



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

BEZMÎÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ORANLARDAKİ TİTANYUM DİOKSİT
NANOTÜPLERİN BULK FİLL KOMPOZİTİN
MEKANİK VE ANTİBAKTERİYEL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Rümeysa Hatice ÖZLEN

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Restoratif Diş Tedavisi Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Evrim DALKILIÇ

EKİM 2020

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ORANLARDAKİ TİTANYUM DİOKSİT
NANOTÜPLERİN BULK FİLL KOMPOZİTİN
MEKANİK VE ANTİBAKTERİYEL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Rümeysa Hatice ÖZLEN

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Restoratif Diş Tedavisi Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Evrim DALKILIÇ

Bu çalışma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **11.2018/13** proje numarası ile desteklenmiştir.

EKİM 2020

Bezmialem Vakıf Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü'nün Uzmanlık Öğrencisi Rümeysa Hatice ÖZLEN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “FARKLI ORANLARDAKİ TİTANYUM DİOKSİT NANOTÜPLERİN BULK FİLL KOMPOZİTİN MEKANİK VE ANTİBAKTERİYEL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Evrim DALKILIÇ**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç.Dr. Nazmiye DÖNMEZ**
Bezmialem Vakıf Üniversitesi

Doç.Dr. Pınar YILMAZ ATALI
Marmara Üniversitesi

Teslim Tarihi :
Savunma Tarihi : 20 Ekim 2020

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince benden yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi birikimi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, anlayışı ve samimiyetiyle her zaman yanımda olan, çalışma disipliniyle bana örnek olan ve tez çalışmam boyunca her konuda desteğini hissettiğim, değerli hocam ve tez danışman hocam Sayın Prof. Dr. Evrim DALKILIÇ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleriyle, klinik deneyimlerini benimle paylaşan, benden yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam sayın Doç. Dr. Nazmiye DÖNMEZ'e,

Eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, gelişimime büyük katkı sağlayan değerli öğretim üyeleri Dr. Öğr. Üyesi Burcu OĞLAKÇI ve Dr. Öğr. Üyesi Zümrüt Ceren ÖZDUMAN'a,

Eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli hocalarım ve asistan arkadaşlarıma,

Tez çalışmamın mekanik kısmına sağladığı katkılarından dolayı kıymetli hocalarım sayın Prof. Dr. Ayşegül AKDOĞAN EKER ve Doç.Dr.Bedri Onur KÜÇÜKYILDIRIM'a,

Tez çalışmamın antibakteriyel kısmına sağladığı katkılarından dolayı kıymetli hocalarım sayın Prof.Dr.Hatice Güven KÜLEKÇİ ve Doç.Dr.Nursen TOPÇUOĞLU'na,

Tez jürimde bulunan değerli hocam Doç. Dr. Pınar YILMAZ ATALI'ya,

Eğitim sürecimde güzel anılar paylaştığım, her daim desteklerini yanımda hissettiğim canım arkadaşlarım; Dt.Gülsüm AYDOĞMUŞ'a, Dt.Meryem HACIFETTAHOĞLU ve Dt. Melike ÖZBEK'e,

Hayatım boyunca desteklerini ve sonsuz sevgilerini hep yanımda hissettiğim, bugünlere gelmemde büyük emeği olan kıymetli babam Faruk ENGİNLER'e, canım annem Songül ENGİNLER'e, değerli kardeşlerim Meryem ENGİNLER ve Abdullah Ensar ENGİNLER'e, Hüzün ve sevincimde hep yanımda olan, destekleriyle beni güçlendiren pek kıymetli ÖZLEN Ailesi'ne, Hayatı paylaşmaktan büyük mutluluk duyduğum, desteğini her zaman hissettiğim, varlığıyla bana güç veren sevgili eşim Mehmet Asım ÖZLEN'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.
Ekim 2020

Rümeysa Hatice ÖZLEN
(Diş Hekimi)

BEYAN

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

Rümeysa Hatice ÖZLEN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	iii
BEYAN.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
KISALTMALAR	viii
SEMBOLLER	ix
TABLO LİSTESİ	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xiii
SUMMARY	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 Kompozit Resinler	5
2.1.1 Kompozit Resinlerin Yapısı.....	7
2.1.1.1 Organik Polimer Matriksi	7
2.1.1.2 İnorganik Doldurucular.....	9
2.1.1.3 Bağlayıcı ajanlar (Ara Faz)	10
2.2 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	10
2.2.1 İnorganik Doldurucu Partikül Boyutu ve Yüzdelere Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.2.1.1 Megafil Kompozitler.....	11
2.2.1.2 Makrofil Kompozitler	11
2.2.1.3 Midifil Kompozitler	11
2.2.1.4 Minifil Kompozitler	12
2.2.1.5 Mikrofil Kompozitler	12
2.2.1.6 Hibrit Kompozitler	12
2.2.1.7 Nanofil Kompozitler	13
2.2.2 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	14
2.2.2.1 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler (Self-cured, Auto-cured)	14
2.2.2.2 Görünür Işık İle Polimerize Olan Kompozitler (Light-cured)	15
2.2.2.3 Hem Kimyasal Hem de Işık İle Polimerize Olan Kompozitler (Dual-Cure).....	15
2.2.3 Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması	16
2.2.3.1 Kondanse Edilebilen Kompozitler	16
2.2.3.2 Akışkan Kompozitler	16

2.2.4 Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler (Güncel Kompozitler)	17
2.2.4.1 Ormoserler	17
2.2.4.2 İyon Salabilen Kompozitler (Smart ve Antibakteriyel Kompozitler)	18
2.2.4.3 Siloranlar	19
2.2.4.4 Giomerler	19
2.2.4.5 Bulk Fill Kompozitler	20
2.3 Kompozit Restorasyonlar Sonrası Görülen Başarısızlıklar	23
2.3.1 Sekonder Çürük	24
2.4 Nanoteknoloji Ve Diş Hekimliği	26
2.4.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Nanopartiküller	27
2.4.1.1 Antimikrobiyal Nanopartikül Metaller	27
2.4.1.2 Antimikrobiyal Nanopartikül Metal Oksitler	28
2.4.1.3 Titanyum Dioksit (TiO ₂) Nanotüp Sentez Yöntemleri	33
2.4.1.4 Titanyum Dioksit (TiO ₂) Yüzey Karakterizasyonu	34
2.5 Kompozit Resinlerin Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi	35
2.5.1 Yüzey Pürüzlülüğü	36
2.5.1.1 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri	36
2.5.2 Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi	38
2.5.2.1 Vicker's Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi	39
2.5.3 Eğme Dayanımı Ölçülmesi	40
2.6 Kompozit Resinlerin Antibakteriyel Özelliklerinin Belirlenmesi	41
2.6.1 Direkt Temas Testi	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM	42
3.1 Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller	43
3.1.1 Kompozit Resin	43
3.1.2 Işık Cihazı	44
3.2 Çalışmada Kullanılan Laboratuvar Malzemeleri	44
3.2.1 Titanyum Dioksit (TiO ₂) Nanotüplerin Sentezlenmesi	45
3.2.2 Titanyum Dioksit (TiO ₂) Nanotüplerin Karakterizasyonu	47
3.2.2.1 Raman Spektroskopisi	47
3.2.2.2 FTIR (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi)	48
3.2.2.3 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	49
3.2.3 Titanyum Dioksit (TiO ₂) Nanotüplerin Kompozit Rezine İlave Edilmesi	50
3.2.4 Örneklerin Hazırlanması	51
3.2.5 Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi	51
3.2.6 Vicker's Yüzey Sertliğinin Değerlendirilmesi	54
3.2.7 Eğme Dayanımının Değerlendirilmesi	56
3.2.7.1 Üç Nokta Eğme Testi	57
3.2.8 Kompozit Resinin Antibakteriyel Etkinliğinin Değerlendirilmesi	58
3.2.8.1 Doğrudan Temas Testi	59
3.3 İstatistiksel İncelemeler	63
3.3.1 Power Analiz (Vicker's mikrosertliği ve Yüzey Pürüzlülüğü)	63
3.3.2 Power Analiz (Eğme dayanımı)	63
3.3.3 Power Analiz (Antibakteriyel deney)	63
4. BULGULAR	64
4.1 Titanyum Dioksit (TiO ₂) Nanotüplerine Ait Bulgular	64
4.1.1 Raman Spektroskopisi	64
4.1.2 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	65

4.1.3 FTIR (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi).....	66
4.2 Mekanik Özellikler:	66
4.2.1 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümüne Ait Bulgular:	66
4.2.2 Vicker's Mikrosertliğinin İncelenmesi	68
4.2.2.1 Üst Yüzeyin Mikrosertliğinin değerlendirilmesi	68
4.2.2.2 Alt Yüzeyin Mikrosertliğinin değerlendirilmesi.....	70
4.2.2.3 Üst ve Alt Yüzeyin Mikrosertliğinin Değerlerinin Karşılaştırılması. 72	
4.2.2.4 Alt/Üst Yüzey (Sertik Oranı) Değerlendirilmesi	73
4.2.3 Eğme Dayanımının İncelenmesi	75
4.2.3.1 Kırılma yüzeylerinin SEM ile incelenmesi	77
4.3 Antibakteriyel Değerlendirmeye İlgili Bulgular	84
4.3.1 Streptococcus Mutans'a Ait Bulgular	84
4.3.2 Lactobacillus Casei'ye Ait Bulgular	89
5. TARTIŞMA	94
5.1 Limitasyonlar	110
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	112
7. KAYNAKLAR	114

KISALTMALAR

BHT	: 2,4,6-Tersiyerbutil Fenol
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidil Metakrilat
CQ	: Kamferokinon
DHEPT	: Dihidroksietil-P-Toluidin
EGDMA	: Etilenglikol Dimetakrilat
FTIR	: Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
IR	: Infrared
L.Casei	: Lactobacillus Casei
MDP	: Metakrilat-Desil Dihidrojenfosfat
MDPB	: 12-Methacryloyloxydodecyl Pyridinium Bromide
MPTMS	: 3-Metakriloksipropil Trimetoksisilan
PMP	: 4-Metoksifenol
PRG	: Önceden Reaksiyona Girmiş Cam
S.Mutans	: Streptococcus Mutans
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
TEGDMA	: Trietilenglikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole

SEMBOLLER

Ag⁺	: Gümüş
Au	: Altın
Ba	: Baryum
cm	: Santimetre
CO₂	: Karbondioksit
Cu	: Bakır
CuO-Cu₂O	: Bakır oksit
dk	: Dakika
gr	: Gram
HCl	: Hidroklorik asit
H₂O	: Su
H₂O₂	: Hidrojen Peroksit
H₂Ti₃O₇	: Hidrojen titanat
kV	: Kilovolt
M	: Mol
m²	: Metrekare
MPa	: Mega paskal
mm	: Milimetre
NaOH	: Sodyum Hidroksit
Na₂Ti₃O₇	: Sodyum titanat
nm	: Nanometre
O	: Oksijen
Pa	: Paskal
Si-OH	: Silanol
sn	: Saniye
Sr	: Stronsiyum
Ti	: Titanyum
TiO₂	: Titanyum dioksit
Zn	: Çinko
ZnO	: Çinko oksit
Zr	: Zirkonyum
-OH	: Hidroksil Grubu
-SH	: Sülfhidril
%	: Yüzde
µm	: Mikrometre
σ	: Esneme dayanımı formülü
µl	: Mikrolitre
° C	: Santigrat derece

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1 : Çalışmada kullanılan akışkan bulk fill kompozitin içeriği gösterilmektedir.	43
Tablo 3.2 : Deney grupları tabloda gösterildiği gibidir:.....	51
Tablo 4.1 : Pürüzlülük değerlendirilmesi	67
Tablo 4.2 : Polisaj öncesi ve polisaj sonrası üst yüzey mikrosertlik değerlendirilmesi.....	68
Tablo 4.3 : Post hoc tablosu.....	69
Tablo 4.4 : Polisaj öncesine göre polisaj sonrası mikrosertlik değişimlerinin değerlendirilmesi.....	70
Tablo 4.5 : Alt yüzeyin mikrosertlik değerlendirilmesi.....	71
Tablo 4.6 : Post hoc tablosu.....	72
Tablo 4.7 : Polisaj öncesi ve polisaj sonrası grupların mikrosertlik düzeylerinin üst ve alt yüzey kıyaslaması.....	72
Tablo 4.8 : Polisaj öncesi ve polisaj sonrası alt/üst yüzey mikrosertlik oranları	74
Tablo 4.9 : Post hoc tablosu.....	74
Tablo 4.10 : Polisaj öncesine göre polisaj sonrası mikrosertlik değişimlerinin değerlendirilmesi.....	75
Tablo 4.11 : Eğme dayanımı değerlendirilmesi.....	75
Tablo 4.12 : Post hoc tablosu.....	76
Tablo 4.13 : S.Mutans ölçümlerine ilişkin değerlendirmeler	86
Tablo 4.14 : Post hoc tablosu.....	87
Tablo 4.15 : Post hoc grup içi değerlendirmeler	88
Tablo 4.16 : L.Casei ölçümlerine ilişkin değerlendirmeler	91
Tablo 4.17 : Post hoc tablosu.....	92
Tablo 4.18 : Post hoc grup içi değerlendirmeler	93

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Vicker's mikrosertlik ölçüm görüntüsü.....	40
Şekil 2.2 : Eğme dayanımı testinin şematik görüntüsü.....	40
Şekil 3.1 : Akışkan bulk fill kompozit rezinin görüntüsü.....	43
Şekil 3.2 : Kullanılan ışık cihazının görüntüsü.....	44
Şekil 3.3 : Çalışmada kullanılan labaratuvar malzemelerinin görüntüsü. a) Titanyum dioksit tozu, b) Sodyum hidroksit, c)2-propanol	45
Şekil 3.4 : Ultrasonik karıştırıcı.....	46
Şekil 3.5 : Reflux düzeneği.....	47
Şekil 3.6 : Raman Spektroskopisi cihazının görüntüsü.	48
Şekil 3.7 : Spectrum 100 FTIR Spektrometrisinin görüntüsü	48
Şekil 3.8 : QUANTA FEG 250 ESEM cihazının görüntüsü	49
Şekil 3.9 : Karanlık odada TiO ₂ nanotübün tartılması	50
Şekil 3.10 : Karanlık odada kompozit rezine titanyum dioksit ilave edilmesi.	51
Şekil 3.11 : Örnek hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp	52
Şekil 3.12 : Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için örneklerin hazırlanması	52
Şekil 3.13 : Sof-lex cila disklerinin görüntüsü	53
Şekil 3.14 : Mekanik yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı	53
Şekil 3.15 : Vicker's mikrosertlik cihazı	55
Şekil 3.16 : Vicker's mikrosertlik ölçüm görüntüsü.....	56
Şekil 3.17 : Eğme dayanımı için kullanılan metal kalıp.....	56
Şekil 3.18 : Eğme dayanımı örneklerinin hazırlanması.....	57
Şekil 3.19 : Eğme dayanımı testinin uygulanması	58
Şekil 3.20 : Antibakteriyel test için kompozit örneklerin hazırlanması	59
Şekil 3.21 : H ₂ O ₂ gaz plazma ile mikropleytlarin strelize edilmesi	59
Şekil 3.22 : Bakteri süspansiyonunun hazırlanması	60
Şekil 3.23 : Bakteri süspansiyonunun mikropleyte eklenmesi	61
Şekil 3.24 : Bakteri süspansiyonun karıştırılması.....	61
Şekil 3.25 : Spektrofotometreye mikropleyitin yerleştirilmesi.....	62
Şekil 4.1 : Raman spekteroskopisi görüntüsü.....	64
Anataz yapıda TiO ₂ nanotüplerin elde edildiği Raman spektroskopisinde elde edilen piklerden anlaşılmaktadır (Şekil 4.1).	64
Şekil 4.2 : TiO ₂ nanotüp tozuna ait yüzey morfolojisinin SEM görüntüleri	65
a) X 400.000 büyütme b) X 50.000 büyütme	65
Şekil 4.3 : FTIR Spektroskopisi görüntüsü.....	66
Şekil 4.4 : Grupların polisaj öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğünün karşılaştırması	67
Şekil 4.5 : Grupların üst yüzeyine ait polisaj öncesi ve sonrası mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması.....	70
Şekil 4.6 : Grupların alt yüzeyine mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması.....	71
Şekil 4.7 : Grupların Alt/Üst yüzey oranı (Sertlik oranı) verileri.....	73

Şekil 4.8 : Grupların eğme dayanımına ait verilerinin karşılaştırılması.....	76
Şekil 4.9 : %0,1 grubuna ait kırılma yüzeyinin X50 büyütmedeki görüntüsü	77
Şekil 4.10 : %0,1 grubuna ait kırılma yüzeyinin SEM görüntüsü a) X 500 büyütmedeki görüntüsü b) X 2.500 büyütmedeki görüntüsü c)X 5.000 büyütmedeki görüntüsü.....	78
Şekil 4.11 : %0,5 grubuna ait kırılma yüzeyinin X 55 büyütmedeki görüntüsü	79
Şekil 4.12 : %0,5 grubuna ait kırılma yüzeyinin SEM görüntüsü a)X 500 büyütmedeki görüntüsü b) X 2.500 büyütmedeki görüntüsü c)X 5.000 büyütmedeki görüntüsü.....	80
Şekil 4.13 : %0,5 grubuna ait kırılma yüzeyinin X 100.000 büyütmedeki görüntüsü	81
Şekil 4.14 : %1 grubuna ait kırılma yüzeyinin X 50 büyütmedeki görüntüsü	82
Şekil 4.15 : %1 grubuna ait kırılma yüzeyinin SEM görüntüsü a) X 500 büyütmedeki görüntüsü, b) X 2.500 büyütmedeki görüntüsü ,c) X 5.000 büyütmedeki görüntüsü.....	83
Şekil 4.16 : Grupların, <i>S.mutans</i> çoğalma eğrisi	85
Şekil 4.17 : Grupların, <i>L.casei</i> çoğalma eğrisi	90

FARKLI ORANLARDAKİ TİTANYUM DİOKSİT NANOTÜPLERİN BULK FİLL KOMPOZİTİN MEKANİK VE ANTİBAKTERİYEL ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ

ÖZET

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı; farklı oranlarda titanyum dioksit nanotüp eklenmesinin akışkan bulk fill kompozit rezinin, mekanik ve antibakteriyel özellikleri üzerine etkisinin in vitro laboratuvar şartları altında değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Titanyum dioksit nanotüpler, laboratuvar koşullarında hidrotermal yöntemle sentezlendi. Nanotüplerin karakterizasyonu; SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu), FTIR (Fourier Dönüştümlü Kızılötesi Spektroskopisi) ve Raman Spektroskopisi kullanılarak değerlendirildi. Akışkan bir bulk fill rezin olan Estelite Bulk Fill Flow'un içerisine; farklı oranlarda (%0,1, %0,5, %1) TiO_2 nanotüp eklendi. Kontrol grubuna TiO_2 nanotüp eklenmeyerek dört farklı grup oluşturuldu. Akışkan bulk fill kompozitin mekanik özelliklerini değerlendirmek amacıyla; Vicker's mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü, eğme dayanımı gibi testler uygulandı. Eğme dayanımı değerlendirilmesinde, kompozit rezinin kırılan yüzeyleri SEM ile incelendi. Ayrıca nanotüp ilavesinin *S.mutans* ve *L.casei* bakterilerine antibakteriyel etkinliğinin değerlendirilmesi, direkt kontakt test uygulanarak yapıldı. Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Ayrıca Mann Whitney U Testi, Shapiro Wilks, Kruskal Wallis testi, Dunn's testi, Friedman Testi ve Wilcoxon işaret testi kullanıldı ve anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular: Mekanik testlerin sonuçları değerlendirildiğinde; TiO_2 nanotüp eklenmesinin kompozitlerin yüzeyinde hem polisaj öncesi hem de polisaj sonrasında pürüzlülükte değişim yaratmadığı, hem polisaj öncesi hem de polisaj sonrasında kompozit rezin içine %0.5 ve %1 TiO_2 nanotüp eklemenin kompozitin mikrosertlik değerlerini arttırdığı, kompozitin alt yüzeylerinde değişim yaratmadığı ($p>0.05$), kompozit rezinlere polisaj uygulaması sonucunda, bütün gruplarda hem pürüzlülük hem de mikrosertlik değerlerinde artış gözlemlendi ($p<0.05$), titanyum eklenmesinin

eğme dayanımında değişiklik meydana getirmediği gözlemlendi ($p>0.05$). Antibakteriyel sonuçlar değerlendirildiğinde ise titanyum dioksit nanotüp eklenmesi, akışkan bulk fill kompozit rezinin *S.mutans*'a karşı, antibakteriyel etki kazandırmadı ($p>0.05$). *L.casei* içinse; %0.5 TiO_2 nanotüp içeren grupta antibakteriyel etkinlik gözlemlendi ($p<0.05$).

Sonuçlar: Titanyum dioksit nanotüp eklenmesi, akışkan bulk fill kompozit rezinin mekanik özelliklerinde olumsuz etki yaratmadan, üst yüzey mikrosertlik değerinde artış sağladı. Akışkan bulk fill kompozit rezinin *L.casei*'ye karşı antibakteriyel etkinlik elde edildi.

Anahtar Kelimeler: nanotüp, akışkan bulk fill kompozit rezin, antibakteriyel ajan, *S. mutans*, *L.casei*, üç nokta eğme dayanımı, mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü

EFFECT OF DIFFERENT RATIOS OF TITANIUM DIOXIDE NANOTUBES ON THE MECHANICAL AND ANTIBACTERIAL PROPERTIES OF THE BULK FILL COMPOSITE

SUMMARY

Aim: The purpose of this thesis is; evaluation of the effect of adding titanium dioxide nanotubes in different proportions on the mechanical and antibacterial properties of flowable bulk fill composite resin under in vitro laboratory conditions.

Material and Method: Titanium dioxide nanotubes were synthesized by the hydrothermal method under laboratory conditions. Characterization of nanotubes; SEM (Scanning Electron Microscopy), FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy) and Raman Spectroscopy. TiO₂ nanotube was added in different proportions (0.1%, 0.5%, 1%) to the flowable bulk-fill composite resin (Estelite Bulk Fill Flow, Tokuyama Corp, Japan). In order to evaluate the mechanical properties of flowable bulk fill composite microhardness, surface roughness and flexural strength test were used. After the flexural strength test, the fractured surfaces of the composite resin were examined with SEM. Antibacterial effectiveness was determined by direct contact test. Statistical analysis was performed using IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Turkey). Kruskal Wallis and Dunn's test was used to compare group differences. Statistical significance was determined at a confidence level of 0.05 in all analyses.

Results: The results of the mechanical tests are evaluated; Addition of TiO₂ nanotube does not change the roughness of the surface of composites both before and after polishing, adding 0.5% and 1% TiO₂ nanotube to the composite resin both before and after polishing increases the microhardness of the composite, creating creation on the sub-surfaces of the composite ($p > 0.05$), It was observed that both the roughness and microhardness values increased in all groups with the polishing application on the resins ($p < 0.05$), and the addition of titanium dioxide nanotube did not cause any change in three point bending strength ($p > 0.05$). If the antibacterial results were evaluated, the addition of titanium dioxide nanotube did not give the

flowable bulk fill composite resin an antibacterial effect against *S.mutans* ($p > 0.05$). For *L. casei*; antibacterial efficacy was observed in the group containing 0.5% TiO₂ nanotube ($p < 0.05$).

Conclusion: The addition of titanium dioxide nanotubes provided an increase in the upper surface microhardness value without negatively affecting the mechanical properties of the flowable bulk fill composite resin. Antibacterial activity was obtained against *L.casei* of the flowable bulk fill composite resin.

Keywords: nanotube, flowable bulk fill composite resin, antibacterial agent, *S. mutans*, *L.casei*, three point bending strength, microhardness, surface roughness.



