlandıktan sonra, ürün destek platformundan ayrılır ve fazla reçine artıklarını uzaklaştırmak için firma önerileri doğrultusunda solvent banyosunda bekletilmektedir. Solvent banyosundan çıkarılan ürün akan suda bir süre bekletildikten sonra UV cihazında son polimerizasyon işlemine tabi tutulmalıdır (T. Han ve ark.,2019; Ko ve ark.,2017).

Gelişmiş SLA yazıcılar ile geçici ve daimi kuronlar, ortodontik apareyler, cerrahi rehberler, oklüzal splintler, tam protezler üretilebilmektedir. SLA yazıcılarının çeşitli ürünleri yüksek doğrulukta üretebilme özelliği diş hekimliğinde en popüler 3D yazıcı konumuna ulaştırmıştır (Turkyilmaz & Wilkins, 2021).



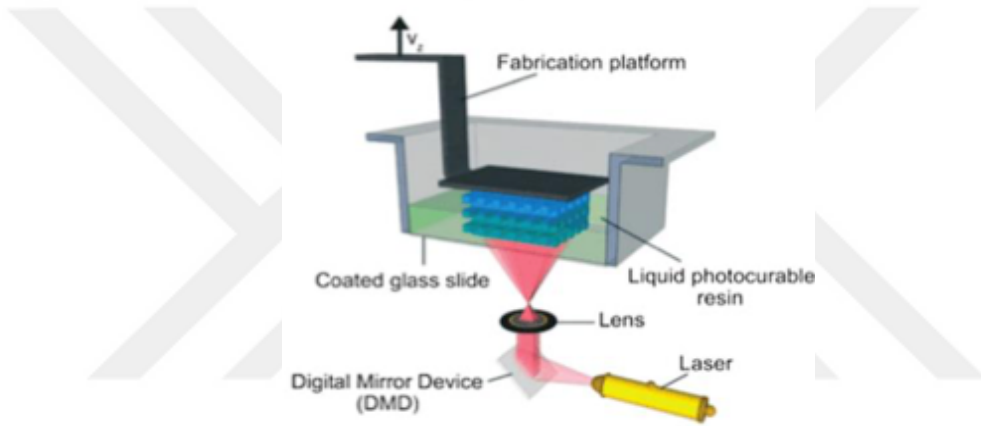
Şekil 2. SLA Tipi 3D Yazıcı Çalışma Mekanizması (Bhattacharjee, 2016; Ko ve Ark., 2017).

2.4.2 Dijital Işık Yöntemi (Digital Light Processing-DLP)

DLP, hassasiyet, polimerizasyonun hızlı olması ve uygun maliyeti ile yaygın kullanım alanına sahip 3D yazıcılar (Alsandi ve ark.,2021; H. Han & Cho, 2018). DLP yöntemi SLA baskı yöntemindeki benzer üretim aşamalarına sahip olmakla beraber ışık kaynağı olarak dijital projektör kullanmasıyla ayrılır (Alsandi ve ark.,2021; Y. Liu ve ark.,2018). Dijital projektörler UV ışığını reçineye yansıtarak tüm katmanın bir defada polimerizasyonunu sağlar. DLP yazıcılarda katman katman olan polimerizasyon SLA yazıcılardan daha yüksek üretim hızı kazandırmaktadır. DLP yazıcılarda üretim süresini etkileyen faktörler modelin x ve y ekseninin uzunluğu

değil, katman kalınlığı ve sıvı reçinenin ışığa maruz kalma süresidir (Ko ve ark.,2017; Turkyilmaz & Wilkins, 2021).

Stereolitografi (SLA) yöntemiyle elde edilen ürünler, DLP ile yapılanlardan daha yüksek doğruluktur. SLA bir lazer ışık kaynağı kullanırken DLP dijital projektör kullanır bunun sonucu olarak DLP yazıcıların daha hızlı polimerizasyon yaptığı araştırmacılar tarafından bildirilmektedir (Alsandi ve ark.,2021; Ishida & Miyasaka, 2016). Tam ve kısmi protetik restorasyonlar, cerrahi rehberler, tek ve çok üniteli wax-up model üretimi endikasyonları arasında yer almaktadır (Turkyilmaz & Wilkins, 2021).

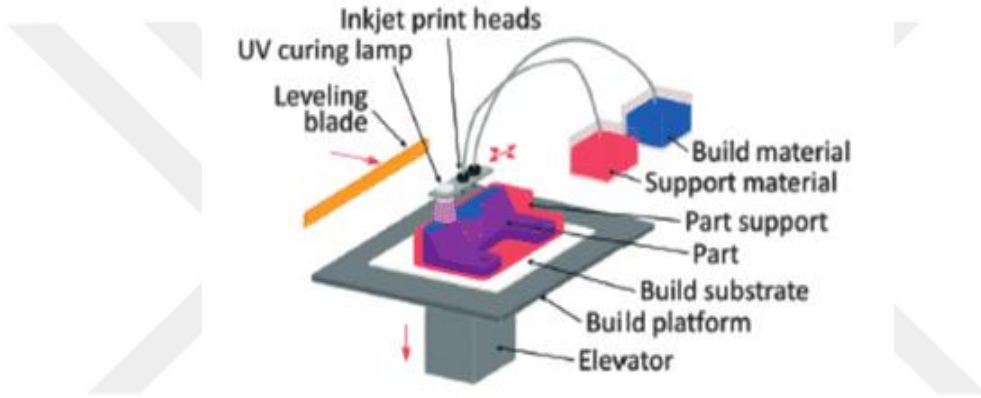


Şekil 3. DLP Tipi 3D Yazıcı Çalışma Mekanizması (Bhattacharjee, 2016; Ko ve Ark., 2017).

2.4.3 Polimer Jet Yöntemi (Multijet-Polyjet-MJ)

SLA ve DLP baskı yöntemleri yanında MJ tekniği de üretim özellikleri ile diş hekimliğinde popüler olmaya başlamıştır. Mürekkep püskürtmeli yazıcı türü olan MJ üretim platformuna her seferinde bir tane reçine veya mum püskürtme yoluyla üretim sağlanmaktadır (Şekil 4). Işığa duyarlı bu materyal, püskürtmenin ardından UV ışığı ile her seferinde bir katmanın polimerizasyonu sağlanmaktadır. Tek bir baskı sırasında birden fazla çeşit materyalin yüksek çözünürlükte üretimini sağlayabilmektedir. Ancak diğer 3D baskı cihazlarından yaklaşık 5 ila 10 kat maliyetlidir (Ko ve ark.,2017; Turkyilmaz & Wilkins, 2021).

Sabit kuron, çok üniteli protezler, implant modelleri, cerrahi rehberler, hareketli bölümlü protezler ve çeşitli ortodontik apareyler bu yöntemle üretilmektedir. Genellikle bu cihazlar boyut olarak büyüktür ve çeşitli materyal karışımlarını kullanır bundan dolayı bu yöntem geniş materyal skalasına ihtiyaç duymaktadır. Tüm bunlar ise maliyeti artırıp yaygın kullanımı azaltmaktadır (Turkyilmaz & Wilkins, 2021).



Şekil 4. MJ Tipi 3D Yazıcı Çalışma Mekanizması (Bhattacharjee, 2016; Ko ve Ark., 2017).

2.5 Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmada 4 farklı materyal kullanılmıştır. Materyallerden ikisi CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere geliştirilen Cerasmart (GC) ve Ceramill Temp (Amann Girrbach) blokları olup, diğerleri 3D yazıcı sıvı reçine olan Varseo Smile Temp (Bego) ve Dentalon Plus (Kulzer) geleneksel otopolimerizan akriliktir.

2.5.1 Cerasmart

GC (GC Anonim Şirketi, Tokyo, Japonya) firmasının hibrit materyaller grubunun bir parçası olarak üretmiş olduğu ve dental kullanıma sunduğu kompozit rezin yapısında malzemedir (Mainjot ve ark.,2016).



Cerasmart, 2,2-Bis(4-Metakriloksi-polioksifenil) propan, Üretandimetakrilat, Dodesildimetakrilat yapısındaki rezin matrikse, ağırlıkça %71 silika ve baryum cam nano partiküllerin eklenmesiyle üretilmektedir. Homojen nano matriks içerik yüksek esneklik ve kırılma dayanıklılığı sağlar. Ayrıca frezelendikten hemen sonra bile ürün polisajı yapılmış görünümü vermektedir. Kuvvet absorpsiyonu ve esneklik gibi özellikleriyle bilinir. Kolay frezelenabilir yüzey bitirme işlemleri kolayca yapılabilmektedir. Kuron, inley, onley, overlay ,implantüstü restorasyon kullanım alanına sahiptir. Estetik özellikleri son derece yüksek cerasmart farklı renk ve translüsensi seçenekleri sunmaktadır (Spitznagel ve ark.,2014). Piyasada dental kullanıma uygun HT A1, A2, A3, A3.5, B1 ve LT A1, A2, A3, A3.5, B1 renk ve özelliklerinde bloklar bulunmaktadır. Yüzey cila yöntemlerinden biri olarak sistem içinde yer alan 'Optiglaze color' kullanılabilir. Yüzeye ince tabaka uygulandıktan sonra ışıkla polimerize edilir ve parlak, pürüzsüz yüzeyler oluşturulur (Gueth ve ark.,2013).

2.5.2 Ceramill Temp

Ceramill Temp (Amann Girrbach, Avusturya), polimetilmetakrilat (PMMA) ve metakrilik asit ester bazlı çapraz bağlı polimerlerden oluşur. Disk şeklinde olup kolay freze edilebilmektedir. Bleach, Light, Middle, Dark olarak 4 renk seçeneği bulunmaktadır (Kul ve ark.,2021).

Üretici firma tarafından 3 yıla kadar kullanım süresi olan uzun süreli geçici restorasyonlar için dahi uygun olan bir pmma olmakla beraber tüm ark restorasyonları için kullanılabildiği ancak 2’den fazla pontik kullanımının uygun olmadığı bildirilmiştir. Geçici kuron köprü, titanyum abutment üzeri simante ve vidalı restorasyonlarda endikedir.



2.5.3 Varseo Smile Temp

Bego tarafından (Bego, Bremen, Almanya) 3D baskı ile kullanılmak üzere geliştirilen, diş renginde geçici restorasyon, inley, onley yapımında kullanılan rezin içerikli bir materyaldir. Vita skalasına göre A2, A3, C2 renk seçenekleri mevcuttur. Üretici firma tarafından yüksek uyumlu, dolayısıyla sitotoksik etki göstermediği, boyutsal kararlılığı ve kolay cilalanabilir özelliği vurgulanmıştır.



2.5.4 Dentalon Plus

Dentalon plus (Kulzer, Wehreim, Almanya) toz ve likit formunda bulunan otopolimerizan polimerdir. Polietil metakrilat, polimetakrilat toz içeriğine sahiptir. Likit içeriği ise n-bütıl metakrilat, üretan akrilat ve etil metakrilat oluşturur. Yüksek cilalanabilir özelliğe sahiptir.

3 renk seçeneği mevcuttur. Bunlar; Açık (L), orta (M) ve koyu (D)

Direkt ve indirekt yöntemle hazırlanan geçici kuron ve köprü restorasyonlarında endikedir.



2.6 Yüzey Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Restorasyon yüzeyindeki girinti ve çıkıntıların düzeltilmesi ile pürüzlülüğün azaltılması işlemine yüzey bitirme; bitirme işlemlerinden sonra yüzeyde kalan çiziklerin ortadan kaldırılması ve düzgün, ışığı yansıtan parlak yüzey elde edilme işlemlerine polisaj denilmektedir (Ölmez & Kisbet, 2012).

Günümüzde dental materyallerin estetik, dayanıklılık, uzun ömürlü kullanımın yanında biyolojik özellikleri de oldukça önem taşımaktadır. Parlak ve pürüzsüz bir yüzey estetik görünüm için önemli olmakla beraber ağız ortamında uzun süre bu özelliğini koruyabilmelidir. Pürüzsüz yüzeyler optimum estetik sağlamanın yanında plak birikimini engellerken pürüzlü yüzeyler aksine leke, plak ve diş taşı birikimine neden olur ve daha düşük bir serbest yüzey enerjisi ile mikroorganizmaların adezyonunu kolaylaştırır, ağız hijyeni kötü etkilenir, gingival enflamasyon ve sekonder çürükler meydana gelir (Attar, 2007; Watanabe ve ark.,2005). Pürüzsüz yüzeyler biyofilm oluşmasını ve plak retansiyonunu zorlaştırır(Kakaboura ve ark.,2007). Bir yüzeyin plak retansiyonunda 0,2 µm den büyük yüzey pürüzlülük değerleri etkili kabul edilmektedir (Joniot ve ark.,2006). Önceden polimerize edilmiş CAD/CAM bloklarından tek seansta restorasyonlar üretilmesine rağmen frezeleme ünitesinden çıktığında ideal pürüzsüzlüğe sahip değildir. Tüm bu sayılan durumlar

hastanın protezini rahat, ağız bakımını destekleyecek şekilde kullanabilmesi ve klinik başarının devamı için optimum bitirme ve cila işlemlerinin önemini ortaya koymaktadır (Fasbinder & Neiva, 2016).

Diş hekimliğinde kullanılmak üzere piyasada birçok bitirme ve cila sistemleri bulunmaktadır; aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve keçeler, elmas/karbid frezler, lastikler, taşlar, alüminyum oksit ve elmas parçacıkları içeren cila patları, disk ve bantlar örnek verilebilir (Costa ve ark.,2010; Jefferies, 2007; Uctasli ve ark.,2007). Bu amaçla daha çok hibrit ve kompozit rezin içerikli materyallerde ışıkla polimerize edilmek üzere kullanılan glaze ajanları da bulunmaktadır. Optiglaze olarak adlandırılan bu ajanlar üretici firmanın önerileri doğrultusunda restorasyon yüzeyine ince tek kat olarak sürülür, fırınlama gerektirmeden sadece ışıkla sertleştirilir. Ağız içi ve ağız dışı uygulanabilir. Optiglaze, akışkan özelliğiyle yüzeydeki çatlak ve girintilere akar, yüzey düzensizliğini ortadan kaldırır ve parlak, pürüzsüz, homojen bir görünüm sağlar (Bertrand ve ark.,2000).

2.7 Bakteriyel Adezyon

İnsanda yüksek hücre yoğunluğuna sahip ağız ortamı 1000'den fazla bakteri türü barındırır ve karmaşık biyofilmlerin oluşmasında mükemmel bir ortam sağlar (Dewhirst ve ark.,2010).

Bir bakterinin patojenitesi dokuya tutunabilme özelliğine bağlıdır. Ağız ortamında dişeti, diş, yapılan dolgu ve protetik restorasyonlar bakterilerin tutunabileceği yüzey alanı sağlar. Belli bir alana tutunamayan mikroorganizmalar ise tükrük sıvısıyla yutulur ve oral kaviteden uzaklaştırılır. Yüzeye tutunan bakterilerin salgıladıkları yapışkan matriks sayesinde diş yüzeyine direkt tutunamayan spiral ve filamentöz bakterilerin de kolonizasyonuna yardımcı olurlar. Sınırları son derece belli bir ekosistem olan ağız ortamında her mikroorganizma topluluğunun olduğu alanlar bellidir. Örnek vermek gerekirse dil sırtında Streptococcus Salivarius ve Micrococcus mucilaginous bulunurken diş yüzeyinde nerdeyse hiç yer almamaktadır (Çakır ve ark.,2010).

Pelikül ile bakteriyel tutunmanın sağlanmasında virölans özellikler, tükürük ve dişeti oluğunda bulunan glikoproteinler ve fiziko-kimyasal etkileşimler etkili olmaktadır. Başlangıç tutulumunun ardından bakteriler Van der Waals çekim kuvvetleri, elektrostatik ve hidrofobik etkileşimler sayesinde pelikula 10-15 nm kadar yakınına ulaşır ve yüzeye temas eder (Quirynen ve ark.,1990). Bununla beraber kalsiyum köprüleri ile de bakteri adezyonu olabilmektedir. Bakteri yüzeyinin negatif yükü ve negatif yüklü pelikül tabakası arasında tükürük kaynaklı pozitif iyonlu kalsiyumlar ile bağlantı sağlanır (Rose ve ark.,1993). Başka bir adezyon şekli ise glukoziltransferans bakteri enzimi ile sukrozdan üretilen glukanolardır. Yapışkan yapıda olan glukanolar hidrojen bağlarıyla bakterinin yüzeye tutunmasını sağlar. Ayrıca adezin olarak adlandırılan bakteri hücre duvarında bulunan yüzey proteinleri de adezyonda etkili olup bu fimbria uzantılı adezin ile peliküldaki glikoproteine bağlanabilir (Clark ve ark.,1986; Germaine ve ark.,1977).

Pelikül yüzeyine ilk tutunan bakterilerden olup birincil kolonizasyonu oluşturan *Streptococcus mutans* ise plağa ve beslenmeye bağlı olmaksızın plağın oral mikrofloradaki en baskın ve karyojenik bakteridir. 1924 yılında J.K. Clarke tarafından bir klinik çalışmada tespit edilmiştir. Gram pozitif, katalaz negatif kok bakterisidir (Beighton, 2005). Etkileri ekstrasellüler polisakkarit üretebilme, sakkarozu kullanarak asit üretebilme ve asit ortamda yaşayabilme gibi birtakım sükrozla etkileşimlerine bağlanmıştır. *Streptococcus mutans* sakkarozlu besiyerinde bir glukanol ve önemli virölans faktörü olan ekstrasellüler polisakkarit üretir. Bu ekstrasellüler polisakkarit aynı zamanda bakterinin yüzeye tutunmasına yardımcı olur, dental plağı bir arada tutar (Ahn ve ark.,2002; Ccahuana-Vásquez & Cury, 2010).

2.7.1 Bakteri Adezyonunda Materyalin Etkisi

Yüzey Pürüzlülüğü

Materyalin yüzey pürüzlülüğü yıllardır dental biyofilm araştırmalarında ilgi çeken konulardandır. Genel olarak artmış yüzey pürüzlülüğü malzeme ile bakteri arasındaki temas alanını artırdığı için daha fazla biyofilm oluşturduğu kabul

edilmektedir. Bakteriyel adezyon gerçekleşmesinde materyalin yüzey yapısı önemlidir ve adezyonun olabilmesi için 0,2 μm yüzey pürüzlülüğü kritik değer olarak kabul edilmektedir. Bununla beraber yüzey pürüzlülüğünün adezyonun sadece ilk aşamasında etkin olduğu biyofilm olgunlaştıktan sonra etkisinin olmadığını dile getiren araştırmacılar da mevcuttur (Anselme ve ark.,2010; Bollenl ve ark.,1997).

Serbest Yüzey Enerjisi

Bakteri adezyonunda etkili bir faktördür. Yüksek yüzey enerjisine sahip olan yrzl alanların daha fazla bakteri adezyona neden olduğu, parlak cilalı yüzeylerin ise yüzey enerjisinin daha düşük olduğu bildirilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan materyaller doğal dişten daha yüksek yüzey enerjisine sahip olup restorasyon yüzeylerinde daha fazla bakteriyel adezyon meydana gelmektedir. Özellikle daha yüksek oranda restorasyon marjinalinde meydana gelen rkler bu serbest yüzey enerjisine bağlanmıştır (Phillips, 1991).

Malzemenin Yapısı

Mikroorganizmalar farklı dental materyallerde farklı oranda adezyon sergilerler. Yapılan birçok çalışma materyalin kimyasal özelliklerinin plağın içerik ve miktarını etkilediğini göstermektedir (Akca ve ark.,2005; Bayoudh ve ark.,2008; Buergers ve ark.,2007) .

2.7.2 Bakteriyel Adezyonu Ölçmek İçin Kullanılan Yöntemler

Mikroskopik Yöntemler	Canlı Bakteri Sayım Yöntemleri	Biyofilm Değerlendirme Yöntemleri	Diğer Direk Ve İndirek Yöntemler
Işık Mikroskobu	Koloni Oluşturan Birim (Cfu)	Biyofilm Tanıma	Spektrofotometri
Görüntü Analizli Epifloresan Mikroskobu (IAEFM)	Radyoaktif İşaretleme (Radiolabeling)	Kalınlık, Yoğunluk Ölçümü (SEM, Konfokal)	Elektronik Parça Sayımı (Coulter sayacı)
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	CTC boyama	Morfolojik Değişiklikler	Biyokimyasal Markırlar
Taramalı Konfokal Lazer Mikroskobu		Biyofilm İçeriğinin Ölçülmesi	
Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)			

2.7.2.1 Canlı Bakteri Sayım Yöntemleri

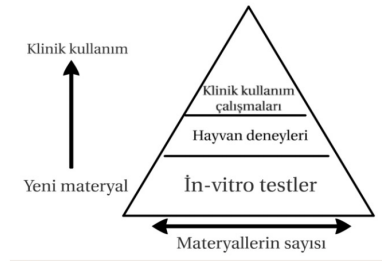
Canlı bakteri sayım yöntemlerinde bakterilerin katı besiyerinde çoğaltılmasının ardından materyallerin bu bakterilerle teması sağlanır ve tüm kolonilerdeki bakteriler sayılır. Yöntemin sonucu “koloni oluşturan birim” (cfu) cinsinden ifade edilir. Dökme, yayma ve damlatma olmak üzere 3 farklı uygulama yoluna sahip bu yöntem bakteriyel adezyon tespitinde sıklıkla kullanılmaktadır (An & Friedman, 1997). Materyal ile bakteri adezyonu sağlandıktan sonra vorteks ile homojenizasyon, ultrasonik enerji ile sonikasyon yöntemleri sayesinde gerektiğinde yüzeyden bakteriler uzaklaştırılabilir. Yapılan çalışmalar bakterinin yüzeyden uzaklaştırılmasında 20 kHz üzerindeki sonik titreşimler en etkili yol olduğunu göstermiştir (Bjerkkan ve ark.,2009).

Mikroorganizmanın radyoaktif işaretlendiği izotopik etiketleme yönteminde ise daha çok katater benzeri düzensiz yüzeye sahip materyallerin bakteriyel adezyon çalışmalarında tercih edilmiştir. Bu yöntem hızlı ve hassas bir sonuç sağlarken özel laboratuvar gerekliliği ve radyasyon riskinden dolayı kullanım alanı kısıtlıdır. Bir diğer yöntem olan 5-siyano-2,3-ditolil tetrazolyum klorür (CTC) boya yardımıyla

canlı bakterilerin epifloresan mikroskopide görüntülenmesidir (Stellmach & Severin, 1987).

2.8 Biyoyumluluk ve Sitotoksisite

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller “tıbbi ürünler” kapsamında olup klinik kullanımından önce farklı kurumların katkılarıyla oluşturulduğu uluslararası standartlarda düzenlenmiş testlere tabi tutulmaktadır. Bunların en fazla bilinenleri Uluslararası Standartlar Teşkilatı (ISO), Amerika Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) ve Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü/Amerika Diş Hekimleri Birliği (ANSI/ADA)’dır (Schmalz ve Arenholt-Bindslev, 2009). Bu test programları, hiyerarşik düzen ve farklı prosedürler ile uygulanmaktadır. (Şekil 5)



Şekil 5. Yeni Materyallerin Biyoyumluluk Değerlendirme Prosedürü

Dental materyallerin klinik başarısında estetik görünüm, kolay kullanımı, uzun ömürlü ve dayanıklılık gibi genel fiziksel özelliklerinin yanında biyolojik özellikler de önemlidir. Biyoyumluluk cevabında materyalin tipi, ağızda kullanıldığı bölge ve uygulama şekli etkili faktörlerdir. Dental materyaller mine, dentin, gingiva, yanak, dudak, dil gibi oral kavitededeki yapılarla teması sonucu farklı alerjik, sitotoksik reaksiyonlara neden olabilmektedir. Bu materyal-yüzey arasındaki etkileşim farklı konaklarda farklı yanıtlar oluşturabilir (Schmalz, 2009; Wataha, 2001). Bu yüzden materyallerin dental kullanıma girmeden önce yerleştirildiği bölgede, diş ve komşu mukozada gösterebileceği olası alerjik, toksik gibi etkiler açısından detaylı değerlendirmesi yapılır. Biyoyumlu olduğu netleşen materyaller ise zaman içerisinde dokulara karşı yanıtı değişebileceği için takibe alınır (Moharamzadeh ve ark.,2009).

2.8.1 Sitotoksosite Testleri

Kullanılan materyalin hücre üzerindeki etkisi biyoyumluluğun belirleyici faktörüdür. Dental materyallerin biyoyumluluk değerlendirmesinde en çok yararlanılan yöntem olan sitotoksite testleri birtakım avantajlar sunar (I. Freshney, 2001; Hanks ve ark.,1996; Schmalz, 1994);

Kullanılan materyalin bağımsız olarak sadece hücre metabolizmasındaki etkisi incelenebilmektedir.

Maliyeti düşüktür

Kantitatif sonuçlar sağlar

Standardize edilebilir

Ancak uzun dönem metabolik aktivite ölçülememektedir. Tek tip hücre kullanılır, konak hücreleri ile kültür hücreleri farklılık gösterebilmektedir. Aynı zamanda in-vitro koşullarda elde edilen kültür sonuçlarının in-vivo bulgularla eşleşmeyebilmesi gibi bu testlerin yetersiz kaldığı durumalar mevcuttur (I. Freshney, 2001; Schmalz, 1994).