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin amacı; diş dokusunun kaybedilen fonksiyon, fonasyon ve estetik özelliklerinin geri kazandırılmasıdır. Bu amaç için kullanılacak materyalin, diş dokularına benzer estetik ve mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Son yıllarda yapılan araştırmalar sonucu adeziv sistemlerin geliştirilmesi ve minimal invaziv kavite prensiplerinin kabul görmesiyle, kompozit rezin materyaller klinik uygulamalarda sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir [1].

Kompozit rezinler viskozitelerine göre, akışkan ve geleneksel kompozitler olarak piyasaya sunulmuştur. Akışkan kompozit rezinler; okluzal kaviteilerin altında kaide ve astar malzemesi olarak, fissürlerin örtülmesinde, servikal abfraksiyon restorasyonlarında, kompozit ve seramik restorasyonların tamirinde, dentin duyarlılığının giderilmesinde, mine defektlerinde, stres almayan bölgedeki restorasyonlarda, koruyucu rezin restorasyonlarında kullanılmaktadır [2-5]. Ancak akışkan kompozitler, geleneksel kompozit rezinlere göre daha düşük oranda doldurucu içeriği sebebiyle, daha fazla polimerizasyon büzülmesi ve daha düşük aşınma direnci göstermektedir [6].

Kompozitlerdeki bu polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlar, yeni materyal arayışına sebep olmuş ve yeni araştırmalar bu yönde yapılmaya başlanmıştır. 2010'lu yıllarda bulk fill kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur. Bulk fill kompozitler, kaviteye tek seferde 4-5 mm'e kadar tabakalar halinde uygulabilen materyallerdir. Bu özellikleri sayesinde, hasta ve hekim açısından konforlu bir tedavi süreci yaşanmakta ayrıca tabakalar arası nem ve kan kontaminasyon riski, hava boşluğu kalma ihtimali de en aza indirilmiş olmaktadır [7].

Bulk fill kompozitlerin, kondanse edilebilen (yüksek viskoziteli) ve akışkan (düşük viskoziteli) olmak üzere iki farklı çeşidi bulunmaktadır [7]. Akışkan bulk fill kompozitler, diğer kompozit türlerine göre daha düşük oranda doldurucu oranına ve daha büyük boyutlarda doldurucu partiküllere sahiptir. Bu sebeple, doldurucu-matriks ara yüzeyi azalarak, ışığın daha derinlere penetrasyonu sağlanmakta ve polimerizasyon büzülmesi azaltılabilmektedir [8]. Ayrıca akışkan bulk filllerin

translusens özelliği sayesinde, mavi ışık daha derinlere penetre olabilmekte ve polimerizasyon derinliği artmaktadır [9, 10]. Tüm bu olumlu özellikleri yanında, yapılan çalışmalar sonucunda, akışkan bulk fillerin mekanik özelliklerinin yeterli düzeyde olmadığı ve geliştirilmesi gerektiği bildirilmiştir [10]. Avantajları ve dental klinik uygulamadaki yaygın kullanımlarına rağmen, kompozit rezinlerin hala klinik performanslarını bozan bazı sınırlamalar mevcuttur. Bunlardan en temel olanı; kompozit rezin-diş arayüzünde, kompozit restorasyonların değiştirilmesinin ana nedeni olarak belirtilen sekonder çürüklerin gelişimidir [11-14].

Günümüzde, enfekte olmuş dentini çıkarmak için, çürüklerden etkilenen dokunun kavitede bırakılmasını öneren minimal invaziv teknik prensipleri savunulmaktadır [15]. Bu nedenle, çürüklerden etkilenen doku tam olarak çıkarılmadığında ve mikrosızıntı sebebiyle bakterilerin diş-restorasyon ara yüzlerini istila etmesi sonucunda, hazırlanan çürük kavitesinde bakteriler bulunabilmektedir [16]. Bu durumda restorasyonun altında, özellikle *S. mutans* ve *L.casei* gibi sekonder çürük bakteri türlerinin, koloni büyümesine ve sonuç olarak restorasyonların ömrünün azalmasına yol açabilmektedir [17]. Bu nedenle, antibakteriyel ajanların adezivlere, primerlere ve kompozit rezinlere ilave edilmesi gibi bakteri istilasını ve büyümesini engellemek için bazı girişimlerde bulunulmuştur [18, 19]. Bu amaçla klorheksidin, Ag-tuzları, partikülleri ve oksitleri gibi farklı bakteriyostatik ve bakterisit kimyasalları antibakteriyel aktivite kazandırmak için daha önceden kompozit rezinlere dahil edilmesinin, kompozitlerin fizikokimyasal özelliklerinde olumsuz sonuçlar meydana getirdiği bildirilmiştir [19, 20].

Dental malzemelere aktif antimikrobiyal bileşenler eklemenin yanı sıra, bakteriyel indirgeme için başka bir strateji olarak, anti-adeziv yüzeyler oluşturmak için yüzeylerin antibakteriyel ajanlarla kaplanması düşüncesi gündeme gelmiştir [21, 22]. Son zamanlarda, 100 nm'den küçük bir boyuta sahip olan malzemelere atıfta bulunan nanomalzemeler; benzersiz boyutları, geniş yüzey alanı ve yüksek yüzey enerjisi gibi yapıları nedeniyle diş hekimliğindeki araştırmacıların daha fazla dikkat çekmiştir [16]. Bu bağlamda, çeşitli dental branşlarda antibakteriyel özellikleri nedeniyle farklı metal nanopartiküller kullanılmıştır. Bakterilerin metal nanoparçacıklara karşı direnç geliştirme olasılığı, ticari olarak temin edilebilen antibiyotiklerden çok daha azdır [23, 24].

Yapılan çalışmalarda; gümüş, altın, demir, bakır ve magnezyum gibi metaller, alüminyum oksit, çinko oksit, demir oksit, seryum oksit, titanyum dioksit gibi metal oksitler ve kadmiyum sülfid ve kadmiyum selenid içeren nanoparçacıkların antimikrobiyal özellikler gösterdiği bildirilmiştir [21].

Literatürde, TiO_2 nanopartiküllerin dental rezinlere ilave edilmesiyle, dental materyallerin genel performansının iyileştirilmesine yönelik araştırmalar mevcuttur. Fonksiyonelleştirilmiş veya fonksiyonelleştirilmemiş TiO_2 nanopartiküllerin kompozit rezinlere ilave edilmesinin, kompozitlerin hem mekanik performansını hem de antibakteriyel potansiyelini arttırdığı gösterilmiştir [25-29]. Dental adezivlere fonksiyonelleştirilmiş TiO_2 nanopartikül ilave edilmesinin, dişlere daha güçlü bağlanmayı teşvik ederek restorasyonların klinik ömrünü uzatabildiği bildirilmiştir [30, 31].

Nanopartiküllerden farklı olarak nanotüpler yüksek bir yüzey / hacim oranı ile karakterize edilmektedir. Nanotüplerin içi boş yapısı, boruların iç ve dış yüzeylerinde matris ile birbirine kilitlenmeyi sağlamaktadır [32]. Sonuç olarak, kompozitlerde daha yüksek doldurucu içeriği elde edilebilmekte, bu da polimerizasyon büzülmesinin azalmasına neden olmakta ve geliştirilmiş mekanik özellikler elde edilmesine imkan vermektedir [33]. Son yıllarda TiO_2 nanotüpler, diş hekimliğinde araştırma konusu olarak popüler hale gelmiştir. TiO_2 nanotüpler, tipik olarak alkali hidrotermal yöntem kullanılarak sentezlenmektedir. Bu yöntemin, hem tekrarlanabilir hem de uygun maliyetli tek adımlı bir reaksiyonda saf faz nanoyapılar ürettiği için avantajlı olduğu bildirilmiştir [34]. Biyomedikal uygulamalar açısından, TiO_2 nanotüp ile modifiye edilmiş yüzeyler, kök hücreler tarafından kemik yenilenmesini ve hayvan modellerinde implantların osseointegrasyonunu iyileştirmek için başarıyla kullanılmıştır [35].

Son yıllarda yapılan bir çalışmada, akışkan bir dental kompozite TiO_2 nanotüp ilave edildiğinde, esneme ve kırılma dayanımının geliştirildiği bildirilmiştir [36]. Literatürde akışkan bulk fil kompozitlere TiO_2 nanotüp eklenmesiyle ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu amaçla bu tez çalışmasında, akışkan bulk fill kompozit rezin olan Estelite Bulk Fill Flow (Tokuyama, Japonya) kullanılarak, içerisine TiO_2 nanotüp ilave edilmiştir ve mekanik, antibakteriyel özellikleri araştırılmıştır.

Bu tez çalışmasının amacı; farklı oranlardaki titanyum dioksit (TiO₂) nanotüplerin, akışkan bulk fill kompozit rezinin; polisaj öncesi ve sonrası mikrosertlik ve pürüzlülüğünün değerlendirilmesi, eğme dayanımının belirlenmesi, *S.mutans* ve *L.casei*'ye karşı antibakteriyel özellikleri üzerine etkisinin değerlendirilmesidir.

Bu tez çalışmasının hipotezleri;

1. Çalışmada kullanılan akışkan bulk fill kompozit rezine, farklı oranlarda titanyum dioksit nanotüp eklenmesi kompozitin mikrosertlik değerlerini arttırmaktadır.
2. Farklı oranlarda titanyum dioksit nanotüp ilavesi, akışkan bulk fill kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğünü etkilememektedir.
3. Farklı oranlarda titanyum dioksit ilave edilen akışkan bulk fill kompozit rezine uygulanan polisaj işlemleri kompozit rezinin mikrosertliği ve yüzey pürüzlülüğünü değiştirmektedir.
4. Akışkan bulk fill kompozit rezinin eğme dayanımı, farklı oranlarda titanyum dioksit nanotüp ilavesi ile artmaktadır.
5. Farklı oranlarda titanyum dioksit nanotüp eklenmesiyle akışkan bulk fill kompozit rezine *S.mutans* ve *L.casei*'ye karşı antibakteriyel etkinlik kazandırılmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kompozit Rezinler

‘Kompozit’ terimi kelime anlamı olarak, iki veya daha fazla sayıdaki farklı fiziksel veya kimyasal özellikteki malzemenin makro seviyede birleşiminden oluşan yeni bir ürün olarak tanımlanmaktadır [2].

Diş hekimliğinde ‘kompozit rezin’ terimi, mine ve dentin gibi sert dokuları restore etmek amacıyla kullanılan güçlendirilmiş polimer sistemi olarak ifade edilmektedir. En yaygın kullanılanlar, polimer ve seramik kombinasyonu ile oluşan kompozitlerdir. Bu kombinasyondaki polimerler, seramik partiküllerini bağlamak amacıyla kullanılmaktadır.

Dental kompozit rezinler; organik polimer matriks, inorganik doldurucu ve bağlayıcı kısım olmak üzere üç ana kısımdan oluşmaktadır. Genek olarak; belirli orandaki inorganik doldurucuların bağlayıcı kısım aracılığıyla organik polimer matriks içerisine tutunmasıyla oluşmaktadır. Organik matriks esas olarak fonksiyon görür ve inorganik doldurucular ise materyali destekler.

Kompozitlerin mekanik özellikleri, kendilerini oluşturan materyallerle karşılaştırıldığında önemli ölçüde değişim göstermektedir. Bu durum kompozit materyallerin kullanımında avantaj sağlamaktadır [37].

Kompozit rezinler, 1960’lı yıllarda Dr. Rafael Bowen tarafından gündeme getirilmiştir. Bu materyaller, günümüze kadar uzun bir gelişim süreci geçirmiştir.

Bunlar:

1. Silikat simanlar
2. Akrilik dolgular (doldurucu içermeyen rezinler)
3. Akrilik dolgular (doldurucu içeren rezinler)
4. Kompozit rezinler [38].

Silikat simanlar, diş hekimliğinde ilk kullanılan malzeme olup, 1800'li yıllarda geliştirilmiştir. Alüminyum silikat cam ve fosforik asit birleşiminden oluşmaktadır. Silikat simanların yavaş flor salınımı yapması, en önemli avantajıdır. Bunun yanında; renk stabilitesinin olmaması, ağız sıvılarında yüksek çözünürlüğü ve mekanik özelliklerinde düşüş olması sebebiyle yeni materyal arayışına neden olmuştur [39]. Silikat simanların zayıf mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla içerisine Bis-GMA molekülü eklenerek, polimerize olabilen kompozit materyaller geliştirilmiştir [40, 41]. Kompozit rezinler, akrilik ve silikat simanlara göre daha iyi mekanik özellik göstermektedir. Bu özellikler; daha az boyutsal değişim, daha az termal genleşme katsayısı ve daha iyi aşınma direnci göstermesidir. Böylece klinik performanslarında artış görülmektedir. İlk geliştirilen kompozit rezinler kimyasal olarak aktive olmakta iken, bir sonraki nesil ultraviyole dalga boylarıyla foto-aktive olacak şekilde geliştirilmiştir.

Günümüzde kompozitlerin aktivasyonu görünür dalga boylarına sahip ışık cihazları ile yapılmaktadır [39].

Kompozit rezinlerin kullanıldığı alanlar [42] :

- Anterior ve posterior dişlerdeki sınıf I, II, III, IV, V restorasyonlar,
- Servikal lezyonların restorasyonu amacıyla,
- Pit ve fissur örtücü olarak,
- Direkt ve indirekt inley ve onley restorasyonlar,
- Direkt ve indirekt lamina restorasyonlar,
- İnley, onley, veneer ve ortodontik braketlerin yapıştırılması,
- Porselen kronların tamiri,
- Post ve kor yapımı,
- Periodontal splintleme gibi işlemler olarak sıralanabilir.

Sonuç olarak, günümüzde amalgam dolgulardaki cıvanın sağlığa ve çevreye etkileri üzerine endişelerin mevcut olması ve hastaların estetik beklentilerinin artması nedeni ile kompozit rezin materyaller, restoratif diş hekimliği uygulamalarında popüler hale gelmiştir [43].

2.1.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler üç ana bileşenden oluşmaktadır [1, 44, 45];

1. Organik polimer matriks (Taşıyıcı Faz, Continuous Phase)
2. İnorganik doldurucular (Doldurucular, Dağılan Faz, Dispersed Phase)
3. Bağlayıcı ajanlar (Ara Faz, Coupling Agent)

Kompozit rezin materyallerdeki bu fazlar; materyalin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerini belirlerler [39, 40, 46-48].

2.1.1.1 Organik Polimer Matriksi

Organik polimerik matriks, kompozit rezinin organik (taşıyıcı) fazıdır. Polimerler, monomerlerin birbirine bağlanması sonucu oluşmaktadır. Monomerlerden polimer oluşmasına ‘polimerizasyon’ denir. Restoratif diş hekimliğinde kullanılan monomerler, genel olarak akışkandır ve polimerize olduktan sonra katı hale gelir. Monomerlerin polimerlere değişim genişliğine ‘monomer dönüşüm derecesi’ denmektedir [49].

Organik faz, kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini ve klinik performansını belirlemektedir. Kompozitlerin polimerizasyonunu sağlayan maddeler, organik faz içerisinde bulunmaktadır.

Bunlar;

- monomer sistem (monomer ve ko-monomerler),
- polimerizasyon başlatıcılar (inisiyatörler),
- hızlandırıcılar (akselatörler),
- polimerizasyon inhibitörleri
- ultraviyole (UV) stabilizatörleridir [49].

Monomer ve ko-monomerler

Kompozit rezinlerde en çok bilinen ve en çok kullanılan monomer Bisfenol A Glisidil metakrilattır (Bis-GMA) [40]. Bis-GMA, yüksek molekül ağırlıklı ve vizkoteli bir moleküldür. Yüksek molekül ağırlığı, polimerizasyon büzülmesinin az

olmasını ve iyi mekanik özellikte olmasını sağlamaktadır. Bis-GMA, ayrıca hızlı sertleşme süresine ve sert yüzey özelliklerine sahiptir. Bununla birlikte vizkozitesinin yüksek olması, içerisine sınırlı miktarda doldurucu katılmasına ve düşük renk stabilitesi göstermesine neden olmaktadır.

Üretan dimetakrilat (UDMA), yaygın olarak kullanılan başka bir rezin materyaldir. Yapısında aromatik halka bulunmamaktadır. UDMA, 1974 yılında düşük viskoziteli bir materyal olarak piyasaya sunulmuştur [49, 50].

UDMA, Bis-GMA'ya göre daha iyi adezyon sağlaması ve renk değişimine daha dirençli bir monomer olması sebebiyle kompozit rezinlere eklenmektedir. Düşük viskoziteye sahip olması sebebiyle dilüe edilmeden kullanılabilir. Hidroksil grubu (-OH) grubu içermemesi sebebiyle düşük miktarda su absorpsiyonu göstermektedir. UDMA, Bis-GMA'dan daha küçük molekül ağırlığına sahip olduğu için Bis-GMA'ya göre daha fazla polimerizasyon büzülmesi gösterdiği bildirilmiştir [51]. UDMA ve Bis-GMA, günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin tümünün organik matrikslerini oluşturmaktadır. Daha sonraki çalışmalarda Bis-GMA'nın vizkozitesini azaltmak amacıyla, rezin matriks içersine trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) ve etilenglikol dimetakrilat (EGDMA) monomerleri eklenmiştir [52]. Bunlar arasında TEGDMA, en fazla kullanılan komonomerdir [52]. Organik polimerik matriks içerisine eklenen TEGDMA gibi komonomerlerin, seyreltici olarak kullanılmasıyla su absorpsiyonu ve polimerizasyon büzülmesi artmaktadır. Polimerizasyon büzülmesinin artması, mikrozıntı oluşumuna neden olmaktadır [53].

Başlatıcı (inisiyatör) ve hızlandırıcılar (akselatör)

Kompozit materyalinin sertleşmesi, organik polimer matriksin polimerizasyonu ile sağlanmaktadır. İnisiyatörler olarak da bilinen başlatıcı maddeler, polimerizasyonda gerekli olan serbest radikallerin oluşumunu sağlamaktadır. Akselatörler ise kompozit rezin polimerizasyonunu hızlandıran maddelerdir [54].

Kompozit rezinlerde, kimyasal reaksiyonla polimerizasyon başlatıcı (inisiyatör) ajan olarak benzoil peroksit, hızlandırıcı olarak ise dihidroksietil-p-toluidin gibi bir amin grubu kullanılarak gerçekleştirilmektedir [41, 55]. Işık ile polimerize olan kompozitlerde başlatıcı olarak kamferokinon (CQ) kullanılmaktadır. Kamferokinon, elektromanyetik spektrumun 470 nm dalgaboyundaki mavi ışığa duyarlı bir ajandır. Mavi ışığın etkisiyle kamferokinon aktive olarak, amin ile reaksiyona girer ve serbest radikal oluşur.

Polimerizasyon inhibitörleri

Polimerizasyon inhibitörleri, monomerlerin spontan olarak polimerize olmasını engellemek amacıyla kullanılmaktadır. Kompozitler, gün ışığına maruz kaldığında, inhibe edici ajanlar, serbest radikallerle monomerlerden daha önce rekasiyona girmektedir. Çoğunlukla kullanılan inhibitörler, 4-metoksifenol (PMP) ve 2,4,6-tersiyerbutil fenol (BHT)'dür. BHT, ayrıca kompozitlerin renk stabilitesini sağlamak amacıyla da kullanılmaktadır [1, 45]. İnhibitörlerin kullanılmasıyla, kompozit rezinlerin raf ömrü uzamakta ve yeterli çalışma süresi sağlanmaktadır [56, 57].

Ultraviyole (UV) stabilizatörleri

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde, polimerizasyon reaksiyonuna girmeyen artık monomerler, ultraviyole ışığına maruz kaldıklarında parçalanıp, kahverengi renkleşmeye sebep olabilmektedir. UV stabilizatörler, kompozit rezinlerde renk stabilitesini arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. En sık kullanılan UV stabilizatörler, 2-hidroksi-4-metoksi benzofenon ajanıdır [58, 59].

2.1.1.2 İnorganik Doldurucular

Kompozit rezinlerin inorganik fazında; hidroksiapatit, bor silikat, lityum silikat, alüminyum, cam partiküller, kuartz, kolloidal silika gibi inorganik doldurucular bulunmaktadır. İnorganik doldurucuların içerisine Zr (Zirkonyum), Ba (Baryum), Sr (Stronsiyum), Zn (Çinko) gibi iyonlar eklenmektedir. Bu iyonlar kompozit rezinlerin aşınmaya dirençli ve radyografik incelemede radyoopak görüntü vermesini sağlamaktadır. İnorganik doldurucular, kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesine katkıda bulunmaktadır. Bu tür doldurucuların kompozit rezin içerisindeki yüzdesinin artmasıyla, daha kaliteli kompozit materyal elde edilmektedir. İnorganik doldurucu eklenmesiyle, kompozit rezinin; termal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalmakta, bununla birlikte, elastisite modülü artmaktadır [46, 60-62].

Baryum, stronsiyum, çinko ve yitriyum kompozit rezine radyoopasite sağlamaktadır. Silika partikülleri kompozitin mekanik özelliklerini geliştirir ve ışığı geçirmesini sağlamaktadır. Bu sebeple, kompozit mineye benzer translusent görüntü kazanmaktadır. Saf silika partikülleri, kristalin ve non kristalin formlarda bulunmaktadır. Silikanın kristalin formu kompozitlerin polisaj prosedürlerini

güçleştirmektedir. Günümüzde, kompozit rezinlerde non-kristalin formu kullanılmaktadır [63].

2.1.1.3 Bağlayıcı ajanlar (Ara Faz)

Kompozit rezinlerde organik polimerik matriks hidrofobik yapıdadır. İnorganik doldurucu fazı ise hidrofilik yapıdadır. Hidrofobik-hidrofilik kısmın arasında sıkı bir bağlantı oluşması gerekmektedir. Bu bağlantıyı sağlayan ajanlara ‘bağlayıcı faz/ajan’ adı verilmektedir. İnorganik doldurucu fazı ile organik matriks arasındaki bağlantının iyi olması, kompozit rezinlerin mekanik ve kimyasal dayanıklılığını arttırmaktadır [2, 64]. Üretici firma, bu bağlantıyı bağlayıcı ajanı ince bir katman halinde uygulayarak sağlamaktadır. Ara faz olarak kullanılan coupling ajanının bir ucu silanol (Si-OH) grubu ve diğer ucu metakrilat (C = C) grubu içermektedir. Bağlayıcı ajanın içerdiği gruplar sayesinde silikon-oksijen grupları, rezin içerisindeki metakrilat grupları ile kovalent bağ oluşmaktadır [39]. Bu bağ sayesinde zayıf organik matriks, yüksek mekanik özelliklere sahip inorganik doldurucu fazına geçiş göstermektedir. Ayrıca, organik matriksteki inorganik doldurucuların homojen dağılımı sağlanır. Böylece kompozit rezinin hidrolitik degradasyona direnci artmaktadır [65, 66].

Metakrilat esaslı kompozitlerde, organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlantı yoğunlukla bir silan ajan olan, 3-metakriloksipropil trimetoksisilan (MPTMS) kullanılarak sağlanmaktadır. Fakat, zirkonya doldurucularda, MPTMS yetersiz kaldığı için, MPTMS yerine metakrilat-desil dihidrojenfosfatın (MDP) kullanımı gündeme gelmiştir [67, 68].

İnorganik doldurucu partikülleri ve organik matriks arasında güçlü bir bağlantı olması, kompozit rezinin mekanik özelliklerinin gelişmesini ve klinik performansının artmasını sağlamaktadır. Bu güçlü bağlantı için, silan bağlayıcı ajanların kullanılması gerekmektedir. Genellikle kullanılan silan ajan; MPTMS’dir [60, 69, 70].

2.2 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, 1983 yılında ilk defa Lutz ve Phillips tarafından, doldurucu boyutlarına göre sınıflandırılmıştır [71].

Güncel olarak kompozit rezinler;

- inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü, hacimsel veya ağırlık yüzdesine,
- polimerizasyon yöntemlerine,
- viskozitesine göre sınıflandırılmaktadır [72, 73].