ISO standartlarında yer alan yöntemlerle beraber önerilen test yöntemleri (Tuncer & Demirci, 2011);

1) A-Direkt hücre kültürü

i. Direkt temas testi

ii. Ekstrakt testi

B- Bariyer test metodu

2) Agar difüzyon testi

3) Filtre difüzyon testi

4) Dentin bariyer testi

Hücre kültürlerinde daha çok insan, fare, tavşan, maymun gibi canlıların akciğer, böbrek, amniyon zarı dokularından yararlanılmaktadır. Besleyici sıvılarda süspanse edilen bu hücreler steril tüpte bir süre kaldığında kabın duvarlarına yapışarak üremeye devam ederler. Bunun sonucunda hücre kültürü oluşur ve seri olarak devam etmesi halinde devamlı hücre hatları ortaya çıkmaktadır. Bunlar değişime uğramış primer hücrelerdir ve diğerlerine oranla daha stabildir. En çok kullanılan hücre hatlarına fare fibroblastları (L-929, Balb/3T3 ve WI38), primer insan hücreleri ile insan epitel (HeLa) hücreleri örnek verilebilmektedir (Hensten-Pettersen, 1988; J. Powers & Sakaguchi, 2006; Saw ve ark.,2005).

Sitotoksite testleri ile incelenecek örneğin kültür ortamındaki hücrelerle etkileşimi sonucu meydana gelen hücre büyüme hızı ve hücre sayısı ölçülür. Öncelikli olarak hücrelerin kültür kabına temas etmesi sağlanır ardından incelenmek istenen materyal kültür ortamına yerleştirilir. Bekleme süresinin sonunda canlı sayısı ve proliferasyonu incelenir. Hücre sayısı ve proliferasyonun düşmesi materyalin toksik olduğu anlamına gelirken hücre sayısı ve proliferasyonda artış materyalin uyumlu olduğu anlamını taşımaktadır (“Fundamentals of Materials Science,” 2012).

2.8.1.1 Hücre Kültürü Testleri

Bu testler in-vitro ortamda kısa sürede incelenmek istenen materyalin fiziksel, kimyasal ve toksik etkileriyle beraber hücre yapısını incelemeye olanak tanımaktadır. Sistemin tekrarlanabilir, kontrol edilebilir ve ortaya çıkan reaksiyonların incelenebilmesi gibi avantajlarının yanısıra hücre maliyeti, hijyenik çalışma ortamı gerekliliği ve işlemler sırasında hücrenin ölmesi veya değişime uğraması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Pashley, 1988).

Hücre kültürleri primer, diploid ve devamlı hücre kültürleri olmak üzere üç şekilde uygulanır; Primer hücre kültürleri direkt canlı dokudan elde edilir ve gerçek

doku ile yüksek oranda benzerlik gösterir. Primer hücre kültürlerinin ilk pasajda üretimin ardından başka bir kültür ortamına aktarılma işlemine subkültür adı verilmektedir. Bu yeni oluşturulan hücreler fonksiyonel özellikler bakımından aynı olan hücre hatlarını oluşturur. Daha sonrasında bu hücrelerin özellikleri değişkenlik gösterebilmektedir. Primer hücre kültürleri toksik materyal karşısında daha hassastır (Thonemann ve ark.,2002).

2.8.1.2 Agar Difüzyon Testi

Agar difüzyon testi sitotoksite incelemelerinde uzun zamandır kullanılan tekniktir. Bu yöntem incelenecek örnek bileşenlerinin kültür ortamındaki %1,5'luk agar besiyerinden difüzyonuna göre toksitelerinin ölçülmesi temeline dayanır. Kolay uygulama ve ekonomik olması gibi avantajları vardır. Dezavantajı ise incelenen materyal bileşenleri toksik olsa da agar tabakasından diffuze olmadığı sürece herhangi bir hücre hasarı göstermeyecektir. Ölü hücrelerin tespitinde tripan mavisi ya da canlı hücrelerde depolanıp membran hasarında dışarı çıkan nötral kırmızı boyası kullanılmaktadır (Dufrane ve ark.,2001; R. I. Freshney, 2015; Schmalz ve ark.,2001).

2.8.1.3 Filtre Difüzyon Testi

Bu yöntem incelenecek örnek ile hücreler arasında 0.45µm kalınlığında selüloz asetattan yapılmış filtre kullanılarak, filtreden difüzyon miktarının ölçülmesi prensibiyle çalışır. Hücre hasarının tespiti için nötral kırmızısı boyamadan yararlanılır ve boya yoğunluğuna göre değerlendirilmektedir (Cao ve ark.,2005; R. I. Freshney, 2015).

2.8.1.4 Dentin Bariyer Testi

İn-vivo ortama benzerliği nedeniyle incelenecek örnek ile hücreler arası bariyer için dentin diş dokusu kullanılır. Yeterli miktarda insan dişinin bulunma zorluğu ve dentin kesitlerinin farklı geçirgenliklere sahip olması bu yöntemin dezavantajıdır. Dentinin kesitlere bölünmesi doğal yapısında değişimine yol açtığı yapılan çalışmalarda bildirilmektedir. Buna alternatif olarak sığır dentini düşünülmüştür.

Dentin bariyer testi diğer yöntemlere oranla ağız ortamını iyi taklit etmektedir (Cao ve ark.,2005; Ciapetti ve ark.,1996).

2.8.2 Sitotoksite Testlerinin Değerlendirme Teknikleri

Dental materyallerin biyouyumluluğunu değerlendirmek için sitotoksisite testi esastır (J. H. Lee ve ark.,2017). Bu teknikler 4 gruba ayrılır. Bunlar; Canlılığı değerlendiren testler, Hayatta kalımı değerlendiren testler, Hücre proliferasyonunu değerlendiren testler, Metabolik sitotoksisiteyi değerlendiren testlerdir (R. I. Freshney, 2005).

Canlılığı Değerlendiren Testler

Bu test için hücrenin membran devamlılığı belirleyici faktördür. Materyal ile hücrenin temasının ardından kültürde canlı kalan hücreler belirlenir ve anlık durum değerlendirmesi yapılır. Kısa dönem uygulama sonuçları için uygun bir teknik ancak uzun dönemdeki sonuçları yetersiz kalabilmektedir. Nötral kırmızı testi, tripan mavisi testi, floresan testi bu bunlara örnek verilebilir (R. I. Freshney, 2005; Goud, 2017).

Hayatta Kalımı Değerlendiren Testler

Materyaller hücre ile temas ettiğinde erken dönemde ortaya çıkan bazı toksik etkiler geri dönüşümlü bazı toksik etkiler ise birkaç gün hatta daha uzun dönemde meydana gelebilmektedir. Bu uzun dönemdeki toksik etkilerin incelenmesinde hayatta kalım ölçümleri referans alınmaktadır. Testlerde bakterilerin koloni oluşturabilme yeteneğine bakılmaktadır (R. I. Freshney, 2005; Goud, 2017).

Proliferasyon Değerlendirme Testleri

Hücrelerin materyalle temasından bir süre sonra tekrar sayılması ve proliferasyona etkisine bakılması prensine dayanmaktadır. H-timidin testi, bromodeoksiüridin immunohistokimyasal teknik örnek verilebilir (R. I. Freshney, 2005; Goud, 2017).

Metabolizma Değerlendirme Testleri

Hücrelerin uzun dönemdeki proliferasyon aktivitelerinin incelendiği testlerdir. Hücrelerin artışı ise DNA veya protein sentezi ile belirlenmektedir. Metiltiazol difenil tetrazolyum (MTT) testi, Laktat dehidrogenaz (LDH) testi, alamar mavisi testi örnek verilebilir (R. I. Freshney, 2005; Goud, 2017).

Test edilen materyallerin sitotoksik bulguları ISO 10993-5 standardında, farklı kriterlere göre değerlendirilmektedir. (Tablo 1, Tablo 2) (ISO, 2009).

Derece	Reaksiyon	Hücre Kültürü Görüntüsü
0	Yok	İntrasitoplazmik granüller ayrık, hücre lizisi yok, hücre büyümesinde azalma yok
1	Çok hafif	Hücrelerin en fazla %20'si yuvarlak, intrasitoplazmik granüller olmadan gevşekçe bağlanmış ya da morfolojik değişiklikler göstermiş; nadir hücre lizisi, hücre büyümesinde hafif derecede inhibisyon
2	Hafif	Hücrelerin en fazla %50'si yuvarlak, intrasitoplazmik granüllerden yoksun; geniş bir hücre lizisi yok, hücrelerin en fazla %50'sinde gözlenen hücre büyümesinde inhibisyon.
3	Orta	Hücrelerin en fazla %70'i yuvarlak ve lizise uğramış, fakat hücre tabakaları tamamen tahribata uğramamış, hücrelerin %50'sinden fazlasında gözlenen hücre büyümesinde inhibisyon.
4	Şiddetli	Hücre tabakalarının neredeyse ya da tamamen tahribatı

Tablo 2. Ekstratların Sitotoksitelerinin Morfolojik Değişikliklere Göre Derecelendirilmesi (ISO, 2009)

Derece	Reaksiyon	Reaksiyon Zonunun Tanımlanması
0	Yok	Örneğin altında ya da çevresinde tespit edilen zon yok
1	Çok hafif	Örneğin altında dejenere ya da malforme olmuş hücreler
2	Hafif	Örneğin altında kalan alanla sınırlı zon
3	Orta	Örneğin etrafında en fazla 1cm büyüklüğe ulaşmış zon
4	Şiddetli	Örnek etrafında 1cm'yi aşmış büyüklükte oluşan zon

Tablo 3. Direkt Temas Testi, Agar Difüzyon Testi ve Filtre Difüzyon Testi İçin Reaksiyon Derecelendirmesi (ISO, 2009)

Yukarıdaki kriterlere göre orta ve şiddetli reaksiyon derecesine sahip malzemeler toksik kabul edilmektedir. Bir başka değerlendirme şekli ise hücre ölümü, proliferasyonu ve koloni formasyonu ile yapılır. Hücre canlılığını %30'dan fazla azaltıyorsa bu materyal toksik anlamına gelir. Böyle bir durumda hücre canlılığını %50 oranında inhibe ettiği konsantrasyon anlamına gelen Inhibitor Concentration50 (IC50) değeri bulunur (ISO, 2009).

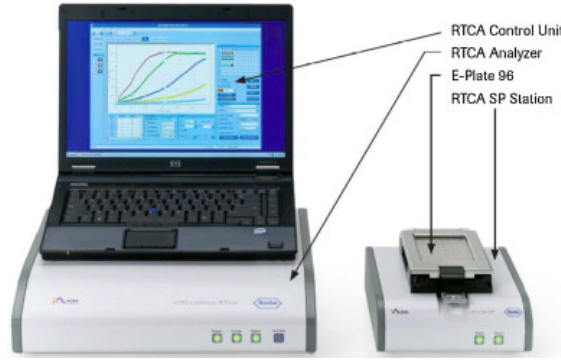
Materyallerin toksik etkilerinin tespiti için düşünülen bu yöntemler, hücreleri yok eden veya daha ileri incelemelere izin vermeyen son test formatındadır ve bu da toksik maddenin kinetiğini ve gerçek zamanlı analizini mümkün kılmamaktadır. Fakat toksisite, zaman ve doza bağlı bir durum olduğu için, farklı doz aralıklarının etkileri farklı zamanlarda incelenmesiyle değerlendirilebilmektedir (Tokur & AKSOY, 2017).

2.8.3 Gerçek Zamanlı Hücre Analizi(xCELLigence)

Gerçek zamanlı hücre analizi yöntemi hücre kültürü üzerinde hücre proliferasyonu, canlılığı ve hücrelerin morfolojik görünümünün gerçek zamanlı olarak değerlendirilmesini yarayan sistemlerdir. Non-invaziv bir işlem olup herhangi bir işaretleme gerektirmez. Sistem 4 ana kısımdan oluşmaktadır. Bunlar; gerçek zamanlı hücre amplifikasyon (RCTA) analizörü, RTCA Single Plate istasyonu, hücrelerin büyütüldüğü plaka ve durumun izlenmesini sağlayan uyumlu bir bilgisayar yazılımıdır (Öztürk ve ark.,2011). Sistemin merkezinde bulunan mikroelettronik hücre sensörleri, elektrotların elektronik empedansının ölçülmesini ve değişikliklerin ayırt edilip görüntülenmesini sağlar. Elektrot geometrisine, iyon konsantrasyonuna ve hücrelerin elektrotlara bağlı olup olmamasına göre değişiklik gösteren empedans değerleri aynı zamanda hücre canlılığı, sayısı ve morfolojisi gibi faktörlerden de etkilenir. Örneğin hücrelerin varlığında elektrot yüzeyinde yalıtkan görevi gördükleri için elektrot çözelti iyon farkını değiştirir ve empedans yükselir (Malkoç ve ark.,2012). Bu empedans değişikliklerini ölçmek için hücre indeksi (cell index; CI) parametresi kullanılır ve $(R_n - R_b) / R_b$ değeri ifade edilmektedir. Kültür ortamının empedansı R_b , hücrelerin empedans değeri ise R_n ile gösterilmektedir (Martinez-Serra ve ark.,2014).

Gerçek zamanlı hücre analizi'nde herhangi bir invaziv işlem uygulanmadığından sitotoksite deneylerinde hücrelerin fizyolojisi korunur. Hücrenin materyale verdiği yanıt aynı anda bilgisayar ekranına yansımakta ve materyale bağlı IC50 verileri kontrol edilebilmektedir. Aynı zamanda bu veriler başka bir değerlendirme için Excel'e aktarılabilmektedir bu da ek olarak ikinci iş yükünü ortadan kaldırır (Reichl ve ark.,2006).

xCELLigence ilaç geliştirme, toksikoloji, mikrobiyoloji, viroloji ve kanser araştırmalarında sıklıkla kullanılır (Teng ve ark.,2013).



Şekil 6. Gerçek Zamanlı Hücre Analiz Sistemi Bileşenleri(Teng ve Ark.,2013)

2.9 Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Yüzey pürüzlülüğü, üretimden çıkmış ve polisajı yapılmış yüzeydeki düzensizliği ifade eder. Mikrometre (μm) olarak gösterilir (J. M. Powers & Wataha, 2015). Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için birçok teknik ve cihaz mevcuttur. Yüzey profili analizi (profilometre), Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) bu amaç için kullanılmaktadır.

2.9.1 Profilometre

- Konvansiyonel(mekanik) Profilometreler

Konvansiyonel profilometreler örnek yüzeyinde iki nokta arası doğrusal mesafenin elmas uç yardımıyla yüzey pürüzlülüğünü sayısal veriler ile değerlendirmektedir. Sensör sadece X ekseninde hareket eder ve dikey yöndeki seviye farklarını hesaplar, çalışılan yüzeyin paralelliği için cihazın dikkatli kalibrasyonu gereklidir (Joniot ve ark.,2006).

Elde edilen verilerin analizinde Ra, Rz ve Rq parametreleri kullanılır.

Ra, ölçülen tüm yüzey pürüzlülük değerlerinin mutlak aritmetik ortalamasıdır.

Rq, belirli mesafedeki en yüksek ve en derin nokta arasındaki dikey mesafedir.

Rz, belirli mesafedeki birbirini takip eden 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasıdır (Yanıkoğlu & Sakarya, 2020).

- Optik Profilometreler (Temassız -Non-kontakt profilometre)

Temassız profilometre olarak da adlandırılan optik profilometrelerde yüzey taraması ışın demeti ile yapılmaktadır. Tarama esnasında herhangi bir tarayıcı uç içermez dolayısıyla fiziksel temas söz konusu değildir. Ayrıca tüm yüzeyin hızlıca tarandığı bu sistem prob geometrisi ve büyüklüğünden etkilenmeden 0.5 mikuron düzeyindeki yüzey düzensizliklerini bile hassas ölçümle görüntünü oluşturabilme avantajına sahiptir. Yüzey pürüzlülüğün nicel verileri elde edilirken yüzeyin 3 boyutlu topografik haritası oluşturulmaktadır (Cehreli ve ark.,2008; Ren ve ark.,2009).

2.9.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, materyalin yüzey yapısını nanometrik olarak değerlendirmekle beraber pürüzlülük değerleri kullanılarak yüzey topografyasının 3 boyutlu resimsel görüntüleri elde edilebilmektedir. Bu yöntem çok yüksek çözünürlüğe sahip ve örnek yüzeyi 40-60 nanometrelik uçla tarandığı için alt tabakaya çok az kuvvet iletilir bu sayede distorsiyon ihtimali minimuma düşmektedir (Verran ve ark.,2003). Atomik Kuvvet Mikroskobu herhangi bir yüzey hazırlama aşaması gerektirmeden görüntüler doğrudan elde edilebilmektedir (Bergmans ve ark.,2005).

2.9.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Manfred Von Ardenne ve arkadaşlarının 1930' lu yıllarda geliştirdiği taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelenen alana yüksek enerjili elektronların gönderilip yüzeyin taranması ilkesiyle çalışmaktadır. Gönderilen elektron demetinin yüzeyle etkileşimi ardından ikincil elektronları yayar detektörle yakalanan ikincil elektronlar elektrik akımına çevrilir ve büyütülür. Bu elektriksel sinyaller katot tüpünde işlenir ve örneğin topografik görüntüsü elde edilir (Bancroft & Gamble, 2008). Yüzey tarama işlemine geçmeden örnekler alkol ile dehidratasyon veya kimyasal kurutma ardından alüminyum plakalara yerleştirilir. Örnek yüzeyleri altın püskürtme tekniği ile yüzey

altın kaplama yapılmaktadır (Bona ve ark.,2002). SEM, mikrobiyal biyofilmlerin görüntülenmesinde en çok kullanılan tekniktir (Bridier ve ark.,2013).



3.GEREÇ VE YÖNTEM

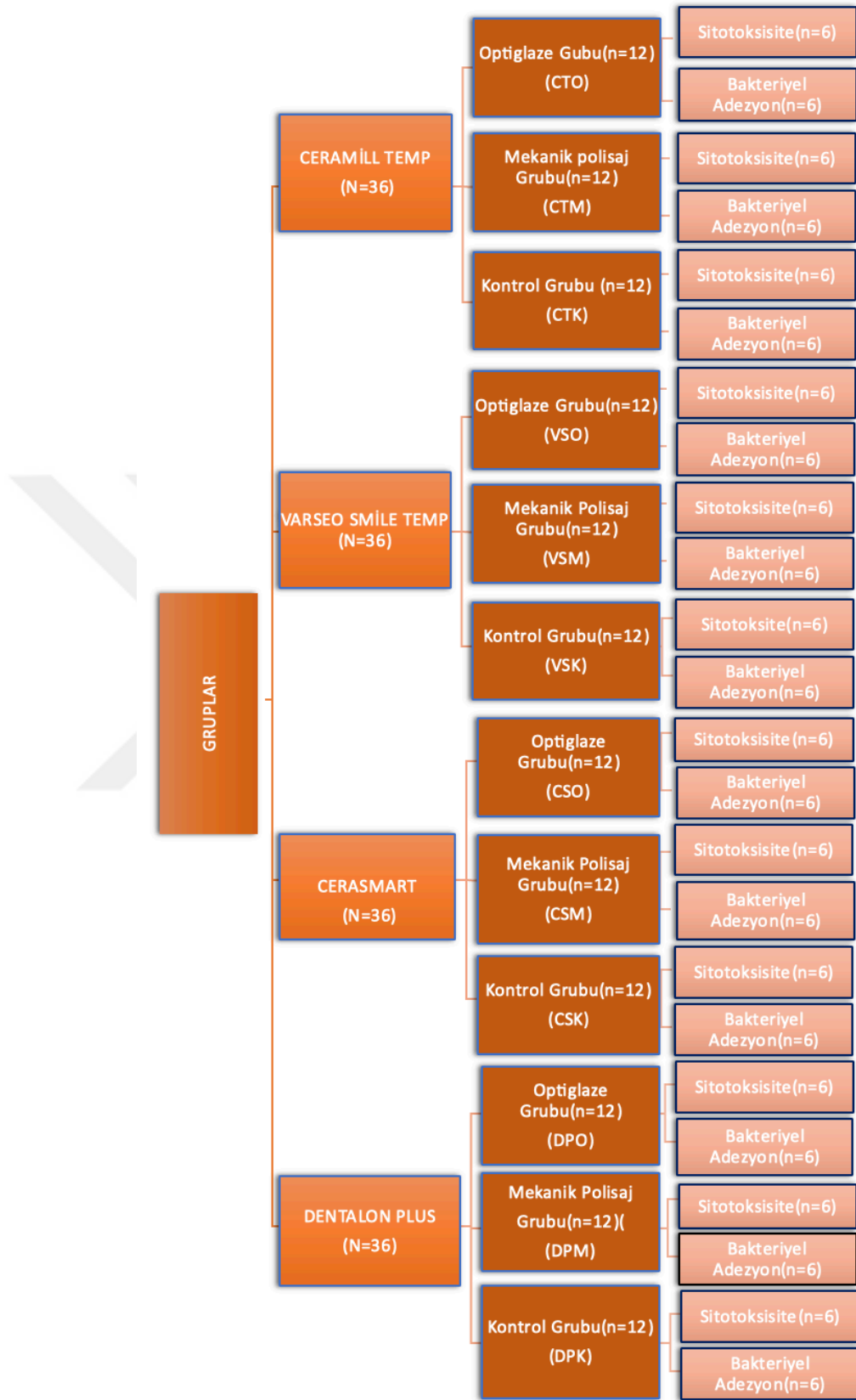
Bu çalışmada farklı polisaj işlemleri uygulanan sabit geçici kuron köprü materyallerinin yüzey pürüzlülük, sitotoksikite ve antimikrobiyal özellikleri incelendi.

Çalışmaya başlamadan önce Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul onayı alındı (EK-1).

Tez çalışması Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde, İn-vitro incelemeler Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Laboratuvarı'nda, SEM analizi Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Eğitim Araştırma ve Uygulama Merkezinde (CÜTAM), Gerçek Zamanlı Hücre Analizi (xCELLigence) Mersin Üniversitesi İleri Teknoloji Eğitim Araştırma ve Uygulama Merkezinde (MEİTAM) yürütüldü.

3.1 Çalışma grupları

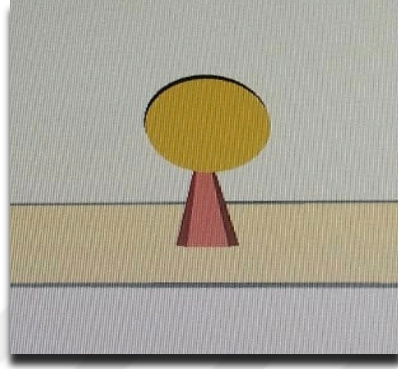
Araştırmada farklı polisaj işlemleri uygulanan geçici materyallerin yüzey pürüzlülük, sitotoksik ve antimikrobiyal özellikleri incelendi. 4 farklı materyal (Cerasmart, Ceramill Temp, Varseo Smile Temp, Dentalon Plus), 3 farklı polisaj işlemi (kontrol, mekanik polisaj, optiglaze) toplam 24 grup oluşturuldu. Materyallerden 2*5 mm boyutunda toplam 156 adet örnek elde edildi. Örnek yüzeylerine polisaj işlemleri ardından her gruptan rastgele birer örnek seçilerek toplam 12 örneğe SEM analizi yapıldı. Geri kalan 144 örnekten gruplar (n=6) oluşturuldu (Şekil 7). Birinci grup örneklerle optiglaze, ikinci grup örneklerle mekanik polisaj yapılmış olup üçüncü gruptaki örneklerle herhangi bir polisaj işlemi yapılmadı. Daha sonra örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümü mekanik profilometre cihazı ile yapıldı. Yüzey topografya incelemesi için taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanıldı. Deney örnekleri sitotoksik ve bakteriyel adezyon değerlendirilmesinde kullanıldı. Deney sonunda elde edilen 24 ve 72. saat verilerin istatistiksel analizi yapıldı.



Şekil 7. Örneklerin Dağılımı

3.2.Örneklerin Hazırlanması

Materyallerden örnek üretim aşamaları Kayseri Setdent Dental Laboratuvar’da gerçekleştirildi. 5 mm çapında 2 mm yüksekliğinde disk şeklinde mum model hazırlandıktan sonra STL dataya çevrildi (Şekil 8).



Şekil 8. 2*5 mm Boyutlarındaki Örneğin STL Görüntüsü

MARKA	MATERYALİN TİPİ	RENK	İÇERİK	ÜRETİM TEKNİĞİ	ÜRETİCİ FİRMA
GC	CERASMART	BL-14	Üretandimetakrilat, Dodesildimetakrilat ,Silika ve Baryum	CAD/CAM (Frezeleme)	GC, Belçika
AMANN GİRRBACH	CERAMİLL TEMP	A2	Polimetilmetakrilat, Metakrilik asit	CAD/CAM (Frezeleme)	Amann Girschbach, Avusturya
BEGO	VARSEO SMİLE TEMP	A2	Polietilmetakrilat, polimetakrilat, n-bütül metakrilat, Üretan akrilat ve Etil metakrilat	3D (Eklemeli)	Bego,Bremen, Almanya
KULZER	DENTALON PLUS	A2	Polietil metakrilat ,Polimetil metakrilat	Konvansiyonel	Heraeus Kulzer, Almanya

Şekil 9. Çalışmada Kullanılan Materyaller

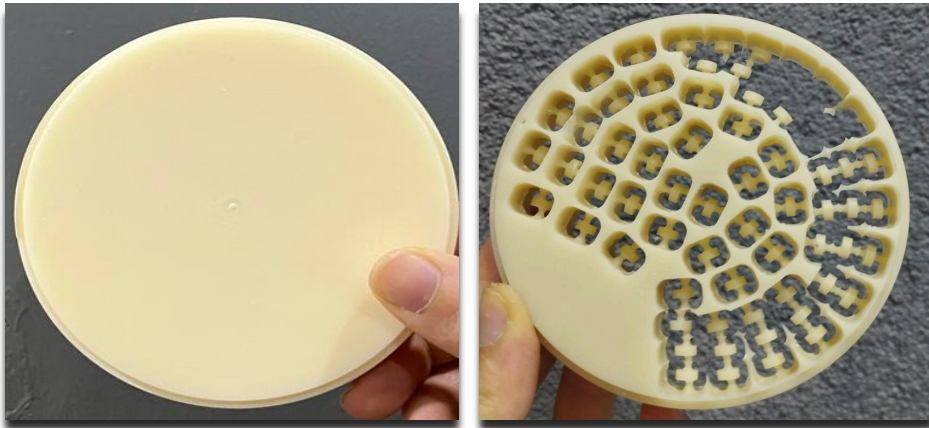
3.2.1 Ceramill Temp Örneklerin Hazırlanması

Örnek boyutlarına uygun olarak oluşturulmuş dijital tasarım üzerinden örneklerin üretimi yapıldı.



Şekil 10. Frezelemede Kullanılan VHF K5 CAD/CAM Cihazı

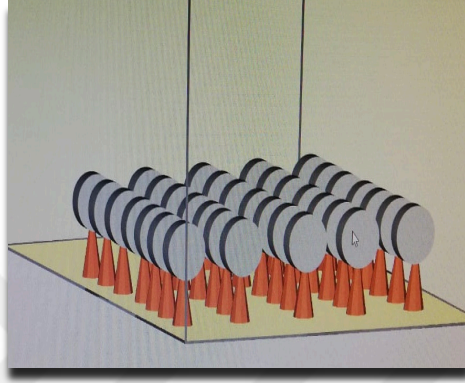
Ceramill Temp bloğu VHF K5 CAD/CAM kazıma cihazının (Ammerbuch, Almanya) (Şekil 10) oturma tablasına yerleştirildi. Ardından kazıma işlemine başlandı. Üretimden çıkan örnekler bloktan kesme frezi yardımıyla dikkatli bir şekilde ayrıldı (Şekil 11). Yüzeylerde kalan düzensizlik ve fazlalıklar porselen frezi ile uzaklaştırıldı. Yüzeyler düzgünleştirildi.



Şekil 11. Ceramill Temp Bloğunun Frezelemeden Önce ve Sonraki Görüntüsü

3.2.2 Varseo Smile Temp Örneklerin Hazırlanması

Örnek boyutlarına uygun olarak oluşturulmuş dijital tasarım üzerinden (Şekil 12) üretim yapıldı.



Şekil 12. Varseo Smile Temp Örneklerinin Dijital Tasarım Görüntüsü

Varseo Smile Temp sıvı geçici reçinesi kullanıldı. Eklemeli üretim prensibiyle çalışan Bego Varseo XS 3D cihazı (Bremen, Almanya) kullanılarak örnekler elde edildi (Şekil 13).



Şekil 13. 3D Varseo XS Cihazı, Reçine Materyali ve Üretim Sonrası Görüntü

Örnekler üretimin ardından son katmanda kalan reçine artıklarını uzaklaştırmak için Twin Tornado 3D Printed Object Washer (Medifive, Incheon, Kore) (Şekil 14) solvent banyosunda 3 dk bekletildi. Ardından %90 etanol



Şekil 14. Twin Tornado 3D Printed Object Washer Cihazı

Mekanik özellikleri geliştirmek ve reaksiyona girmemiş monomer gruplarının çapraz bağlanmasını sağlamak için ek olarak Bego otoflash ultraviyole (UV) cihazında (Bremen, Almanya) 2 x 90 sn bekletmek suretiyle son defa polimerize edildi (Şekil 15).



Şekil 15. Çalışmada Kullanılan Ultraviyole (UV) Cihazı

3.2.3 Cerasmart Örneklerin Hazırlanması

Cerasmart örneklerin üretimi CAD/CAM cihazı (Dentsply Sirona, Bensheim, Almanya) ile gerçekleştirildi (Şekil 16,17).

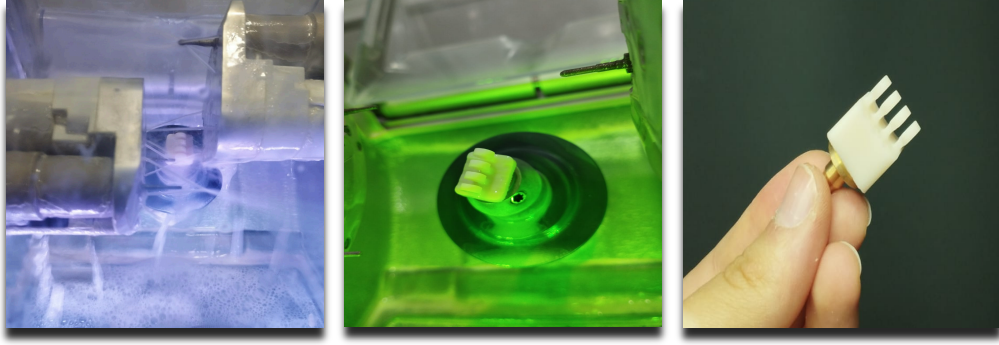


Şekil 16. Cerasmart Bloklardaki Örneklerin Tasarımı



Şekil 17. GC Cerasmart Bloğu ve Dentsply Sirona Cerec MCXL CAD/CAM Cihazı

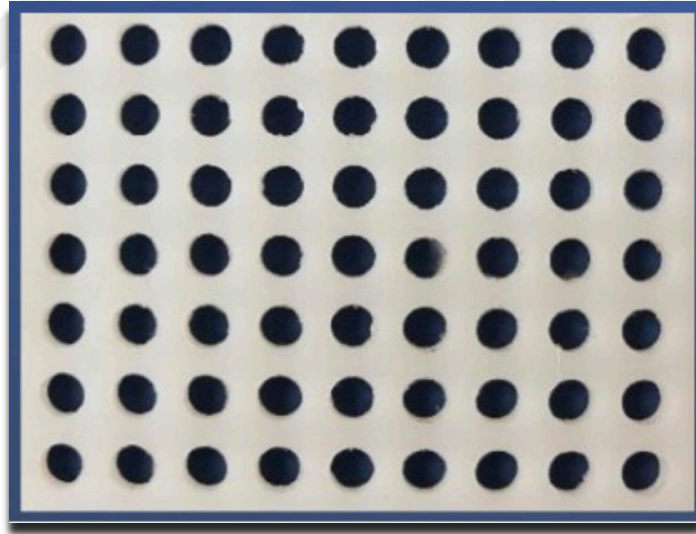
Su soğutması altında nihai şekil elde edilene kadar frezeleme işlemine devam edildi. (Şekil 18)



Şekil 18. CEREC MCXL CAD/CAM Cihazında Frezeleme İşlemi

3.2.4 Dentalon Plus Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan örneklerde standardizasyon sağlamak için örnek boyutlarına uygun 5 mm çapında ve 2 mm yüksekliğinde boşluklar içeren silikon kalıp (Şekil 19) kullanıldı.



Şekil 19. Otopolimerizan Akrilik Örneklerin Üretiminde Kullanılan Silikon Kalıp

Silikon kalıbın altına bir cam yerleştirildi. Üretici firmanın talimatlarına uygun toz ve likit (Şekil 20) karıştırıldıktan sonra silikon kalıba yerleştirildi ve homojen pürüzsüz yüzeyler elde etmek için kalıbın üzerine bir cam plaka yerleştirildi. Cama

uygulanan baskı ile taşan fazlalığın alınması ve porözite boşluklarının engellenmesi hedeflendi.



Şekil 20. Dentalon Plus Toz ve Likiti, Tesviye Aşaması

3.3 Yüzey bitirme ve cila işlemlerinin uygulanması

Üretimin ardından örneklerin yan kısımlarında kalan çıkıntılar porselen frezi ile alındı. Örnek yüzeyleri düzgünleştirildi. Ardından tüm örnekler ultrasonik temizleyicide (General Home, ÇİN) distile su ile 10 dakika bekletildi ve hava spreyi ile yüzeyleri kurutuldu.

Mekanik polisaj işlemleri için laboratuvarında bu amaç için bulundurulmuş kıl, pamuk, silikon diskler (Renfert, Almanya) ve polisaj pastası (Opal L No. 520-0001; Renfert, Almanya) kullanıldı. Her bir enstrüman üretici firmanın talimatları doğrultusunda aynı klinisyen tarafından, 6.000 rpm de 1 dk boyunca elektrikli mikromotor (NSK Ultimate XL, Japan) (Şekil 21) aracılığıyla ve minimal basınç altında polisaj işlemleri gerçekleştirildi. Isı oluşumunu engellemek için döner alet sürekli hareket ettirilerek çalışıldı.



Şekil 21. Mekanik Polisajda NSK ULTIMATE XL Cihazı ve 6.000 Devir Göstergesi

Optiglaze uygulama işlemi ise üreticinin talimatları dikkate alınarak, optiglaze şişesi karıştırıldıktan sonra glaze materyali (Optiglaze Color, GC, Tokyo, Japonya) (Şekil 22), temiz örnek yüzeylerine bir fırça aracılığıyla hava kabarcığı kalmayacak şekilde tüm yüzeye ince tek kat olarak uygulandı. Ardından ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent – ABD) (Şekil 23) ile 40 saniye polimerizasyonu sağlandı.



Şekil 23. Kullanılan Gc Markasının Optiglaze Color Şişesi



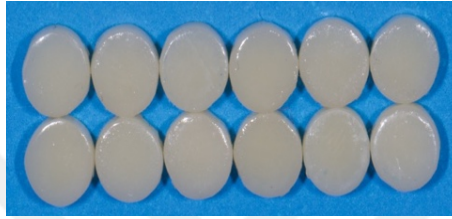
Şekil 22. Optiglaze Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazı



Şekil 24. Optiglaze Uygulanmış
Ceramil Temp Örnekler



Şekil 25. Mekanik Polisaj
Yapılmış Ceramil Temp Örnekler



Şekil 27. Optiglaze Uygulanmış
Varseo Smile Temp Örnekler



Şekil 26. Mekanik Polisaj Yapılmış
Varseo Smile Temp Örnekler



Şekil 29. Optiglaze Uygulanmış
Cerasmart Örnekler



Şekil 28. Mekanik Polisaj
Yapılmış Cerasmart Örnekler



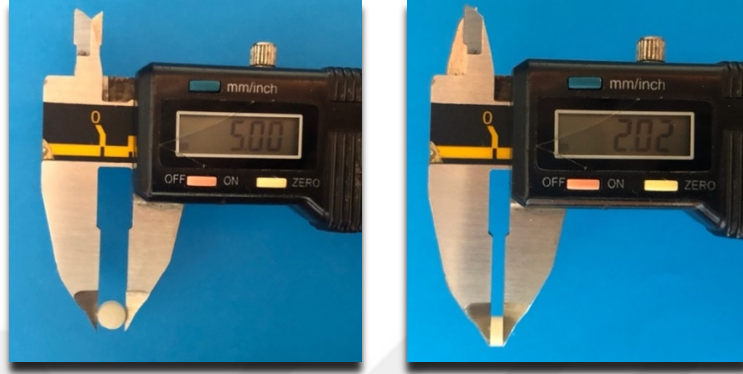
Şekil 31. Optiglaze Uygulanmış
Otopolimerizan Akrilik Örnekler



Şekil 30. Mekanik Polisaj Yapılmış
Otopolimerizan Akrilik Örnekler

3.4 Örnek Boyutlarının Kontrolü

Yüzey polisaj işlemlerinden sonra örneklerin final kalınlık ve yükseklikleri dijital kumpas yardımıyla ölçüldü (AEK-Tech, Ankara, Türkiye) (Şekil 32).

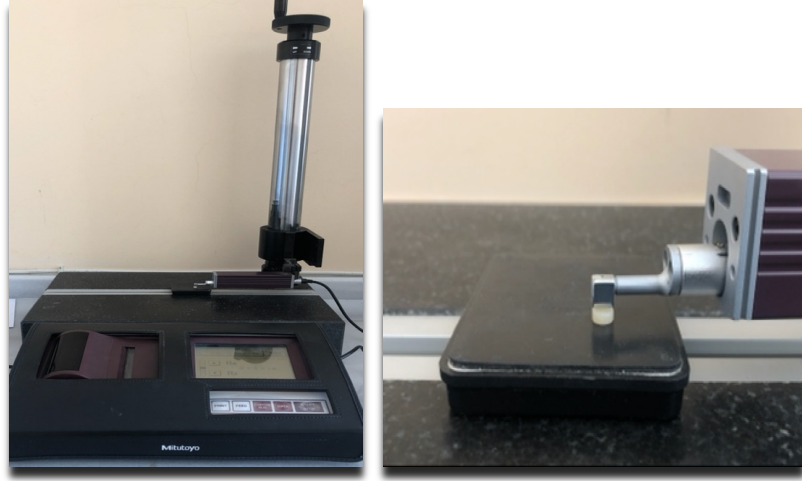


Şekil 32. Örnek Boyutlarının Kontrolü

3.5 Çalışmada Kullanılan Testler

3.5.1 Yüzey Pürüzlülük Ölçümü

Yüzey polisaj işlemlerinin ardından örneklerin profilometre cihazı (Mitutoyo Surftest/ SJ-301, Tokyo, Japonya) (Şekil 33) yardımıyla pürüzlülük değerleri (R_a) ölçüldü. Her bir örnek, tarayıcı uç ile dik konumda olacak biçimde profilometre cihazının tablasına konuldu. Cihaz kalibre edilirken yüzey tarama uzunluğu 1,5 mm ve yüzey kesme uzunluğu değeri ise 0,25 mm olacak şekilde düzenlendi. Her grup ölçümlerinden sonra cihazın tekrar kalibrasyonu sağlandı. Pürüzlülük değerleri örneklerin üç farklı bölgesinden yapılan ölçümlerin aritmetik ortalamaları olan ortalama yüzey pürüzlülüğü (R_a) cinsinden hesaplandı.



Şekil 33. Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinde Kullanılan Mitutoyo SurfTest Cihazı

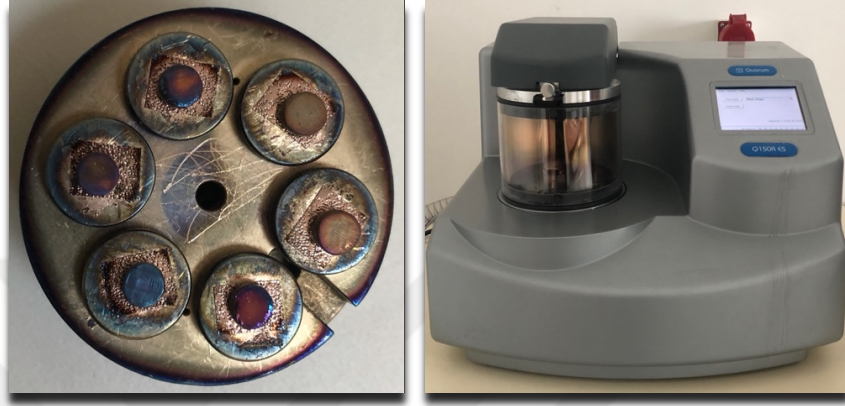
3.5.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Örnek yüzeylerinin detaylı incelemesi için Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (CÜTAM) SEM Laboratuvarı'ndaki SEM cihazı (TESCAN MIRA3, Çek Cumhuriyeti) (Şekil 34) kullanıldı.



Şekil 34. TESCAN MIRA3 SEM Cihazı

SEM analizine başlamadan her bir gruptan bir örneğin yüzeyi havasız bir ortamda kaplama cihazında (Quorum Q150R ES, İngiltere) altın ile kaplandı (Şekil 35) ve yüzey görüntüleme işlemlerinde çeşitli büyütme ölçeklerinde görüntüler elde edildi. Aynı işlemler bakteriyel adezyon ve sitotoksik değerlendirmelerin ardından tekrarlandı.

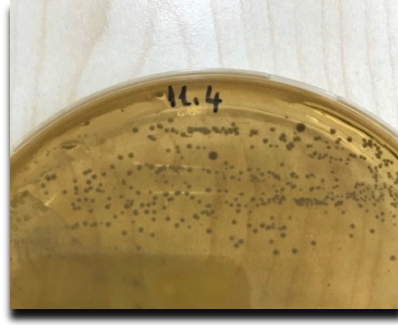


Şekil 35. Altın Kaplanmış Örnekler ve Kullanılan Quorum Q150R ES Cihazı

3.5.3 Bakteriyel Adezyon Testi

3.5.3.1 Bakteri Süspansiyonunun Hazırlanması

Deney için Microbiologics firmasından KWIK-STIK liyofilize *Streptococcus Mutans* ATCC 25175 suşu elde edildi. Aseptik ortamda Liyofilize bakteri içeriğindeki mekanizma ile süspansiyon haline getirildikten sonra swab ile Mitis Salivarius Agar'a (HIMEDIA M259) ekildi. Ardından anaerob kavanoza konularak 37°C'de 24-48 saat inkübatörde (ES 120, Nüve, Ankara, Turkey) bekletildi. Üreme sonrası elde edilen *S. mutans* kolonilerinden sıvı besiyerine aktarım yapıldı (Şekil 36).



Şekil 36. Mitis Salivarius Agar *S.Mutans* Koloni Görünümü

Sıvı bakteri kültürü bulanıklık ölçen densitometre cihazında (DEN-1B, Biosan) 0,5 McFarland'a ayarlanmak suretiyle deney için hazırlandı.

3.5.3.2 Bakteriyel Adezyon Ölçümü

Laminar flow içerisinde her grup için 6'şar adet örnek, steril ependorflar içerisine yerleştirildi. Her bir ependorf içerisine 100 µl bakteri süspansiyonu eklendi. Üzerine 900 µl Tryptic Soy Broth (TSB) besiyeri ilave edildi. Üreme kontrolü amacıyla örnek içermeyen iki ayrı ependorfa da 1 ml bakteri süspansiyonu konuldu. Ependorflar 37°C'de ve anaerob kavanoza yerleştirilerek %5-7 CO₂ 'li ortamda 24 ve 72 saat bekletildi (Şekil 37).



Şekil 37. Anaerob kavanoz ve ES 120 Nüve inkübatör cihazı

İnkübasyon süresi sonunda bakteri adezyonu sağlanan örnekler çıkarıldı ve 3'er defa fosfat tamponu (PBS) ile yıkama yapılarak tam adezyon göstermeyen *S.Mutans* bakterilerinin uzaklaştırılması sağlandı. Yıkamanın ardından her bir örnek 5 ml steril fosfat tamponu (PBS) içeren steril ependorflara yerleştirildi. Materyal yüzeyine adezyon gösteren *S.Mutans*ların ependorfun içindeki sıvıya geçmesini sağlamak için ependorflara ultrasonik banyoda 10 dakika sonikasyon yapıldı. Ardından homojen dağılım göstermesi için ependorflar 1 dakika boyunca vorteksleme işlemine tabi tutuldu. Bakteri sayısını değiştirmemek için deney örneği ependorftan çıkarılmadan Tüpün içerisinden otomatik pipet ile 20 µl sıvı alındı ve Mitis Salivarius Agar besiyerine ekimi sağlandı. Ekimi yapılan örnekler 37°C'de % 5-7 CO₂ 'li ortamda 24 saat boyunca bekletildi. 24 saat inkubasyon sonunda koloniler sayılarak mililitredeki koloni sayısı cfu/ml (colony forming unit) hesaplandı.

3.5.3.3 Antibakteriyel Etkinin Disk Difüzyon Testi ile Değerlendirilmesi

Sabit geçici protez materyallerinin antibakteriyel özelliklerinin değerlendirilmesinde disk difüzyon test yönteminden yararlanıldı. Bek alevinin çevresinde çalışılarak besiyerlerin ve yapılan işlemlerin kontaminasyonunun önüne geçilmesi hedeflendi. Örnekler bakteri süspansiyonundan steril eküvyon çubuk yardımıyla alınıp %5'lik koyun kanlı Mueller Hinton agar besiyerine eşit dağılımla yerleştirildi. Her bir petri kutusuna her bir gruptaki 4 adet steril edilmiş örnek ve pozitif kontrol olarak vankomisin antibiyotik disk (Oxoid, Hampshire, İngiltere) steril bir piresel ile konumlandırıldı. Petriler oda sıcaklığında 1 saat bekletilerek örneklerin difüze olması sağlandı. İnkübasyon periyodu boyunca oluşan nemin besiyeri yüzeyine akmasını engellemek için petriler yavaşça ters çevrildi. Anaerob kavanoza dikkatlice konulduktan sonra 37°C'de %5-7 CO₂ 'li ortamda 24 saat inkubasyonu sağlandı. Ardından üreyen bakterilere karşı meydana gelen inhibisyon zonu ölçülerek antibakteriyel etki değerlendirildi.

3.5.4 Sitotoksosite Testi

Yapılan çalışma hücre hatları üzerinde yapılmış olup materyaller sitotoksik açıdan değerlendirilmiştir. İnsan fibroblast hücre hattında (WI-38, CCL-75) biyoyumluluk çalışmaları yapıldı.

Test edilen geçici materyallerin sitotoksik verilerin elde edilmesi için sırasıyla; deney örneklerinin elde edilmesi, yüzey işlemlerinin uygulanması, sterilizasyonu, in-vitro ortamın hazırlanması ve xCELLigence yöntemi ile de değerlendirme gerçekleştirildi. Tüm işlemler, standardizasyonun sağlanması amacı ile ISO 10993-5 protokolüne uygun olarak düzenlendi.

Sitotoksosite testleri CÜTAM'da, Xcelligence analizi ise MEİTAM'da gerçekleştirildi. Bu çalışmada kullanılan WI-38 isimli insan fibroblast hücre hattı Cumhuriyet Üniversitesi Eczacılık Fakültesi data bankından sağlandı. Fibroblast hücresi, 25 cm² ve 75 cm²'lik flasklarda, %5 CO₂, %95 nem içeren karbondioksitli inkübatörde tutularak çoğaltıldı. Hücre kültüründe besiyeri olarak "Dulbecco'nun Modifiye Eagle Medyumu" (DMEM) (Sigma) seçildi. Besiyerine %10 fetal bovine serumu (FBS) (Sigma) ve %1 100 IU/ mL penisilin-streptomisin ilave edildi. Sitotoksosite testi için hücreler flaskı doldurana kadar iki günde bir 37⁰C'de pasajlanarak çoğaltıldı. Flasktan kaldırmak için hücrelerin tripsin solüsyonu ile etkileşimi sağlandı.

3.5.4.1 Hücre Hattının Açılması ve Çoğaltılması

Sıvı azot tankında uzun süre tutulan hücreler, çözünmeleri için 37⁰C'lik su banyosunda 2-4 dk bekletildi. Çözünmüş halde bulunan hücreler besiyeri ortamında santrifüj edildikten sonra flasklara ekildi.

İnsan fibroblast hücreleri (WI-38) falkon tüpe aktarıldı, %10 FBS ve %1 antibiyotik (100 IU/ mL penisilin- streptomisin) içeren DMEM (Sigma) besiyeri ile 10 ml ye tamamlandı. Hücre süspansiyonları santrifüj edilerek süpernatant kısımları uzaklaştırıldı. Tüplere taze besiyeri ilave edilerek hücrelerin çözünmesi sağlandı.

Çözünen hücreler uygun flaslara ekilerek % 5 CO₂, % 95 nem içeren 37 C'de inkübatörde çoğaltıldı.

3.5.4.2 Hücrelerin Pasajlanması

Flasklarda %80 doygunluğa ulaşan hücrelerin pasajlanması yapıldı. Besiyeri uzaklaştırıldı. Hücreler pbs ile yıkamanın ardından her bir flaska tripsin çözeltisi ilave edilerek, inkübasyona bırakıldı. İnkübasyon sonrası hücreler toplanarak 130 g'de 6 dakika santrifüj edildi.

Hücre süspansiyonlarından 10 µL'si 0.5 mL hacimli kapaklı tüpe alınarak 10 µL tripan blue ile karıştırıldı ve karışım 3 dakika oda sıcaklığında bekletildi. Karışımından 10 µL alındı ve Neubauer Hematositometre lamına aktararak hücre sayımı yapıldı.

Hücre sayımı yapıldıktan sonra uygun, içerisinde 15 mL besiyeri bulunan 75 cm² 'lik flaslara 2000-10000 hücre/cm² olacak şekilde tekrar hücre ekimi yapıldı. Böylelikle kültürlenme sürecine devam edildi.

3.5.4.3 Ekstraksiyon Sıvısının Hazırlanması ve Ekstraksiyon İşlemi

Bu çalışmada ekstraksiyon sıvısı olarak DMEM (Sigma) tercih edildi. UV ışıqla sterilizasyonu sağlanan laminer akımlı kabin içerisinde, hazırlanan deney örnekleri 15'lik falkon tüplere konulduktan sonra üzerlerine 10 mL DMEM (Sigma) ilave edildi. Örnekler 96 saat çalkalayıcı inkübatörde (150 rpm'de) 37°Cde inkübe edildi. Tüp süzöldükten sonra süperntanda çalışmalara devam edildi. Süzöntü 96'lık platelerde çalışıldı. Her bir örneğin platelerde 24 ve 72 saat inkübasyon sonunda MTT yöntemiyle analiz edildi.