2.2.1 İnorganik Doldurucu Partikül Boyutu ve Yüzdelere Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

İnorganik doldurucu partikül boyutu ve yüzdelere göre kompozitler aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır.

2.2.1.1 Megafil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm boyutlarında, β-kuartz silika yapıda olan kompozit rezinlere megafil kompozitler denilmektedir. Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu bölgelerde ve yüksek aşınma gösteren yüzeylerde, megafil kompozitlerin aşınma direncinin yüksek olması sebebiyle kullanılması önerilmektedir [39, 59, 74].

2.2.1.2 Makrofil Kompozitler

Makrofil kompozitler, 10-100 µm büyüklüğünde ve ağırlıkça yüzdesi %70-80 olan cam veya kuartz doldurucu partikül içermektedir. Mikrofil kompozitlere göre daha dayanıklıdır [75]. Makrofil kompozitlerin içerdiği inorganik doldurucuların sert ve büyük olması, organik matriksin inorganik matrikse göre daha fazla aşınmasına sebep olmaktadır. Bu aşınma sonucunda, yüzey pürüzlülüğü, plak birikimi ve renklenme gibi olumsuz durumlar meydana gelmekte ve anterior restorasyonlarda kullanılmasında yeterli estetiğin sağlanamamasına neden olmaktadır. Yeterli aşınma direnci gösteremediği için de posterior dişlerde kullanımları uygun olmamaktadır. Makrofil kompozitlerin, bu olumsuz özelliklerinden dolayı klinik olarak diğer dolduruculu kompozitlere göre kullanımı sınırlıdır [47, 76, 77].

2.2.1.3 Midifil Kompozitler

Midifil kompozitler, 1-10 µm büyüklüğünde inorganik doldurucu partikül içermektedir. Daha iyi polisajlanabilmesi ve renk stabilitesinin artırılması amacıyla makrofil kompozitlere göre daha küçük doldurucu partikül içermektedir. Midifil kompozitler, makrofil kompozitler ile birlikte geleneksel (conventional-traditional)

olarak da isimlendirilmektedir. Makrofil kompozitlere göre olumsuz özellikleri geliştirilmiş olsa da, midifil kompozitlerin de klinik kullanımları sınırlıdır [39, 41].

2.2.1.4 Minifil Kompozitler

Minifil kompozitler, 0,1-1 μm büyüklüğünde ve ağırlıkça %75-85 arasında değişen yüzdelerde inorganik doldurucu partikül içermektedir. İçerisine baryum, stronsiyum gibi metallerin cam ile yoğunlaştırılmış partikülleri eklenmiştir. Böylece aşınmaya dirençleri artmaktadır. Minifil kompozitler, yüksek dayanıklılığa sahiptir. Ayrıca iyi polisajlanabilme özelliği göstermektedir. Bu kompozitler, mekanik özelliklerinin geliştirilmesiyle posterior restorasyonlarda kullanılmaktadır [39, 76].

2.2.1.5 Mikrofil Kompozitler

Mikrofil kompozitler 1970'lerin sonlarında geliştirilmiştir. Doldurucu miktarı %35-60 arasında değişen, doldurucu partikül boyutu 0,01-0,1 μm arasında olan kompozit rezinlerdir. Mikrofil kompozitler, son polisajı ile yüksek bir pürüzsüzlük derecesi verirken, yüzey zamanla daha pürüzsüz hale gelir ve bu da oldukça avantajlıdır [47]. İnorganik doldurucular kolloidal silika partikülleridir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınmaktadır. Bu yüzden anterior dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler. Makrofillere göre inorganik doldurucu oranının az olması su emiliminin ve ısısal genleşme katsayısının artmasına, böylece dayanıklılığının da azalmasına neden olur [63, 78].

Makrofil kompozitlerin pürüzlülük ve renklenme problemlerinin üstesinden gelebilmek ve cilalanabilir kompozit materyali elde etmek amacıyla 0,01-0,1 μm boyutları arasında kolloidal silika partikülleri kullanılarak mikrofil kompozitler üretilmiştir [73, 76, 79, 80]. Bu kompozitler doldurucu partiküller ile organik matriks aynı oranda aşındığından dolayı düzgün bitim yüzeyine sahiptirler ancak kırılma dayanıklılıkları ve mekanik özellikleri zayıftır [39, 81, 82].

2.2.1.6 Hibrit Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,1- 20 μm arasında değişen kompozitlere 'hibrit kompozit' denmektedir [83]. Bu kompozitler, çift dağılım göstererek tek organik matriks içerisine makro büyüklükte (15-20 μm) partiküller ve mikro veya mikron altı büyüklükte kolloidal silika (0.01-0.05 μm) partiküllerinin eklenmesiyle oluşmaktadır [84, 85]. İnorganik doldurucu partiküllerinin bu şekilde, çift dağılım

göstermesi, partiküller arası boşlukları en aza indirmektedir. Bu durumda, doldurucu oranı en üst düzeyde tutularak daha verimli kompozitler elde edilmektedir [86]. Hibrit kompozitlerde, makrofil ve mikrofil kompozitlerin özelliklerinden yararlanılmaktadır. Geleneksel kompozit rezinlere göre mekanik ve fiziksel özellikleri daha gelişmiştir [83, 87]. Bu kompozit türünün birçok avantajı vardır.

Bunlar;

- Geniş renk skalası,
- Çok sayıda opaklık ve saydamlık derecesi,
- Çok iyi polisajlanabilme,
- Diş dokularına yakın aşınma direnci,
- Düşük polimerizasyon büzülmesi,
- Düşük su emilimi göstermesidir.

Bu özellikleri, yüksek inorganik partikül içeriği sayesinde kazanmaktadır [88]. Hibrit kompozitlerin sınıflandırılmasında, içerdiği makro partikülün adı kullanılmaktadır [89]. Hibrit kompozitler, günümüzde tüm olumlu özelliklerinden dolayı anterior ve posterior restorasyonlarında sıklıkla kullanılmaktadır [90].

2.2.1.7 Nanofil Kompozitler

Nano kelimesi, Yunanca kökenli olup cüce ya da çok küçük anlamına gelmektedir. Nano terimi, milyarda biri ifade eden ölçü birimidir. Nanometre ise, metrenin milyarda birini ($1 \text{ nanometre} = 10^{-9} \text{ metre}$) ifade etmektedir [91]. Nanoteknoloji; molekül mühendisliği veya moleküler nanoteknoloji olarak da adlandırılmaktadır. Nanoteknoloji alanını, 0,1-100 nm arasındaki büyüklükler oluşturmaktadır [92, 93]. Doldurucu partikülleri, nano büyüklükte olan kompozitlere ‘nanokompozitler’ denilmektedir. Nanokompozitler, hibrit kompozitlerin güçlü mekanik özellikleri ve mikrofil kompozitlerin iyi polisajlanabilme özelliklerinin sentezlenmesine ek olarak anterior ve posterior restorasyonlarda kullanılabilmesi amaçlanarak geliştirilmiştir [94]. Nanokompozitlerin organik matriksi, geleneksel ve hibrit kompozitlere benzer polimerik yapıdadır. Fakat nanopartiküllerin yapısı, diğer kompozit türlerinden farklılık göstermektedir. Bu nanopartiküllerin boyutu, görünür ışık dalga boyutundan küçüktür. Böylece; görünür ışıkla emilim ve saçılım gibi etkileşime girmeden, çeşitli

polimer zincirleri arasına uyumlu bir şekilde yerleştirilebilmektedir [93]. İnorganik yapıyı oluşturan nanopartiküller; silika nano doldurucular (nanomer) ve nano kümecikler (nanocluster) olmak üzere iki farklı yapıdan oluşmaktadır [91, 93]. Nanomerler, 5-75 nm boyutlarında, kümeleşmeyen ve toplu halde bulunmayan silika partikülleri anlamına gelmektedir.

Nano doldurucuların kullanılmasıyla, organik matriks ile temas eden yüzey alanı artmaktadır. Bu durumda, inorganik faz- organik faz arasındaki bağlantı daha kuvvetli olmaktadır [93]. Nano kümeler (nanocluster) iki farklı doldurucu partikülden oluşmaktadır. Bunlar; 2-20 nm boyutlarında zirkonyum ve silika partikülleri ile 75 nm boyutları olan silika partikülleridir. Nanofil kompozitlerde, nanomer ve nanokümelerin kullanılmasıyla, doldurucu partikül boyutları oldukça küçülmekte ve ağırlıkça %72-87 oranında olmaktadır [39]. Böylece; daha az polimerizasyon büzülmesi, daha fazla dayanıklılık, daha fazla aşınma direnci, daha az su emilimi, daha iyi polisajlanabilirlik, daha az renklenme, daha iyi estetik özellik ve daha iyi yüzey devamlılığı göstermektedir [74, 93]. Son çalışmalarda, nanofil kompozitlerin, mikrofil kompozitlerle kıyaslandığında, yüzey pürüzlülüğü haricinde, hiçbir farkının veya daha iyi özelliğinin olmadığı bildirilmiştir [95, 96]. Günümüzde nanofil kompozitler, estetik özelliklerinin iyi olması sebebiyle, genellikle anterior restorasyonlarda kullanılmaktadır.

2.2.2 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Polimerizasyon terimi, tek bir molekülden makro moleküllerin şekillenmesini ifade etmektedir [97].

2.2.2.1 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler (Self-cured, Auto-cured)

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, iki pat sisteminden oluşmaktadır. Bu kompozitler; pat+pat, pat+likit, toz+likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerize olmaktadır. Patların birincisinde benzoil peroksit, ikincisinde ise tersiyer organik amin DHEPT (dihidroksietil-p-toluidin) bulunmaktadır [72, 98]. Benzoil peroksit polimerizasyonun başlatıcısı, tersiyer organik amin ise polimerizasyon hızlandırıcısı olarak görev yapmaktadır. Bunların kombinasyonu sonucu serbest radikaller oluşmaktadır.

Serbest radikallerin oluşumuyla polimerizasyon süreci başlamaktadır [99]. Bu kompozitler, kimyasal olarak polimerizasyon sebebiyle; yetersiz polimerizasyon, polimerizasyon büzülmesi, patların karıştırılmasına bağlı porözite ve bunun sonucunda mekanik özelliklerin azalması, patların sebep olduğu renk stabilitesinin yetersiz olması, çalışma süresinin yetersizliği gibi dezavantajlara sahiptir [73, 100, 101].

2.2.2.2 Görünür Işık İle Polimerize Olan Kompozitler (Light-cured)

Işıkla polimerize olan kompozitler, tek pat sistemi olarak piyasa sunulmuştur. Bu kompozitlerin polimerizasyonu için ilk defa 1972 yılında ultraviyole ışık (UV) kullanılmış, fakat UV'nin hem hastanın hem de hekimin sağlığına zarar vermesi sebebiyle kullanımı terk edilmiştir. Günümüzde, görünür ışıkla polimerizasyon sistemine geçilmiştir ve kompozitlerin polimerizasyonunda en sık bu yöntem kullanılmaktadır [39, 102]. Bu yöntemde, polimerizasyon için görünür mavi ışığın, 450-500 nm dalga boyunda ve en az 300 mW/cm² özellikte olması gerekmektedir. Kamferokinon (CQ), ışıkla polimerize olan kompozitler için bir fotobaşlatıcıdır ve 470 nm dalga boyundaki mavi ışığa karşı duyarlıdır [39, 103]. Kamferokinon, mavi ışığın etkisiyle aktive olarak ve serbest radikallerin oluşmasını sağlamaktadır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin avantajları; tek pat sistemi olması sebebiyle karıştırma gerektirmemesi, böylece porözite ve pürüzlülüğün engellenmesi, polimerizasyonun hekimin kontrolünde olması ve başlangıç ve bitişinin kontrol edilebilmesi, güvenilir ve kontrollü bir polimerizasyonun sağlanabilmesi, polimerizasyondaki olumsuzlukların giderilmesiyle dayanıklılık ve kırılma direncinin artması, çalışma süresinin yeterli olması, renk stabilitesinin yeterli ve uzun süreli olmasıdır [76, 104, 105].

2.2.2.3 Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozitler(Dual-Cure)

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozitler, dual-cure kompozitler olarak adlandırılmaktadır.

Dual-cure kompozitler, iki pat sisteminden oluşmaktadır. Bu kompozitler, hem kimyasal katalizör hem de ışığa duyarlı aktivatör içermektedir. Karıştırıldıktan sonra polimerizasyon önce ışıkla başlatılmakta, kimyasal olarak devam etmektedir. Kimyasal polimerizasyon hızı, ışıkla polimerizasyon hızından yavaştır ve 8-24 saat arasında tamamlanmaktadır [106]. Bu kompozitlerin, polimerizasyonun tam olarak

tamamlanmasından endişe edilen alanlarda kullanılması önerilmektedir. Bunlar; özellikle, girişin zor olduğu aproksimal bölgeler ve 2 mm'den kalın kompozit kullanılması gereken derin kavitelere. Dual-cure kompozit rezinler akışkan yapıda olmaları sebebiyle sıklıkla simantasyon malzemesi olarak kullanılmaktadır [63, 104, 107].

2.2.3 Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

2.2.3.1 Kondanse Edilebilen Kompozitler

Kondanse edilebilen kompozitler, sıkıştırılabilme ve şekillendirilebilme özelliklerine sahip olduklarından dolayı, Sınıf I ve Sınıf II restorasyonlarda amalgama alternatif materyal olarak kullanılabilmesi için piyasaya sunulmuştur. Bu kompozitlerin, inorganik doldurucu miktarı ağırlıkça %70-80, hacimce %60-70 arasındadır [91]. Doldurucu oranının yüksek olması, kompozitin kavite içerisine yerleştirilebilmesini, kondanse edilebilmesini ve kontur verilerek şekillendirilebilmesini sağlamaktadır [108]. Bu kompozitler, diğer kompozitlere göre daha az yapışkandır, böylece el aletlerine yapışma göstermezler [39]. Kondanse edilebilen kompozitlerin mekanik özellikleri gelişmiştir ve okluzal streslere maruz kalan posterior restorasyonlarda kullanılabilir [39]. Bu kompozitler, diğer kompozitlere göre restorasyonların marjinal kenarlarının şekillendirilmesinde, kontaklarının oluşturulmasında ve okluzal anatominin işlenmesinde avantaj sağlamaktadır [76, 109]. Kondanse edilebilen kompozitler, hibrit kompozitlere göre daha büyük boyutlarda doldurucu partikül içermektedir. Bu sebeple bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra daha fazla pürüzlü yüzey oluşma riski taşıdığı bildirilmiştir [76, 104]. Ayrıca, yüksek viskozitelerinden dolayı sık kavitelere uygulanmaları güçtür. Kompozit tabakaları arasında ve kavite duvarlarında kondenzasyon aşamasında boşluklar oluşabilmektedir. Bu olumsuz durumları aşabilmek için akışkan kompozitlerle birlikte kullanımı önerilmektedir [110].

2.2.3.2 Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozitler, düşük viskoziteli kompozit materyallerdir. Geleneksel kompozitlere göre daha akıcı kıvamdadır ve içeriğinde geleneksel kompozitlerde bulunan ve kaviteye yerleştirilmesini kolaylaştıran kıvam düzenleyici maddeler bulunmamaktadır [111]. İnorganik doldurucu oranı hacimce % 37-45 arasındadır [2,

72, 112]. İnorganik doldurucu oranının düşük olması, mekanik özellikleri zayıf olmasına neden olmaktadır [39]. Aşınmaya dirençleri ve elastisite modülü düşüktür. Akışkan kompozitler, dar bir uygulama ucu kullanılarak kaviteye kolayca ve homojen bir şekilde yayılabilmekte ve diş yüzeyine iyi uyum sağlamaktadır. Bu sebeple akışkan kompozitler;

- okluzal kavitelerin altında kaide ve astar malzemesi olarak,
- fissürlerin örtülmesinde,
- servikal abfraksiyon restorasyonlarında,
- kompozit ve seramik restorasyonların tamirinde,
- dentin duyarlılığının giderilmesinde,
- mine defektlerinde,
- stres almayan bölgedeki restorasyonlarda,
- koruyucu rezin restorasyonlarında kullanılmaktadır [2-5].

Günümüzde, doldurucu içeriği artırılmış akışkan kompozitler piyasaya sürülmüştür. Üretici firmalar, geleneksel kompozitlere benzer şekilde, bu kompozitlerin daha derin veya daha geniş restorasyonlarda kalın bir tabaka halinde kullanılmasını önermektedir [113].

2.2.4 Farklı Özellikteki Kompozitler ve Yeni Gelişmeler (Güncel Kompozitler)

2.2.4.1 Ormoserler

Restoratif diş hekimliğinde, organik modifikasyonlu seramikler, 1998 yılında piyasaya sunulmuştur. Organik-modifikasyon-seramik sözcüklerinin ilk hecelerinin birleştirilmesiyle ‘ormoser’ (ormocer) olarak tanımlanmıştır [39, 114]. Ormoserlerin büyük moleküllü monomer yapısı sayesinde, geleneksel kompozitlerdeki aşınma ve polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajların azaltılması amaçlanmıştır [109, 115].

Ormoserler genel olarak; organik faz, inorganik faz ve polisiloksan fazı olmak üzere üç ana komponentten oluşur ve bu komponentlerin oranına göre materyalin mekanik, optik ve termal özellikleri belirlenmektedir. Doldurucu partiküller, çapraz bağlantılı organik ve inorganik ağ yapıdaki matriks içerisinde bulunmaktadır [116]. İnorganik içerik, silisyum dioksit yapısındadır ve kimyasal stabilite, termal genleşme katsayısı,

elastisite modülünden sorumludur. Ormoserler, seramik, özel cam ve yüksek oranda silika doldurucu içermektedir. Bu içerik, kompozit rezin materyalinin içeriğinde bulunan doldurucularla benzerlik taşımaktadır. Organik faz; çapraz bağlanabilme, polarite, sertlik ve optik özelliklerden sorumluyken, polisiloksan fazı; elastisite, ara yüz özellikleri ve işlenişten sorumludur [46]. Ormoserler, aşınmaya dirençli kompozitlerdir. Bu sebeple hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanılabilir [117].

Ormoserlerin avantajları;

- Biyouyumluluk
- Mine ve dentine mükemmel adezyon
- İyi estetik özellik göstermesi
- Kullanım kolaylığı
- Kondanse edilebilirlik
- Kolay manipülasyon
- Polimerizasyon büzülmesinin önemli ölçüde az olmasıdır.

2.2.4.2 İyon Salabilen Kompozitler (Smart ve Antibakteriyel Kompozitler)

İyon salabilen kompozitler, 1998 yılında piyasaya sunulmuştur. Yapısındaki özel kimyasallardan kalsiyum, hidroksil ve florür gibi fonksiyonel iyonlar açığa çıkmaktadır. Bu iyonlar mikroorganizmalar üzerine ve mikroorganizmalar tarafından üretilen asitleri etkileyebilme özelliğindedir. Böylece restorasyona komşu diş dokuları demineralizasyona karşı korunmaktadır [118]. Serbestleşen iyonların miktarı, restoratif materyalin dış tabakasının pH değeriyle ilgilidir. Ağız ortamındaki pH azaldığında, koruyucu iyon salınımı artmakta, pH arttığında ise iyon salınımı azalmaktadır.

Antibakteriyel özellikteki kompozitlerin üretilmesi iki farklı şekilde olmaktadır:

- 1- Kompozit rezin matriksinin içine, klorheksidin eklenir. Klorheksidin çözünebilen bir antimikrobiyal ajandır. Restorasyon yüzeyinden salınarak etki eder.
- 2- Kompozit rezin matriksin içine, 12-Methacryloyloxydodecyl pyridinium bromide (MDPB) denilen yeni bir monomer olan çözünmeden sabit kalan bir ajan

yerleştirilir. Bu ajan; dışarı salınmadan bakteri üremesi ve materyal birikimine engel olur [109, 118].

2.2.4.3 Siloranlar

Monomerlerin polimerlere dönüşümü esnasında polimerizasyon büzülmesi meydana gelmektedir. Son yıllarda, bu polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla güncel kompozitler gündeme gelmiştir. Kimyasal yapısı itibarıyla diğer kompozitlerden farklı olarak, silikon bazlı, hidrofobik özellikte monomer içerikli siloranlar piyasaya sunulmuştur [39]. Siloranların kimyasal yapısı siloksan ve oksiranların birleşmesinden oluşmaktadır [119]. Siloksan kısmı, siloranlarda omurga görevindedir. Hidrofobik özellikte olması sebebiyle, su absorpsiyonu ve yüzey renklenmesi azalmakta, kompozitin fiziksel özellikleri gelişmektedir [46, 119]. Siloranı oluşturan bir diğer yapı oksiran katyonik yapı ise; açık halkalı polimerizasyon oluşturarak polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır. Böylece siloranlar, metakrilat esaslı kompozit rezinlere göre düşük polimerizasyon büzülmesi, gelişmiş polimerizasyon derinliği, yüksek eğilme ve kırılma dayanımı gibi özellikler göstermektedir [119-121]. Sonuç olarak, yüksek oranda reaktif ve biyouyumlu, düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren kompozit materyaller oluşturulması hedeflenmiştir [122]. Güncel bir çalışma sonucunda, siloran bazlı kompozitlerde yüksek yüzey degradasyonu ve renk değişimi gözlenmiştir [123]. Dolayısıyla bu materyallerin, klinik olarak yeterli renk skalasının ve stabilitesinin olmaması sebebiyle kullanımı posterior dişler ile sınırlı kalmaktadır.

2.2.4.4 Giomerler

Giomerler, kompomerlere benzer olarak, cam iyonomer simanların yetersiz estetik ve nemden etkilenme gibi klinik anlamda olumsuz özelliklerini minimuma indirmek, bunun yanında olumlu klinik kullanımlarından faydalanmak amacıyla geliştirilen materyallerdir [124, 125]. Kompomerlerin sınırlı kullanım alanı ve kompozit rezinlerde restorasyondan yapıldıktan sonra sekonder çürük gelişimi sebebiyle, önceden reaksiyona girmiş cam (PRG) doldurucular gündeme gelmiştir.

Geliştirilmiş estetik özellikleriyle kompozitlerle kıyaslanabilen ve florid salınımı gibi özellikleri bulunabilen, rezin matriksine PRG partikülleri yerleştirilmiş restoratif materyaller ‘giomer’ olarak tanımlanmaktadır [126]. Giomerler rezin esaslı materyallerdir ve yapısı; önceden reaksiyona girmiş cam partikülleri (PRG), üreten

dimetakrilat ve hidroksietil metakrilat içermektedir. PRG partikülleri, cam iyonomer simanlarda bulunan fluorosilikat camlara yüksek düzeyde benzerlik göstermektedir. PRG partikülleri, materyallere katılmadan önce poliakrilik asitle muamele edilmektedir. Giomerler;

- biyoyumluluk
- radyopak
- estetik
- iyi polisajlanabilme
- florid salınımı yapabilme
- florid geri yüklemesi yapılabilme
- asitleri nötralize edebilme
- aşınmaya dirençli
- bakteriyel mikrosızıntıyı engelleyebilme
- plak oluşumunu önleyebilme
- minimum pulpa hasarı
- klinik olarak uzun süre stabil kalma gibi özelliklere sahip materyallerdir [127-129].

2.2.4.5 Bulk Fill Kompozitler

Son yıllarda yapılan araştırmalar sonucunda; kompozit rezinlerin kimyasal birleşiminde ve doldurucu partikül yapısında modifikasyon yapılmasıyla yeni bir kompozit rezin türü piyasaya sunulmuştur. Bu kompozit rezinler, kütleler halinde uygulanabilen ‘bulk fill’ kompozitlerdir [8]. Yapılan çalışmalarda; bulk fill kompozitlerin akışkan ve geleneksel kompozitlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği bildirilmiştir [130, 131]. Bu değişikliğin; bulk fill kompozit rezinlerin matriks formülasyonunun geliştirilmesi, inorganik doldurucu partiküllerinde yapılan modifikasyonla ve polimerizasyon başlatıcı sisteminin kimyasındaki düzenlemelerle ilgili olduğu bulunmuştur [132].