3.5.4.4 Hücre Proliferasyon Çalışması ve Xcelligence testi

Çalışma, 16 kuyucuktan oluşan E-plate 16 kullanılarak gerçekleştirildi. Bu kuyucukların zemin alanı hücrelerin fizyolojik değişikliklerini tespit etmeye yarayan dairesel elektrotlarla kaplanmaktadır. Elektrotların emdedans değişimleri ile veriler

elde edilir. RTCA ölçümleri esnasında elektrodla ortalama 20 mV (RMS) voltaj uygulandı. UV ışıkla sterilizasyonu sağlanan laminar akımlı kabin içinde ekimi yapılan WI -38 hücrelerinin kuyucuklara ekimi yapıldıktan sonra plateler inkübatörün içerisine konuldu ve ölçümler arası 1'er saat olacak şekilde hücre proliferasyonu periyodik olarak izlendi. Ekimi yapılan insan fibroblast hücrelerinin uygun besin ve O₂/ CO₂ ortamında büyümelerini devam ettirerek hücrelerin hızlı büyüme fazına (Log fazı) geçmeleri sağlandı. Sitotoksik etkinliği değerlendirmek için kuyucuklara 10 µL hacminde süzüntü konuldu. Aynı deney plate'i içine herhangi bir materyal içermeyen, sadece solüsyon ve hücre içeren kontrol grubu konuldu. Tüm bu işlemler sonucunda plate inkubasyona bırakıldı. İşlem 1'er saatlik ölçümlerle devam edildi. Xcelligence testi ile deney materyallerin insan fibroblastlar hücreleri üzerinde 24 ve 72. saatlerdeki toksik etkileri değerlendirildi ve bulgular ile bütün deney gruplarına ait ortalama hücresel canlılık yüzdeleri hesaplandı. Deney sonunda elde edilen verilerin istatistiksel analizi gerçekleştirildi.

3.6 İstatistiksel Yöntem

Tez çalışmasında elde edilen verilerin istatistiksel analizi Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda gerçekleştirildi. Bu çalışmanın verileri SPSS 22.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL, ABD) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımları yerine getirildiğinden (Shapiro-Wilk), ölçümle elde edilmiş bir değişken yönünde bağımsız ikiden fazla gruptan elde edilen ölçümler karşılaştırılırken tek yönlü varyans analizi, farklılık yapan grup veya grupları bulmak için Tukey testi, aynı materyallerin 24 ve 72.saatteki ölçümleri karşılaştırılırken eşler arası önemlilik testi kullanıldı. Verilerimiz tablolarda aritmetik ortalama, standart sapma şeklinde belirtilerek yanılma düzeyi $\alpha=0.05$ olarak alındı.

4.BULGULAR

Cerasmart, Ceramill Temp, Dentalon Plus ve Varseo Smile Temp materyallerine uygulanan yüzey polisaj işlemlerinin ardından yüzey pürüzlülük değerleri (Ra), bakteriyel adezyon miktarı (CFU/ml) ve sitotoksisite (IC50) verileri değerlendirildi. Grupların işlemler öncesi ve sonrası SEM analizi gerçekleştirildi.

4.1 Yüzey Pürüzlülük Bulguları

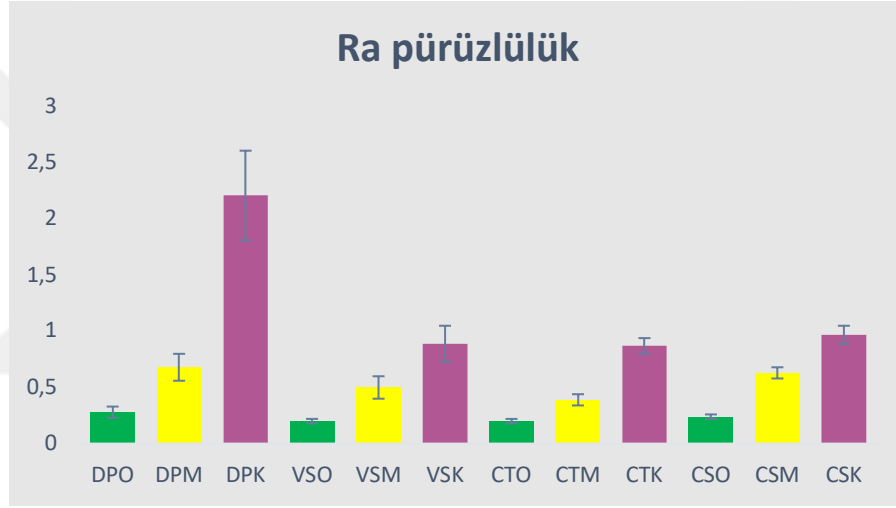
Örneklere ait Ra değerlerinin ortalamalarına ilişkin istatistikleri Tablo 4'te gösterilmiştir.

Yüzey Pürüzlülük Değerleri Ve Standart Sapma (Ra±std)				
GRUPLAR (N=6)		Ra	STANDART SAPMA	SONUÇ
Kulzer Dentalon Plus	DPO	0,28	±0,05	F=104,22 p=0,001*
	DPM	0,68	±0,12	
	DPK	2,21	±0,4	
Bego Varseo Smile Temp	VSO	0,2	±0,02	F=55,11 p=0,001*
	VSM	0,5	±0,1	
	VSK	0,89	±0,16	
Ammann Girbach Ceramill Temp	CTO	0,2	±0,02	F=214,12 p=0,001*
	CTM	0,39	±0,05	
	CTK	0,87	±0,07	
Gc Cerasmart	CSO	0,24	±0,02	F=208,59 p=0,001*
	CSM	0,63	±0,05	
	CSK	0,97	±0,08	

* p<0.05

Tablo 4. Yüzey Pürüzlülük Ra, Standart Sapma ve Ortalamalarına İlişkin İstatistiksel Tanımlayıcılar

Geçici materyallerine ilişkin Ra yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0.05$). Grup içi karşılaştırmada ise tüm gruplarda yüzey işlemleri sonrası pürüzlülük azalmıştır ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). En düşük Ra değeri VSO ($0,2 \pm 0,02$) ve CTO ($0,2 \pm 0,02$) gruplarında, en yüksek Ra değeri ise DPK ($2,21 \pm 0,4$) grubunda görüldü (Tablo 4). Her geçici materyaline ait gruplar kendi içerisinde incelendiğinde; optiglaze uygulanan örneklerde daha az pürüzlülük değerleri görülürken kontrol gruplarında bu değer en fazladır (Şekil 38).



Şekil 38. Örneklere Ait Ra Değer Grafiği

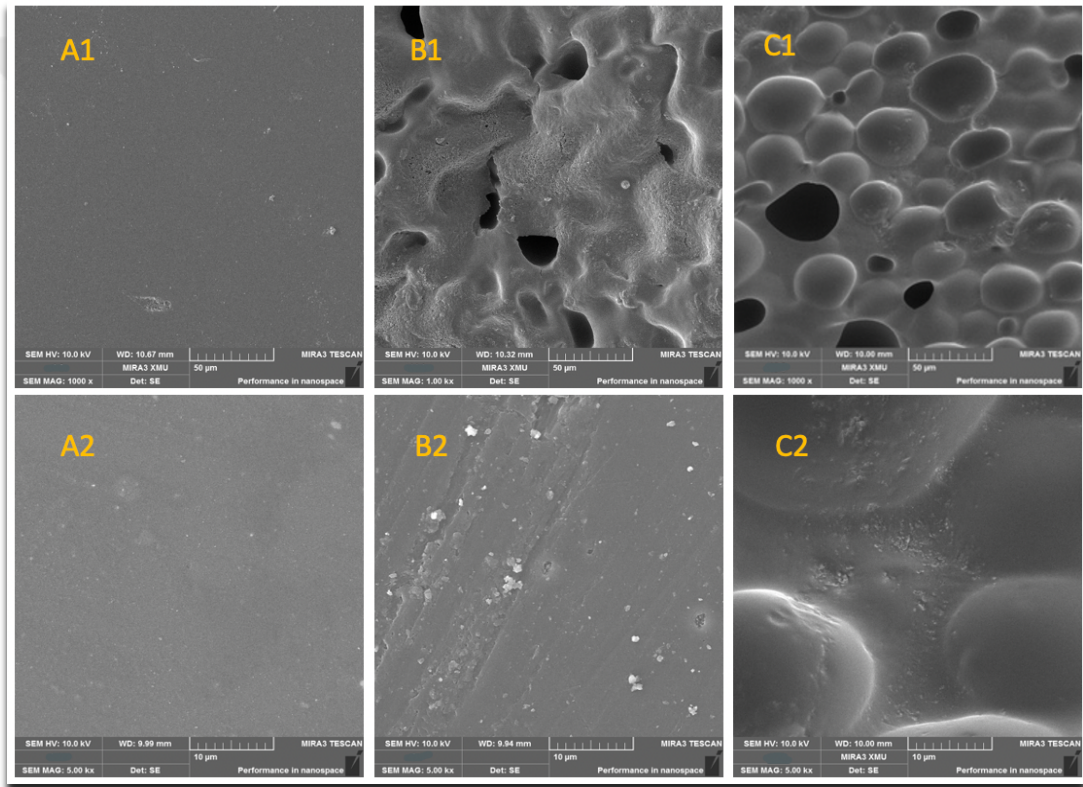
Tüm materyallerin optiglaze uygulanmış gruplarına ait Ra değerleri karşılaştırıldığında; DPO-VSO, DPO-CTO grupları arasında önemli farklılık bulundu ($p<0.05$). Ra değeri en yüksek DPO (0,28) grubunda; en düşük VSO (0,20) ve CTO (0,20) gruplarında görüldü (Tablo 4).

Tüm materyallerin mekanik polisaj yapılmış grupların Ra ölçümleri karşılaştırıldığında; DPM- VSM, DPM-CTM ve CTM- CSM grupları arasında önemli farklılık bulundu ($p<0.05$). Ra değeri en yüksek DPM (0,68); en düşük CTM (0,39) grubunda görüldü (Tablo 4).

Tüm materyallerin kontrol grupları karşılaştırıldığında diğer gruplara ait Ra ölçümlerinde DPK-VSK, DPK-CTK ve DPK-CSK grupları arasındaki farklılık önemli bulundu ($p<0.05$). Ra değeri en yüksek DPK (2,21); en düşük CTK (0,87) grubunda görüldü (Tablo 4).

4.1.1 Yüzey Pürüzlülük SEM Analiz Bulguları

Her gruptan birer örneğe yapılan SEM analiz görüntüleri aşağıda gösterilmektedir (Şekil 39, 40, 41, 42).



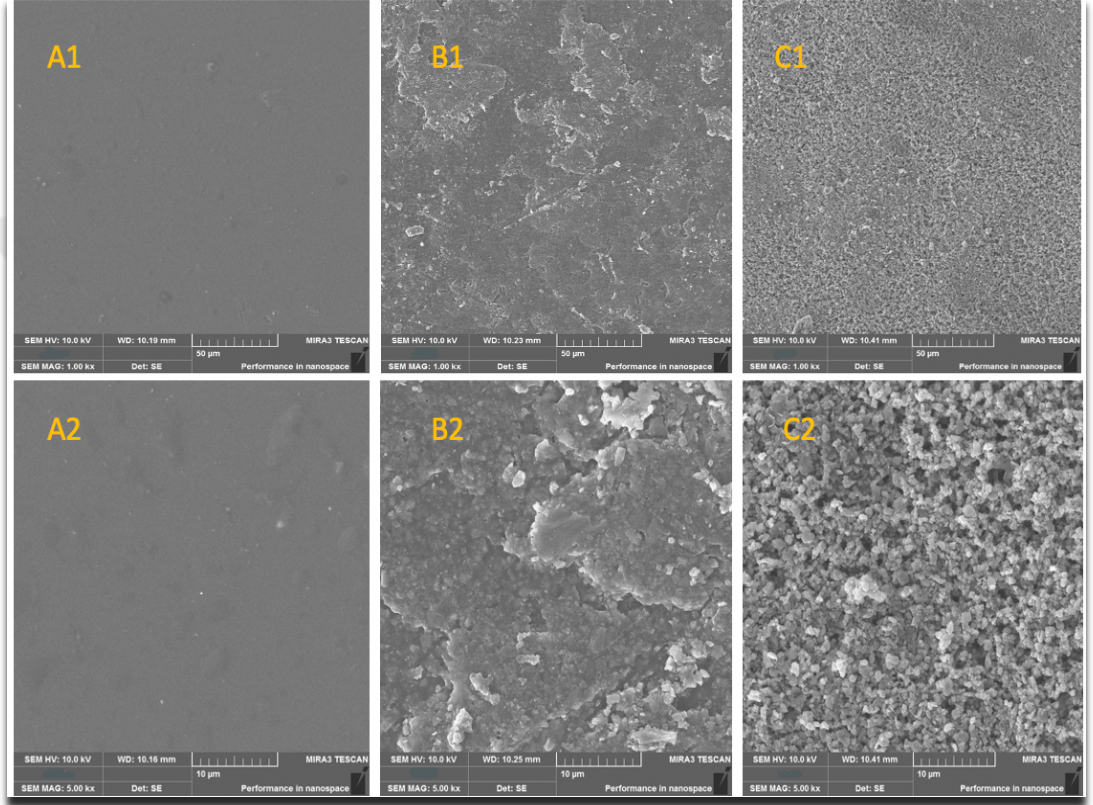
Şekil 39. Kulzer Dentalon Plus Gruplarına Ait SEM Görüntüleri

A1, A2: DPO örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

B1, B2: DPM örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

C1, C2: DPK örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

Dentalon Plus'a ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinde DPM ve DPK grubunda görülen gözenekli ve girintili yüzey yapısının DPO grubunda olmadığı, bununla beraber optiglaze'nin yüzeydeki boşluklu alanlara nüfuz ederek daha düzgün ve homojen bir yüzey kazandırdığı gözlemlendi (Şekil 39).



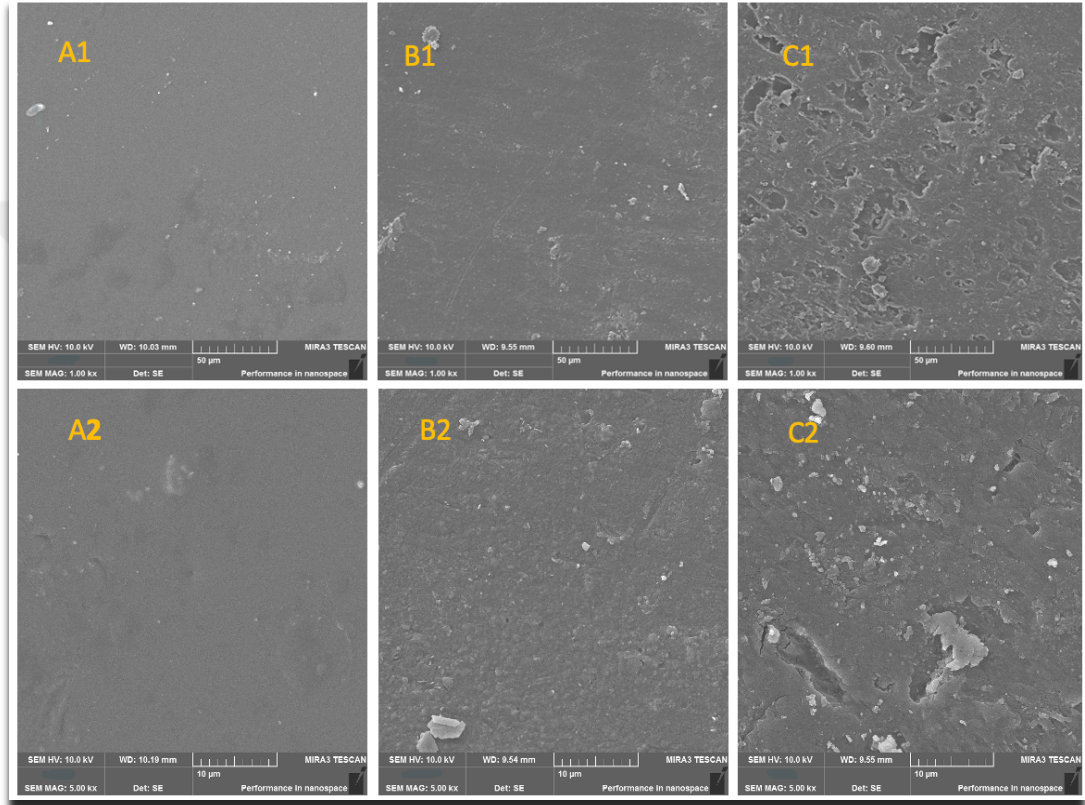
Şekil 40. Bego Varseo Smile Temp Gruplarına Ait SEM Görüntüleri

A1, A2: VSO örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

B1, B2: VSM örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

C1, C2: VSK örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

Varseo Smile Temp'e ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinde optiglaze uygulaması ile VSO örneğin yüzey yapısının düzgün ve homojen; mekanik polisaj uygulanan VSM örneğinde polisaj disklerine bağlı izlerin ve kalıntıların olduğu gözlemlendi. VSK grubunda ise polimerizasyonu tam olmayan ve uzaklaştırılamayan rezin monomerlerden kaynaklı olduğu düşünülen yaygın gözenekli bir yüzey yapısı görüldü (Şekil 40).



Şekil 41. Amman Girrbach Ceramill Temp Gruplarına Ait SEM Görüntüleri

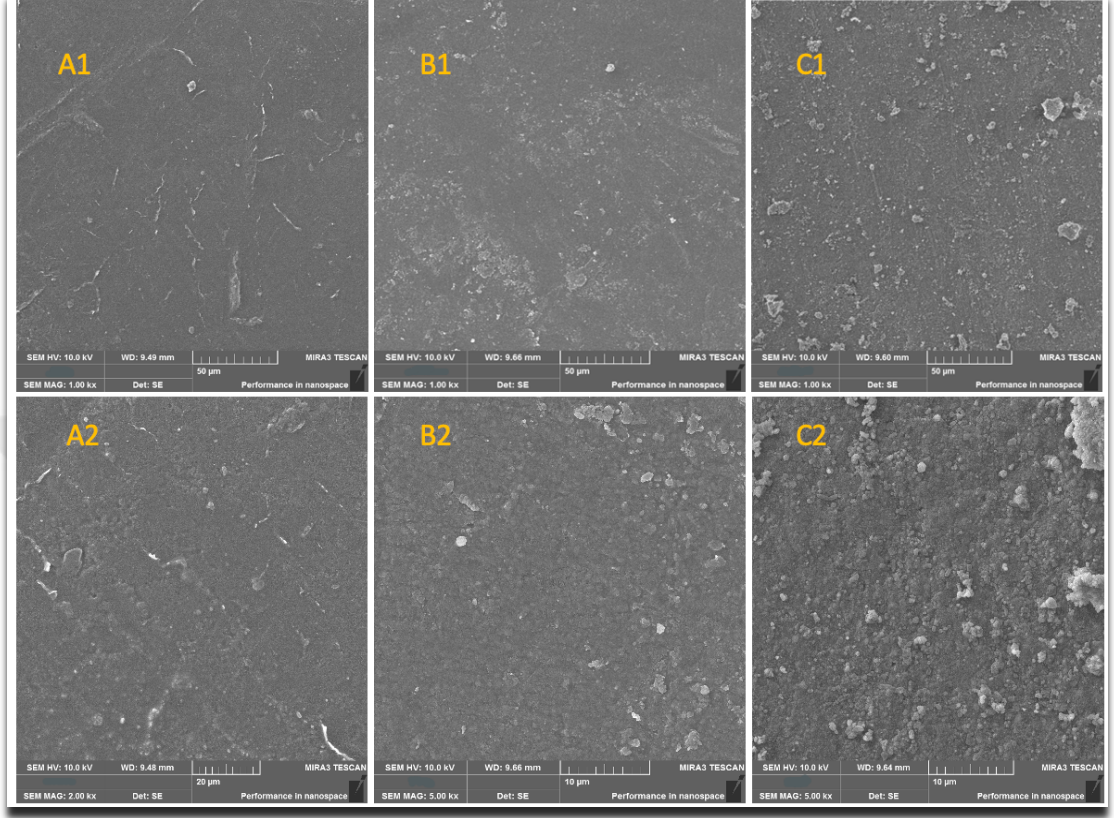
A1, A2: CTO örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

B1, B2: CTM örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

C1, C2: CTK örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

Ceramill Temp'e ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinde CTO örneğinin birkaç tane partikül dökülmesi dışında yüzey yapısının düzgün ve homojen olduğu ve

genel anlamda CTM örneklerle benzer yapı gözlemlendi. CTK grubunda ise daha düzensiz, girintili yüzey yapısı görüldü (Şekil 41).



Şekil 42. GC Cerasmart Gruplarına Ait SEM Görüntüleri

A1, A2: CSO örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

B1, B2: CSM örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

C1, C2: CSK örneğin sırasıyla 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

Cerasmart'a ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinde CSO örneğin yüzeyinde yer yer glaze artıkları, fırça izleri; CSM grubunda mekanik polisaja bağlı izler görülmektedir. CSK grubunda ise daha düzensiz ve pürüzlü yüzey yapısı gözlemlendi (Şekil 42).

4.2 Sabit Geçici Dental Materyallerin Antimikrobiyal Değerlendirme Bulguları (cfu/ml)

Bakteriyel adezyon deney sonucunda her gruba ait cfu/ml değerleri hesaplandı.

	GRUPLAR (N=6)	24. SAAT (cfu/ml)	Standart Sapma	SONUÇ
Kulzer Dentalon Plus	DPO	12666,66	±2065,59	F=49,55 p=0,001*
	DPM	19833,33	±2714,16	
	DPK	27333,33	±3265,98	
Bego Varseo Smile Temp	VSO	9666,66	±3669,69	F=22,42 p=0,001*
	VSM	18333,33	±2338,09	
	VSK	21666,66	±3444,8	
Amann Girrbach Ceramill Temp	CTO	11666,66	±2961,8	F=0,38 p=0,686
	CTM	13166,66	±3125,16	
	CTK	18333,33	±2422,12	
GC Cerasmart	CSO	12333,33	±2449,48	F=43,75 p=0,001*
	CSM	20666,66	± 3265,98	
	CSK	24833,33	±983,19	

* p<0.05

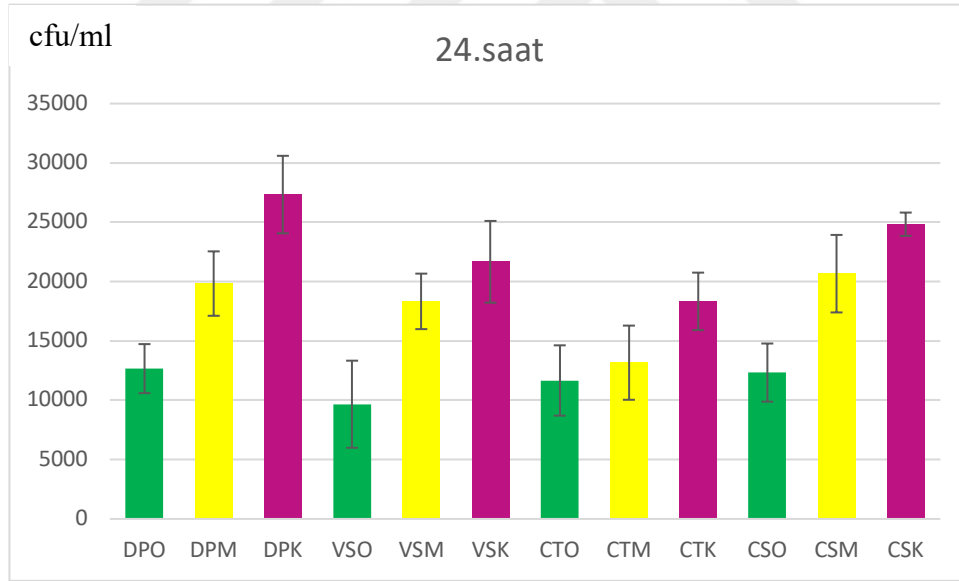
Tablo 5. Bakteriyel Adezyon Testi 24. Saat cfu/ml Değer İstatistikleri

Bakteriyel adezyon testi 24. Saat cfu/ml değer istatistikleri tablosu incelendiğinde; Kulzer Dentalon Plus grubuna ait tüm gruplarda 24. Saat bakteriyel adezyon ölçümleri arasında anlamlı farklılık bulundu (p<0.05). En yüksek *S.Mutans* adezyonu DPK (27333,33 cfu/ml) grubunda, en düşük DPO (12666,66 cfu/ml) grubunda görüldü (Tablo 5).

Bego Varseo Smile Temp gruplarına ilişkin 24. Saat bakteriyel adezyon değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Gruplara ait ölçümler ikişerli karşılaştırıldığında VSO-VSM, VSO-VSK arasında anlamlı farklılık bulunurken VSM-VSK arasındaki fark anlamsızdır ($p>0.05$). En fazla *S.Mutans* adezyonu VSK (21666,66 cfu/ml) grubunda; en az VSO (9666,66 cfu/ml) grubundadır (Tablo 5).

Amann Girschbach Ceramill Temp gruplarına ilişkin 24. Saat bakteriyel adezyon değerleri karşılaştırıldığında en fazla CTK (18333,33 cfu/ml) grubunda adezyon gözlemlendi. Ancak bu fark istatistiksel anlamlı değildir ($p>0.05$) (Tablo 5).

GC Cerasmart gruplarına ilişkin 24.saat bakteriyel adezyon değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Bakteriyel adezyon en düşük CSO (12333,33 cfu/ml), en yüksek CSK (24833,33 cfu/ml) grubunda gözlemlendi (Tablo 5).



Şekil 43. Gruplara Ait 24. Saat Bakteriyel Adezyon Değer Grafiği

Bakteriyel adezyon testi 24. Saat cfu/ml değer grafiği incelendiğinde bakteriyel adezyon en fazla DPK grubunda, en az VSO grubunda gözlemlendi (Şekil 43).

GRUPLAR (N=6)	72. SAAT (cfu/ml)	Standart Sapma	SONUÇ
Kulzer Dentalon Plus	DPO	50333,33	±4457,20
	DPM	288333,33	±25625,50
	DPK	486666	±48442,40
Bego Varseo Smile Temp	VSO	40666,66	±5750,36
	VSM	211666,66	±27141,60
	VSK	365000	±35637,05
Amann Girrbach Ceramill Temp	CTO	36333,33	±3286,33
	CTM	56666,66	±7201,85
	CTK	323333,33	±26583,20
GC Cerasmart	CSO	42666,66	±3932,76
	CSM	251666,66	±22286,01
	CSK	456666,66	±38815,80

* p<0.05

Tablo 6. Bakteriyel Adezyon Testi 72. Saat cfu/ml Değer İstatistikleri

Geçici materyallere ait bakteriyel adezyon testi 72. Saat değer istatistikleri tablosu incelendiğinde tüm gruplar arasında anlamlı farklılık görüldü ($p<0.05$). Bakteriyel adezyon en fazla DPK (486666 cfu/ml) grubunda izlenirken en az VSO (40666,66 cfu/ml) grubunda gözlemlendi (Tablo 6).

GRUPLAR	ALT GRUPLAR (N=6)	24.SAAT (cfu/ml)	72.SAAT (cfu/ml)	SONUÇ
Kulzer Dentalon Plus	DPO	12666,66±2065,59	50333,33±4457,20	t=25,07 p=0,001*
	DPM	19833,33±2714,16	288333,33±25625,50	t=26,74 p=0,001*
	DPK	27333,33±3265,98	486666±48442,40	t=23,71 p=0,001*
Bego Varseo Smile Temp	VSO	9666,66±3669,69	40666,66±5750,36	t=8,71 p=0,001*
	VSM	18333,33±2338,09	211666,66±27141,60	t=18,16 p=0,001*
	VSK	21666,66±3444,8	365000±35637,05	t=24,23 p=0,001*
Amann Girrbach Ceramill Temp	CTO	11666,66±2961,8	36333,33±3286,33	t=1,53 p=0,185
	CTM	13166,66±3125,16	56666,66±7201,85	t=20,61 p=0,001*
	CTK	18333,33±2422,12	323333,33±26583,20	t=29,53 p=0,001*
GC Cerasmart	CSO	12333,33±2449,48	42666,66±3932,76	t=42,59 p=0,001*
	CSM	20666,66± 3265,98	251666,66±22286,01	t=24,67 p=0,001*
	CSK	24833,33±983,19	456666,66±38815,80	t=26,94 p=0,001*

* p<0.05

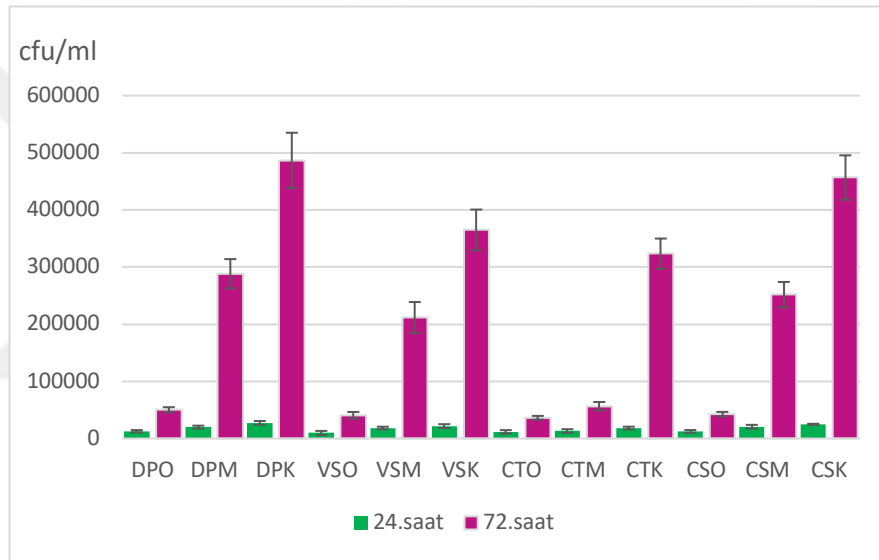
Tablo 7. Gruplara Ait 24 ve 72. Saat Bakteriyel Adezyon Değer Dağılımı

Gruplara ait 24 ve 72. Saat bakteriyel adezyon değer dağılım tablosu incelendiğinde gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Bakteriyel adezyon en düşük 24. Saat sonunda VSO (9666,66 cfu/ml) grubunda, en yüksek 72. Saat sonunda DPK (486666 cfu/ml) grubunda görüldü (Tablo 7).

Tüm materyallerin optiglaze uygulanmış grupları karşılaştırıldığında gruplara ait 24. Saat bakteriyel adezyon ölçümleri arasındaki farklılıklar önemsiz bulundu ($p>0.05$). Bakteriyel adezyon 72. Saat ölçümleri karşılaştırılırken önemli farklılıklar bulundu ($p<0.05$). Gruplar ikişerli karşılaştırıldığında DPO-VSO, DPO-CTO ve DPO-CSO grupları arasındaki fark önemlidir (Tablo 7).

Tüm materyallerin mekanik polisaj 24. Saat bakteriyel adezyon ölçümleri karşılaştırıldığında DPM-CTM, VSM-CTM ve CTM-CSM grupları arasında anlamlı farklılık bulunurken ($p<0.05$); 72. saat ölçümleri karşılaştırıldığında tüm gruplar arasında anlamlı farklılık gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 7).

Tüm materyallerin kontrol grupları karşılaştırıldığında gruplara ait 24. Saat bakteriyel adezyon ölçümlerinde DKP-VSK, DPK-CTK grupları arasındaki fark önemli bulunurken ($p<0.05$); 72. saat ölçümleri karşılaştırıldığında DPK-VSK, DPK-CTK, VSK-CSK, CTK-CSK grupları arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$) (Tablo 7).



Şekil 44. Gruplara Ait 24 ve 72. Saat Bakteriyel Adezyon Değer Grafiği

Gruplara ait 24 ve 72. Saat bakteriyel adezyon değer grafiği incelendiğinde tüm materyallerde 72. Saatte 24. Saate oranla daha fazla *S. Mutans* adezyonu gözlemlendi. Materyaller kendi içerisinde değerlendirildiğinde kontrol gruplarında optiglaze ve mekanik polisaj gruplarına göre daha fazla bakteri adezyonu görüldü (Şekil 44).

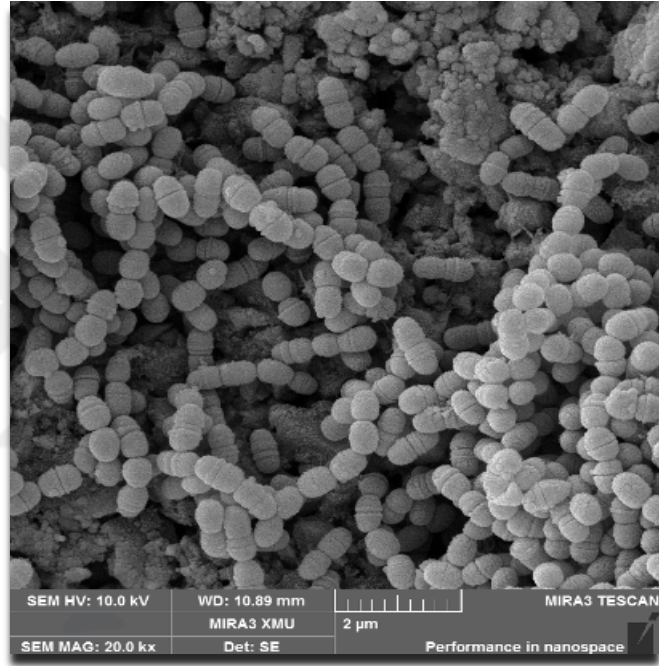
4.2.1 Antibakteriyel Etkinin Disk Difüzyon Testi Bulguları

Steril eküvyon çubukla agar yüzeyine yayma ekimi yapılan *S. Mutans* üzerine örnekler belirli aralıklarla yerleştirildi. Pozitif kontrol için kloramfenikol antibiyotik

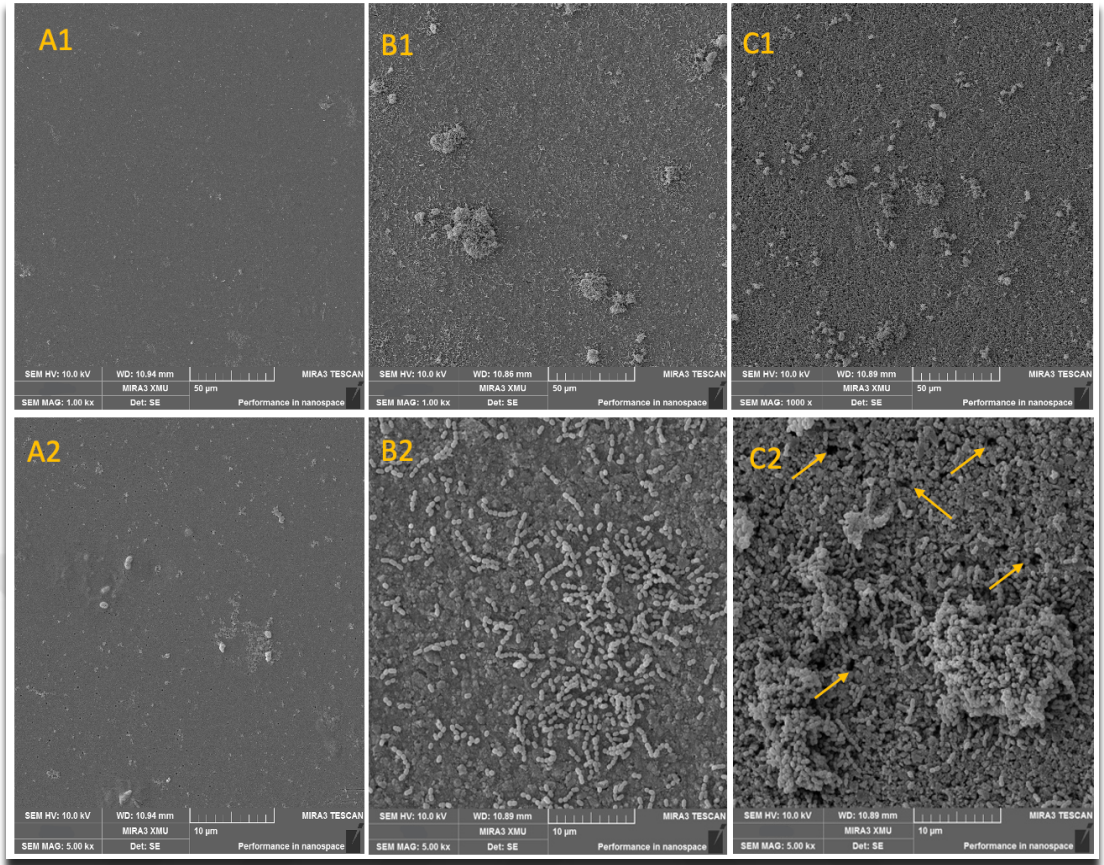
petrinin ortasına konuldu. Anaerob kavanoza yerleştirilen petriler 37°C’de %5-7 CO₂’li ortamda 24 saat boyunca inkübe edildi. 24 saatin sonunda petrilerde yer alan örneklerin etrafında herhangi bir inhibisyon zonu oluşmadı.

4.2.2 Bakteriyel Adezyon SEM Analizi Bulguları

Sabit geçici protez materyallerine ait 1.00kx ve 5.00kx büyütmedeki SEM görüntüleri sırasıyla gösterilmektedir.



Şekil 45. Çalışmada Elde Edilen Streptococcus Mutans 20.000kx SEM Görüntüsü



Şekil 47. Varseo Smile Temp Gruplarına Ait SEM Görüntüleri

A1, A2: sırasıyla VSO örneğin 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

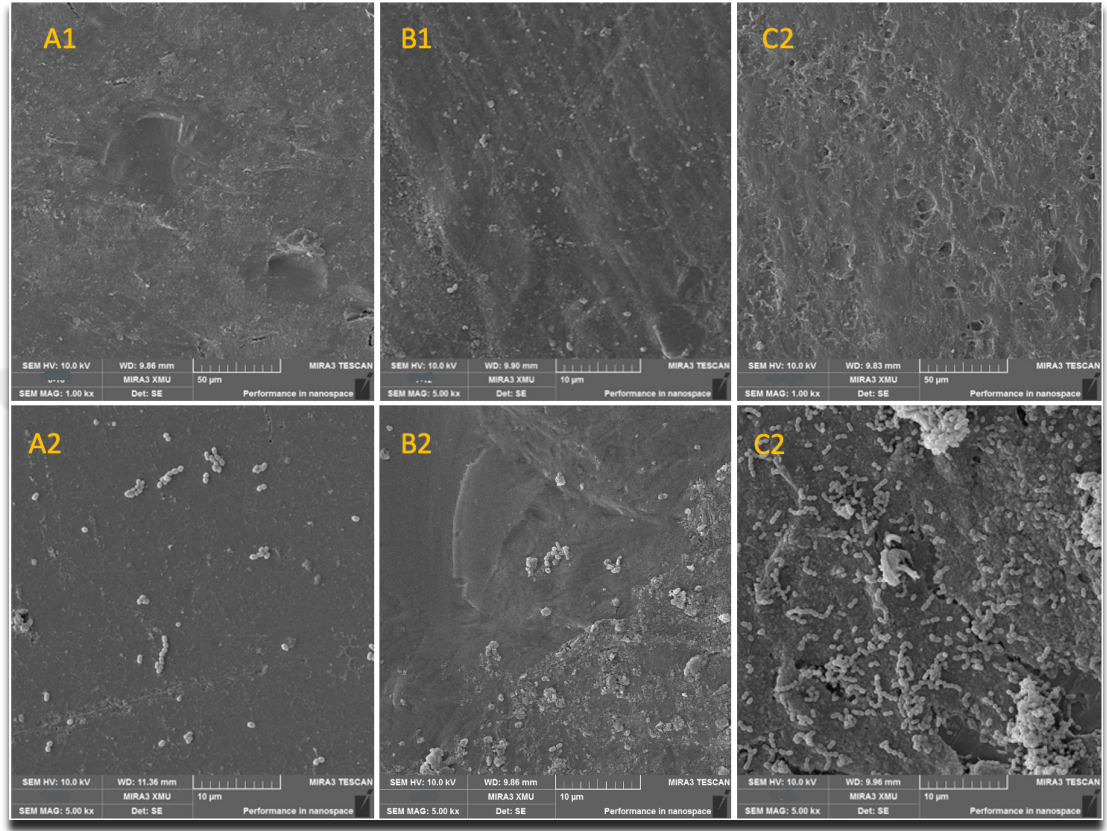
B1, B2: sırasıyla VSM örneğin 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

C1, C2: sırasıyla VSK örneğin 1.00kx ve 5.00kx büyütmede SEM görüntüsü

Varseo Smile Temp'e ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinden en fazla yüzey düzensizliği ve bakteri adezyonu VSK grubunda izlenmiş olup kümelenmiş olarak *S.Mutanslar* görüldü (Şekil 42).

3D üretimle elde edilen Varseo Smile Temp materyali VSK grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde örnek yüzeyinde tam polimerize olmamış ve yüzeyden

uzaklaştırılmamış artık monomerlerden kaynaklı daha gözenekli yapı oklarla gösterilmektedir (Şekil 47) (C2).



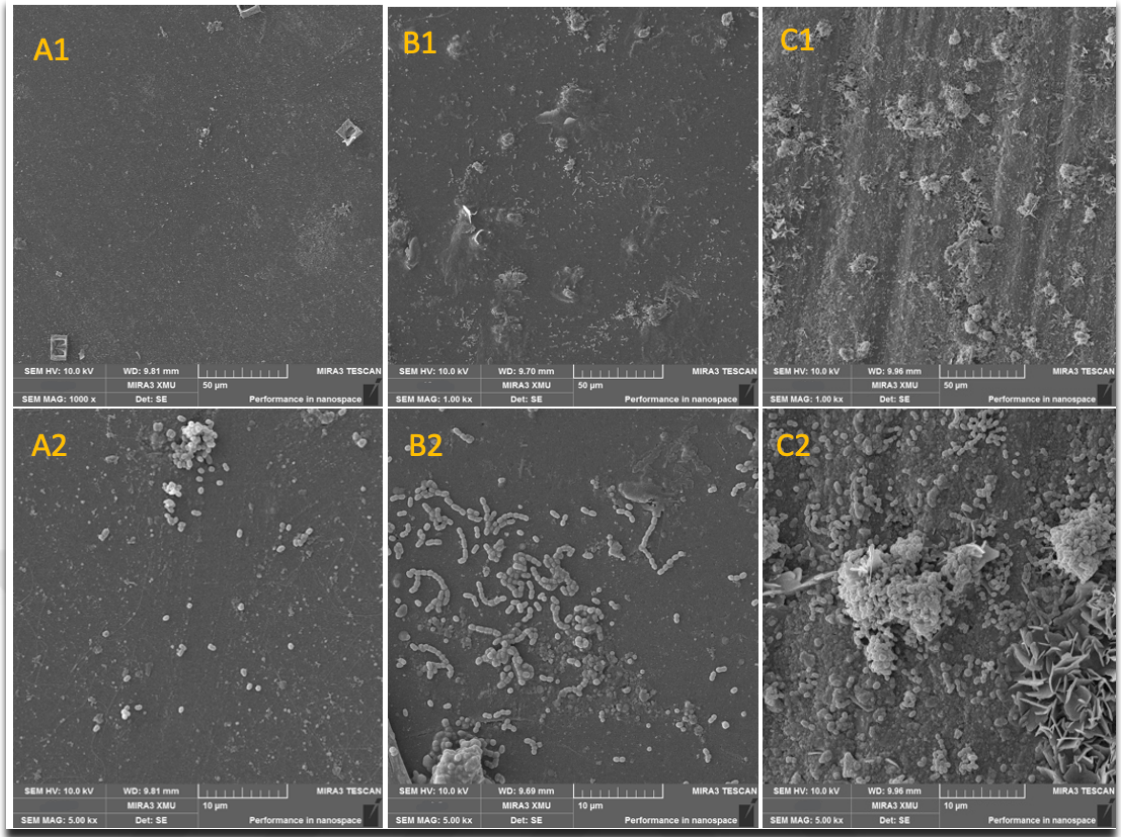
Şekil 48. Ceramill Temp Gruplarına Ait SEM Görüntüleri

A1, A2: sırasıyla CTO örneğin 1.00kx ve 5.00kx büyütmede sem görüntüsü

B1, B2: sırasıyla CTM örneğin 1.00kx ve 5.00kx büyütmede sem görüntüsü

C1, C2: sırasıyla CTK örneğin 1.00kx ve 5.00kx büyütmede sem görüntüsü

Ceramill Temp'e ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinde en fazla *S.Mutans* adezyonu ve yüzey düzensizliği CTK grubunda izlenip yaygın yerleşimli olarak bakteriler görüldü (Şekil 48).



Şekil 49. Cerasmart Gruplarına Ait SEM Bulguları

A1, A2: sırasıyla DPO örneğın 1.00kx ve 5.00kx büyütmede sem görüntüsü

B1, B2: sırasıyla DPM örneğın 1.00kx ve 5.00kx büyütmede sem görüntüsü

C1, C2: sırasıyla DPK örneğın 1.00kx ve 5.00kx büyütmede sem görüntüsü

Cerasmart'a ait grupların SEM görüntüleri değerlendirildiğinde en fazla *S.Mutans* adezyonu ve yüzey düzensizliğinin CSK grubunda olduğu görüldü (Şekil 49).

4.3 Sabit Geçici Dental Materyallerin Sitotoksosite Bulguları

Sitotoksosite deney bulguları için MTT testi ve xCELLİgence analiz sonucunda her gruba ait hücresel canlılık yüzdeleri hesaplandı.

% HÜCRESEL CANLILIK				
GRUPLAR (N=6)		24.SAAT	STANDART SAPMA	SONUÇ
Kulzer Dentalon Plus	DPO	106,8	±5,07	F=1,49 p=0,257
	DPM	104,88	±1,16	
	DPK	103,38	±2,92	
Bego Varseo Smile Temp	VSO	109,08	±5,09	F=9,50 p=0,002*
	VSM	100,04	±2,18	
	VSK	98,29	±5,72	
Amann Girrbach Ceramill Temp	CTO	103,9	±1,04	F=12,67 p=0,001*
	CTM	98,93	±4,08	
	CTK	96,35	±1,22	
GC Cerasmart	CSO	104,97	±1,8	F=9,66 p=0,002*
	CSM	101,76	±4,71	
	CSK	96,16	±3,4	

* p<0.05

Tablo 8. Sitotoksosite Testi 24. Saat Hücre Canlılık Değer İstatistikleri

Sitotoksosite Testi 24. Saat Hücre Canlılık Değer İstatistikleri tablosu incelendiğinde; Kulzer Dentalon Plus grubuna ait 24. Saat hücresel canlılık ölçümleri $DPK < DPM < DPO$ olmakla beraber aralarındaki farklılık önemsiz bulundu ($p > 0.05$) (Tablo 8).

Bego Varseo Smile Temp gruplarına ilişkin 24. Saat hücre canlılık değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Hücresel canlılık değer sıralaması $VSK<VSM<VSO$ şeklindedir (Tablo 8).

Amann Girrbach Ceramill Temp gruplarına ilişkin 24. Saat değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Hücre canlılık sıralaması $CTK<CTM<CTO$ şeklindedir (Tablo 8).

GC Cerasmart gruplarına ilişkin 24. Saat değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Hücre canlılık sıralaması $CSK<CSM<CSO$ şeklindedir (Tablo 8).

% HÜCRESEL CANLILIK			
GRUPLAR (N=6)	72.SAAT	STANDART SAPMA	SONUÇ
DPO	109,38	$\pm 5,18$	F=4,73 p=0,026
DPM	109,15	$\pm 1,48$	
DPK	106,06	$\pm 1,38$	
VSO	98,4	$\pm 12,68$	F=18,85 p=0,001*
VSM	83,48	$\pm 2,09$	
VSK	71,57	$\pm 2,66$	
CTO	106,86	$\pm 5,78$	F=11,54 p=0,001*
CTM	104,2	$\pm 9,41$	
CTK	90,39	$\pm 1,96$	
CSO	104,59	$\pm 1,2$	F=18,29 p=0,001*
CSM	86,99	$\pm 13,96$	
CSK	75,73	$\pm 3,4$	

* $p<0.05$

Tablo 9. Sitotoksosite Testi 72. Saat Hücre Canlılık Değer İstatistikleri

Sitotoksosite testi 72. Saat hücre canlılık değer tablosu incelendiğinde; Kulzer Dentalon Plus grubuna ait 72. Saat hücre canlılık değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Hücre canlılık sıralaması $DPK<DPM<DPO$ şeklindedir (Tablo 9).

Bego Varseo Smile Temp gruplarına ilişkin 72. Saat hücre canlılık değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Hücre canlılık sıralaması $VSK<VSM<VSO$ şeklindedir (Tablo 9).

Amann Girrbach Ceramill Temp gruplarına ilişkin 72. Saat değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Hücre canlılık sıralaması $CTK<CTM<CTO$ şeklindedir (Tablo 9).

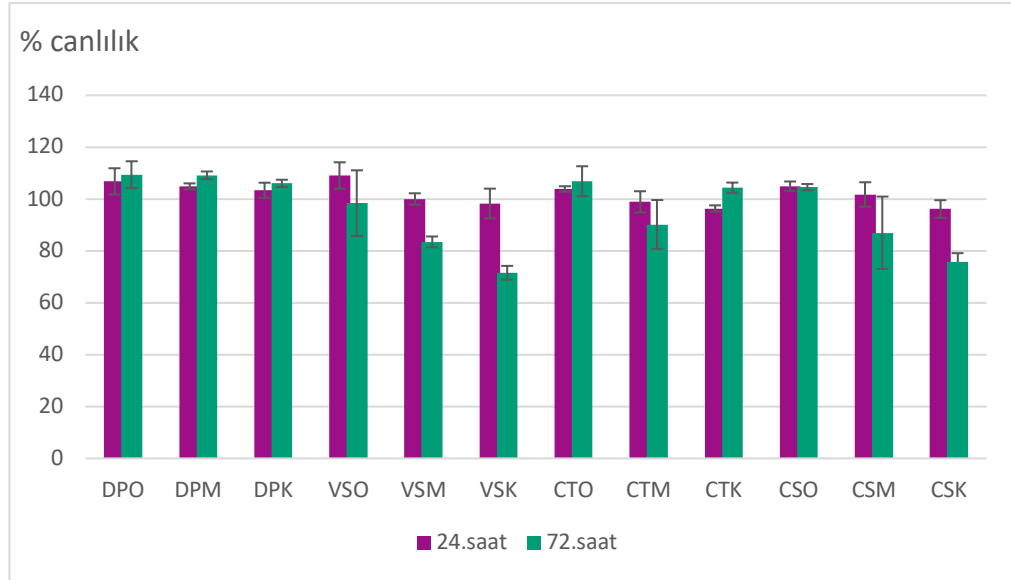
GC Cerasmart gruplarına ilişkin 72. Saat değerleri karşılaştırılırken istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Hücre canlılık sıralaması $CSK<CSM<CSO$ şeklindedir (Tablo 9).