Bulk fill kompozitler; tek seferde 4-6 mm kadar kütleler halinde uygulanabilmektedir. Böylece kullanım kolaylığı ve tedavi süresini kısılmasıyla

hekimler tarafından özellikle posterior bölgede kullanılmakta ve hastalar açısından konforlu bir tedavi süreci oluşmaktadır [8, 133, 134]. Bulk kompozitlerde tabakalama tekniğine gerek duyulmamasıyla;

- hava kabarcığı
- restorasyon tabakaları arasında boşluk
- tabakalar arası nem ve kan kontaminasyonu
- yüksek oranda polimerizasyon stresi oluşma riski azaltılabilmektedir. Bu sayede materyalin, mekanik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilebildiği bildirilmiştir [134-136].

Bulk fill kompozit rezinlerin, inorganik doldurucu partiküllerindeki gelişmelerle partiküllerin tipi ve dağılımı değişmekte ve mineye benzer bir translusens yapı oluşmaktadır. Bu sayede mavi ışık daha derin tabakalara kadar penetre olabilmekte ve polimerizasyon derinliği artmaktadır [39, 137, 138]. Böylece daha az polimerizasyon stresinin olduğu bildirilmiştir [139]. Yapılan çalışmalarda, bulk fill kompozitlerde, daha az kaspal defleksiyon oranı olduğu belirtilmiştir [140].

Bulk-fill kompozitler genel olarak geleneksel kompozitlerle aynı içeriğe sahiptir. Bu kompozitler de Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve aynı yapıdaki inorganik doldurucular içerirler. Fakat, Bowen'in tanımladığı Bis-GMA, üretici firmalar tarafından modifiye edilerek, monomerler daha viskoz hale getirilmiştir. Yapılan modifikasyon; hidroksil grubu içermeyen Bis-GMA, alifatik üretan dimetakrilat, aromatik üretan dimetakrilat veya yüksek derecede dallı metakrilatların birleşimi sonucu meydana gelmektedir. Bu değişiklikler sayesinde, polimerizasyon büzülmesiyle meydana gelen stresin %70 oranında azaltılabildiği bildirilmiştir [9, 130].

Bulk fill kompozitler, geleneksel kompozitlere göre daha düşük oranda, ancak daha büyük boyutlarda doldurucu partiküller içermektedir [141]. Doldurucu oranının azaltılmasıyla, bulk fill kompozitler daha translusens özelliğe sahip olmaktadır [9]. Doldurucu partikül boyutlarının büyük olmasıyla, total doldurucu-rezin matriks arayüz oranı azaltılarak, ışığın kompozitin içinde saçılması azalmakta, bu sayede mavi ışığın, kompozitin derinliklerine kadar ulaşması sağlanmaktadır [142]. Bulk fill kompozitler, tüm bu özelliklerinden dolayı tek seferde 4-6 mm yüksekliğinde

tabakalar halinde polimerize edilebilmektedir. Böylece hasta ve hekim açısından daha konforlu ve daha kısa süreli tedavi süreci sağlanabilmektedir [137, 143].

Bulk fill kompozitler viskozitelerine göre iki sınıfa ayrılmaktadır:

- düşük viskoziteli bulk filler (akışkan bulk fill kompozit rezinler)
- yüksek viskoziteli bulk filler (kondanse bulk fill kompozit rezinler).

Piyasaya ilk olarak akışkan bulk fill kompozitler sunulmuştur. Daha sonra yüksek viskoziteli birçok bulk fill kompozit rezin üretilmiştir [141]. Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler, daha fazla inorganik doldurucu oranına sahip ve aşınmaya karşı daha dirençli yapıdadır. Akışkan bulk filler ise; özellikle düzensiz yüzeylerde olmak üzere kavite duvarlarına daha iyi adaptasyon göstermekte, akıcı özelliği sayesinde iyi bir astarlama yapabilmekte ve ulaşılması zor alanlara invaze olabilmektedir [144, 145].

Akışkan bulk fillerle restore edilen dişlerde, üretici firma talimatları doğrultusunda ‘capping’ denilen bir aşama uygulanması tavsiye edilmektedir [146, 147]. Capping prosedüründe, akışkan bulk fill kompozitlerin yüksek su emilimi ve düşük yüzey sertliği sebebiyle, üstlerinin 2 mm kalınlığında kondanse edilebilen geleneksel kompozit ya da yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerle kapatılması gerekmektedir [137]. Bu durum, akışkan bulk fill kompozitlerle tek aşamada restorasyon yapılabilmesini engellemektedir [142]. Fakat günümüzde geliştirilen bazı akışkan bulk fill kompozit rezinlerde, üretici firma talimatlarında ‘capping’ işlemine gerek kalmadığı bildirilmiştir. Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerde ‘capping’ prosedürüne gerek duyulmadan tek aşamada restorasyonlar tamamlanabilmektedir [135].

Günümüzde restorasyonlarda bulk fill kompozit rezinlerin kullanılmasıyla alakalı bazı endişeler bulunmaktadır. Bunlar; 4 mm kalınlıkta kaviteye uygulanmasını takiben oluşan polimerizasyon büzülme stresi ve monomerlerin polimere dönüşüm oranı miktarıdır. Bu olumsuzlukları elimine etmek amacıyla bulk fill kompozit rezinler modifiye edilerek, doldurucu monomer büyüklüğü artırılmış ve organik matriksteki monomer miktarı düşürülmüştür [9].

Bulk fill kompozitler, konvansiyonel kompozitlere göre düşük doldurucu matriks oranına ve daha büyük (>20 nm) dolduruculara sahiptir. Bu özellikleri sayesinde

doldurucu-matriks arayüz alanı azalır ve ışığın daha az saçılmasına sebep olarak mavi ışığın kompozit tabakasının daha derinlerine penetre olmasını sağlar [9].

Mavi ışığın daha derin tabakalara penetrasyonunu sağlamak amacıyla ya yeni bir foto-başlatıcı sistem (Ivocerin) (Tetric EvoCeram Bulk Fill) ya da yüksek molekül ağırlığına sahip monomerler (SureFil SDR flow) kullanılmaktadır. Germanyum bazlı bir foto-başlatıcı olan ivocerin, kamforokinona ek olarak ilave edilmiştir. Böylece ışığın daha iyi absorbe edilmesini ve yüksek foto-aktivasyon sağlar. Bulk fill kompozitlerin ayrıca translusensi özelliğinin de arttırılması ve polimerizasyon foto-aktivasyonunu sağlayan üretan dimekrilat yapının rezin iskelet yapı içerisine eklenmesiyle mavi ışığın kavite tabanına penetrasyonu sağlanır. Yapıya eklenen bu monomer sayesinde stresin azalmasıyla elastik modülüsün yavaş yavaş oluşması sağlanır [144, 148, 149].

2.3 Kompozit Restorasyonlar Sonrası Görülen Başarısızlıklar

Restoratif diş hekimliği pratiğinde, restorasyonların yenilenme aşaması geniş bir yelpazeye sahiptir [150, 151]. Bu aşama; diş sert dokularında gereksiz madde kaybı sonucu dişin zayıflamasına sebep olarak, kron yapımı ve ileri durumlarda dişin kaybına sebep olabilmektedir. Restorasyonların başarısızlık nedenleri hekim tarafından çok iyi analiz edilmelidir. Bu konuda yapılan araştırmalarda; restorasyonların genellikle polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntı, sekonder çürük, marjinal renklenme, marjinal kırıklar, yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve suda çözünürlük, restorasyon kaybı gibi nedenlerle değiştirildiği bildirilmiştir [152, 153]. Bunun yanında, restoratif materyallerin yapısında zamanla meydana gelen değişimler sonucu da restorasyonların yenilenmesi gerekebilmektedir. Restoratif işlemlerde en çok tercih edilen materyal, kompozit rezinlerdir. Kompozit rezin restorasyonlar, geçmişte rezinin yapısındaki bozunma ve aşınma sonucu yenilenirken, son yıllarda yapılan çalışmalarda sekonder çürük ve kenar kırıklarının en önemli yenilenme nedeni olduğu bildirilmiştir [154].

Restorasyonların klinik ömrü; hastanın yaşı, ağız hijyeni, okluzyonu, parafonksiyonel alışkanlıkları gibi hastaya bağlı faktörlerin yanında hekimin deneyimi, kullanılan materyal ve yönteme göre farklılık göstermektedir [155, 156].

Klinik ömrü uzun restorasyonlar sayesinde, başarılı bir tedavi süreci elde edilmekte, ayrıca restorasyon değişimlerinin azaltılmasıyla ülke ekonomisine katkı sağlanabilmektedir. Yapılan restorasyonlar büyük çoğunlukla, sekonder çürük nedeni ile yenilenmektedir. Sekonder çürük pek çok faktör sebebiyle oluşmaktadır. Restorasyon yapımı aşamasında özellikle proksimal ve servikal bölgelerde yetersiz kondensasyon sonucunda, ilgili bölgelerin temizlenememesi sebebiyle oluşabilmektedir. Bunun yanında polimerizasyon büzülmesi esnasında meydana gelen streslerin, adezyon kuvvetlerinden yüksek olması sebebiyle, gingival kısımlarda V şeklinde aralık meydana gelebilmektedir [155].

Son yıllarda estetik diş hekimliğinin gelişmesi ve minimal invaziv prepasyon tekniklerinin benimsenmesiyle kompozit restorasyonlar hem hekim hem de hastalar açısından büyük bir ilgi odağı haline gelmiştir. Fakat yapılan çalışmalar sonucunda, kompozit restorasyonların değiştirilmesi esnasında gereksiz halde sağlam doku kaybına sebep olduğu bildirilmiştir [157]. Bu sebeple, yapılan restorasyonların değiştirilmesi yerine düzeltilerek tamir edilmesi gibi tedavi seçenekleri alternatif olarak göz önünde bulundurulmalıdır.

2.3.1 Sekonder Çürük

Dental plaktaki mikroorganizmaların, karbonhidratları fermente etmesiyle açığa çıkan asidin, diş dokularında meydana getirdiği lokal ve patolojik yıkım ‘diş çürüğü’ olarak ifade edilmektedir. Diş çürüğünde, diş sert dokularında elektrostatik denge bozularak, diştten iyon kaybı meydana gelmektedir. Bu şekilde dişin organik yapısının enzimatik olarak bozulmasının yanında inorganik yapısında da demineralizasyon oluşmaktadır [158-161]. Ayrıca diş çürüğü başka bir ifadeyle; mine, dentin ve sementin organik kısmında harabiyet ve inorganik kısmında yıkım gözlenmesiyle oluşan, etiolojisinde birden fazla faktörün bulunduğu enfeksiyöz bir hastalık olarak da tanımlanabilmektedir [162].

Günümüzde, koruyucu diş hekimliği uygulamalarının gelişmesine rağmen, yeterli oral hijyen alışkanlığının bulunmaması ve diyetin uygun şekilde düzenlenememesi sebebiyle dental çürük oluşumunun yeterli düzeyde önüne geçilememektedir. Çürük meydana geldiğinde, dişler dental materyaller kullanılarak restore edilmekte, diş sert dokularının desteklenmesi sağlanmaktadır.

Sekonder çürük ise, restorasyonla diş sert doku arasında çürük gelişiminin oluşmasıdır [13, 163]. Prepare edilen kavitedeki diş sert dokusu ile restorasyon arasındaki mikroboşluklardan ağız içerisindeki hidrojen iyonları difüze olmaktadır. Bu şekilde, restorasyonun marjinde yeni çürük meydana gelmektedir ve ‘sekonder çürük’ olarak ifade edilmektedir [164]. Bunun yanında, kavite preparasyonu sırasında tam kaldırılamayan çürük sebebiyle, aktif bakterilerin bulunabileceği bildirilmiştir [165].

Kompozit rezinlerin, metal ve seramik gibi materyallerle karşılaştırıldığında daha fazla plak birikimine sebep olduğu, yapılan *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalarda bildirilmiştir [166-169]. Restorasyon yapıldıktan sonra, kompozit yüzeyinde çok hızlı bir şekilde pelikül tabakası oluşmakta ve buradaki mikroorganizmalar, kompozit yüzeyindeki düzensiz alanlara ve mikroboşluklara invaze olabilmektedir [164, 170].

Kompozit rezinlerin, antibakteriyel özelliğe sahip olmaması nedeniyle, yüzeyde plak birikimi ve *S.mutans* gibi bakterilerin kolaylıkla üremelerine sebep olduğu bildirilmiştir [163, 169, 171]. Gerekli süre ve koşullar bulunduğunda, bu bakteriler kavite duvarı boyunca diş yapısında demineralizasyon başlatmak ve sekonder çürük oluşumu meydana gelmektedir [164, 167, 169]. Sekonder çürük oluşumu nedeniyle restorasyonların yenilenmesi, kompozit rezinlerde gözlenen başarısızlıkların başında yer almaktadır [172-175].

Son yıllarda, restoratif materyallerde birçok gelişme yaşanmıştır. Fakat buna rağmen, restorasyon ile diş yüzeyi arasında oluşan mikrosızıntının engellenemediği bildirilmiştir [176]. Mikrosızıntının elimine edilememesi, sekonder çürük gelişimi için uygun ortamı oluşturabilmektedir. Bu durumda, kompozit rezinlerin antibakteriyel özellik göstermesinin, bakteriler ve sızıntılarına karşı ne derece gerekli olduğu vurgulanmaktadır [165, 177]. Bu sebeple, kompozit rezinler ve adeziv ajanlara antibakteriyel ya da bakterisidal ajanların eklenerek, restorasyon altında ve komşu dişte çürük gelişiminin engellenmesi, ayrıca restorasyonun klinik ömrünün uzatılması sağlanmaya çalışılmıştır [13, 167].

Antibakteriyel kompozit rezinlerin üretilmesi için geleneksel yöntem; zamanla salınım yapan düşük molekül ağırlığına sahip antibiyotik, iyodin, gümüş iyonları ve kuarterner amonyum bileşikler gibi ajanların kompozite doyumlanması şeklinde olmaktadır [163, 178, 179]. Böylece, antibakteriyel ajan salınım yoluyla tesir

göstermektedir [169]. Bu amaçla, kompozit rezinlere eklenen klorheksidin sayesinde mikrobiyal büyümenin inhibe olabildiği, fakat klorheksidinin yüksek çözünürlüğü sebebiyle etkisinin kısa süreli olduğu belirtilmiştir [13, 169, 180]. Bunun yanında salınım yoluyla etki eden klorheksidin ve benzer ajanların, salınımları sonrası kompozit yüzeyinde boşluklar oluşturarak kompozitin yapısını zayıflattığı bildirilmiştir [13, 178].

Düşük molekül ağırlığına sahip antimikrobiyal ajanların çeşitli dezavantajları vardır. Bunlar:

- difüzyon hızlarının kontrol edilememesi sebebiyle kısa süreli etkilerinin olması,
- rezidüel toksik etkilerinin çevre dokulara zarar verme ihtimali,
- materyalden ajan salınımına bağlı antibakteriyel etkinin olması,
- antimikrobiyal ajanın serbestleşmesiyle, kompozit rezinin mekanik özelliklerinin zayıflamasıdır [163, 181-183].

Bu dezavantajlar sebebiyle, kompozit rezin materyalinden salınmayan ve rezinin yapısına katılabilen antibakteriyel monomer MDPB (methacryloyloxydodecyl pyridinium bromide) kullanılması gündeme gelmiştir [169]. Bu sayede, kompozit rezinden ajan salınmadan ve mekanik özelliklerinde bir zayıflama görülmezsizin antibakteriyel etki elde edildiği bildirilmiştir [169, 184, 185]. Fakat MDPB'nin ağız ortamında, pelikül tabakası ve protein varlığında etkisinin azalabileceği belirtilmiştir [169]. Ayrıca MDPB 'nin kullanılmasıyla elde edilen antibakteriyel etkinin, salınım yapan ajanlara göre sınırlı olması yeni antibakteriyel ajanların geliştirilmesi gereksinime sebep olmuştur. Son yıllarda, çeşitli nanomateriyallerin kullanılmasıyla, kompozit rezinlerin antibakteriyel etki göstermesi amaçlanmaktadır.

2.4 Nanoteknoloji ve Diş Hekimliği

Nanoteknoloji, maddenin atomik ve moleküler seviyede kontrol edilerek fonksiyonel yapı oluşturma düşüncesine dayanmaktadır. Nanoteknoloji genel anlamda, “küçüklerin bilimi” olarak tanımlanmaktadır. Fakat, nanoteknoloji terimiyle, küçük yapılar oluşturma yanında, büyük ölçekli yapılardan farklı kimyasal, fiziksel ve biyolojik özelliklere sahip materyallerin geliştirilmesi de ifade edilmektedir [186].

Nano kelimesi, Yunanca ‘cüce’ kelimesinden türemiştir [187]. Bir nanometre, uzunluk olarak metrenin milyarda birine denk gelmektedir [188]. Nanoteknoloji terimi, ilk kez Taniguchi tarafından, “malzemelerin atom veya moleküler boyutta ayrılması, işlenmesi, birleştirilmesi ve bozulması” şeklinde ifade edilmiştir [189].

Günümüzde sağlık sektöründe nanoteknolojinin kullanım alanları; ilaçların üretimi ve taşınması, doku mükendisliği, biyomateryallerin üretilmesi, in vivo görüntüleme teknikleri, in vivo /in vitro tanı ve hastalıkların tedavisidir [188, 190, 191].

Teknolojinin gelişimiyle birlikte, inorganik nano yapıli materyaller, çeşitli bilim dallarında merak uyandırmaya başlamıştır. Restoratif diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan metal oksit nanopartiküllerin, dental materyallerin antibakteriyel özelliklerine katkıda bulunduğı belirtilmiştir [192, 193]. Ayrıca; alümina, silika ve titanyum nanoparçacıklarından, aşınma direnci ve mekanik dayanımları geliştirilerek, biyomedikal materyallerle ilgili çalışmalarda etkili bir şekilde faydalanılmıştır. Bu yapıların, büyük yüzey alanına sahip olduklarından, kuvvet karşısında aşınmaya karşı daha dirençli bir yapı gösterdiği düşünülmektedir. Nanopartiküllerin ayrılma derecesi ve dağılım eşitliğinin, mekanik güçlerinde anahtar rol oynadığı bildirilmiştir. Netice olarak, titanyum nanopartiküllerin dental materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirdiğı, suda çözünmeye karşı direncini artırdığı belirtilmiştir [194].

2.4.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan Nanopartiküller

2.4.1.1 Antimikrobiyal Nanopartikül Metaller

Gümüş

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, protez kaide materyallerinde ve medikal aletlerde gümüşün kullanılmasının etkisi incelenmektedir [195, 196]. Gümüşün, periodontal patojenler ve *S.mutans* üzerinde etkili rol oynaması sebebiyle dental materyallerin içeresine eklenebileceğı bildirilmiştir [177, 197]. Kompozit rezinlere, doldurucularının içeresine veya doldurucu yerini alacak şekilde gümüş ilavesi yapılabileceğı gösterilmiştir [13]. Ag⁺ iyonlarının pozitif yüke sahip olması, antimikrobiyal aktivitesinde kritik role sahiptir. Pozitif yüklü nanopartiküller ile bakteri membranının negatif yükü arasında elektrostatik etkileşim meydana gelmektedir. Böylece gümüş nanopartikülleriyle temasta olan bakteri, Ag⁺ iyonlarını alarak solunum enzimleri inhibe olmaktadır. Bu şekilde oluşan serbest radikallerle, hücre membranı zarar görmektedir [198]. Ag⁺ nanopartikülleri, düşük

konsantrasyonda antimikrobiyal etki gösterebilmektedir. Antibakteriyel özellikleri, yüzey alanıyla ilişkilidir. Nanopartiküllerin parçacık boyutunun küçük ve dolayısıyla yüzey alanının geniş olması sebebiyle etkin antibakteriyel rol oynadığı bildirilmiştir [199]. Yapılan çalışmalarda *S.mutans*'a karşı; çinko oksit, gümüş ve altın nanopartiküllerinin antibakteriyel etkisi karşılaştırılmış ve gümüşün diğerlerine göre daha etkili olduğu bildirilmiştir [200].

Bakır

Bakır (Cu) nanopartiküllerin, gümüş nanopartiküllere benzer olarak bakteriyel enzimlerin sülfhidril (-SH) gruplarıyla birleşerek etki gösterdiği tahmin edilmektedir. Hücre içine bakır iyonları salındığında, kilit enzimlerin ve nükleik asitlerin yapısını bozarak etki göstermektedir. 1 mg/ml nanobakır mevcut olduğunda, Gr (-) ve Gr (+) bakterilerin 2 saat süreden sonra sırasıyla %65 ve %68 oranında azaldığı belirtilmiştir [199].

Altın

Altın (Au) nanopartikülleri, en kararlı metal nanopartiküllerindendir. Altının sudaki çözeltisinde mikrometreden daha küçük boyutlu parçacıkların askıda kalmasıyla oluşmaktadır. Bu sebeple, elektron mikroskopisini de içeren çok geniş uygulama alanı mevcuttur [201]. Yapılan çalışmalarda, altının gümüş ve bakıra oranla daha az antibakteriyel etki gösterdiği bildirilmiştir. Altın nanopartiküllerinin nasıl antibakteriyel etki gösterdiğine dair çok az veri bulunmaktadır [200].

2.4.1.2 Antimikrobiyal Nanopartikül Metal Oksitler

Son dönemde, metal oksitlerin nanopartikül formları; birçok uç, köşe ve potansiyel reaktif alanlara sahip değişik kristal morfolojileri, oldukça yüksek yüzey alanları sayesinde, antimikrobiyal ajan olarak kullanılmaları ilgiyle karşılanmıştır [192, 202].

Bakır Oksit

Bakır oksit (CuO ve Cu₂O), monoklinik yapıda bir yarı iletken bileşiktir. Potansiyel antimikrobiyal uygulamalar için, bakır oksit nanopartiküllerinin kimyasal ve fiziksel yapıları karakterize edilmiştir. Bakır oksit nanopartiküllerinin, bakteriyel patojenlere karşı etki gösterdiği rapor edilmiştir [199]. Yapılan çalışmalarda, diş yüzeyi bakır oksit nanopartikülleriyle kaplandığı takdirde, *S.mutans* biyofilmi oluşumunun engellendiği bildirilmiştir [203] .

Çinko Oksit

Çinko oksit (ZnO) nanopartikülleri; mükemmel. kimyasal, mekanik, optik ve elektriksel özellikleri sebebiyle kimyasal, gaz, buhar ve nem sersörlerinde, boyaya duyarlı güneş pillerinde, fotokatalize, kompozit malzemelerde kullanılabilir. Bu nanopartikülleri biyoyumludur ve bu sebeple biyomedikal kullanım alanlarında doğrudan kullanılmaktadır [204]. Yapılan çalışmalarda, çinko oksit nanopartiküllerinin *E.coli* suşlarına karşı antimikrobiyal etki gösterdiği rapor edilmiştir [205]. Bir başka çalışmada ise; çinko oksit nanopartikülleri akışkan kompozit rezin içerisine eklendiğinde; *S.mutans* 'a karşı antibakteriyel etki gösterdiği, bunun yanında kompozit rezinin bağlanma dayanıklılığında artış görüldüğü bildirilmiştir [206].

Titanyum Dioksit (TiO₂)

Titanyum dioksit (TiO₂), 1820'li yıllarda keşfedilmiş ancak 1900'lü yılların başında beyaz boya malzemesi olarak piyasaya sunulmuştur [207]. Periyodik cetvelin IV. sütununda bulunan Titanyum (Ti) atomu ile VI. sütununda bulunan Oksijen (O) atomunun birleşmesiyle oluşan yarı iletken bir bileşiktir. Çok sert bir yapıdadır ve metalik haldeyken kuvarsı çizebilmektedir. TiO₂, titanyum bileşikler içerisinde en çok bilinenidir. Anataz, brokit ve rutil formları olmak üzere üç farklı kristal yapısı bulunmaktadır. TiO₂ 'in mikro boyutlarında, insanlar ve hayvanlar için toksik etkisi bulunmamaktadır. Kimyasal olarak stabildir ve yanıcı özellikte değildir. Üstün verimlilikte fotokatalitik etki göstermektedir [208-210].

TiO₂; molekül ağırlığı 79,87 gr olan, beyaz renkte, toz yapıda bulunan, tatsız ve kokusuz bir bileşiktir. Erime noktası 1855 °C, kaynama noktası ise 2750 °C'dir [211]. TiO₂, antimikrobiyal kaplama materyali ve oksijen sersörleri bileşeni olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, iyi derecede fotokatalist olduğu belirtilmektedir [207, 212]. Organik çözelti, hidroklorik asit, nitrik asit, su ve seyreltik mineral asitlerinde çözünmemektedir. Bunun yanında hidroklorik asit, alkali ve yüksek sıcaklıktaki sülfürik asitte çözünme göstermektedir [188]. TiO₂ 'in parçacıklarının 30-50 nm boyutlarına getirilmesi, sayesinde geniş kullanıma sahiptir. Partikül boyutlarının küçülmesiyle, yüksek ısı ve ışık kararlılığı gibi avantajlar ortaya çıkmıştır. Biyoyumlu özelliklere sahip olması sebebiyle de, başarılı bir biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır [189].

TiO₂, ışık varlığında bant-boşluk enerjisine denk ya da daha yüksek bir enerjiyle beraber fotokatalitik özellik göstermektedir. Kimyasal olarak inert ve yarı iletken bir bileşiktir. Bu özellikleri sayesinde, çok geniş kullanım alanına sahiptir. Son yıllarda, kimyasal olarak stabil olması, toksik özellik göstermemesi, hammaddesinin ulaşılabilir ve ucuz olması sebebiyle birçok alanda tercih edilmektedir [212].

Bugüne kadar , TiO₂' in antibakteriyel etki mekanizması birçok kez araştırma konusu olmuştur [213]. TiO₂, günümüzde tıp ve mikrobiyoloji alanında en çok kullanılan metal nanopartiküldür. TiO₂'in, insanlar ve hayvanlar için herhangi bir toksik etkisi yoktur. Ayrıca herhangi bir karsinojenik ve teratojenik etkisi bulunmamaktadır. Çeşitli alanlarda kullanılmaya başlanan titanyum dioksitten, özellikle kendi kendini temizleyebilen bir malzeme olarak sıklıkla yararlanılmaktadır. Hatta titanyum dioksitin, bakteriyel büyümeye karşı inhibisyon yapıcı etkisinden sıklıkla faydalanılmaktadır [53, 214].

TiO₂ içerikli hava temizleyiciler, duman vb. zararlı gazların oluşmasını sınırlayabilmekte ve engelleyebilmektedir. Ayrıca havadaki serbest durumdaki bakterilere antimikrobiyal etki de gösterebilmektedir. TiO₂ fotokatalizörler; organik kirlilikleri, yükseltgenme ve indirgenme reaksiyonları sayesinde H₂O ve CO₂ şeklinde zararsız bileşiklere çevirebilmektedir. Bu sayede, oldukça zararlı olan zararlı patojen ve organik bileşikler atık sulardan uzaklaştırılmaktadır [87, 215]. TiO₂ ile fotodegradasyona uğrayan patojen mikroorganizmalar arasında *S.mutans* ve *L.casei* de bulunmaktadır.

Titanyum dioksitin; rutil, anataz ve brokit olmak üzere iç farklı yapıda kristal formu mevcuttur [215-218]. Genel olarak titanyum dioksitin en aktif fazı, anataz kristalin formu olarak bilinmektedir. Bu sebeple, sıklıkla fotokatalitik uygulamalarda bu form tercih edilmektedir. Anataz form; fotokimyasal olarak stabildir, diğer formlara göre daha ucuzdur ve yüksek aktivite göstermektedir [219]. Anataz formda; Ti-Ti atomları arasındaki mesafe, rutil formdakinden daha büyük olmasına karşın, Ti-O atomları arasındaki mesafe daha küçük miktardadır. Anataz formda, dört kenar tetragonal yapıdan oluşmaktadır. Köşelerde oksijen atomu yoktur. Brokit formda ise üç kenar oktahedron yapıdan oluşmaktadır [220]. Titanyum dioksitin rutil kristal formu ise, yüksek oranda kırılma optik indeksine sahiptir. Bu sebeple, ince bir form halinde öğütülmesi, ışığı yüksek oranda saçmasına sebep olmaktadır. Rutil form, en kararlı titanyum dioksit formudur ve kimyasal açıdan inerttir [221]. Rutil formun stabil

olmasının yanında, anataz ve brokit formları metastabildir ve ısıtıldıklarında rutil forma dönüşebilmektedir [217, 218, 222].

Nanomateriyallerin farklı modifikasyonları bulunmaktadır. Bunlar;

- Nanopartikül
- Nanotel
- Nanofiber
- Nanotüp olarak sıralanmaktadır. Bu materyaller, maddenin belirli boyut aralığındaki hacimsel yapılardan daha farklı işleve ve özelliğe sahiptir [223].

Nanopartikül

Nanopartiküller, boyutlar 1-100 nm aralığındaki toz ya da parçacıklar olarak tanımlanmaktadır. Nano teknolojinin ve nano boyutlu malzemelerin yapı taşıdır ve genellikle diğer ticari malzemelerden daha üstün ve çeşitli özellikler göstermektedir. Nanopartiküllerin önemli yüzey özellikleri;

- Yüzey/hacim oranının yüksek olması
- Kuantum boyut etkileri
- Elektronik yapısının boyut bağımlılığı
- Yüzey atomlarının eşsiz karakteri olarak sıralanabilmektedir.

Nano teknolojiyle; nano yapıları cihazların ve malzemelerin tasarımı, üretimi ve fonksiyonel olarak kullanılması sağlanmaktadır. Bu açıdan ilk adım olarak, nanopartiküllerin üretiminden başlanmıştır [224].

Nanotel

Çapı bir nanometre (1-10nm) olan, çeşitli uzunluklarda, yarı iletken veya iletken teller ‘nanotel’ olarak tanımlanmaktadır. Birkaç nanometre genişliğe sahip yapılar olarak da ifade edilmektedir. Ayrıca nanoteller, kuantum mekanik özelliklerinin öneminden dolayı ‘kuantum nanotel’ olarak da isimlendirilmektedir. Nanoteller, istenilen uzunlukta üretilmektedir. Farklı yapıda nanoteller mevcuttur. Bunlar;

- Metalik (Pt, Ni, Au, Fe)
- Yarı iletken (Si, Ge, InP, GaN)
- Yalıtkan (SiO₂, TiO₂) şeklindedir.

Moleküler nanoteller ise; yan yana bulunan organik veya inorganik (DNA) üretilerinden oluşmaktadır [223-225].

Nanofiber

Çapı 1 mikron ve altı olan yapılara ‘nanofiber’ denmektedir. Farklı üretim yöntemleriyle, çeşitli polimer ve seramik malzemeden nanofiber üretimi yapılabilmektedir [226].

Nanotüp

İçi boşluklu, tek boyutlu yapılara ‘nanotüp’ denmektedir. Ayrıca ‘boşluklu iç yapılı nanofiberler’ olarak da adlandırılmaktadır. İlk olarak, karbon nanotüp üretilmiştir. Bunun dışında, farklı polimer, seramik malzemeden ve TiO₂ tozundan üretilen nanotüpler de bulunmaktadır [226].

Titanyum dioksit nanotüplerin, hem mikro boyut hem de makro boyutlarıyla kullanılabildikleri için, çok geniş uygulama alanı mevcuttur [227]. Restoratif materyallerde kullanıldığında, geniş yüzey alanına sahip olmaları sebebiyle, rezin matriksiyle bağlantının yüksek olmasını sağlayabilmektedir.

Titanyum dioksit nanotüp ilavesiyle; kompozit rezinlerin mekanik özellikleri geliştirilmekte, reolojik ve biyouyumluluğunda değişim olmamaktadır. Akışkan kompozitlere ilave edildiğinde; kırılma ve bükülme dirençleri artabilmektedir. Bu sebeple akışkan kompozitlere oldukça düşük yüzdelerde TiO₂ nanotüp ilave edildiğinde, viskozitesinde değişim olmaksızın mekanik özelliklerinde gelişme görülebilmektedir [228].

Kompozit rezinlere, antibakteriyel özellik katmak için doldurucu ajanın beyaz veya renksiz, çözünmeyen yapıda olmasının, kompozitin klinik ömrünü uzatacağı bildirilmiştir [229]. Son yıllarda, restoratif materyallere antibakteriyel özellik katmak ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için, titanyum dioksit ilavesinin üzerinde durulmuştur. Bu amaçla yapılan bir araştırmada, titanyum dioksit nanopartikül ilavesinin rezin esaslı bağlayıcı ajanlara antibakteriyel etkinlik kattığı, bununla beraber bağlanma dayanımını etkilemediği bildirilmiştir [230]. Başka bir araştırmada ise, dental kompozitlere eklenen titanyum dioksitin, kompozit yüzey sertliği ve esneme dayanımını geliştirdiği görülmüştür [14].

2.4.1.3 Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanotüp Sentez Yöntemleri

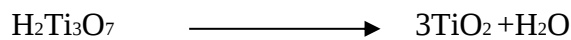
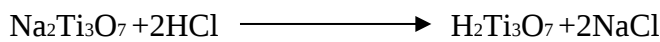
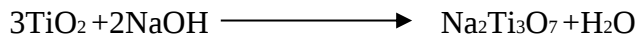
TiO₂ nanotüp sentezlenmesi için birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar;

- ☐ Hidrotermal Yöntem
- ☐ Sol- Jel Yöntemi
- ☐ Mikrodalga Yöntemi
- ☐ Kimyasal Buhar Birikim Yöntemi
- ☐ Fiziksel Buhar Birikim Yöntemi
- ☐ Direkt Oksidasyon Tekniği
- ☐ Solvotermal Yöntem

Hidrotermal Sentez Yöntemi

Hidrotermal yöntem, ‘hidro’su basıncı ve ‘termal’ yüksek sıcaklık kelimelerinin birleşiminden oluşmaktadır. Nanotüp üretiminde kullanılan en verimli yöntemden biri, hidrotermal sentez yöntemidir. Bu yöntemde nanotüp sentezinde su (H₂O), katalizör ya da bazen de katı faz bileşeni olarak kullanılmaktadır. Hidrotermal sentez yönteminde, kullanılan başlangıç maddesinin mümkün olduğunca saf ve homojen olması gerekir [231].

Hidrotermal sentez yönteminde, basınçlı çelik kaplar (teflon otoklav) kullanılmaktadır. Otoklavdaki sıcaklık, suyun kaynama noktasının üzerine çıkabilir ve buhar doygunluğu basınç altında elde edilir. Hidrotermal yöntemde, seramiklerin küçük partiküllerinin üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır [207]. Genel olarak bir hidrotermal yöntemde, TiO₂ tozu, öncelikle 10M ’lık konsantrasyondaki NaOH aköz solüsyonuna dağıtılarak, minimum 12 saat boyunca 180-200°C’de hidrotermal olarak ısıtılmaktadır. TiO₂’nin TiO₂ nanotübe dönüşüm reaksiyonları aşağıda gösterilmiştir:



Hidrotermal Sentez yöntemiyle TiO₂’nin TiO₂ nanotübe dönüşme reaksiyonları [232, 233].

Bu kimyasal reaksiyonlarda öncelikle, TiO_2 'nin Ti-O-Ti bağları koparak sodyum titanat ($\text{Na}_2\text{Ti}_3\text{O}_7$) oluşmaktadır. 2. Reaksiyonda sodyum titanat ($\text{Na}_2\text{Ti}_3\text{O}_7$), hidroklorik asit (HCl) ile tepkimeye girmektedir. Böylece iyon değişimi sonucu hidrojen titanata ($\text{H}_2\text{Ti}_3\text{O}_7$) dönüşmektedir. Sonuncu reaksiyonda ise, hidrojen titanat ($\text{H}_2\text{Ti}_3\text{O}_7$), TiO_2 nanotüpleri oluşturmak amacıyla bir dizi ısıtma işlemine maruz bırakılmaktadır [232]. Sentez aşamalarının basit görünmesine karşın; TiO_2 nanotüp yapısını (kristal ve morfoloji), fiziksel ve kimyasal özelliklerini belirlemede çok önemli bir yeri bulunmaktadır [234].

2.4.1.4 Titanyum Dioksit (TiO_2) Yüzey Karakterizasyonu

SEM Analizi (Taramalı Elektron Mikroskobu)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), yüksek enerjiye sahip elektronların, çok küçük bir alana odaklanıp yüzeyi taraması prensibiyle kullanılmaktadır. En çok kullanılan tekniğiyle, yüzeyden yayılan ikincil elektronlar kullanılarak yapılan ölçümde, yüzey topografyasıyla ilgili görüntü elde edilmektedir [235].

SEM'de, incelenen materyal bir bütün olarak değerlendirilmektedir. Görüntü, elektronların incelenen örneğin yüzeyindeki atomlarla etkileşime girmesi sonucu oluşmaktadır. Taramalı elektron mikroskobunun çok çeşitli kullanım alanı mevcuttur.

Medikal alanda; ilaç kullanan hastalarda ilacın etkisini gözlemlemede, kan ve doku örneklerinin incelenmesi gibi alanlarda kullanılmaktadır. Adli tıp alanında; saç ya da iplik gibi maddelerin delil amaçlı incelenmesinde, metal parçası, boya ya da mürekkep gibi malzemelerin karşılaştırılması amacıyla kullanılmaktadır. Ayrıca metallerin dayanıklılığının incelenmesinde kullanılmaktadır. Bitki ve hayvan dokularına ait yapıların incelenmesi gibi pek çok alanda kullanılmaktadır [236].

SEM ile nanomalzemelerin yüzey morfolojisi incelenerek, karakterizasyonu hakkında bilgi sahibi olunmaktadır. SEM ile üretilen TiO_2 nanotüplerin yüzey morfolojisi hakkında değerlendirme yapılabilmektedir [36].

Titanyum dioksit nanotüplerin, yüzey morfolojilerinin SEM ile incelendiği üç farklı araştırmada; nanotüplerin genişliği ve uzunluğu ölçülmüştür [36, 86, 89]. Çeşitli yöntemler kullanılarak fonksiyonelleştirilen titanyum dioksit nanotüplerin, küresel

forma sahip oldukları ve kompozit rezin matriksinde homojen bir şekilde dağılım gösterdiği bildirilmiştir [89]. Yapılan başka bir çalışmada, fonksiyonlaştırma işlemi yapılmamış titanyum dioksitin kalsinizasyon aşamasının, nanotüplerin çap boyutuna etkisi SEM ile değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda kalsinizasyon aşamasının, nanotüp ortalama çap değerini düşürdüğü ve titanyum dioksit nanotüplerin birbiriyle sıkı bir bağlantı oluşturduğu bildirilmiştir [36].

Günümüze kadar yapılan farklı çalışmalarda, titanyum dioksit nanotüplerin SEM ile nanotüplerin genişlik ve uzunluk ölçümü yapılarak yüzey morfolojileri incelenmiştir [36, 89, 90]. Çeşitli yöntemler kullanılarak fonksiyonelleştirilen titanyum dioksit nanotüplerin, küresel şekle sahip olduğu ve homojen bir şekilde rezin matriksinde dağılım gösterdiği belirtilmiştir [89].

FTIR Analizi (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi)

Organik ve inorganik maddelerin komponentleri hakkında genel bilgiler FTIR yöntemiyle tespit edilebilmektedir. Bu yöntemle, maddenin fiziksel halinden bağımsız olarak yapısındaki bağların durumu, bağlanma yeri, yapısında bulunan fonksiyonel gruplar, iki bileşiğin karşılaştırmasının yapılabilmesi ve yapının alifatik veya aromatik olup olmadığı değerlendirilebilmektedir.

FTIR yönteminin çalışma prensibi, kuantal vibrasyonel enerji durumları arasında geçişlerin olmasına dayanmaktadır [237]. FTIR analizi yapılırken, moleküle foton aktarımı yapılmakta ve bu şekilde molekül yüksek enerji haline girmektedir. Böylece IR (Infrared) radyasyonunun emilimi gerçekleşmektedir [238].

Yüksek enerjili halde moleküler bağlarda titreşim meydana gelir ve IR absorpsiyonunun dalga boyu pik seviyesi molekülün fizikokimyasal yapısı hakkında değerlendirme imkanı sunmaktadır. Moleküllerin yapısında bulunan fonksiyonel gruplar sebebiyle (C-H, O-H, C=O), her bir moleküle ait parmak izi pikleri bulunur ve bu pikler maddeler arasında farklılıkların değerlendirilmesine katkıda bulunmaktadır [239].

2.5 Kompozit Resinlerin Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi

Materyallerin fiziksel özelliklerini incelemek için, yüzey sertliği , yüzey pürüzlülüğü, esneme dayanımı gibi mekanik özellikleri *in vitro* test yöntemleri kullanılarak değerlendirilebilmektedir [240].

2.5.1 Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin elde edilme yöntemine veya özelliklerine göre değişiklik gösteren, materyalin yüzeyinde oluşan düzensizlikler olarak tanımlanmaktadır [241]. Restoratif diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzeyinin pürüzlü olması; retansiyon alanı oluşturarak plak birikimine, restorasyonda renklenmeye ve estetik açıdan problemlere sebep olmaktadır [242]. Pürüzlü yüzeyler, sürtünme katsayısı yüksek, aşınmaya dirençsiz ve kırılmaya daha yatkındır [243]. Bu sebeple, yapılan bir araştırmada, yüzeyin pürüzsüz hale getirilmesiyle, restorasyonun kırılma riskinin azaltılabildiği bildirilmiştir [244].

Dişin yüzey enerjisi, biyofilm oluşumu açısından önemli bir faktördür. Pürüzlü yüzeyler, yüzey enerjisinin fazla olması sebebiyle biyofilm oluşumuna elverişlidir. Ağız florasındaki bakterilerin çoğu hidrofobik özellik göstermektedir. Yapılan bir çalışmada, bu bakterilerin biyofilm oluşumunu hızlandırdıkları belirtilmiştir [245, 246]. Bitirme ve cila işlemlerinin sırasıyla yapılmasıyla, restorasyonda iyi bir okluzyon, kontur ve sağlıklı bir embraşur oluşturulmaktadır. Ayrıca bu işlemlerle, düzgün bir yüzey elde edilmekte ve plak retansiyonu azaltılmaktadır [247]. Bu şekilde, restorasyondaki renklenme, buna bağlı olarak hasta memnuniyetsizliği, gingival irtiasyonlar ve tekrarlayan çürükler engellenebilmektedir [168, 248, 249].

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, doldurucu tipi ve oranından etkilenmektedir [250]. Klinik açıdan en iyi mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklere, doldurucu partikül oranı yüksek kompozitler sahiptir. Doldurucu oranı düşük olan kompozitler ise; bitim ve polisaj işlemlerinde üstünlük sağlamaktadır [74].

2.5.1.1 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Bunlar;

- Profilometre (yüzey profili analizi)
- SEM (tarayıcı elektron mikroskobu)
- AFM (atomik kuvvet mikroskobu) 'dır [251].

Profilometreler

Optik ve mekanik olmak üzere iki çeşit profilometre bulunmaktadır. İki çeşitte de benzer pürüzlülük parametreleri kullanılarak, sayısal ölçümler değerlendirilmektedir [252].

Mekanik profilometreler iki-boyutlu ölçüm yapmaktadır. İncelenen örnek yüzeyine elmas bir uç ile sabit doğrusal bir mesafede temas ederek, yüzeyin taranması ilkesiyle çalışmaktadır. Mekanik sensörler, örnek yüzeyinde 20-50 μm çözünürlükte tarama yapmaktadır. Yüzeyde meydana gelen olukların, ölçüm değerlerini etkilememesi amacıyla çeşitli açılardan ölçüm yapılarak değerlendirilmelidir [242]. Mekanik sensör, X eksenini boyunca hareket etmektedir. Dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemi referans alarak hesaplamaktadır. Bu sebeple, incelenen yüzeyin paralelliği ile sensörün eksen dönüştürümü özenli bir şekilde düzenlenmelidir [252].

Mekanik profilometreler, hem analog hem de dijital yazılım ve donanım kullanılarak değerleri kaydetmektedir [253]. Bunlardan;

- I. R_a ; belirli bir ölçüm mesafesinde, incelenen tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamalarının aritmetik ortalamasını,
- II. R_z ; belirli bir ölçüm mesafesindeki birbirini takip eden 5 maksimum derinlik ve yüksekliğin ortalamasını
- III. $R_{\max}$ ise; belirli bir ölçüm mesafesindeki en derin ve en yüksek noktalar arasındaki mesafeyi tanımlamaktadır.

Yüzey pürüzlülüğü ölçümünde, genellikle aritmetik ortalama pürüzlülük (R_a) olarak belirtilmektedir [254].

Üç-boyutlu ölçüm yapan optik profilometreler, örnek yüzeyi ile mekanik olarak temas halinde değildir. Optik ışınlarla, örnek yüzeyi üzerinde seçilen referans noktaları arasındaki mesafede tarama yaparlar [252]. Makinenin optik kısımlarıyla, 100 μm^2 lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük elde edebilmektedir [252]. Bu profilometrenin yüzey topografyası üç boyutlu olması sebebiyle, incelenen yüzeyin doğal karakteri tespit edilebilmektedir [251]. Optik sensörlerin, mekanik sensörlere göre daha yüksek pürüzlülük ölçüm değerleri verdiği gözlenmiştir. Her iki profilometreye ölçümlerin R_a değerleri uyumluyken; R_t , R_z , R_{pm} değerlerinde farklılıklar gözlenmektedir [242].

Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, oldukça ince (10 µm) bir elektron demetinin, taranan yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya peşpeşe hareket etmesi yöntemiyle çalışmaktadır [255]. Bir yüzeyde oluşan çiziklerin ve düzensizliklerin incelenmesinde en çok SEM ile inceleme yöntemi kullanılmaktadır. Ancak, bu yöntemde, yüzey topografyasının incelenmesinde; üç-boyutlu yüzey özelliklerinin görüntülenememesi, vakum ya da incelenen örneklerin özel bir işleminden geçmesi (kaplama vb.) gibi bazı sınırlamalar mevcuttur [251].

Taramalı elektron mikroskobu, diğer mikroskoplara göre odak derinliği açısından daha üstün özellik göstermektedir. Bu sebeple; odak derinliği, ayırım gücü, görüntü ve analizi birleştirme özellikleri sayesinde araştırmalarda geniş kullanım alanı bulmaktadır. Bununla birlikte mikro işlemci ve bilgisayarların mikroskopa kullanılması, büyük kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Diğer görüntüleme yöntemleriyle oldukça uzun sürede tamamlanabilecek ayrıntılı veri toplama ve veriler üzerinde istatistiki değerlendirmelerin otomatik olarak, hızlı bir sürede yapılabilmesine imkan tanımaktadır.

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Son yıllarda AFM yöntemi güncel hale gelmiştir. Bu yöntemde; incelenen örneklerin yüzeyi çok ince bir manivela (sivri uç) ile taranmaktadır [256]. AFM yönteminde genel olarak 40-60 nm çapında uçlar kullanılır ve AFM ucu ve incelenen yüzey arasındaki etkileşim kayıt altına alınır.

AFM yönteminde diğer yöntemlere göre, vakum ya da örnekler için özel bir işleme (kaplama vb.) gerek duyulmaması, üç-boyutlu ölçüm yapılabilmesi gibi avantajlar bulunmaktadır. Fakat bunun yanında, örnek sayısının az olması, düşük hızda tarama yapılabilmesi, undercutları belirleyememesi gibi dezavantajları bulunmaktadır [256].

2.5.2 Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi

Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde, yüzey sertliğinin ölçülmesi tekniği sıklıkla kullanılmaktadır. Kelime anlamı olarak sertik; materyalin dinamik ya da statik yükleme karşısında çizilmeye, sürtünmeye, kesilmeye ya da plastik deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır.