% HÜCRESEL CANLILIK				
GRUPLAR (N=6)		24. SAAT	72. SAAT	SONUÇ
Kulzer Dentalon Plus	DPO	106,8±5,07	109,38±5,18	t=0,15 P=0,883
	DPM	104,88±1,16	109,15±1,48	t=13,62 p=0,0001*
	DPK	103,38±2,92	106,06±1,38	t=2,33 P=0,067
Bego Varseo Smile Temp	VSO	109,08±5,09	98,4±12,68	t=3,36 P=0,020*
	VSM	100,04±2,18	83,48±2,09	t=12,12 P=0,001*
	VSK	98,29±5,72	71,57±2,66	t=9,48 P=0,001*
Amann Girrbach Ceramill Temp	CTO	103,9±1,04	106,86±5,78	t=1,51 P=0,191
	CTM	98,93±4,08	104,2±9,41	t=2,94 p=0,031*
	CTK	96,35±1,22	90,39±1,96	t=6,15 p=0,001*
Gc Cerasmart	CSO	104,97±1,8	104,59±1,2	t=0,34 p=0,748
	CSM	101,76±4,71	86,99±13,96	t=2,05 p=0,095
	CSK	96,16±3,4	75,73±3,4	t=89,04 p=0,001*

* p<0.05

Tablo 10. Sitotoksiste Test Sonucu 24 ve 72. Saat Hücre Canlılık Değer İstatistikleri

Farklı yüzey işlemleri uygulanmış sabit geçici materyallerin ve 24 ve 72. Saat inkübasyon periyotlarının sitotoksiste test sonucu hücre canlılık değer istatistikleri Tablo 10'da gösterilmiştir. Materyallere ait 24 ve 72. Saat hücre canlılık ölçümleri değerlendirildiğinde; Bego Varseo Smile Temp'in tüm gruplarında, GC Cerasmart'ın tüm gruplarında, Amman Girrbach Ceramill Temp kontrol grubunda hücresel canlılık değerlerinin düştüğü gözlemlendi (Tablo 10).



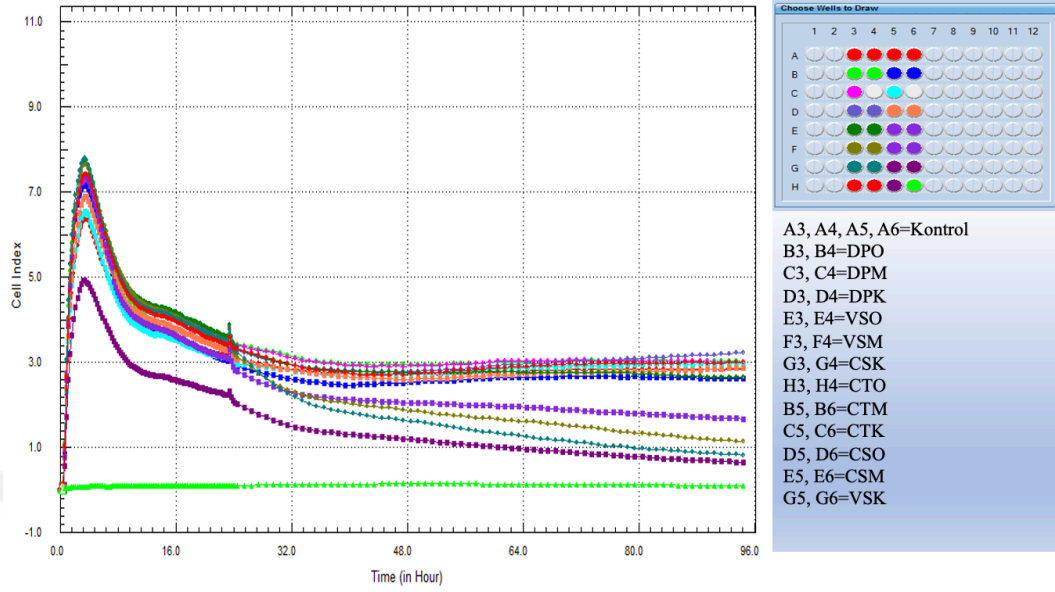
Şekil 50. Gruplara Ait 24.ve 72. Saat % Hücresel Canlılık Değer Grafiği

24 ve 72. saat periyotlarında materyallerin hücre canlılık değerleri karşılaştırıldığında, 24. saatlik inkubasyon sonunda en düşük hücre canlılığı CSK grubu gösterirken; en yüksek hücre canlılık değeri VSO grubunda gözlemlendi. 72.saat inkubasyon sonucunda en düşük hücre canlılığı VSK grubunda, en yüksek canlılık değeri ise DPO grubunda gözlemlendi (Şekil 50).

Tüm materyallerin optiglaze uygulanmış grupları karşılaştırıldığında ana gruplara ait 24 ve 72. Saat toksisite ölçümleri arasındaki farklılık önemsiz bulundu ($p>0.05$).

Tüm materyallerin mekanik polisaj uygulanmış grupların 24. Saat toksisite ölçümleri karşılaştırıldığında sadece DPM-CTM; 72.saat ölçümleri karşılaştırıldığında DPM-VSM grupları arasındaki farklılık önemli bulundu ($p<0.05$).

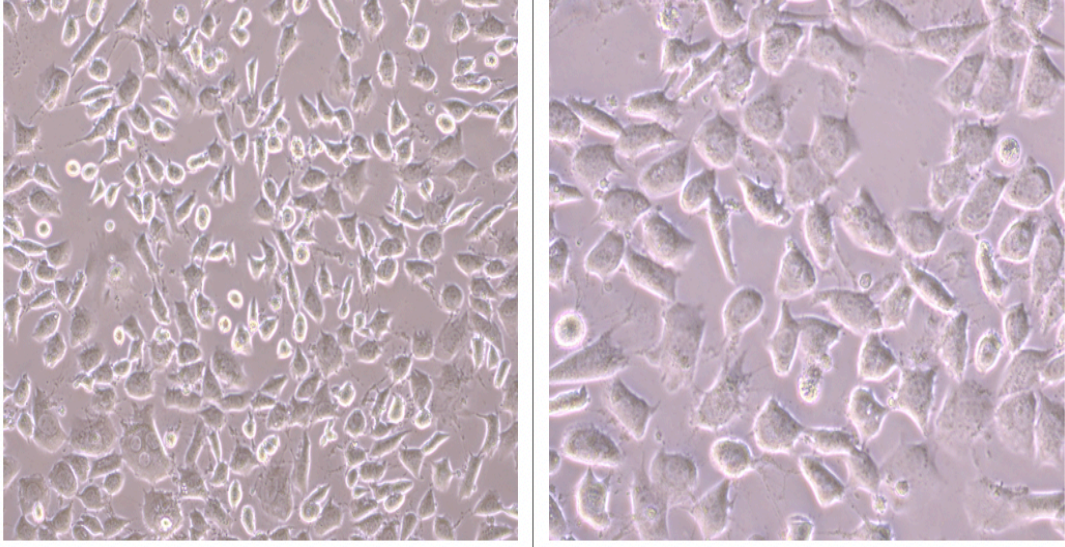
Kontrol grupları karşılaştırıldığında ana gruplara ait 24. Saat toksisite ölçümlerinde sadece DPK-CSK grupları önemli farklılık oluştururken; 72. Saat toksisite ölçümleri karşılaştırıldığında DPK-VSK, DPK-CSK, VSK-CTK, VSK-CSK, CSK-CTK grupları arasındaki farklılık anlamlı bulundu ($p<0.05$).



Şekil 51. Çalışmadan Elde Edilen Xcelligence Diyagramı

Geçici materyallere ait örneklerin 72. Saat inkübasyonu sunucunda elde edilen sıvı ekstraktlar gerçek zamanlı hücre analiz (xcelligence) sistemi ile de incelendi. Materyallere ait xCELLigence diyagramı (Şekil 51) incelendiğinde en düşük hücre canlılık değerinin Bego reçine kontrol (VSK) grubunda olduğu gözlemlendi. Aynı materyale ait gruplarda farklı hücresel canlılık değerlerine rastlandı. Optiglaze uygulanan gruplar, mekanik polisaj gruplarına göre daha fazla hücresel canlılık değeri gösterdi. Optiglaze uygulamasının toksik etkiyi azalttığı gözlemlendi. Uygulanan yüzey polisaj işlemleri hücre canlılık değerleri üzerinde önemli bulundu.

Gerçek zamanlı hücre analiz(xCELLigence) verileri MTT sitotoksosite testi sonuçlarını destekler niteliktedir.



Şekil 52. Sitotoksisite deneyinde kullanılan insan fibroblast hücrelerinin ışık mikroskopunda sırasıyla 20x ve 40x büyütmedeki görüntüsü

5.TARTIŞMA

Çalışmada oluşturulan hipotezimiz(h₀); bitirme ve polisaj işlemleri uygulanan örneklerde yüzey pürüzlülük (Ra), bakteriyel adezyon (cfu/ml) ve sitotoksosite değerleri (IC₅₀) değişimleri nedeniyle reddedildi.

Diş hekimliğinde kullanılmak üzere yeni geliştirilen materyaller klinik kullanıma sunulmadan önce bir dizi analizden geçer, in vivo ve in vitro testler yardımıyla bu materyallerin biyolojik özellikleri değerlendirilmektedir. Klinik testlerin daha güvenilir olduğu düşünülse de bunların uzun sürmesi, hasta takibi gerekliliği, etik sorunlar yaşanması ve standardizasyon zorluğu gibi birtakım dezavantajı vardır (Braga ve ark.,2010). Bu yüzden çalışmamızda in vitro yöntem tercih edildi.

Yüzey pürüzlülüğünün; estetik görünüm, biyouyumluluk, dental plak birikimi, sekonder çürük, dişeti irritasyonu ve restorasyon rengi üzerinde etkisi olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. (Bollenl ve ark.,1997; Luthardt ve ark.,2000). Hazırlanan geçici restorasyonlar diş eti ile temasta olduğundan biyouyumlu materyallerin kullanılması hücrenin proliferasyonuna ve dolayısıyla onarımına yardımcı olmaktadır(Fasbinder, 2013).

Pürüzlü yüzeylerin bakteri adezyonu ve biyofilm mekanizmasındaki net etkileri bakteri hücrelerinin şekli, büyüklüğü ve başka çevresel faktörlere bağlı olduğundan bakterilerin adezyonunu engelleyebilecek ideal bir pürüzlülük değeri bulunmamaktadır (Renner & Weibel, 2011). Bununla beraber 0,2 µm'nin üzerinde Ra değerine sahip yüzeylerde daha fazla plak birikimi, çürük ve periodontal enflamasyon meydana geldiği bildirilmiştir (Heintze ve ark.,2010). Restotatif materyallerin yüzeyinde gerçekleştirilen çeşitli polisaj işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyon miktarını azaltmada etkili olduğu bildirilmektedir (Aykent ve ark., 2010; Ionescu ve ark., 2012; Özarslan ve ark., 2022). Tüm bunlar hazırlanan restorasyonun hastaya teslim edilmeden önce yüzey polisajını gerektirmektedir.

Diş hekimliğinde birçok restorasyon yüzey polisaj sistemleri kullanılmaktadır; aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve keçeler, elmas/karbid frezler, lastikler, taşlar,

alüminyum oksit ve elmas parçacıkları içeren cila patları, disk ve bantlar örnek verilebilmektedir (Costa ve ark.,2010; Jefferies, 2007; Uctasli ve ark.,2007). Bu amaçla daha çok hibrit ve kompozit rezin içerikli materyallerde ışıkla polimerize edilmek üzere kullanılan glaze ajanları da bulunmaktadır (Gueth ve ark.,2013). Biz de çalışmamızda geçici materyallerin yüzeyinde mekanik polisaj ve optiglaze uygulamalarını seçtik.

Materyal yüzey özelliklerini değerlendirmek için birçok teknik ve cihaz mevcuttur. Yüzey profili analizi (profilometri), Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) bu amaç için kullanılmaktadır (Whitehead ve ark.,1999). Çalışmamızda topografya incelemesi için Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve profilometri cihazı (Mitutoyo Surftest/ SJ-301, Tokyo, Japonya) kullanıldı. Konvansiyonel profilometreler ile örnek yüzeyinde iki nokta arası doğrusal mesafeyi elmas uç yardımıyla ölçüldükten sonra yüzey pürüzlülük değeri Ra olarak ifade edilmektedir (Joniot ve ark.,2006). Dış hekimliğinde ortalama yüzey pürüzlülüğü değerini ifade eden Ra parametresi hesaplamaların kolay yapılabilmesi ve ekipmanlarının uygun maliyetinden dolayı sıklıkla tercih edilir (Al-Shammery ve ark.,2007). Ancak hazırlanan örnekler her zaman homojen olmayabilir, bu durumda ölçüm alanı örneğin tüm yüzeyini ifade etmeyebilir, farklı bölgelerden pürüzlülük ölçümü gerekebilmektedir (Janus ve ark.,2010). Bu nedenlerden ötürü çalışmamızda literatürde (Martínez-Gomis ve ark.,2003; Tholt ve ark.,2006) daha sık geçen Ra parametresi tercih edildi. Çalışmanın daha doğru sonuçlara ulaşması ve standardizasyonun sağlanması için örneğin 3 ayrı yerinden ölçüm yapıp ortalamaları alındı.

Şen ve arkadaşları, farklı polisaj uygulamalarının ardından geçici restorasyon materyallerinin yüzey pürüzlülüklerini araştırmışlardır. Profilometri ile ölçüm sonucunda polisaj işlemlerinin pürüzlülük üzerine etkili olduğu, polimetilmetakrilat materyallerinin daha iyi polisajlanabildiği sonucuna varmışlardır (Şen ve ark.,2002). Çalışmamızda yüzey polisaj işlemleri pürüzlülük üzerinde önemli bulunup polimetilmetakrilat materyalinin DPO (0,28) ve DPM (0,68) gruplarında kontrol grubu olan DPK (2,21)'ya göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü tespit edildi (Tablo 4).

Bir başka polisaj yöntemlerinden olan Optiglaze üretici firmanın önerileri doğrultusunda restorasyon yüzeyine ince tabaka ve tek kat olarak uygulanır, fırınlama gerektirmeden sadece ışıkla sertleştirilmektedir. Ağız içi ve ağız dışı uygulanabilir. Optiglaze, akışkan özelliğiyle yüzeydeki çatlak ve girintilere akar, yüzey düzensizliğini ortadan kaldırıp parlak, pürüzsüz ve homojen bir görünüm sağlamaktadır (Bertrand ve ark.,2000). Bizim çalışmamızda SEM görüntüleri değerlendirildiğinde konvansiyonel üretilen Dentalon Plus materyalinin DPM, DPK gruplarında düzensiz ve boşluklu yüzey yapısı görülürken DPO örneğin optiglaze uygulama sonucu yüzey girintilerine nüfuz ederek yüzeyde daha homojen ve düzgün bir yapı kazandırdığı SEM görüntülerinden anlaşılmaktadır (Şekil 39). Klinikte restorasyon uyumlamasından sonra yüzey polisajının bozulduğu durumlarda da ek seansa gerek duymadan restorasyon yüzey polisajı yapıp hastaya aynı seansta teslim edilebilmektedir.

Restorasyonlardaki pürüzlü yüzeylerin mikroorganizmalar için uygun bir ortam yarattığını belirten bir çalışmada üretilen restorasyon yüzeylerinde çok iyi polisaj yapılması gerektiği sonucuna ulaşmışlardır (Palomo & Peden, 1976). Çalıştığımız geçici kuron köprü materyallerinde yüzey polisaj işlemleri yapılmış olanlarda kontrol gruplarına göre daha az bakteri adezyonu olduğu görüldü. En fazla bakteriyel adezyon yüzey pürüzlülüğünün en yüksek olduğu DPK grubunda, en az ise yüzey pürüzlülüğün az olduğu VSO grubunda gözlemlendi (Tablo 7). Çalışmamızın sonuçları Palomo&Peden'nin çalışmasıyla paralellik göstermektedir.

Dental restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünün *Streptococcus Mutans* adezyonuna etkisinin in vitro incelendiği çalışmada yüzey pürüzlülüğü ile *S. Mutans* adezyonu arasında pozitif korelasyon bildirilmiştir (Contreras-Guerrero ve ark., 2020).

Teughels ve arkadaşları tarafından protez materyallerinin pürüzlülük, yüzey enerjisi, kimyasal yapı gibi yüzey özelliklerinin subgingival ve supragingival biyofilm oluşumundaki etkileri incelenmiştir. Materyal tipinin biyofilm oluşumunu etkilediğini ve 0.2 µm (Ra) üzerindeki pürüzlülük değerlerinin biyofilm oluşumunu kolaylaştırdığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda biyofilm oluşumunda en etkili faktörün yüzey pürüzlülüğü olduğunu ifade etmişlerdir (Teughels ve ark.,2006).

Çalışmada elde ettiğimiz verilerle uyumlu olup 4 materyal grubunda da yüzey pürüzlülüğünün fazla olduğu DPK, VSK, CTK ve CSK gruplarında bakteri adezyonu en yüksek değerdedir.

Kozmoz ve arkadaşları Amalgam, Co-Cr alaşımı, IPS InLine seramik, itriyumla stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya (TPZ), kompozit rezin, Au-Pt alaşımı ve diş yüzeyi gibi farklı dental materyallerin bakteri adezyonu üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Bakteri adezyonunu en düşük amalgamda, en yüksek ise diş yüzeylerinde gözlemlemişlerdir. Kozmoz ve ark., yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında pozitif ilişki bildirmişlerdir (Kozmoz ve ark., 2021).

Aykent ve arkadaşlarının farklı yüzey bitirme ve polisaj işlemlerinin pürüzlülük ve bakteri adezyonu üzerindeki etkisini incelediği bir çalışmada yüzey pürüzlülüğü ile *S. Mutans* bakteri adezyonu arasında pozitif korelasyon bildirmişlerdir (Aykent ve ark.,2010) .

Dantas ve arkadaşları farklı polisaj protokollerinin yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel adezyon üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Yüzey pürüzlülüğündeki azalmanın, bakteri adezyonundaki azalmayla doğrudan ilişkili olduğunu gözlemlemişlerdir (Dantas ve ark., 2016). Bulgularımızda polisajın yapılmadığı ve yüzey pürüzlülüğünün en yüksek seviyelerde olduğu DPK, VSK, CTK ve CSK gruplarında daha fazla bakteriyel adezyon görülmesi yukarıdaki çalışmayla uyumluluk göstermektedir (Tablo 7).

Polimetil metakrilat ve bis-akrilik rezin geçici restorasyonların polisaj öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğünün in vitro karşılaştırıldığı çalışmada Gantz ve arkadaşları bis-akril rezinlerde doldurucu büyüklüğü ile pürüzlülük arasında pozitif ilişki bildirmişlerdir. Polimetil metakrilat esaslı nano dolduruculu geçici materyalinde en düşük genel pürüzlülük değerleri gözlemlemişlerdir (Gantz ve ark.,2021). Materyal kompozisyonu yüzey pürüzlülüğünde etkili olduğunu ifade etmektedirler.

3D yöntemle üretilen geçici restorasyon malzemelerinin biyofilm oluşum etkisine bakıldığı çalışmada polisaj işlemlerinin, test edilen tüm materyallerde bakteriyel adezyonu azalttığı ve nihai restorasyonun başarısız olma riskini önemli

ölçüde düşürdüğü bildirilmiştir (Mazurek-Popczyk ve ark., 2022). Yüzey polisaj işlemleri yaptığımız 3D Varseo Smile Temp materyali VSO ve VSM gruplarında daha düşük bakteri adezyonu gözlenirken, VSK grubunda bakteri adezyonu yüksek gözlemlendi.

Özarslan ve arkadaşları farklı yüzey işlemlerinin vita enamic, lava ultimate ve cerasmart üzerindeki *S. Mutans* adezyonuna etkilerini inceledikleri çalışmalarında en yüksek bakteri adezyonu (cfu/ml) polisaj işlemi yapılmamış kontrol gruplarında olduğunu bildirmişlerdir (Özarslan ve ark.,2022). Bizim çalışmamızda Cerasmart materyalinde CSK (24833,33 cfu/ml) grubu en yüksek bakteri adezyonunu gösterirken CSO (12333,33 cfu/ml) grubu en iyi sonucu verdi (Tablo 5).

Literatürde yüzey özelliklerinin değerlendirilmesi için tek bir yöntem kullanılmasının hatalı sonuçlanabileceği bildirilmektedir (Dantas ve ark., 2016; Jefferies, 1998; Sang ve ark., 2021). Hücrelerin yaşayabilirliği ve proliferasyonu üzerinde etkisi olabileceğinden, materyal yüzey özelliklerinin detaylı analizinde SEM (taramalı elektron mikroskobu) görüntülemesi de önerilmektedir (Bieger ve ark., 2021; Souza ve ark., 2020). Çalışmamızda pürüzlülük ölçümü ve bakteriyel adezyon testlerinden sonra SEM analiz görüntüleri elde edildi.

Bu çalışmada elde ettiğimiz SEM görüntüleri değerlendirildiğinde optiglaze uygulanan gruplarda daha pürüzsüz, düzgün yüzey görülürken; mekanik polisaj yapılmış gruplarda kullanılan enstrümanlara bağlı çizikler ve porozitelerin olduğu yüzeyler gözlenmektedir. En fazla yüzey pürüzlülüğü ve düzensizliği ise yüzey polisaj işlemleri yapılmayan kontrol gruplarında görüldü (Şekil 39, 40, 41, 42). Bakteriyel adezyon testi sonrası SEM görüntüleri değerlendirildiğinde *S.Mutans* adezyonun en fazla kontrol, en az ise optiglaze uygulanmış gruplarda olduğunu genel anlamda desteklemektedir (Şekil 46, 47, 48, 49).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin biyoyumluluğunu değerlendirmek için birçok yöntem mevcuttur. Bunlar; canlılığı değerlendiren testler, hayatta kalımı değerlendiren testler, hücre proliferasyonunu değerlendiren testler, metabolik sitotoksiteyi değerlendiren testlerdir (R. I. Freshney, 2005). Çalışmamızda, hücre metabolizması değerlendirme testlerinden MTT testi kullanıldı. MTT testi; düşük

maliyeti, daha hassas sonuçlar vermesi ve uygulama kolaylığı gibi özelliklerinden dolayı günümüzde en sık tercih edilen sitotoksiste değerlendirme testlerinden biridir (Erkekoğlu & BAYDAR, 2021; Moharamzadeh, Brook, & Van Noort, 2009). Ancak hücrelerin sitotoksik etkilerinin analizi için tasarlanan tüm bu yöntemler, hücreleri yok eden veya daha ileri incelemelere izin vermeyen son test formatındadır. Bu durum toksik maddenin kinetiğini ve gerçek zamanlı analizini imkânsız hale getirmektedir. Oysaki toksiste, zaman ve doza bağlı olduğu için, farklı doz aralıklarının etkilerini ancak farklı zamanlarda incelenerek belirlenmesi ile mümkün olacaktır (Tokur & AKSOY, 2017). Gerçek zamanlı hücre analizi'nde herhangi bir invaziv işlem uygulanmadığından sitotoksiste deneylerinde hücrelerin fizyolojisi korunur. Hücrenin materyale verdiği yanıt aynı anda bilgisayar ekranına yansımaktadır (Reichl ve ark.,2006).

Sitotoksiste incelemelerinde sıklıkla kullanılan MTT testi gerçek zamanlı hücre analizi ile karşılaştırıldığında gerçek zamanlı hücre analiz sisteminin daha kesin sonuçlar sağladığı bildirilmektedir (Biosciences, 2013; Limame ve ark.,2012). Bu yüzden çalışmamızda deneyin gerçek zamanlı hücre analizine izin veren xCELLigence sistemi ile de yapılması uygun görüldü. Böylelikle deneyin istenilen belirli zaman aralıkları ile eş zamanlı takibi yapılarak daha kantitatif sonuçlar elde edilebilir. Ancak çalışmamızda kullandığımız sabit geçici protez materyalleri ile ilgili literatür tarandığında yüzey polisaj işlemlerinin sitotoksiste üzerine etkisini inceleyen kısıtlı çalışmaların olduğu bununla beraber daha önce xCELLigence analiz sistemi ile yapılmış çalışmaların olmadığı görüldü. Dolayısıyla bu alanda yapılmış ilk çalışma olmasıyla önemlidir. Fakat bu durum mevcut çalışmayı farklı çalışma sonuçlarıyla karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Bu çalışma MTT sitotoksiste testi ardından örneklerin 72 saat inkübasyon sonucunda elde edilen sıvı ekstratlarını kullanarak xCELLigence analiz sistemi ile de biyoyuyumlulukları değerlendirildi. Bu sayede iki yöntemle elde edilen veriler karşılaştırılabilir.

Biyoyuyumluluk çalışmalarında dikkat edilecek başka bir konu ise in vitro deneyde kullanılacak olan hücre tipine karar verilmesidir. Materyal klinik kullanım sonucu dental pulpa ile etkileşime girecekse odontoblast hücreleri; oral mukoza ya da periodontal dokularla temas söz konusuysa fibroblast hücre kullanımının daha uygun

olacağı ifade edilmektedir (Browne, 1988). Ağızda geçici restorasyonlar oral mukoza ve periodontal dokularla temasta olduğu için çalışmamızda insan fibroblast hücreleri kullanıldı.

Geçici amaçla kullanılan restoratif materyallerin sitotoksitesinin incelendiği bir çalışmada konvansiyonel akrilik rezin, bis akril rezin ve CAD/CAM akrilik rezin materyalleri kullanılmıştır. Yüzey pürüzlülük (Ra) değeri en yüksek bisakril rezinlerde, en düşük CAD/CAM akrilik rezinlerde olduğunu gözlemlemişlerdir. Bisakril rezinlerdeki yüksek Ra değerlerinin test örneklerinin üretimleri sırasında rezinlerin hazırlama ve matrise yerleştirme prosedürlerinden kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir. En yüksek hücresel canlılık değerini CAD/CAM akrilik rezinde gözlemlemişlerdir (Souza ve ark., 2020). Bizim çalışmamızda da konvansiyonel akrilik rezinde, CAD/CAM akriliklerden daha yüksek Ra değerleri görüldü (Tablo 4). Hücresel canlılık değerleri konvansiyonel dentalon plus (DPO, DPM, DPK) ve CAD/CAM ceramill temp (CTO, CTM, CTK) pmma gruplarında %90'ın üzerinde görüldü (Tablo 10).