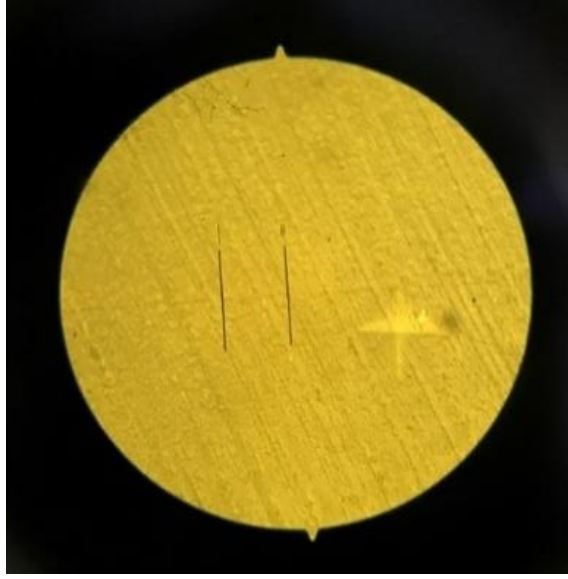
Yüzey sertliği ölçümünde elde edilen veriler, diğer test yöntemlerinden farklı olarak direkt olarak kullanılmak yerine çoğunlukla karşılaştırma maksadıyla kullanılır.

Restoratif materyallerin çizilmeye ve aşınmaya karşı dirençsiz olması, restorasyonun klinik başarısını etkileyebilmektedir [257, 258].

Standart ve deforme olmayan batıcı bir ucun, materyale batırılmasına karşı materyalin gösterdiği direncin ölçülmesi yöntemine yüzey sertliği ölçümü denmektedir [259, 260]. Bu amaçla; Vicker's, Rockwell, Mohs, Knoop, Shore ve Brinell gibi farklı yöntemlerle yüzey sertliği ölçümü yapılabilmektedir [259, 260]. Fakat genel olarak, ince materyallerin ve çok küçük örneklerin yüzey sertliğinin ölçülmesinde Vicker's ve Knoop mikrosertlik ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlerde kullanılan uçlar farklı yapıdadır [261].

2.5.2.1 Vicker's Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi

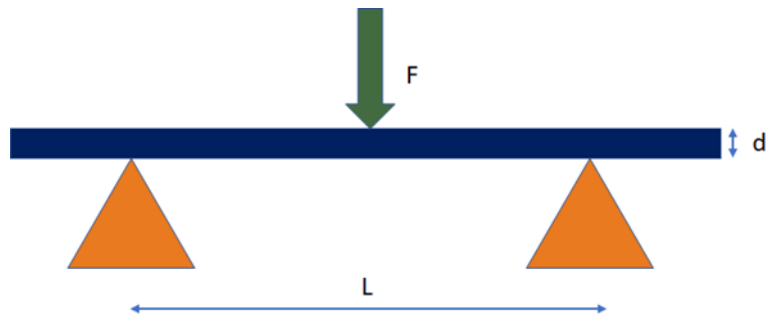
Vicker's yüzey sertlik ölçüm tekniği, 1920'li yıllarda İngiltere'de geliştirilmiştir [261]. Bu teknikte, incelenen materyalin yüzeyine, tepe açısı 136° , tabanı kare piramit şeklinde elmas uçlar, belirlenen yük ve zamanda uygulanır. Ölçüm, cihazın mikroskop ucuyla, elmas uçların yüzeyde meydana getirdiği izin köşegenlerinden geçen teğetlerin ölçülmesiyle yapılmaktadır (Şekil 2.1). Bu ölçümlerde sağ-sol ve alt üst köşenin ölçümleri ayrı ayrı yapılarak değerlerin ortalaması ölçüm cihazı tarafından otomatik olarak hesaplanır. Böylece Vicker's yüzey sertlik değeri (VHN) elde edilmektedir [257, 261, 262]. Birden fazla ölçüm yapılarak, ortalaması alınmaktadır. Vicker's sertlik değeri, meydana gelen izin alanıyla ters orantılıdır. İz alanı küçüldükçe, Vicker's sertlik değeri artmaktadır. Yüksek Vicker's sertlik değerine sahip olan materyallerin, daha sert olduğu sonucuna varılmaktadır [257, 261].



Şekil 2.1 : Vicker's mikrosertlik ölçüm görüntüsü.

2.5.3 Eğme Dayanımı Ölçülmesi

Eğme dayanımı, materyalin kırılmadan önce dayanabileceği en yüksek stres olarak tanımlanmaktadır. Kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri incelenirken, kompozit rezinin dayanıklılığının değerlendirilmesinde kullanılan yöntemlerden biridir [263, 264]. Üç nokta eğme testi uygulanarak değerlendirilmektedir. Testin sonuçlarına göre materyalin dayanıklılığının değerlendirilmesine katkı sağlanmaktadır [265, 266]. Bu test yöntemi, belirli boyutlardaki çubuk şeklindeki örneğin, her iki ucundan desteklenmesi ve tam orta noktasına statik bir yükün uygulanmasıyla yapılmaktadır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 : Eğme dayanımı testinin şematik görüntüsü.

Eğme dayanımı (σ) hesaplaması, aşağıdaki şekliyle yapılmaktadır:

$$\sigma = 3FL / 2wh^2$$

Bu formülde F; kırılma anındaki maksimum kuvvet miktarını (N), L destek noktalar arası mesafeyi (mm), w örnek genişliğini (mm), h örnek yüksekliğini (mm) ifade etmektedir [267, 268]. Birim alana uygulanan kuvvet sonucunda meydana gelen gerilim birim, genellikle mega paskal (MPa)'dır. Eğme dayanımı testi yapılması aynı zamanda; makaslama, çekme ve basma testlerinin aynı anda ölçülmesi şeklinde de yorumlanabilmektedir [269].

2.6 Kompozit Rezinlerin Antibakteriyel Özelliklerinin Belirlenmesi

2.6.1 Direkt Temas Testi

Direkt kontakt testi, test örneklerinin bakteriyle belirli süre boyunca direkt olarak kontakta (temasta) olmasıyla gerçekleştirilmektedir. Weiss ve ark (1996) tarafından, tarif edilen yöntemle göre 96 kuyucuklu ELISA plakları, test edilecek materyal ile kaplanmakta ve 10 µl bakteriyel süspansiyon ile 1 saat 37 °C nemli atmosferde inkübe edilmektedir. Bu şekilde, süspansiyondaki sıvı kısmın buharlaşmasıyla bakteriler ve materyal direkt temas haline gelmektedir. Sonrasında, test düzeneğine besiyeri eklenerek bakteri gelişim kinetiği spektrofotometrede optik densitometre açısından incelenmektedir [270].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma; Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yıldız Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Makine Malzemesi Laboratuvarı'nda (SEM: YTU – İleri Teknoloji Malzemeleri Araştırma Grubu (Advanced Materials Research Group (AMRG) Lab) laboratuvarında gerçekleştirildi. Bu tez çalışmasında iki ayrı bölüm bulunmaktadır. Çalışmanın birinci bölümünde, akışkan bulk fill kompozit rezine farklı oranlarda titanyum dioksit nanotüp ilavesi ve kompozit rezinin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi yapılmaktadır. İkinci bölümde ise; kompozit rezinin *S.mutans* ve *L.casei* üzerine antibakteriyel etkisinin incelenmesi bulunmaktadır.

Bu çalışmada sekiz aşama bulunmaktadır:

1. Anataz formundaki TiO_2 tozlarından TiO_2 nanotüplerin sentezlenmesi,
2. Titanyum dioksit (TiO_2) nanotüplerin karakterizasyonu,
3. Farklı oranlarda titanyum dioksit (TiO_2) nanotüplerin kompozit rezine ilave edilmesi,
4. Örneklerin hazırlanması,
5. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi,
6. Vicker's mikrosertliğinin değerlendirilmesi,
7. Eğme dayanımının değerlendirilmesi,
8. Kompozit rezinin antibakteriyel etkinliğinin değerlendirilmesidir.

3.1 Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller

3.1.1 Kompozit Rezin

Bu tez çalışması deneysel bir çalışma olup, deneylerde bir akışkan bulk fill (Estelite Bulk Fill Flow) kompozit rezin kullanıldı (Şekil 3.1) (Tablo 3.1).



Şekil 3.1 : Akışkan bulk fill kompozit rezinin görüntüsü.

Tablo 3.1 : Çalışmada kullanılan akışkan bulk fill kompozitin içeriği gösterilmektedir.

Materyal Tipi	Ticari İsim	İçerik	Doldurucu Oranı (Ağırlıkça/Hacimce)	Lot No	Üretici Firma
Akışkan Bulk Fill Kompozit Rezin	Estelite Bulk Fill Flow	Bis-MPEPP, TEGDMA, Bis-GMA, Silika-zirkonya	%70 %56	031E78	Tokuyama Dental Corp, Ibaraki, Japonya

3.1.2 Işıık Cihazı

Çalışmada hazırlanan numuneleri polimerize etmek için bir LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent South Jordan, ABD) (1000 mW / cm², dalga boyu 395-480 nm) kullanıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 : Kullanılan ışık cihazının görüntüsü.

3.2 Çalışmada Kullanılan Labaratuvar Malzemeleri

Bu çalışmada titanyum dioksit nanotüp; <25 nm çapında, %99,7 saflık derecesine sahip, anataz formda olan titanyum dioksit tozu (TiO₂) (Sigma-Aldrich, Taufkirchen, Almanya), 2-propanol (Merck GKAA, Darmstadt, Almanya), sodyum hidroksit (NaOH) (Merck GKAA, Darmstadt, Almanya) gibi laboratuvar malzemeleri kullanılarak üretildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 : Çalışmada kullanılan laboratuvar malzemelerinin görüntüsü. a) Titanyum dioksit tozu, b) Sodyum hidroksit, c)2-propanol

3.2.1 Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanotüplerin Sentezlenmesi

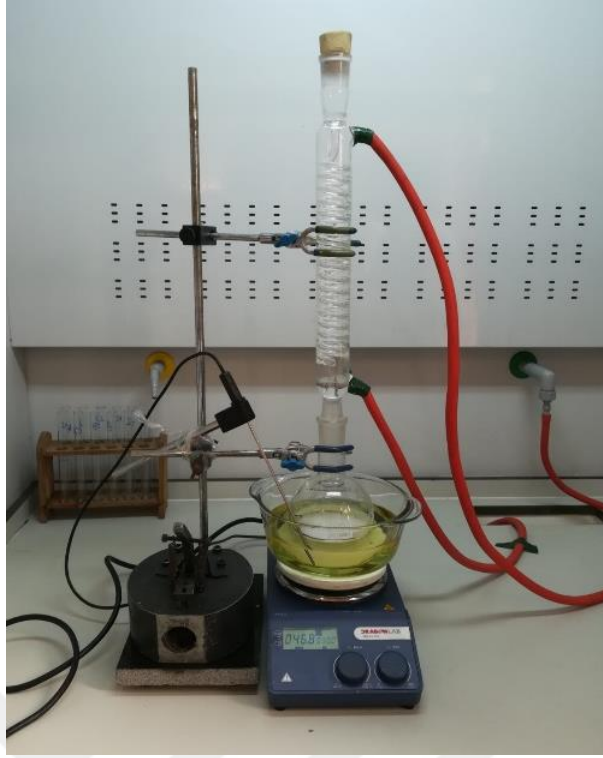
Sentez için kullanılacak olan titanyum dioksit nanotoz (anataz; partikül boyutu <25 nm; %99.7 saflıkta) Aldrich'ten temin edildi. Sentez için; uygulama kolaylığından dolayı hidrotermal sentez yöntemi kullanıldı. Nanotüp eldesine kadar yapılan tüm işlemler çeker ocak içinde, gerekli güvenlik önlemleri alınarak gerçekleştirildi.

120 mL, 10 M NaOH çözeltisi hazırlandı; NaOH peletler/tabletler; meydana gelecek ekzotermik tepkimeden ötürü açığa çıkacak yüksek sıcaklıktan/korozif gazdan kaçınmak adına saf suya kademeli olarak eklendi. Elde edilen bazik çözeltiye 1.2 gram TiO₂ nanopartikül eklendi. Nanopartiküllerin kümelenmesinin önüne geçebilmek adına, elde edilen çözelti 1 saat ultrasonik banyoda homojenizasyona tabi tutuldu.

Hidrotermal senteze hazır hale gelen çözelti; reflux düzeneğine bağlandı. (Reflux düzeneğinin kullanılma sebebi: Tepkime esnasında buharlaşarak sentez ortamından kaçan NaOH sulu çözeltisini sisteme geri kazandırmak, böylece tepkimenin sürekliliğini sağlamaktır (Şekil 3.4) . Ayrıca; reflux tüpü kullanılarak elde edilen sentez ürünlerinin yüzeyinde ilave hidroksilik fonksiyonel gruplar var olabilmektedir. Elde edilen nanotüplerde, sentez esnasında meydana gelen fonksiyonel grupların varlığı; ilave bir fonksiyonelleştirme yapılmaksızın nanotüplerin yüzey enerjilerinin azaltılmasını, dolayısıyla olası kümelenmenin azaltılmasını sağlar. Isıtıcı/manyetik karıştırıcı vasıtasıyla çözelti önce 2 saat boyunca 30 °C 'de tutuldu, ardından 110 °C' ye getirilip 72 saat boyunca tutuldu (Şekil 3.5).



Şekil 3.4 : Ultrasonik karıştırıcı



Şekil 3.5 : Reflux düzeneği

Çözelti, filtrasyon aparatı kullanılarak distile su ile seyreltildi. pH nötralize olana kadar seyreltme işlemine devam edildi. Filtrasyon sonucu elde edilen titanyum dioksit nanotüp karışımı; seramik buharlaştırma kabına aktarıldı ve 120 °C fırında 14-16 saat boyunca tutularak, bütün su buharlaştırıldı. Elde edilen sentez ürünü; yüksek çözünürlüklü taramalı elektron mikroskopu (SEM; QUANTA FEG 250 ESEM, FEI, ABD) ve Raman spektroskopisi (Renishaw Streamline, Almanya) kullanılarak karakterize edildi.

3.2.2 Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanotüplerin Karakterizasyonu

3.2.2.1 Raman Spektroskopisi

Titanyum dioksit nanotüplerin karakterizasyon işlemlerinden Raman Spektroskopisi Koç Üniversitesi Yüzey Teknolojileri Araştırma Merkezi'nde bulunan (Renishaw Streamline, Almanya) cihaz kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 : Raman Spektroskopisi cihazının görüntüsü.

3.2.2.2 FTIR (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi)

Titanyum dioksit nanotüplerin karakterizasyon işlemlerinden FTIR Spektroskopisi Yıldız Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'nda bulunan Spectrum 100 FTIR Spektrometri (Perkin Elmer, ABD) cihazı kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.7).

2 mg toz halde TiO_2 nanotüp numune kullanılarak gerçekleştirilmiştir. FTIR'da elde edilen pikler H-O-H ve -OH bağlarına sahip TiO_2 nanotüp olduğunu göstermektedir.



Şekil 3.7 : Spectrum 100 FTIR Spektrometrisinin görüntüsü

3.2.2.3 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SEM analizi, Tübitak MAM-Malzeme Enstitüsü Biyomalzeme, Biyomekanik ve Biyoelektronik Mükemmeliyet Merkezi'nde yapıldı. Görüntüleme, FEI marka QUANTA FEG 250 ESEM (FEI, ABD) model çevresel taramalı elektron mikroskopunda, yüksek vakum modunda (110 Pa basınç), 30 kV voltaj ve 3.0 spot değerlerinde EDT (yüksek vakum dedektörü) ile yapıldı (Şekil 3.8).

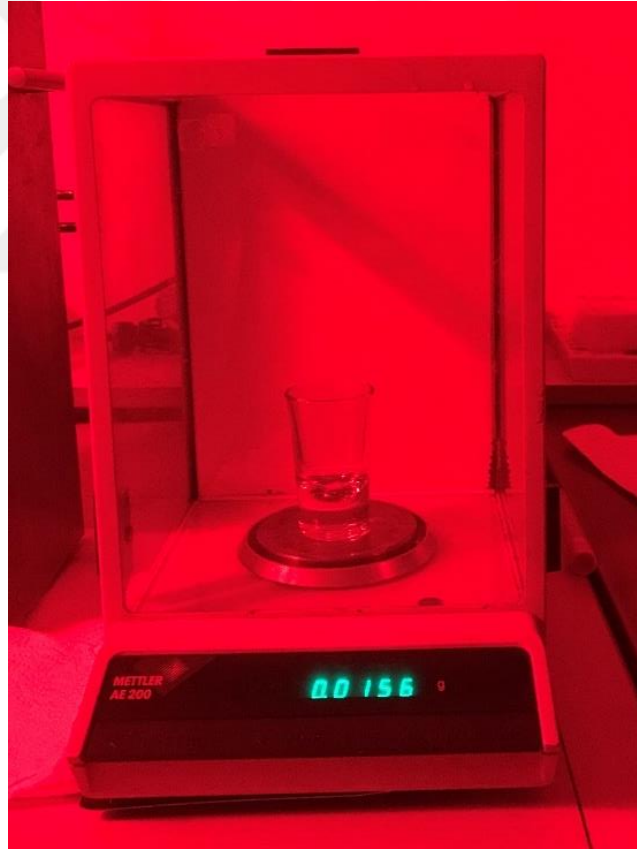


Şekil 3.8 : QUANTA FEG 250 ESEM cihazının görüntüsü

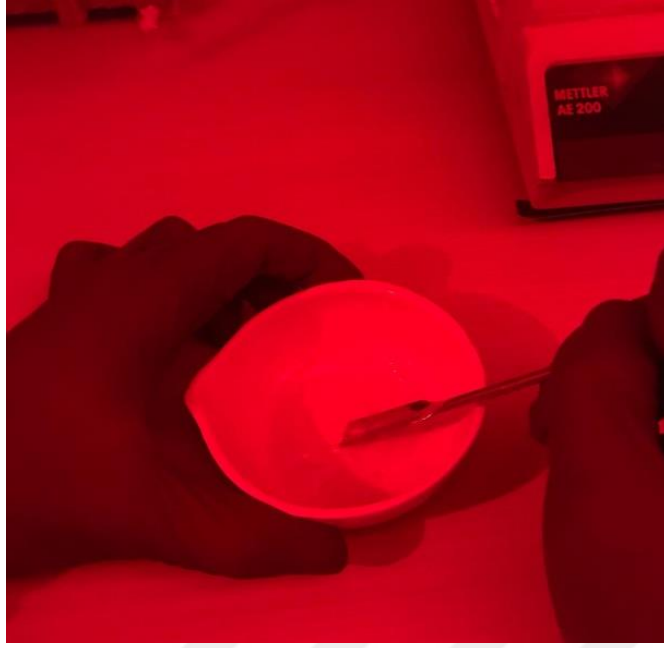
3.2.3 Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanotüplerin Kompozit Rezine İlave Edilmesi

Üretilen TiO₂ nanotüpler; zamanla meydana gelebilecek kümelenmeyi engellemek adına aseton çözeltisi haline getirilip 10 dakika boyunca problu homojenizasyona tabi tutuldu. Çözeltideki asetonu uzaklaştırmak için çözelti ısıtıldı. Buharlaştırma bittikten sonra TiO₂ nanotüplerin kapta geniş bir alanı kaplayacak şekilde yayıldığı gözlemlendi.

TiO₂ yüzdesi ağırlıkça %0,1, %0,5 ve %1 olacak şekilde kullanılacak kompozitin ağırlığına göre hesaplanarak hassas terazi aracılığıyla tartıldı (Şekil 3.9). Elde edilen TiO₂ nanotüplere kompozit rezin ilave edilerek spatülasyon ile 20 dakika boyunca karıştırıldı (Şekil 3.10). Bu çalışmada akışkan bulk fill kompozit olan Estelite Bulk Fill Flow (Tokuyama Corp, Japonya) kullanıldı. Tüm gruplarda standardizasyonu elde etmek amacıyla A2 renk tercih edildi.



Şekil 3.9 : Karanlık odada TiO₂ nanotübün tartılması



Şekil 3.10 : Karanlık odada kompozit rezine titanyum dioksit ilave edilmesi.

3.2.4 Örneklerin Hazırlanması

Bu tez çalışmasında, akışkan bulk fill kompozit rezine ilave edilecek TiO_2 nanotüplerin ağırlık olarak %0,1, %0,5, %1 yüzdelğinde olacak şekilde 3 deney grubu belirlendi. TiO_2 nanotüp içermeyen grup, kontrol grubu olarak oluşturuldu (Tablo 3.2).

Tablo 3.2 : Deney grupları tabloda gösterildiği gibidir:

Grup 1	Kontrol Grubu
Grup 2	Ağırlıkça %0,1 TiO_2 nanotüp
Grup 3	Ağırlıkça %0,5 TiO_2 nanotüp
Grup 4	Ağırlıkça % 1 TiO_2 nanotüp

3.2.5 Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

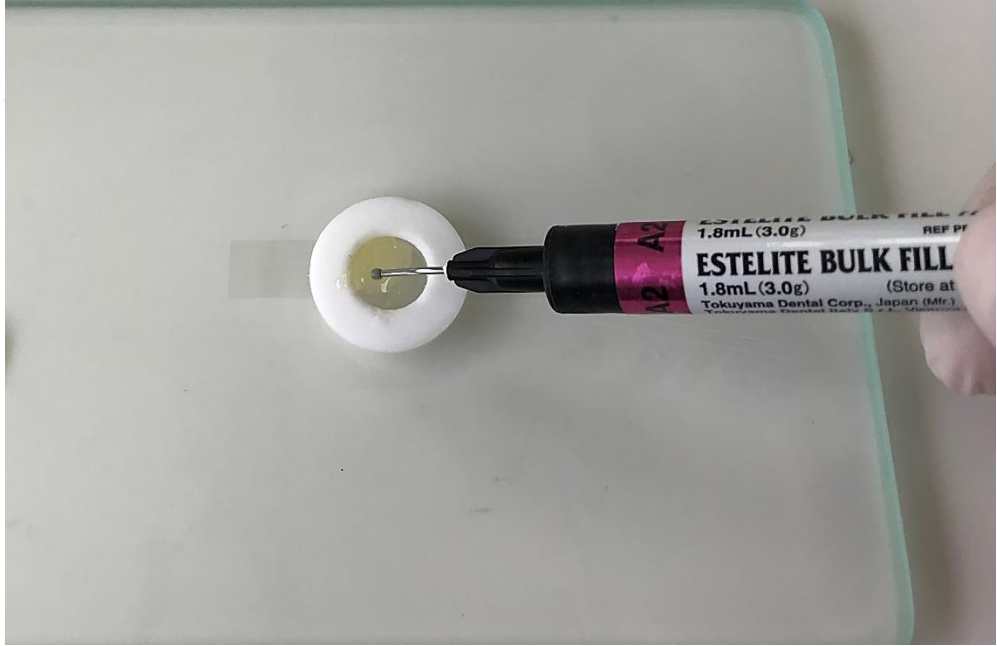
Bu test yöntemi; Bezmialem Vakıf Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Mahr M300C (Carl-Mahr, Almanya) profilometre cihazı kullanılarak gerçekleştirildi.

Kompozit rezinlerin her grubu için 2 mm yüksekliğinde ve 10 mm çapında yuvarlak teflon kalıplar içerisinde (Şekil 3.11), alt ve üst yüzeyde şeffaf bant ve siman camı kullanılarak örnekler hazırlandı (n=6) (Şekil 3.12). Polimerizasyon işlemi için bir

LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent South Jordan, ABD) ($1000 \text{ mW} / \text{cm}^2$, dalga boyu $395\text{-}480 \text{ nm}$) 20 sn. süreyle kullanılarak gerçekleştirildi. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesi için, tüm örnekler ışık geçirmeyen bir cam şişede distile su içerisinde 37°C ' de etüvde saklandı.