Farklı geçici restoratif materyallerin sitotoksitesinin araştırıldığı çalışmada Campaner ve arkadaşları fare dişeti fibroblastları üzerinde değerlendirme yapmışlardır. MTT testi yaparak 24, 48 ve 72 saat sonunda otopolimerizan ve bisakril rezinlerin hücre canlılığını azalttığını gözlemlemişlerdir. CAD/CAM bloklarının klinik olarak daha kabul edilebilir sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Campaner ve ark., 2020). Farklı olarak çalışmamızda otopolimerizan akrilik yüksek hücresel canlılık gösterdi (Tablo 10). Bu durumun materyal polimerizasyon aşamaları, uzaklaştırılmayan artık monomer ve yüzey polisaj işlemlerinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Giti ve arkadaşlarının farklı yöntemlerle üretilen geçici restoratif materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, plak birikimi ve sitotoksitesi üzerinde yaptığı bir çalışmada yüzey pürüzlülük, Streptococcus mutans'ın adezyonu ve insan dişeti fibroblast hücresi üzerindeki sitotoksite parametrelerini değerlendirmişlerdir. Profilometri ölçüm sonucunda en fazla yüzey pürüzlülüğünü konvansiyonel akrilik grubunda ölçmüşlerdir. Eklemeli üretimde, CAD/CAM ve

konvansiyonel üretim gruplarından daha fazla Streptococcus mutans adezyonu görmüşlerdir. En fazla plak birikimi ve en düşük sitotoksitesinin eklemeli üretimde gözlemlendiğini bildirmişlerdir (Giti ve ark.,2021). Bieger ve arkadaşları 3D, konvansiyonel ve CAD/CAM ile üretilen materyallerin yüzeyine polisaj işlemi yaptıktan sonra fibroblast hücresi üzerinde biyouyumluluk çalışmaları yapmışlardır. Çalışma sonucunda konvansiyonel ile CAD/CAM benzer, 3D materyalinin ise düşük hücre canlılığı gösterdiğini gözlemlemişlerdir. 3D ile üretilen materyaller polisaj işleminden sonra CAD/CAM ve konvansiyonel yöntemle benzer hücre canlılık seviyesine ulaştığını bildirmişlerdir. (Bieger ve ark.,2021). Bizim çalışmamızda en yüksek yüzey pürüzlülüğü ve bakteriyel adezyon konvansiyonel otopolimerizan akrilik kontrol (DPK) grubunda gözlemlendi. En düşük hücre canlılığı ise 3D reçine VSK grubunda görüldü. Ancak optiglaze ve mekanik polisaj yapılan gruplarda bakteriyel adezyonun azaldığı ve hücre canlılık değerlerinde artış olduğu gözlemlendi. Yüzey polisaj işlemleri yapılmayan VSK grubunda %71,57 olan hücre canlılık değeri, optiglaze (VSO) uygulandıktan sonra %98,4 hücre canlılık değerine ulaştığı gözlemlendi (Tablo 9). Bu yüzden yıkama ve kütleme işlemlerinin yanı sıra yüzey polisaj işlemleri yüzeydeki tam polimerize olmamış monomerin uzaklaştırılması, pürüzsüz yüzey oluşturulması ve biyouyumluluk için önemli olabileceğini ifade edebiliriz.

3D ile üretilen geçici restorasyon materyallerinin sitotoksitesinin araştırıldığı çalışmada Folwaczny ve ark. materyallerden elde edilen sıvı ekstraktların 1, 2, 3, 6 ve 9 gün boyunca insan PDL hücreleri üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada 3D, konvansiyonel ve CAD/CAM materyalleri kullanmışlardır. XTT testi sonucunda Luxatemp ve 3Delta temp'in hücre canlılığı üzerinde büyük bir düşüşe neden olduğu diğer materyallerin ise fazla değişiklik yaratmadığını gözlemlemişlerdir (Folwaczny ve ark.,2023). 3D ve konvansiyonel materyallerdeki bu hücre canlılık azalmasının tam olarak polimerize olmamış monomerlerden kaynaklı olabileceği düşünüldü. Önceden polimerizasyonu sağlandığı için CAD/CAM bloklarında fazla etkilenme bildirilmemesi durumu desteklemektedir.

Hassan ve arkadaşları farklı polisaj işlemleri uygulanan vita enamic, cerasmart ve brilliant crios kompozit blokları üzerinde biyofilm oluşumu ve hücre canlılığını incelemişlerdir. Brilliant crios'ta en yüksek, vita enamic'te ise en düşük toksisite ve

en yüksek canlılığı gözlemlemişlerdir. Ancak yüzey pürüzlülüğü ile biyofilm oluşumu arasında ilişki kuramamışlardır (Hassan ve ark.,2022). Çalışmamızda cerasmart materyali yüzey pürüzlülük, bakteriyel adezyon ve hücresel canlılık anlamında CSO grubu en iyi sonucu vermiştir. Farklı olarak çalışmamızda pürüzlülük ile bakteriyel adezyon arasında pozitif ilişki gözlemlendi. Bu farklılığın kullanılan materyal, yüzey polisaj işlemleri ve analizde kullanılan test gibi parametrelerden kaynaklanabileceğini ifade edebiliriz.

Rezin esaslı CAD/CAM bloklarının sitotoksik etkilerinin incelendiği çalışmada Aydın ve ark. vita enamic, cerasmart, grandio blok, brilliant crios ve celtra duo kullanmışlardır. Elde ettikleri örneklerin yüzeyine mekanik polisaj yapmışlardır. 1, 3 ve 7 gün inkübasyona bırakmışlardır. MTT test yapmışlardır. 7. Gün sonunda en yüksek hücre canlılık yanıtı vita enamic (102); en düşük Brilliant Crios (71,4) ve Celtra Duo (73,5) blokta bildirmişlerdir. Cerasmart materyalinde ise 3.gün sonunda %87,8 hücre canlılığı bildirmişlerdir (Aydın ve ark., 2020). Bizim çalışmamızda Cerasmart materyali mekanik polisaj yapılmış grupta (CSM) çalışmaya oldukça yakın %86,99 değeri verdi. Bununla beraber yüzeye optiglaze (CSO) uygulamasıyla %104,59 değerine ulaştığı gözlemlendi (Tablo 9).

Shim ve arkadaşlarının polietilmetakrilat, polimetilmetakrilat, bis-akril ve hibrit seramik bloklar gibi implant geçici protez materyallerin sitotoksitesini incelediği çalışmada her grubun yüzey özelliklerini incelemişlerdir. Hibrit seramik bloklarda diğer iki gruptan daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri bildirmişlerdir. Polietilmetakrilat gruplarında üretim tekniğinden bağımsız olarak daha düşük hücre canlılığı gözlemlemişlerdir. Polimetil metakrilat ve bis-akril rezinin polietil metakrilat'tan daha düşük sitotoksisiye sahip olduğunu bildirmişlerdir (Shim ve ark.,2019). Çalışmamızda polimetilmetakrilat (Dentalon Plus) grupları yüksek hücresel canlılık sonuçları verdi. Yüzey polisaj işlemleri yapılan DPO ve DPM gruplarında DPK grubundan daha iyi hücresel canlılık yanıt alındı. İyi polimerizasyon ve uygun yüzey polisaj işlemleriyle bu materyallerin biyolojik özelliklerinin geliştirileceğini düşünmekteyiz.

Polimer ve seramik CAD/CAM materyalleri üzerinde insan diş eti fibroblast hücreleri ile biyoyumluluk çalışmalarının yapıldığı başka bir çalışmada Rizo-Gorrita ve ark. VITA CAD-Temp (PMMA), Celtra Duo (ZLS), IPS e. max CAD (LS2) ve VITA YZ (Y-TZP) kullanmışlardır. Araştırmada 24 ve 48 saatlik temasta, tüm materyaller için sitotoksik potansiyel gözlemlenmişlerdir. Ancak 72. Saatte tüm grupların biyolojik olarak kabul edilebilir hücresel canlılık değerlerine ulaştığını bildirmişlerdir. Hücresel canlılık yanıtı en yüksek LS2 grubunda, en düşük PMMA grubunda gözlemlenmişlerdir. Sonuç olarak seramik malzemelerin polimerlere göre daha iyi bir hücre tepkisi ortaya koyduğu sonucuna varılabileceği ancak kesin sonuçlar için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir (Rizo-gorrita ve ark.,2019). Bizim alışmamızda pmma materyalleri yüksek uyumluluk gösterdi. Ancak yüzey polisajı yapılmayan DPK ve CTK gruplarında daha düşük hücresel canlılık görüldü. Bu farklılığın nedeni olarak yüzeyden uzaklaştırılamayan artık monomer, materyal kompozisyonu veya analizde kullanılan farklı test yöntemlerinin olabileceği düşünöldü.

Wuersching ve arkadaşları 3D yöntemle üretilen restoratif materyallerin biyoyumluluğunu değerlendirdiğı çalışmada 3D VarseoSmile Crown plus, NextDent C&B MFH, VarseoSmile Temp, Temp PRINT, P Pro Crown & Bridge, CAD/CAM bloğu olarak Tetric CAD, Telio CAD ve geleneksel Tetric EvoCeram, Protemp4 materyallerini kullanmışlardır. Bu materyallerin insan fibroblast hücreleriyle 72 saat etkileşimini incelemişlerdir. Materyallerin yüksek toksisite seviyelerinin olduğu, ek kürlleme ve yıkama gibi üretim sonrası adımlarla biyoyumluluğunun iyileştirileceğini bildirmişlerdir (Wuersching ve ark.,2022). Benzer sonuçları veren çalışmamızın grupları değerlendirildiğinde ilk 24 saatte tüm gruplarda hücresel canlılık seviyeleri %90 üzerinde iken 72. Saatte en düşük canlılık 3D yöntemle üretilen Varseo Smile Temp VSK (%71,57) grubunda görüldü. Yüzey polisaj işlemlerinin yapıldığı VSM (%83,48) ve VSO (%98,4) gruplarında hücresel canlılık seviyelerinde artış gözlemlendi. Varseo Smile Temp için optiglaze uygulaması ile yüzeyde bariyer görevi gören ajan varlığında uyumluluk gösterdiği gözlemlendi. Bu yüzden toksisitenin materyalin kimyasal yapısından kaynaklandığını söyleyebiliriz. Özellikle bu materyalde ek kürlleme ve polisaj işlemleri önemli bulundu.

Atay ve arkadaşları yeni nesil seramik ve geçici protez materyallerini kullanarak fibroblast hücreleri üzerinde biyouyumluluk çalışmaları yapmışlardır. 1 ve 7 gün inkubasyon sonuçlarını değerlendirmişlerdir. Kullandıkları tüm materyallerde inkubasyon sonunda (>%70) üzerinde hücre canlılığı bildirmişlerdir (Atay ve ark.,2019). Çalışmamızda tüm veriler incelendiğinde sabit kuron köprü materyalleri insan fibroblast hücrelerinin azalmasına neden olmasına rağmen deney boyunca ISO standartlarında belirtilen hücre canlılığı oranının (>%70) üzerinde hücre canlılığı gösterdi (Tablo 10).

Farklı dental materyaller üzerinde gerçek zamanlı hücre analizi ile yapılmış araştırmalar bulunmaktadır (Demirel ve ark.,2020; Malkoc ve ark.,2015; Malkoç ve ark.,2012; Öztürk ve ark.,2011; Urcan ve ark.,2010). Ancak yapılan literatür incelemelerinde sabit geçici protez materyalleri üzerinde gerçek zamanlı hücre analizi (xCELLigence) ile yapılmış biyouyumluluk çalışmalarına rastlanılmadı. Bununla beraber;

Bitirme ve polisaj işlemlerinin rezin esaslı restoratif materyallerin sitotoksitesine etkisinin Gerçek Zamanlı Hücre Analizi ile araştırıldığı çalışmada Çimen ve arkadaşları Filtek™ Bulk Fill kompozit ve Dyract XP kompomer kullanmışlardır. İnsan dişeti fibroblastlarını bu materyallere 72 saat maruz bırakmışlardır. Ardından xCELLigence sistemi ile analizini gerçekleştirmişlerdir. Polisaj işlemlerinin Dyract XP kompomer örneklerinin hücre canlılığında önemli bir artışa neden olduğunu gözlemlemişlerdir. Bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra hücre canlılığı yüzdesi %70'in üzerine çıktığını ifade etmişlerdir (Çimen ve ark.,2022). Çalışmamızın verilerinden de bitirme ve polisaj prosedürlerinin biyouyumluluğu arttırmada önemli etkileri olduğunu söyleyebiliriz. En yüksek hücre canlılık değerleri optiglaze uygulanmış DPO, VSO, CTO, CSO gruplarında görüldü (Tablo 10).

Çalışmanın sınırlamaları:

-Materyallerden elde edilen örnekler düz yüzeyli disk şeklinde olup cilası kolay ve standart bir şekilde yapılabilir ancak restorasyonlar kompleks anatomik yapılara sahip olduğu için çalışma sonuçları arasında farklılık gözlenebilir.

-Çalışmada 4 materyal kullanılmış olup çeşitlilik az, piyasada çok farklı yapı ve ticari adla materyal bulunmaktadır. Çalışmada materyal çeşitliliği artırılıp daha kapsamlı sonuçlar elde edilebilir.

-Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde kullanılan mekanik profilometri örnek yüzeyinde iki nokta arası doğrusal mesafenin elmas uç yardımıyla ölçülmesi prensibiyle çalıştığı için örnek yüzeyine zarar verme ihtimali bulunmaktadır. Optik profilometri veya AFM kullanılması daha farklı sonuçlar ortaya çıkarabilir.

- in vitro deneyler ağız ortamını birebir taklit edemez daha kapsamlı sonuçlar için vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Sabit geçici kuron köprü materyallerinde polisaj işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü, bakteriyel adezyon ve sitotoksosite üzerindeki etkilerine bakıldığı bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde bulgular değerlendirildiğinde şu sonuçlara ulaşıldı:

1- Sabit geçici restorasyon materyallerinde yüzey polisaj işlemleri pürüzlülük (Ra) üzerinde etkilidir. Tüm grupların Ra değerleri arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$).

2- Tüm gruplar karşılaştırıldığında yüzey pürüzlülüğü (Ra) değeri en az VSO (0,20) ile CTO (0,20) gruplarında, en fazla DPK (2,21) grubunda gözlemlendi.

3- Materyallerin bakteriyel adezyon 24. Saat verileri karşılaştırıldığında CTO ile CTM arasında anlamlı fark bulunamadı. Ancak diğer tüm gruplar arasında önemli farklılık bulundu ($p<0.05$). En düşük değer VSO (9666,66 cfu/ml), en yüksek DPK (27333,33 cfu/ml) grubunda gözlemlendi.

4- Bakteriyel adezyon 72. Saat verileri karşılaştırıldığında tüm gruplar arası anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). En düşük değer CTO (36333,33 cfu/ml), en yüksek DPK (486666 cfu/ml) grubunda gözlemlendi.

5- Materyallere ait tüm gruplar incelendiğinde en yüksek bakteriyel adezyon, polisaj işlemlerinin yapılmadığı ve yüzey pürüzlülüğün fazla olduğu DPK, VSK, CTK, CSK gruplarında görüldü.

6- Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü ile bakteriyel adezyon arasında pozitif korelasyon gözlemlendi.

7- Materyallerin 24. Saat hücre canlılık değerleri (IC50) karşılaştırıldığında gruplar arası anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). En yüksek hücre canlılık değeri VSO (%109,08), en düşük CSK (%96,16) grubunda gözlemlendi.

8- Materyallerin 72. Saat hücre canlılık değerleri (IC50) karşılaştırıldığında gruplar arası anlamlı fark bulundu ($p<0.05$). En yüksek hücre canlılık değeri DPO (%109,38), en düşük VSK (%71,57) grubunda gözlemlendi.

9- Çalışmamızda veriler incelendiğinde kullanılan tüm materyaller insan fibroblast hücrelerinin azalmasına neden olmasına rağmen deney boyunca ISO standartlarında belirtilen hücre canlılığı oranının ($>70\%$) üzerinde değerler gösterdi.

10- Sabit geçici restorasyon materyallerinde yüzey polisaj prosedürleri biyouyumluluğu arttırma ve *S. Mutans* bakteri adezyonunu azaltıcı yönde etkileri var, uygulanması önerilir.

11- SEM görüntüleri değerlendirildiğinde optiglaze'nin uygulanması ile yüzeydeki çatlak ve çukurcuklara doğru akıp düzgün, pürüzsüz bir yüzey yapısı sağladığı gözlemlendi.

12- SEM görüntüleri değerlendirildiğinde bakteriyel adezyon yüzey düzensizliğinin en fazla olduğu kontrol gruplarında yüksek gözlemlendi.



7.KAYNAKLAR

- Abad-Coronel, C., Carrera, E., Mena Córdova, N., Fajardo, J. I., & Aliaga, P. (2021). Comparative analysis of fracture resistance between cad/cam materials for interim fixed prosthesis. *Materials*, 14(24), 7791.
- Abdel-Azim, T., Zandinejad, A., Metz, M., & Morton, D. (2015). Maxillary and mandibular rehabilitation in the esthetic zone using a digital impression technique and CAD/CAM-fabricated prostheses: a multidisciplinary clinical report. *Operative Dentistry*, 40(4), 350–356.
- Ahn, S.-J., Kho, H.-S., Lee, S.-W., & Nahm, D.-S. (2002). Roles of salivary proteins in the adherence of oral streptococci to various orthodontic brackets. *Journal of Dental Research*, 81(6), 411–415.
- Akca, A. E., Akca, G., Gökce, S., Sultan, N., & Özdemir, A. (2005). Farklı sabit protetik restorasyon maddelerinde bakteri tutunmasının incelenmesi. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(4), 251–255.
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84.
- Alsandi, Q., Ikeda, M., Arisaka, Y., Nikaido, T., Tsuchida, Y., Sadr, A., Yui, N., & Tagami, J. (2021). Evaluation of mechanical and physical properties of light and heat polymerized UDMA for DLP 3D printer. *Sensors*, 21(10), 3331.
- Al-Shammery, H. A. O., Bubb, N. L., Youngson, C. C., Fasbinder, D. J., & Wood, D. J. (2007). The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD–CAM ceramics following two polishing techniques. *Dental Materials*, 23(6), 736–741.
- An, Y. H., & Friedman, R. J. (1997). Laboratory methods for studies of bacterial adhesion. *Journal of Microbiological Methods*, 30(2), 141–152.
- Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., & Bergman, B. (1996). Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 187–193.

- Anselme, K., Davidson, P., Popa, A. M., Giazzon, M., Liley, M., & Ploux, L. (2010). The interaction of cells and bacteria with surfaces structured at the nanometre scale. *Acta Biomaterialia*, 6(10), 3824–3846.
- Atay, A., Gürdal, I., Bozok Çetintas, V., Üşümez, A., & Cal, E. (2019). Effects of new generation all-ceramic and provisional materials on fibroblast cells. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e383–e394.
- Attar, N. (2007). The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. *J Contemp Dent Pract*, 8(1), 27–35.
- Aydın, N., Karaoglanoglu, S., & Oktay, E. A. (2020). Evaluating cytotoxic effects of resin based CAD/CAM blocks. *J. Res. Med. Dent. Sci*, 8, 131–136.
- Aykent, F., Yondem, I., Ozyesil, A. G., Gunal, S. K., Avunduk, M. C., & Ozkan, S. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(4), 221–227.
- Bağış, B., Basmacı, D. F. Ç., Ustaömer, D. S., & Buğra, Ö. (2006). Sabit geçici restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006(3), 42–49.
- Bancroft, J. D., & Gamble, M. (2008). *Theory and practice of histological techniques*. Elsevier health sciences.
- Bártolo, P. J. (2011). *Stereolithography: materials, processes and applications*. Springer Science & Business Media.
- Bayarsaikhan, E., Lim, J.-H., Shin, S.-H., Park, K.-H., Park, Y.-B., Lee, J.-H., & Kim, J.-E. (2021). Effects of postcuring temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material. *Polymers*, 13(8), 1180.
- Bayoudh, S., Othmane, A., Ponsonnet, L., & Ouada, H. Ben. (2008). Electrical detection and characterization of bacterial adhesion using electrochemical impedance spectroscopy-based flow chamber. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 318(1–3), 291–300.
- Beighton, D. (2005). The complex oral microflora of high-risk individuals and groups and its role in the caries process. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 33(4), 248–255.

- Benli, M., Eker-Gümüş, B., Kahraman, Y., Huck, O., & Özcan, M. (2021). Can polylactic acid be a CAD/CAM material for provisional crown restorations in terms of fit and fracture strength? *Dental Materials Journal*, 40(3), 772–780.
- Bergmans, L., Moisiadis, P., Van Meerbeek, B., Quirynen, M., & Lambrechts, P. (2005). Microscopic observation of bacteria: review highlighting the use of environmental SEM. *International Endodontic Journal*, 38(11), 775–788.
- Berman, B. (2012). 3-D printing: The new industrial revolution. *Business Horizons*, 55(2), 155–162.
- Bernard, S., & Leslie, H. (2007). *Planning and making crowns and bridges*. Abingdon: Informa Healthcare.
- Bertrand, M., Leforestier, E., Muller, M., Lupi-Pégurier, L., & Bolla, M. (2000). Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(6), 658–663.
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511.
- Bhattacharjee, N., Urrios, A., Kang, S., & Folch, A. (2016). The upcoming 3D-printing revolution in microfluidics. *Lab on a Chip*, 16(10), 1720–1742.
- Bieger, V., Thieringer, F. M., Fischer, J., & Rohr, N. (2021). Fibroblast behavior on conventionally processed, milled, and printed occlusal device materials with different surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Biosciences, A. (2013). *Real-Time and Dynamic Monitoring of Cell Proliferation and Viability for Adherent Cells*.
- Bjerkkan, G., Witsø, E., & Bergh, K. (2009). Sonication is superior to scraping for retrieval of bacteria in biofilm on titanium and steel surfaces in vitro. *Acta Orthopaedica*, 80(2), 245–250.
- Bollenl, C. M. L., Lambrechts, P., & Quirynen, M. (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258–269.

- Bona, A. Della, Anusavice, K. J., & Hood, J. A. A. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3).
- Borzangy, S., Labban, N., & Windsor, L. J. (2013). Effects of interim acrylic resins on the expression of cytokines from epithelial cells and on collagen degradation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 296–302.
- Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38–e49.
- Bridier, A., Meylheuc, T., & Briandet, R. (2013). Realistic representation of *Bacillus subtilis* biofilms architecture using combined microscopy (CLSM, ESEM and FESEM). *Micron*, 48, 65–69.
- Browne, R. M. (1988). The in vitro assessment of the cytotoxicity of dental materials—does it have a role? *International Endodontic Journal*, 21(2), 50–58.
- Buergers, R., Rosentritt, M., & Handel, G. (2007). Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to provisional fixed prosthodontic material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(6), 461–469.
- Burns, D. R., Beck, D. A., & Nelson, S. K. (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474–497.
- Çakır, F. Y., Gürkan, S., & Attar, N. (2010). Çürük mikrobiyolojisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 34(3–4), 78–91.
- Campaner, M., Takamiya, A. S., Bitencourt, S. B., Mazza, L. C., De Oliveira, S. H. P., Shibayama, R., Barão, V. A. R., Sukotjo, C., & Pesqueira, A. A. (2020). Cytotoxicity and inflammatory response of different types of provisional restorative materials. *Archives of Oral Biology*, 111, 104643.
- Cao, T., Saw, T. Y., Heng, B. C., Liu, H., Yap, A. U. J., & Ng, M. L. (2005). Comparison of different test models for the assessment of cytotoxicity of composite resins. *Journal of Applied Toxicology: An International Journal*, 25(2), 101–108.

- Carrabba, M., Vichi, A., Vultaggio, G., Pallari, S., Paravina, R., & Ferrari, M. (2017). Effect of finishing and polishing on the surface roughness and gloss of feldspathic ceramic for chairside CAD/CAM systems. *Operative Dentistry*, 42(2), 175–184.
- Ccahuana-Vásquez, R. A., & Cury, J. A. (2010). *S. mutans* biofilm model to evaluate antimicrobial substances and enamel demineralization. *Brazilian Oral Research*, 24, 135–141.
- Cehreli, Z. C., Lakshmipathy, M., & Yazici, R. (2008). Effect of different splint removal techniques on the surface roughness of human enamel: a three-dimensional optical profilometry analysis. *Dental Traumatology*, 24(2), 177–182.
- Çelik, G., Tuğrul, S., & Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74–82.
- Christensen, G. J. (1996). Provisional restorations for fixed prosthodontics. *The Journal of the American Dental Association*, 127(2), 249–252.
- Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: state of the art. *The Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301–1303.
- Christensen, G. J. (2003). The fastest and best provisional restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 134(5), 637–639.
- Ciapetti, G., Granchi, D., Verri, E., Savarino, L., Cavedagna, D., & Pizzoferrato, A. (1996). Application of a combination of neutral red and amido black staining for rapid, reliable cytotoxicity testing of biomaterials. *Biomaterials*, 17(13), 1259–1264.
- Çimen, C., Demirsoy, F. F., Özdemir, A., Ark, M., & Özalp, N. (2022). Effect of Finishing-Polishing Procedures on Cytotoxicity of Resin-Based Restorative Materials via Real-Time Cell Analysis. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 46(1), 24–29.
- Clark, W. B., Wheeler, T. T., Lane, M. D., & Cisar, J. O. (1986). Actinomyces adsorption mediated by type-1 fimbriae. *Journal of Dental Research*, 65(9), 1166–1168.
- Coldea, A., Swain, M. V., & Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 29(4), 419–426.
- Contreras-Guerrero, P., Ortiz-Magdaleno, M., Urcuyo-Alvarado, M. S., Cepeda-Bravo, J. A., Leyva-Del Rio, D., Pérez-López, J. E., Romo-Ramírez, G. F., & Sánchez-Vargas, L. O. (2020). Effect of dental restorative materials surface roughness on the in vitro biofilm formation of *Streptococcus mutans* biofilm. *American Journal of Dentistry*, 33(2), 59–63.

- Da Costa, J., Adams-Belusko, A., Riley, K., & Ferracane, J. L. (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*, 38, e123–e128.
- Dantas, L. C. De M., Silva-Neto, J. P. Da, Dantas, T. S., Naves, L. Z., Das Neves, F. D., & Da Mota, A. S. (2016). Bacterial adhesion and surface roughness for different clinical techniques for acrylic polymethyl methacrylate. *International Journal of Dentistry*, 2016.
- Demirel, G., Gür, G., Demirsoy, F. F., Altuntaş, E. G., Yener-Ilce, B., & Kiliçarslan, M. A. (2020). Cytotoxic effects of contemporary bulk-fill dental composites: A real-time cell analysis. *Dental Materials Journal*, 39(1), 101–110.
- Dewhirst, F. E., Chen, T., Izard, J., Paster, B. J., Tanner, A. C. R., Yu, W.-H., Lakshmanan, A., & Wade, W. G. (2010). The human oral microbiome. *Journal of Bacteriology*, 192(19), 5002–5017.
- Dufrane, D., Cornu, O., Verraes, T., Schecroun, N., Banse, X., Schneider, Y.-J., & Delloye, C. (2001). In vitro evaluation of acute cytotoxicity of human chemically treated allografts. *European Cells and Materials*, 1, 52–58.
- Duret, F., & Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, 1(2), 150–154.
- Emtiaz, S., & Tarnow, D. P. (1998). Processed acrylic resin provisional restoration with lingual cast metal framework. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(4), 484–488.
- Erkekoğlu, P., & Baydar, T. (2021). Güncel in vitro sitotoksiste testleri. *Hacettepe University Journal of the Faculty of Pharmacy*, 41(1), 45–63.
- Fasbinder, D. J. (2010). Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent*, 31(9), 702–704.
- Fasbinder, D. J. (2013). Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent*, 26(3), 115–120.
- Fasbinder, D. J., & Neiva, G. F. (2016). Surface evaluation of polishing techniques for new resilient CAD/CAM restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(1), 56–66.

- Federick, D. R. (1975). The provisional fixed partial denture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 34(5), 520–526.
- Ferro, K. J., Morgano, S. M., Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., McGarry, T. J., & Twain, M. (2017). The glossary of prosthodontic terms.
- Folwaczny, M., Ahantab, R., Kessler, A., Ern, C., & Frasheri, I. (2023). Cytotoxicity of 3D printed resin materials for temporary restorations on human periodontal ligament (PDL-hTERT) cells. *Dental Materials*.
- Freshney, I. (2001). Application of cell cultures to toxicology. *Cell Culture Methods for In Vitro Toxicology*, 9–26.
- Freshney, R. I. (2005). Culture of specific cell types. *Culture of Animal Cells: A Manual of Basic Technique*.
- Freshney, R. I. (2015). *Culture of animal cells: a manual of basic technique and specialized applications*. John Wiley & Sons.
- Fundamentals Of Materials Science. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*, 33–81.
- Gantz, L., Fauxpoint, G., Arntz, Y., Pelletier, H., & Etienne, O. (2021). In vitro comparison of the surface roughness of polymethyl methacrylate and bis-acrylic resins for interim restorations before and after polishing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(5), 833-e1.
- Gegauff, A. G., & Pryor, H. G. (1987). Fracture toughness of provisional resins for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 58(1), 23–29.
- Germaine, G. R., Harlander, S. K., Leung, W.-L. S., & Schachtele, C. F. (1977). Streptococcus mutans dextranase: functioning of primer dextran and endogenous dextranase in water-soluble and water-insoluble glucan synthesis. *Infection and Immunity*, 16(2), 637–648.
- Giti, R., Dabiri, S., Motamedifar, M., & Derafshi, R. (2021). Surface roughness, plaque accumulation, and cytotoxicity of provisional restorative materials fabricated by different methods. *PLoS One*, 16(4), e0249551.
- Goud, N. S. (2017). Biocompatibility evaluation of medical devices. In *A Comprehensive Guide to Toxicology in Nonclinical Drug Development* (pp. 825–840). Elsevier.

- Gougloff, R., & Stalley, F. C. (2010). Immediate placement and provisionalization of a dental implant utilizing the CEREC 3 CAD/CAM Protocol: a clinical case report. *Journal of the California Dental Association*, 38(3), 170–173.
- Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., & Spence, D. M. (2014). Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. ACS Publications.
- Gueth, J.-F., Zuch, T., Zwinge, S., Engels, J., Stimmelmayer, M., & Edelhoff, D. (2013). Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers. *Dental Materials Journal*, 32(6), 865–871.
- Güth, J.-F., & Dent, M. (2012). CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int*, 43, 457–467.
- Han, H., & Cho, S. (2018). Fabrication of conducting polyacrylate resin solution with polyaniline nanofiber and graphene for conductive 3D printing application. *Polymers*, 10(9), 1003.
- Han, T., Kundu, S., Nag, A., & Xu, Y. (2019). 3D printed sensors for biomedical applications: a review. *Sensors*, 19(7), 1706.
- Hanks, C. T., Wataha, J. C., & Sun, Z. (1996). In vitro models of biocompatibility: a review. *Dental Materials*, 12(3), 186–193.
- Hardiman, K. (2019). Post-processing considerations for biomedical 3D printing of polymers. In *Polymer-based additive manufacturing* (pp. 219–241). Springer.
- Hassan, S. A., Beleidy, M., & El-Din, Y. A. (2022). Biocompatibility and Surface Roughness of Different Sustainable Dental Composite Blocks: Comprehensive In Vitro Study. *ACS Omega*, 7(38), 34258–34267.
- Heintze, Sd., Forjanic, M., Ohmiti, K., & Rousson, V. (2010). Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dental Materials*, 26(4), 306–319.
- Hensten-Pettersen, A. (1988). Comparison of the methods available for assessing cytotoxicity. *International Endodontic Journal*, 21(2), 89–99.
- Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A., & Kremer, L. (1997). CAD/CAM–Fillings of the future? *International Dental Journal*, 47(5), 247–258.
- Ionescu, A., Wutscher, E., Brambilla, E., Schneider-Feyrer, S., Giessibl, F. J., & Hahnel, S. (2012). Influence of surface properties of resin-based composites on in vitro S

- treptococcus mutans biofilm development. *European Journal of Oral Sciences*, 120(5), 458–465.
- Ireland, M. F., Dixon, D. L., Breeding, L. C., & Ramp, M. H. (1998). In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(2), 158–162.
- Ishida, Y., & Miyasaka, T. (2016). Dimensional accuracy of dental casting patterns created by 3D printers. *Dental Materials Journal*, 35(2), 250–256.
- Jain, R., Takkar, R., Jain, G., Takkar, R., Deora, N., & Jain, P. R. (2016). CAD-CAM the future of digital dentistry: a review. *Ann Prosthodont Restor Dent*, 2, 33–36.
- Janus, J., Fauxpoint, G., Arntz, Y., Pelletier, H., & Etienne, O. (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dental Materials*, 26(5), 416–425.
- Jefferies, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4), 613–627.
- Jefferies, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 379–397.
- Jindal, P., Juneja, M., Bajaj, D., Siena, F. L., & Breedon, P. (2020). Effects of post-curing conditions on mechanical properties of 3D printed clear dental aligners. *Rapid Prototyping Journal*.
- Joniot, S., Salomon, J. P., Dejoui, J., & Grégoire, G. (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39–46.
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163.
- Katreva, I., Dikova, T., Abadzhiev, M., Tonchev, T., Dzhendov, D., Simov, M., Angelova, S., Pavlova, D., & Doychinova, M. (2016). 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis*, 2(1), 7–11.
- Keys, W. F., Keirby, N., & Ricketts, D. (2016). Provisional restorations—a permanent problem? *Dental Update*, 43(10), 908–914.

- Khan, Z., Razavi, R., & Von Fraunhofer, J. A. (1988). The physical properties of a visible light-cured temporary fixed partial denture material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(5), 543–545.
- Kim, D., Shim, J.-S., Lee, D., Shin, S.-H., Nam, N.-E., Park, K.-H., Shim, J.-S., & Kim, J.-E. (2020). Effects of post-curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *Polymers*, 12(11), 2762.
- Kj, A. (2003). *Phillips' science of dental materials*. St. Louis: WB Saunders, 596, 41–43.
- Ko, D.-H., Gyak, K.-W., & Kim, D.-P. (2017). Emerging microreaction systems based on 3D printing techniques and separation technologies. *Journal of Flow Chemistry*, 7(3–4), 72–81.
- Kozmos, M., Virant, P., Rojko, F., Abram, A., Rudolf, R., Raspor, P., Zore, A., & Bohinc, K. (2021). Bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* to dental material surfaces. *Molecules*, 26(4), 1152.
- Krug, R. S. (1975). Temporary resin crowns and bridges. *Dental Clinics of North America*, 19(2), 313–320.
- Kubisa, P., & Penczek, S. (1999). Cationic activated monomer polymerization of heterocyclic monomers. *Progress in Polymer Science*, 24(10), 1409–1437.
- Kul, E., Abdulrahim, R., Bayındır, F., Matori, K. A., & Gül, P. (2021). Evaluation of the color stability of temporary materials produced with CAD/CAM. *Dental and Medical Problems*, 58(2), 187–191.
- Kurbad, A. (2013). CAD/CAM-based Polymer Provisionals as Treatment Adjuncts CAD/CAM-basierte, temporäre Restaurationen aus Polymermaterialien als Hilfsmittel in der Zahnheilkunde. *International Journal of Computerized Dentistry*, 16, 327–346.
- Lee, B.-C., Jung, G.-Y., Kim, D.-J., & Han, J.-S. (2011). Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 3(2), 81–84.
- Lee, J. H., Jun, S. K., Moon, H. J., & Lee, H. H. (2017). Cytotoxicity and proinflammatory cytokine expression induced by interim resin materials in primary cultured human dental pulp cells. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(4), 524–534.
- Lee, J., & Lee, S. (2015). Evaluation of add-on methods for bis-acryl composite resin interim restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 594–601.

- Liaw, C.-Y., & Guvendiren, M. (2017). Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication*, 9(2), 024102.
- Lieu, C., Nguyen, T.-M., & Payant, L. (2001). In vitro comparison of peak polymerization temperatures of 5 provisional restoration resins. *Journal-Canadian Dental Association*, 67(1), 36–39.
- Limame, R., Wouters, A., Pauwels, B., Fransen, E., Peeters, M., Lardon, F., De Wever, O., & Pauwels, P. (2012). Comparative analysis of dynamic cell viability, migration and invasion assessments by novel real-time technology and classic endpoint assays.
- Liu, P.-R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26(7), 507–513.
- Liu, Y., Ye, H., Wang, Y., Zhao, Y., Sun, Y., Zhou, Y., Liu, Y., Ye, H., Wang, Y., & Zhao, Y. (2018). Three-Dimensional Analysis of Internal Adaptations of Crowns Cast from Resin Patterns Fabricated Using Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing Technologies. *International Journal of Prosthodontics*, 31(4).
- Lowe, R. A. (1987). The art and science of provisionalization. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 7(3), 64–73.
- Lui, J. L., Setcos, J. C., & Phillips, R. W. (1986). Temporary restorations: a review. *Operative Dentistry*, 11(3), 103–110.
- Luthardt, R. G., Stöbel, M., Hinz, M., & Vollandt, R. (2000). Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(1), 32–39.
- Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487–495.
- Malkoc, M. A., Demir, N., Şengün, A., Bozkurt, Ş. B., & Hakki, S. S. (2015). Cytotoxicity evaluation of luting resin cements on bovine dental pulp-derived cells (bDPCs) by real-time cell analysis. *Dental Materials Journal*, 34(2), 154–160.
- Malkoç, S., Öztürk, F., Çörekçi, B., Bozkurt, B. S., & Hakki, S. S. (2012). Real-time cell analysis of the cytotoxicity of orthodontic mini-implants on human gingival fibroblasts and mouse osteoblasts. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 141(4), 419–426.

- Martínez-Gomis, J., Bizar, J., Anglada, J. M., Samsó, J., & Peraire, M. (2003). Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *International Journal of Prosthodontics*, 16(1).
- Martinez-Serra, J., Gutierrez, A., Munoz-Capo, S., Navarro-Palou, M., Ros, T., Amat, J. C., Lopez, B., Marcus, T. F., Fueyo, L., & Suquia, A. G. (2014). xCELLigence system for real-time label-free monitoring of growth and viability of cell lines from hematological malignancies. *OncoTargets and Therapy*, 7, 985.
- Mazurek-Popczyk, J., Nowicki, A., Arkusz, K., Pałka, Ł., Zimoch-Korzycka, A., & Baldy-Chudzik, K. (2022). Evaluation of biofilm formation on acrylic resins used to fabricate dental temporary restorations with the use of 3D printing technology. *BMC Oral Health*, 22(1), 442.
- Mehl, A., Ender, A., Mörmann, W., & Attin, T. H. (2009). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International Journal of Computerized Dentistry*, 12(1), 11–28.
- Mehl, A., & Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 2(1), 9–35.
- Miura, S., Fujisawa, M., Komine, F., Maseki, T., Ogawa, T., Takebe, J., & Nara, Y. (2019). Importance of interim restorations in the molar region. *Journal of Oral Science*, 19–102.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, 28(1), 44–56.
- Mizrahi, B. (2019). Temporary restorations: the key to success. *British Dental Journal*, 226(10), 761–768.
- Moharamzadeh, K., Brook, I. M., & Van Noort, R. (2009). Biocompatibility of resin-based dental materials. *Materials*, 2(2), 514–548.
- Moharamzadeh, K., Brook, I. M., & Van Noort, R. (2009). Biocompatibility of resin-based dental materials. *Materials*, 2(2), 514–548.
- Moörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, 137, 7S-13S.
- Mormann, W. H. (1989). Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence Int*, 20, 329–339.

- Mou, S.-H., Chai, T., Wang, J.-S., & Shiau, Y.-Y. (2002). Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(3), 248–255.
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T. Q., & Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172–196.
- Ölmez, A., & Kisbet, S. (2012). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2), 115–122.
- Oskui, S. M., Diamante, G., Liao, C., Shi, W., Gan, J., Schlenk, D., & Grover, W. H. (2016). Assessing and reducing the toxicity of 3D-printed parts. *Environmental Science & Technology Letters*, 3(1), 1–6.
- Özarslan, M., Bilgili Can, D., Avcioglu, N. H., & Çalışkan, S. (2022). Effect of different polishing techniques on surface properties and bacterial adhesion on resin-ceramic CAD/CAM materials. *Clinical Oral Investigations*, 26(8), 5289–5299.
- Öztürk, F., Malkoc, S., Ersöz, M., Hakki, S. S., & Bozkurt, B. S. (2011). Real-time cell analysis of the cytotoxicity of the components of orthodontic acrylic materials on gingival fibroblasts. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(5), e243–e249.
- Palin, W. M., & Burke, F. J. T. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental Update*, 32(10), 566–572.
- Palomo, F., & Peden, J. (1976). Periodontal considerations of restorative procedures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 36(4), 387–394.
- Pashley, D. H. (1988). Consideration of dentine permeability in cytotoxicity testing. *International Endodontic Journal*, 21(2), 143–154.
- Passon, C., & Goldfogel, M. (1990). A direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin provisional restoration. *Quintessence International*, 21(9).
- Passon, C., & Goldfogel, M. (1990). A direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin provisional restoration. *Quintessence International*, 21(9).

- Patras, M., Naka, O., Doukoudakis, S., & Pissiotis, A. (2012). Management of provisional restorations' deficiencies: a literature review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24(1), 26–38.
- Perea-Lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2021). 3D-printed vs. heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials*, 14(19), 5781.
- Phillips, R. W. (1991). *Science of dental materials*. WB saunders.
- Potcny, D. J., & Klim, J. (2010). CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *The Journal of the American Dental Association*, 141, 5S-9S.
- Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2015). *Dental Materials-E-Book: Foundations and Applications*. Elsevier Health Sciences.
- Powers, J., & Sakaguchi, R. (2006). *Impression materials*. Craig's restorative dental materials. Elsevier Mosby, 294, 95.
- Priest, G. (2005). Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(9), 22–32.
- Proussaefs, P. (2015). Immediate provisionalization with a CAD/CAM interim abutment and crown: a guided soft tissue healing technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 91–95.
- Quirynen, M., Marechal, M., Busscher, H. J., Weerkamp, A. H., Darius, P. L., & Van Steenberghe, D. (1990). The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation: an in vivo study in man. *Journal of Clinical Periodontology*, 17(3), 138–144.
- Rayyan, M. M., Aboushelib, M., Sayed, N. M., Ibrahim, A., & Jimbo, R. (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 414–419.
- Reichl, F.-X., Esters, M., Simon, S., Seiss, M., Kehe, K., Kleinsasser, N., Folwaczny, M., Glas, J., & Hickel, R. (2006). Cell death effects of resin-based dental material compounds and mercurials in human gingival fibroblasts. *Archives of Toxicology*, 80(6), 370–377.
- Rekow, E. D. (2020). Digital dentistry: The new state of the art—Is it disruptive or destructive? *Dental Materials*, 36(1), 9–24.

- Ren, Y.-F., Zhao, Q., Malmstrom, H., Barnes, V., & Xu, T. (2009). Assessing fluoride treatment and resistance of dental enamel to soft drink erosion in vitro: applications of focus variation 3D scanning microscopy and stylus profilometry. *Journal of Dentistry*, 37(3), 167–176.
- Renner, L. D., & Weibel, D. B. (2011). Physicochemical regulation of biofilm formation. *MRS Bulletin*, 36(5), 347–355.
- Reymus, M., Lümekemann, N., & Stawarczyk, B. (2019). 3D-printed material for temporary restorations: Impact of print layer thickness and post-curing method on degree of conversion. *Int. J. Comput. Dent*, 22, 231–237.
- Rizo-Gorrita, M., Herráez-Galindo, C., Torres-Lagares, D., Serrera-Figallo, M.-Á., & Gutiérrez-Pérez, J.-L. (2019). Biocompatibility of polymer and ceramic CAD/CAM materials with human gingival fibroblasts (HGFs). *Polymers*, 11(9), 1446.
- Rose, R. K., Dibdin, G. H., & Shellis, R. P. (1993). A quantitative study of calcium binding and aggregation in selected oral bacteria. *Journal of Dental Research*, 72(1), 78–84.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2011). *Craig's restorative dental materials* (13 bs.): Elsevier Mosby.
- Sang, E. J., Song, J.-S., Chung, S. H., Jin, B.-H., & Hyun, H.-K. (2021). Influence of a new polishing system on changes in gloss and surface roughness of resin composites after polishing and brushing. *Dental Materials Journal*, 40(3), 727–735.
- Saw, T. Y., Cao, T., Yap, A. U. J., & Ng, M. M. L. (2005). Tooth slice organ culture and established cell line culture models for cytotoxicity assessment of dental materials. *Toxicology in Vitro*, 19(1), 145–154.
- Schmalz, G. (1994). Use of cell cultures for toxicity testing of dental materials—advantages and limitations. *Journal of Dentistry*, 22, S6–S11.
- Schmalz, G. (2009). Determination of biocompatibility. In *Biocompatibility of dental materials* (pp. 13–43). Springer.
- Schmalz, G., Hiller, K.-A., Nunez, L. J., Stoll, J., & Weis, K. (2001). Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *Journal of Endodontics*, 27(1), 23–30.

- Şen, D., Göller, G., & İşsever, H. (2002). The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(5), 527–532.
- Sharma, S. P., Jain, A. R., Balasubramanian, R., Alavandar, S., & Manoharan, P. S. (2013). An in vitro evaluation of flexural strength of two provisional restorative materials light polymerised resin and autopolymerised resin. *Int Organiz Scien Res (IOSR J Dent Med Scien)*, 6, 5–10.
- Shillingburg, H., Sather, D., Wilson Jr, E., Cain, J., Mitchel, D., & Blanco, L. (2012). *Fundamentals of fixed prosthodontics* 4th Ed. Chicago. Quintessence, 119(130), 299–345.
- Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., & Brackett, S. E. (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics* (Vol. 194). Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA.
- Shim, J. S., Kim, H. C., Park, S. I., Yun, H. J., & Ryu, J. J. (2019). Comparison of Various Implant Provisional Resin Materials for Cytotoxicity and Attachment to Human Gingival Fibroblasts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(2).
- Siqueira Gonçalves, T., Minghelli Schmitt, V., Thomas, M., Lopes De Souza, M. A., & Macedo De Menezes, L. (2008). Cytotoxicity of two autopolymerized acrylic resins used in orthodontics. *The Angle Orthodontist*, 78(5), 926–930.
- Skurow, H. M., & Nevins, M. (1988). The rationale of the preperiodontal provisional biologic trial restoration. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 8(1), 8–29.
- Song, S.-Y., Shin, Y.-H., Lee, J.-Y., & Shin, S.-W. (2020). Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5), 259.
- Souza, I. R., Pansani, T. N., Basso, F. G., Hebling, J., & De Souza Costa, C. A. (2020). Cytotoxicity of acrylic resin-based materials used to fabricate interim crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(1), 122.e1-122.e9.
- Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., & Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(6), 382–393.

- Stellmach, J., & 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. *The Histochemical Journal*, 19(1), 21–26.
- Stephen, F. R., Martin, F. L., & Junhei, F. (2006). *Contemporary fixed prosthodontics*. St. Louis, Mo: Mosby Elsevier.
- Strub, J. R., Rekow, E. D., & Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, 137(9), 1289–1296.
- Teng, Z., Kuang, X., Wang, J., & Zhang, X. (2013). Real-time cell analysis—a new method for dynamic, quantitative measurement of infectious viruses and antiserum neutralizing activity. *Journal of Virological Methods*, 193(2), 364–370.
- Teughels, W., Van Assche, N., Sliepen, I., & Quirynen, M. (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research*, 17(S2), 68–81.
- Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J., & Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442–449.
- Thonemann, B., Schmalz, G., Hiller, K.-A., & Schweikl, H. (2002). Responses of L929 mouse fibroblasts, primary and immortalized bovine dental papilla-derived cell lines to dental resin components. *Dental Materials*, 18(4), 318–323.
- Ting-Shu, S., & Jian, S. (2015). Intraoral digital impression technique: a review. *Journal of Prosthodontics*, 24(4), 313–321.
- Tokur, O., & Aksoy, A. (2017). In vitro sitotoksisite testleri. *Harran Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi*, 6(1), 112–118.
- Townsend, J. A., Knoell, P., Yu, Q., Zhang, J.-F., Wang, Y., Zhu, H., Beattie, S., & Xu, X. (2014). In vitro fracture resistance of three commercially available zirconia crowns for primary molars. *Pediatric Dentistry*, 36(5), 125E-129E.
- Tuncer, S., & Demirci, M. (2011). Dental materyallerde biyoyumluluk değerlendirmeleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011(2), 141–149.
- Turkyilmaz, I. (2019). Restoring edentulous mandible with an implant-retained overdenture in a day by means of flapless surgery and stereolithographic surgical guide: a case report. *Journal of Oral & Maxillofacial Research*, 10(1).

- Turkyilmaz, I., & Wilkins, G. N. (2021). 3D printing in dentistry—Exploring the new horizons. *Journal of Dental Sciences*, 16(3), 1037.
- Uctasli, M. B., Arisu, H. D., Omurlu, H., Eliguzeloglu, E., Ozcan, S., & Ergun, G. (2007). The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *J Contemp Dent Pract*, 8(2), 89–96.
- Urcan, E., Haertel, U., Styllou, M., Hickel, R., Scherthan, H., & Reichl, F. X. (2010). Real-time xCELLigence impedance analysis of the cytotoxicity of dental composite components on human gingival fibroblasts. *Dental Materials*, 26(1), 51–58.
- Uzun, G. (2008). An overview of dental CAD/CAM systems. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 22(1), 530–535.
- Vahidi, F. (1987). The provisional restoration. *Dental Clinics of North America*, 31(3), 363–381.
- Verran, J., Rowe, D. L., & Boyd, R. D. (2003). Visualization and measurement of nanometer dimension surface features using dental impression materials and atomic force microscopy. *International Biodeterioration & Biodegradation*, 51(3), 221–228.
- Wang, R. L., Moore, B. K., Goodacre, C. J., Swartz, M. L., & Andres, C. J. (1989). A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *International Journal of Prosthodontics*, 2(2).
- Wataha, J. C. (2001). Principles of biocompatibility for dental practitioners. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(2), 203–209.
- Watanabe, T., Miyazaki, M., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., & Ando, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of Oral Science*, 47(1), 21–25.
- Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C., & Wilson, N. H. F. (1999). Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dental Materials*, 15(2), 79–86.
- Wuersching, S. N., Hickel, R., Edelhoff, D., & Kollmuss, M. (2022). Initial biocompatibility of novel resins for 3D printed fixed dental prostheses. *Dental Materials*, 38(10), 1587–1597.
- Yanikoğlu, N. D., & Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: a literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720–9734.

- Yannikakis, S. A., Zissis, A. J., Polyzois, G. L., & Caroni, C. (1998). Color stability of provisional resin restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(5), 533–539.
- Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. H., & Reich, S. (2015). Intraoral scanning systems-a current overview. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(2), 101–129.
- Zucuni, C. P., Guilardi, L. F., Fraga, S., May, L. G., Pereira, G. K. R., & Valandro, L. F. (2017). CAD/CAM machining Vs pre-sintering in-lab fabrication techniques of Y-TZP ceramic specimens: Effects on their mechanical fatigue behavior. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 71, 201–208.