Şekil 3.11 : Örnek hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp



Şekil 3.12 : Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için örneklerin hazırlanması



Şekil 3.13 : Sof-lex cila disklerinin görüntüsü

Polisaj işleminde Sof-lex cila disklerinin (3M ESPE, ABD) 4 aşamalı sistemi kullanıldı. Her örneğin üst yüzeyine 2 bitirme diski (kaba ve orta grenli) ve 2 cila diski (ince ve süper-ince grenli) sırasıyla ve tek yönde hareket edecek şekilde 10'ar sn üretici firma talimatları doğrultusunda kuru bir şekilde uygulandı. Her uygulama sonrasında örnekler hava su spreyiyle yıkandı ve kurutuldu. Her kullanımdan sonra diskler yenilendi (Şekil 3.13).

Yüzey pürüzlülüğü, bir profilometre cihazı Mahr M300C (Carl-Mahr, Almanya) kullanılarak, her örnek için farklı alanlardan olacak şekilde üç kez ölçüldü (Şekil 3.14). Ölçümler polisaj öncesi ve sonrası olacak şekilde iki farklı zamanda yapıldı. Ortalama ve standart sapma değerleri R_a cinsinden tespit edildi.



Şekil 3.14 : Mekanik yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı

3.2.6 Vicker's Yüzery Sertliğinin Değerlendirilmesi

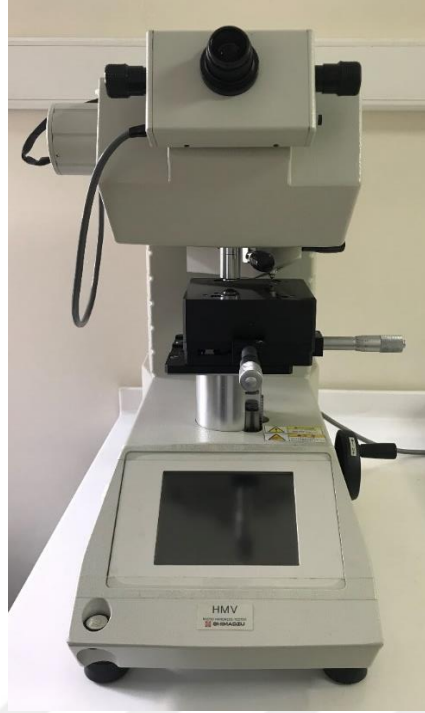
Bu çalışmada, Vicker's sertliği (VH) ölçümleri için Bezmialem Vakıf Üniversitesi Araştırma Labartuvarında bulunan HMV Microhardness Tester (Shimadzu, Japonya) cihazı kullanıldı (Şekil 3.15). Örnekler, tek araştırmacı tarafından hazırlandı. Siman camının üzerine şeffaf bant yerleştirildi ve üzerine çapı 10 mm, yüksekliği 2 mm olan teflon kalıp konuldu. İçerisine akışkan bulk fill kompozit rezin enjekte edilerek yerleştirildi.

Üzerine tekrar şeffaf bant ve siman camı konulup, sıkıştırılarak düzgün ve boşluksuz bir yüzey elde edildi. Daha sonra bir LED ışık cihazıyla (Valo Cordless, Ultradent South Jordan, ABD) (1000 mW / cm², dalga boyu 395-480 nm) 20 sn süreyle polimerize edildi (n=6). Örnekler polimerizasyonun tamamlanması için, ışık geçirmeyen bir cam şişede 37°C'de etüvde distile su içerisinde bekletildi. Vicker's sertliği ölçümleri, tüm örneklerin hem alt hem de üst yüzeylerinde polisajdan önce ve sonra olmak üzere iki kez gerçekleştirildi. Vicker' sertlik ölçümünde, kare tabanlı ve piramit şeklinde bir elmas ucun, alt ve üst yüzeylerde 15 sn boyunca 200 gr yükte uygulanmasıyla diagonal bir çentik elde edildi. Uygulanan yük kaldırıldıktan sonra elde edilen çentik mikroskobun X 40 büyütmesiyle görüntülendi (Şekil 3.16). Oluşan izin köşegenlerinden ekran bulunan yatay çizgilerin geçirilmesiyle ölçüm yapıldı ve cihaz tarafından aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı (HV).

$$HV = 1.8544 (P/d^2)$$

P = Yük, kgf

d = Çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, mm

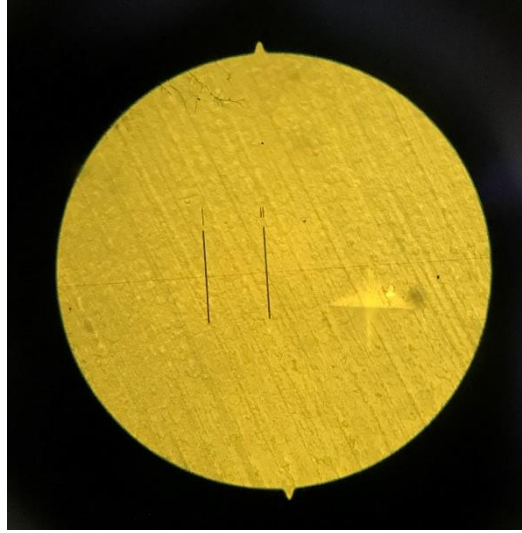


Şekil 3.15 : Vicker's mikrosertlik cihazı

Her örneğin alt ve üst yüzeylerindeki farklı üç bölgeden ölçüm yapıldı ve mikrosertlik değeri bu değerlerin ortalaması alınarak kaydedildi. Polisaj işleminde Sof-lex cila diskleri (3M ESPE, ABD) 4 aşamalı sistemi kullanıldı. Her örneğin alt ve üst yüzeyine 2 bitirme diski (kaba ve orta grenli) ve 2 cila diski (ince ve süper-ince grenli) sırasıyla ve tek yönde hareket edecek şekilde 10'ar sn üretici firma talimatları doğrultusunda kuru bir şekilde uygulandı.

Her uygulama sonrasında örnekler hava su spreyiyle yıkandı ve kurutuldu. Her kullanımdan sonra diskler yenilendi. Mikrosertlik ölçümleri polisaj işleminden sonra polisaj uygulanmamış örneklerde yapıldığı şekilde tekrarlandı.

Aşağıdaki şekilde Vicker's sertlik cihazının elmas ucunun şematik görüntüsü ve elde edilen iz görülmektedir (Şekil 3.16).



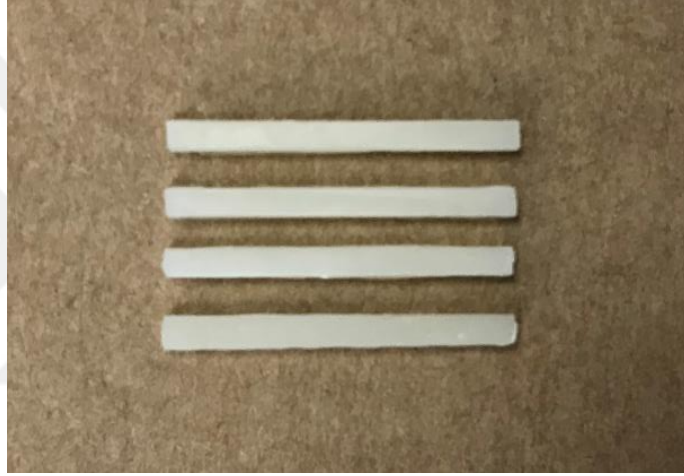
Şekil 3.16 : Vicker's mikrosertlik ölçüm görüntüsü

3.2.7 Eğme Dayanımının Değerlendirilmesi

Eğme dayanımı testi için ISO (4049:2009) standartlarına uygun boyutlarda (2x2x25 mm) özel olarak tasarlanan paslanmaz çelik yapıda 2 bölümlü metal kalıp kullanıldı (Şekil 3.17). Siman camı üzerine yerleştirilen şeffaf bant üzerine metal kalıp konuldu ve içerisine akışkan bulk fill kompozit rezin yerleştirildi. Üzerine tekrar şeffaf bant ve siman camı konularak, düzgün bir yüzey oluşturuldu. Bir LED ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent South Jordan, ABD) (1000 mW / cm², dalga boyu 395-480 nm) kullanılarak polimerizasyonun gerçekleşebilmesi için örnek uzunluğu 5 bölüme ayrılarak 20 sn süre ayrı ayrı uygulandı (n=8) (Şekil 3.18). Hazırlanan örnekler ışık geçirmeyen bir cam şişede 24 saat 37°C'de distile suda bekletildi. Hazırlanan örnek düzeneğe, destekler arası mesafe 15 mm olacak şekilde, yerleştirildi. Bir Universal Test Cihazı kullanılarak (Shimadzu, Japonya) ISO standartlarına göre 1 mm/dk hızda uygulandı.



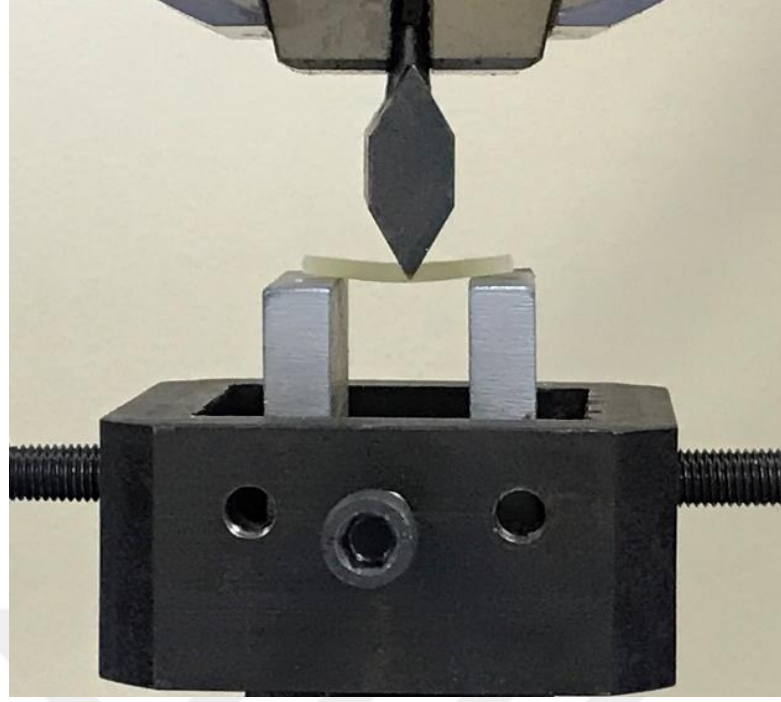
Şekil 3.17 : Eğme dayanımı için kullanılan metal kalıp



Şekil 3.18 : Eğme dayanımı testi için örneklerinin hazırlanması

3.2.7.1 Üç Nokta Eğme Testi

Bu çalışmada eğme dayanımı testi için, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Universal Test Cihazı (Shimadzu, Japonya) kullanıldı. Kompozit örnekler bu cihaz için özel olarak hazırlanan 15 mm aralıklı metal destek üzerine yerleştirildi (Şekil 3.19).



Şekil 3.19 : Eğme dayanımı testinin uygulanması

Bu test için özel olarak tasarlanmış uç kompozit örneğin tam ortasına gelecek şekilde ayarlandı. Eğme dayanımı testi, bilgisayar destekli Universal test cihazı (Shimadzu, Japonya) ile 1mm/dk hızda örneklerde kırılma olana kadar gerçekleştirildi.

Kırılmanın gerçekleştiği maksimum kuvvet değeri Newton biriminde kaydedildi.

Eğme dayanımı MPa cinsinden hesaplanırken aşağıdaki formül kullanıldı (σ).

$$\sigma = 3FL/2wh^2$$

σ : Eğme dayanımı

F: Kırılma anındaki maksimum kuvvet (N)

L: Kuvvetin uygulandığı test düzeneğinin genişliği (mm)

b: Örneğin genişliği (mm)

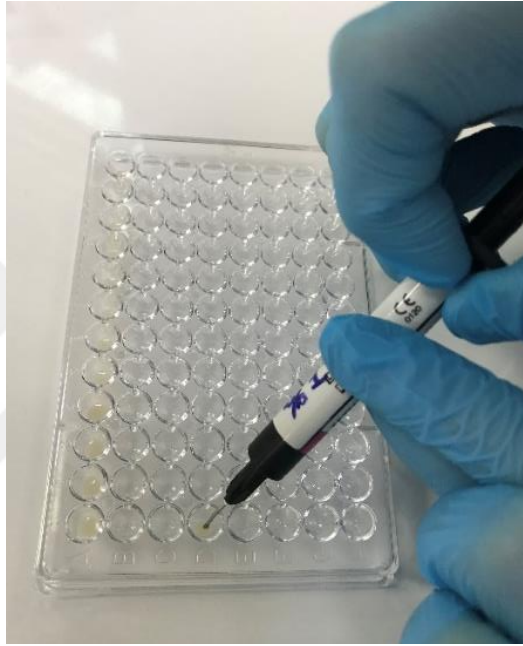
w: Örneğin kalınlığı (mm)

3.2.8 Kompozit Resinin Antibakteriyel Etkinliğinin Değerlendirilmesi

TiO₂ nanotüplerin farklı yüzdelerde ilave edilmesiyle hazırlanan kompozit resin materyallerin antibakteriyel etkinliğini değerlendirmek için çürük oluşumunda etkin rol oynayan *Streptococcus mutans* (RSKK 676) ve *Lactobacillus casei* (RSKK 731) olmak üzere iki farklı bakteri türü seçildi. Hazırlanan kompozit resinlerin antibakteriyel etkinlikleri doğrudan temas testi kullanılarak değerlendirildi.

3.2.8.1 Doğrudan Temas Testi

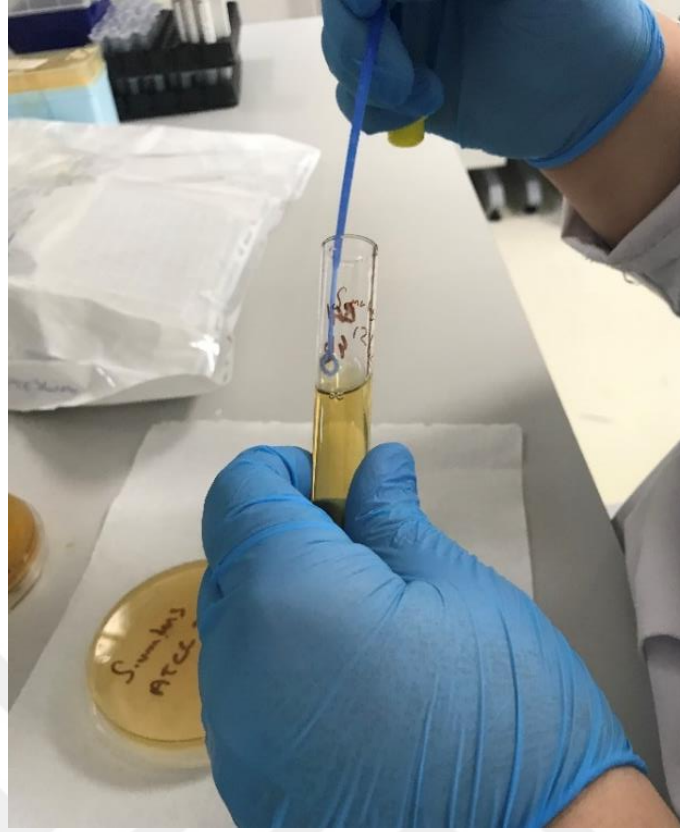
Doğrudan temas testi, Weiss ve ark (1996) tarafından yapılan tarife göre gerçekleştirildi. Bu doğrultuda 96 kuyucuklu steril ELISA plağındaki 11 kuyucuğun tabanı akışkan bulk fill kompozit rezin (Estelite Bulk Fill Flow) ile kaplandı (Şekil 3.20). ELISA plakları, H₂O₂ gaz plazma sterilizasyonu kullanılarak steril edildi (Şekil 3.21). 24 saatlik bakteri kültüründen BHI (Brain Heart Infuzyon) (Merck Darmstadt, Almanya) buyyonda 10⁶ cfu/ml bakteri süspansiyonu hazırlandı (Şekil 3.22).



Şekil 3.20 : Antibakteriyel test için kompozit örneklerin hazırlanması

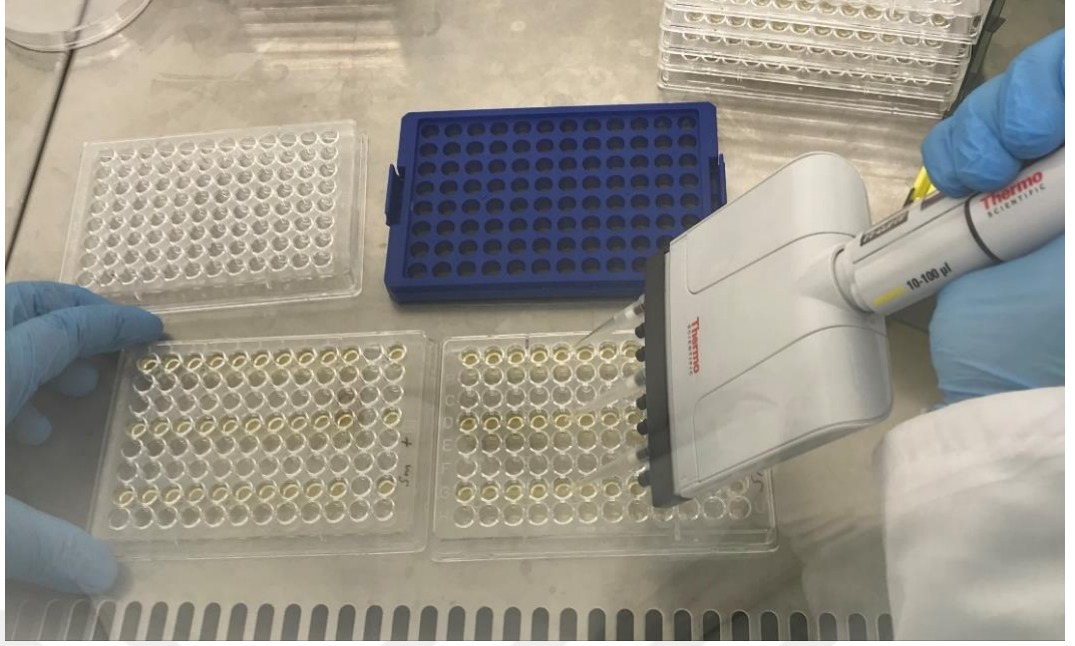


Şekil 3.21 : H₂O₂ gaz plazma ile mikroyeytlerin sterilize edilmesi



Şekil 3.22 : Bakteri süspansiyonunun hazırlanması

Materyallerin 10 tanesinin üzerine 10 µl bakteri süspansiyonu eklendi. Ayrıca 10 tane materyalsiz kuyucuğa, 10 µl bakteri süspansiyonu eklenerek pozitif kontrol grubu oluşturuldu (Şekil 3.23). Kalan 1 tane materyal kaplı kuyucuğa steril buyyon eklenerek negatif kontrol grubu oluşturuldu. Bu aşamaların hepsi, iki bakteri türü (*S.mutans*, *L.casei*) için de gerçekleştirildi. Bakteriyel süspansiyon likitinin buharlaşmasını sağlamak için 37 °C’ de 1 saat nemli ortamda ve çalkalayıcının üzerinde bekletildi. Bu sayede test materyali ve bakteri birbirlerine doğrudan temas etmesi sağlandı. 200 µl BHI buyyon eklenerek, 2 dakika karıştırıldı. 10 µl alınarak 200 µl taze besiyeri olan yeni kuyucuğa aktarıldı ve karıştırıldı (Şekil 3.24).



Şekil 3.23 : Bakteri süspansiyonunun mikroye ekleme



Şekil 3.24 : Bakteri süspansiyonunun karıştırılması

Spektrofotometre, optik teknik prensibiyle çalışan bir cihazdır ve istenilen dalga boyuna göre ışık oluşturabilmektedir. Oluşturduğu ışığı, özel olarak tasarlanmış bir küvete konulan numuneden geçirir ve gelen ışık şiddetini hesaplayarak ölçüm yapmaktadır. Yoğunluk algılayıcının tespit ettiği ışık miktarına göre OD (Optik Dansite) değeri hesaplanmaktadır [271]. Bu araştırmada bakterilerin gelişim kinetiği, toplamda 24 saat olacak şekilde her üç saatte bir spektrofotometrede (Genesys™ 10S UV-Vis, Thermo Scientific, USA) 620 nm dalga boyunda mikroyet spektrofotometrisinde yoğunluk ölçümü yapıldı (Şekil 3.25). Her okuma öncesi kuyucuklar karıştırıldı. Elde edilen yoğunluk değerlerine göre antibakteriyel etkinlik değerlendirildi.



Şekil 3.25 : Spektrofotometreye mikroyetin yerleştirilmesi

3.3 İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılım göstermediği saptanmıştır. Parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Dunn's testi kullanıldı. Üst ve alt yüzey karşılaştırmalarında Mann Whitney U Testi kullanıldı. Parametrelerin grup içi karşılaştırmalarında ise Friedman Testi ve Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

3.3.1 Power Analiz (Vicker's mikrosertliği ve Yüzey Pürüzlülüğü)

G*Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda mikrosertlik ve yüzey pürüzlülüğü için effect size (etki boyutu):1.365 ve standart sapma: 9 alındığında Power:0.80 ve $\alpha:0.05$ için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum $n=3$ olarak saptandı.

3.3.2 Power Analiz (Eğme dayanımı)

G*Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda eğme dayanımı için effect size (etki boyutu):0.716 ve standart sapma: 7.3 alındığında Power:0.80 ve $\alpha:0.05$ için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum $n=8$ olarak saptandı.

3.3.3 Power Analiz (Antibakteriyel deney)

G*Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda *S.mutans* ve *L.casei* için effect size (etki boyutu):0.540 ve standart sapma: 0.33 alındığında Power:0.80 ve $\alpha:0.05$ için tespit edilen örneklem sayısı her grup için minimum $n=8$ olarak saptandı.

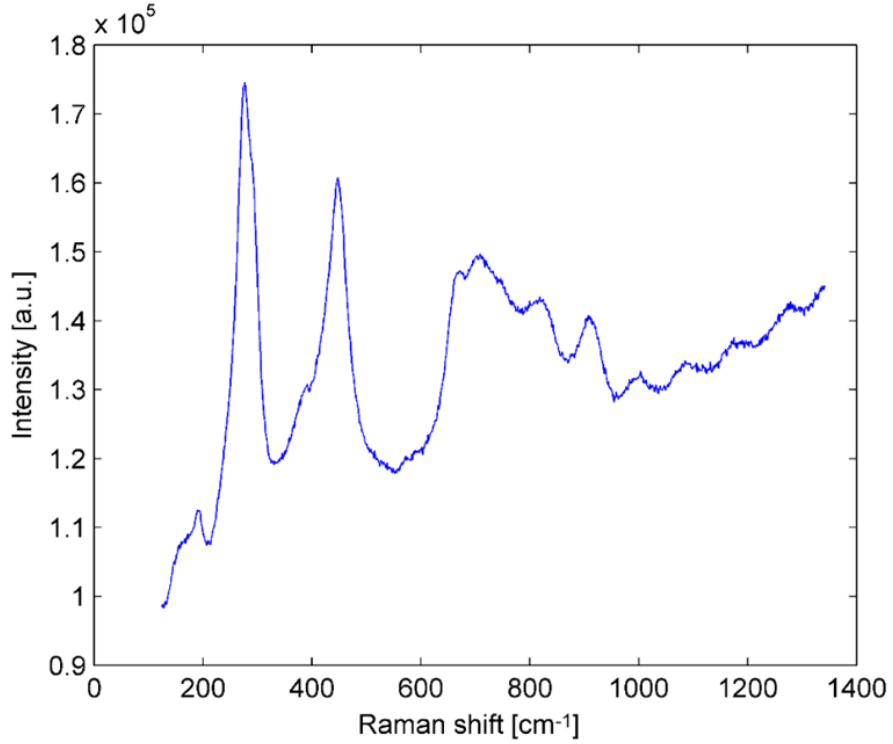
4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında akışkan bulk fill kompozit rezine ağırlıkça farklı oranlarda TiO₂ nanotüp ilavesinin, kompozit rezinin mekanik ve antibakteriyel özelliklerine etkisi incelendi. Bu inceleme sonucunda elde edilen bulgular;

- ✓ titanyum dioksit (TiO₂) nanotübüne ait bulgular
- ✓ mekanik özelliklerin incelenmesi
- ✓ antibakteriyel özelliğin incelenmesi şeklinde incelenmiştir.

4.1 Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanotüplerine Ait Bulgular

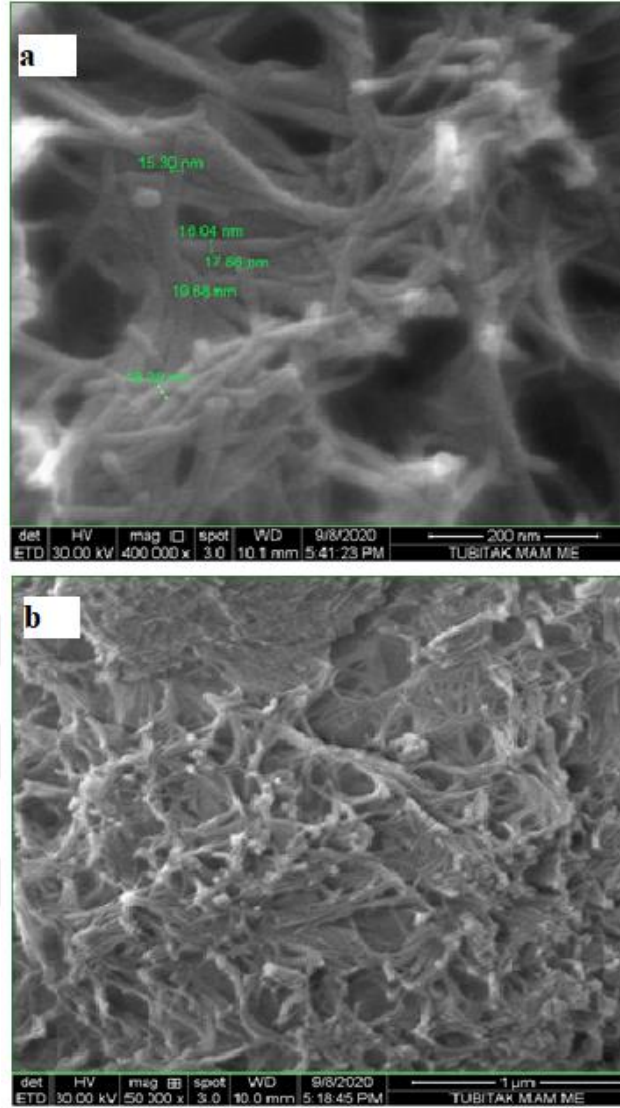
4.1.1 Raman Spektroskopisi



Şekil 4.1 : Raman spektroskopisi görüntüsü

Anataz yapıda TiO₂ nanotüplerin elde edildiği Raman spektroskopisinde elde edilen piklerden anlaşılmaktadır (Şekil 4.1).

4.1.2 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)

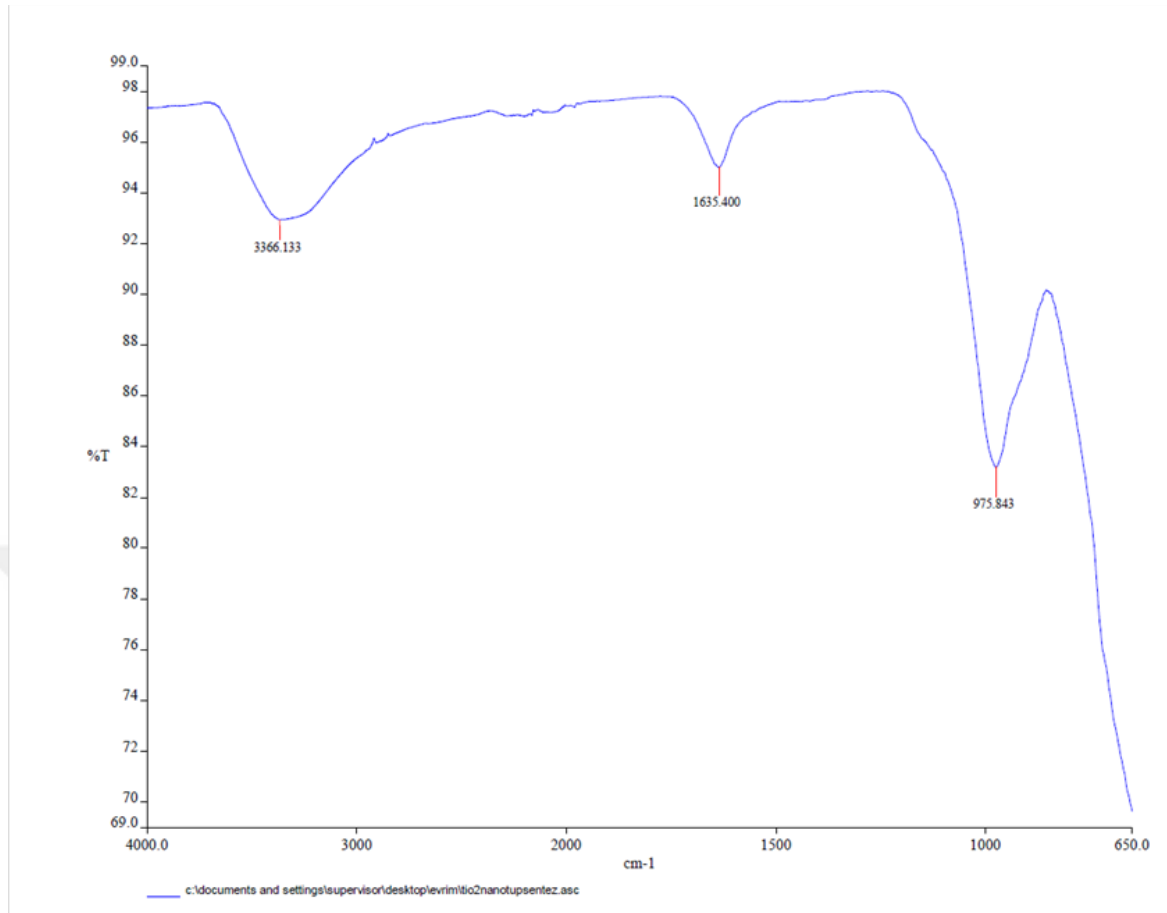


Şekil 4.2 : TiO₂ nanotüp tozuna ait yüzey morfolojisinin SEM görüntüleri

a) X 400.000 büyütme **b)** X 50.000 büyütme

Çalışmada, hidrotermal sentez yöntemi kullanılarak elde edilen TiO₂ nanotüp tozunun; X 50.000 ve X 400.000 büyütme ölçeklerinde SEM görüntüsü alınarak, yüzey görüntüleri incelendi. Yüzey görüntülerinde, TiO₂ nanotüp tozunun 15-20 nm boyut aralığında olduğu görüldü (Şekil 4.2).

4.1.3 FTIR (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi)



Şekil 4.3 : FTIR Spektroskopisi görüntüsü

FTIR Spektroskopisinde; 3366 cm⁻¹, 1635cm⁻¹ ve 975 cm⁻¹ dalga boylarında pikler oluşması sonucunda, H-O-H ve –OH bağlarına sahip TiO₂ nanotüp elde edildiği gösterilmektedir (Şekil 4.3).

4.2 Mekanik Özellikler:

4.2.1 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümüne Ait Bulgular:

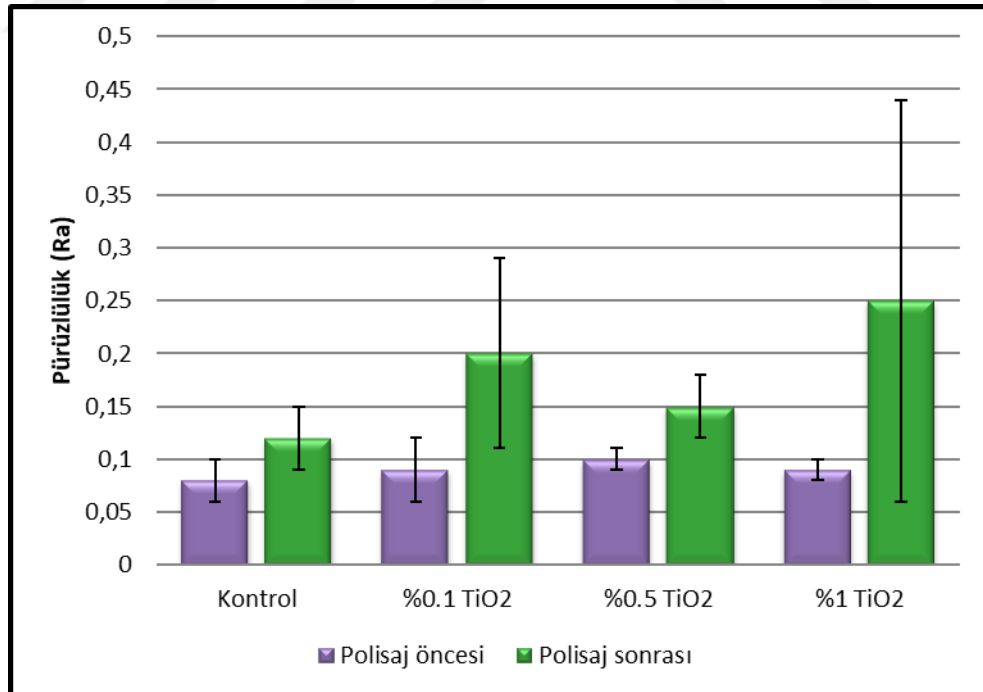
İncelenen kompozit rezinlerin ortalama R_a değerleri, standart sapma, medyan, maksimum ve minimum değerleri Tablo 4.1’de görülmektedir.

Tablo 4.1 : Pürüzlülük değerlendirilmesi

	Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	¹ p
Pürüzlülük	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Polisaj öncesi	0,08±0,02 (0,08)	0,09±0,03 (0,08)	0,10±0,01 (0,1)	0,09±0,01 (0,09)	0,236
Polisaj sonrası	0,12±0,03 (0,12)	0,20±0,09 (0,18)	0,15±0,03 (0,15)	0,25±0,19 (0,19)	0,173
Pürüzlülük değişimi	0,04±0,02 (0,04)	0,11±0,08 (0,08)	0,06±0,03 (0,05)	0,16±0,2 (0,10)	0,147
² p	0,028*	0,028*	0,028*	0,028*	

¹ Kruskal Wallis Test² Wilcoxon sign test

*p<0.05

**Şekil 4.4 : Grupların polisaj öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğünün karşılaştırması**

Gruplar arasında polisaj öncesi pürüzlülük düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Polisaj sonrası pürüzlülük düzeyleri açısından en yüksek R_a değerine sahip grup %1 TiO_2 içeren grup ve en düşük R_a değerine sahip kontrol grubu olmasına rağmen, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Polisaj öncesine göre polisaj sonrası pürüzlülük düzeylerinde görülen değişim miktarları açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Bütün deney gruplarında, her deney grubu kendi içinde karşılaştırıldığında; polisaj öncesi pürüzlülük düzeyine göre, polisaj sonrasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlemlendi ($p:0.028$; $p<0.05$) (Şekil 4.4.).

4.2.2 Vicker's Mikrosertliğinin İncelenmesi

Vicker's yüzey sertliği; kompozit örneklerin polisaj öncesi ve polisaj sonrası olmak üzere incelendi. Ayrıca grupların alt/üst yüzey oranları (sertlik oranı) da değerlendirildi. Klinik durumu taklit edilebilmesi açısından polisaj yalnızca üst yüzeye yapıldı.

4.2.2.1 Üst Yüzeyin Mikrosertliğinin değerlendirilmesi

Gruplar arasında polisaj öncesi mikrosertlik düzeyleri incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2 : Polisaj öncesi ve polisaj sonrası üst yüzey mikrosertlik değerlendirilmesi

		Kontrol	%0.1 TiO_2	%0.5 TiO_2	%1 TiO_2	¹ p
		Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Üst	Polisaj öncesi	42,89±0,6 (42,87)	47,54±2,56 (47,4)	51,06±1,47 (51,17)	51,57±1,5 3 (51,39)	0,001*
	Polisaj sonrası	51,08±1,71 (50,78)	56,4±4,58 (55,9)	57,99±4,34 (57,45)	59,41±3,3 7 (58,87)	0,005*
² p		0,028*	0,028*	0,028*	0,028*	

¹ Kruskal Wallis Test

² Wilcoxon sign test

* $p<0.05$

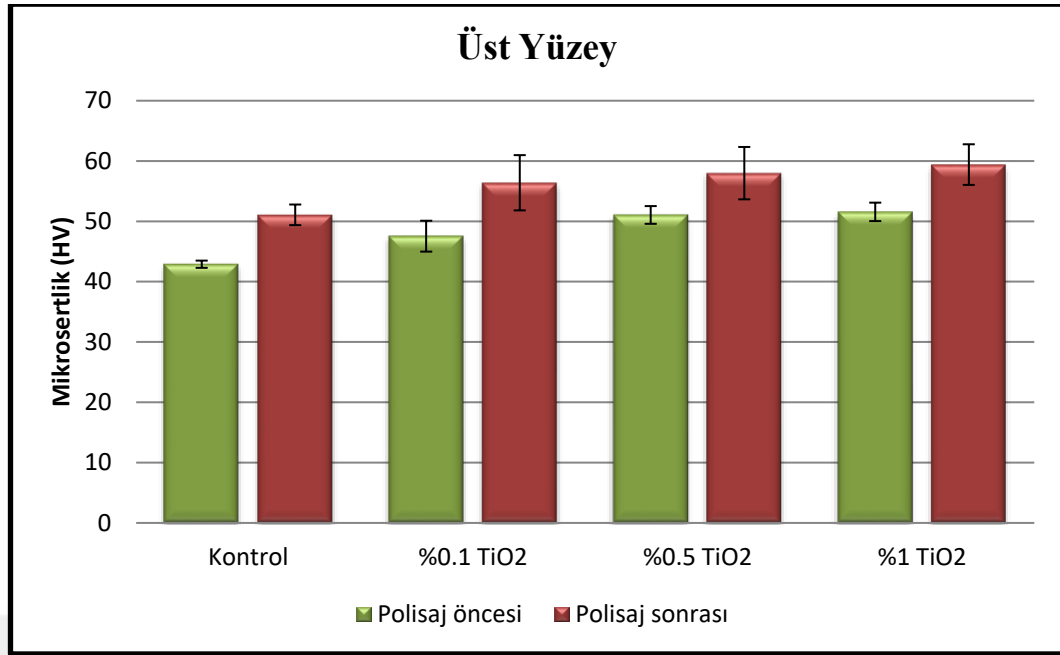
Gruplar arasında polisaj sonrası mikrosertlik düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.005$; $p<0.05$) (Tablo 4.2). Kontrol grubunun polisaj sonrası mikrosertlik düzeyi, %1 TiO₂ ve %0.5 TiO₂ gruplarından anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında polisaj sonrası mikrosertlik düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

Bütün deney gruplarında her bir grup kendi içinde kıyaslandığında, polisaj öncesi mikrosertlik düzeyine göre, polisaj sonrasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu ($p:0.028$; $p<0.05$).

Tablo 4.3 : Post hoc tablosu

	Üst (P.Ö)	Üst (P.S)
	P	P
%1-%0.1	0,259	0,817
%1-%0.5	1,000	1,000
%1-Kontrol	0,004*	0,004*
%0.1-%0.5	0,474	1,000
%0.1-Kontrol	0,589	0,315
%0.5-Kontrol	0,001*	0,041*
<i>Dunn's Testi</i>	<i>*p<0.05</i>	

Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kontrol grubunun polisaj öncesi mikrosertlik düzeyi, %1 TiO₂ ve %0.5 TiO₂ gruplarından anlamlı şekilde düşük bulundu ($p<0.05$) (Şekil 4.5). Diğer gruplar arasında polisaj öncesi mikrosertlik düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.3).



Şekil 4.5 : Grupların üst yüzeyine ait polisaj öncesi ve sonrası mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.4 : Polisaj öncesine göre polisaj sonrası mikrosertlik değişimlerinin değerlendirilmesi

	Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	
Mikrosertlik	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	¹ p
Değişimi	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	
Üst yüzey	8,19±2,07 (8,28)	8,86±3,82 (8,49)	6,93±3,38 (5,81)	7,85±4,31 (7,28)	0,650

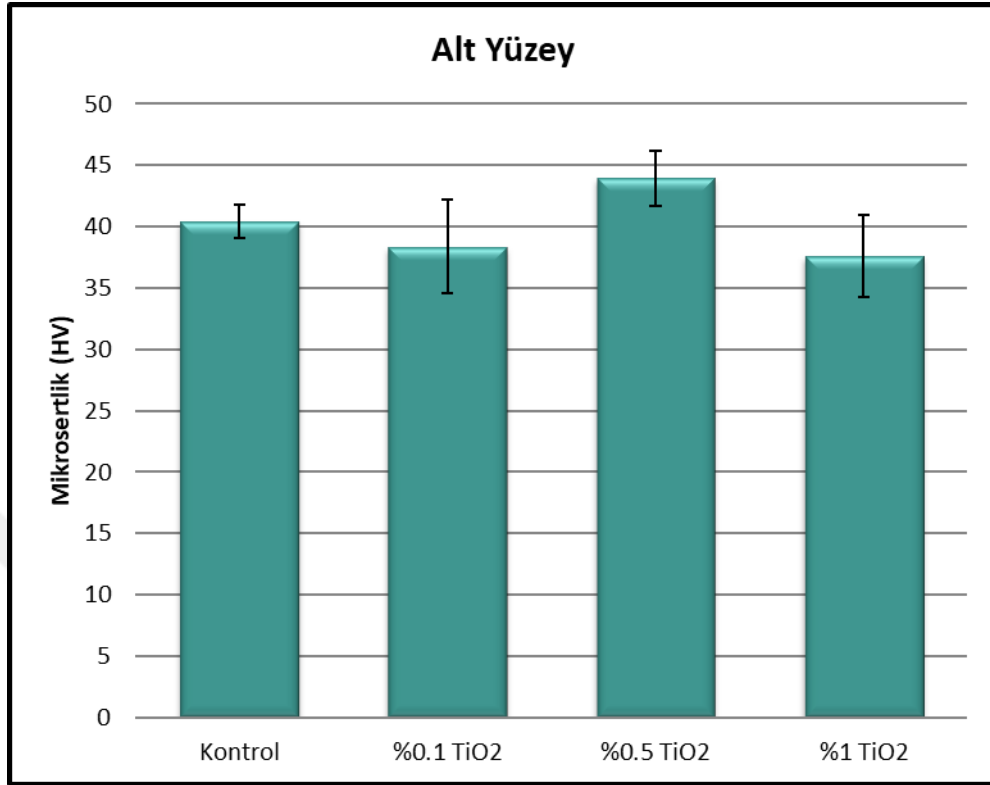
Kruskal Wallis Test

Polisaj öncesine göre polisaj sonrası üst yüzeydeki mikrosertlik değişim miktarları açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

4.2.2.2 Alt Yüzeyin Mikrosertliğinin değerlendirilmesi

Gruplar arasında, mikrosertlik düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.014$; $p<0.05$) (Tablo 4.5). En yüksek mikrosertlik değeri, %0.5 TiO₂ grubunda elde edilirken, %1 TiO₂ grubu ile aralarındaki fark anlamlı bulunmadı

($p < 0.05$) (Tablo 4.6). Diğer gruplar arasında mikrosertlik düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.6).



Şekil 4.6 : Grupların alt yüzeyinden elde edilen mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

Tablo 4.5 : Alt yüzeyin mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması

		Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	¹ p
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Mikrosertlik		(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	
Alt	Polisaj	40,41±1,37 (40,62)	38,35±3,83 (38,02)	43,96±2,24 (44,05)	37,59±3,3 5 (36,47)	0,014*
Kruskal Wallis Test		* $p < 0.05$				

Tablo 4.6 : Post hoc tablosu

	Alt Yüzey
	p
%1-%0.1	1,000
%1-%0.5	0,013*
%1-Kontrol	1,000
%0.1-%0.5	0,081
%0.1-Kontrol	1,000
%0.5-Kontrol	0,496
<i>Dunn's Testi</i>	<i>*p<0.05</i>

4.2.2.3 Üst ve Alt Yüzeyin Mikrosertliğinin Değerlerinin Karşılaştırılması**Tablo 4.7 : Polisaj öncesi ve polisaj sonrası grupların mikrosertlik düzeylerinin üst ve alt yüzey kıyaslaması**

		Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
	Mikrosertlik	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)
Polisaj öncesi	Üst	42,89±0,6 (42,87)	47,54±2,56 (47,4)	51,06±1,47 (51,17)	51,57±1,53 (51,39)
	Alt	40,41±1,37 (40,62)	38,35±3,83 (38,02)	43,96±2,24 (44,05)	37,59±3,35 (36,47)
	p	0,006*	0,004*	0,004*	0,004*
Polisaj Sonrası	Üst	51,08±1,71 (50,78)	56,4±4,58 (55,9)	57,99±4,34 (57,45)	59,41±3,37 (58,87)
	Alt	40,41±1,37 (40,62)	38,35±3,82 (38,02)	43,96±2,24 (44,05)	37,59±3,35 (36,47)
	p	0,004*	0,004*	0,004*	0,004*

*Mann Whitney U test***p<0.05*

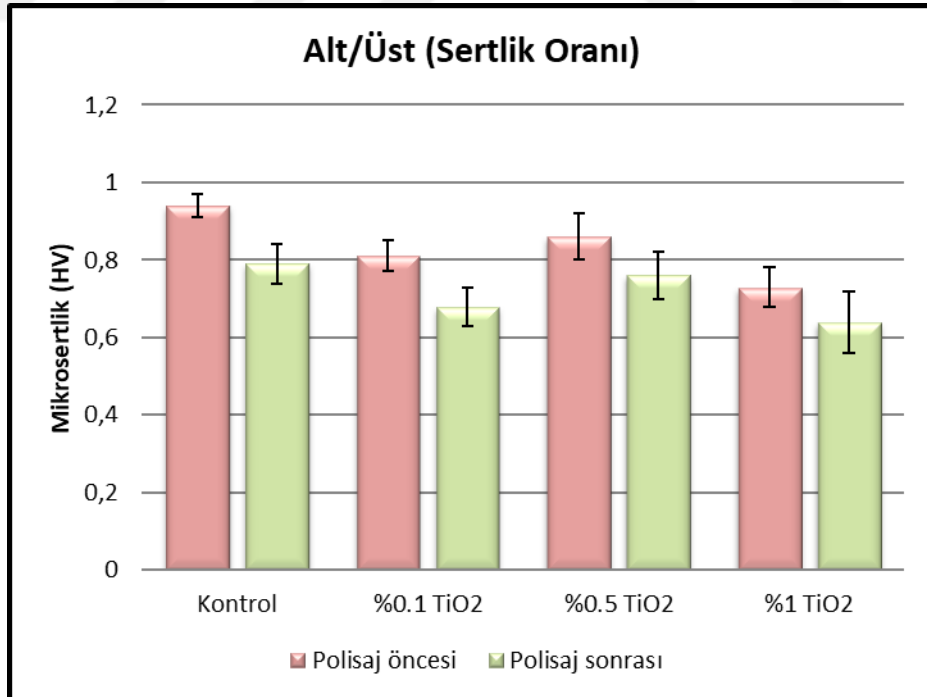
Bütün deney gruplarında; polisaj öncesi ve sonrasında üst yüzeyler, alt yüzeylere göre belirgin oranda daha yüksek mikrosertlik değerleri gösterdi (p:0.004; p<0.05) (Tablo 4.7).

4.2.2.4 Alt/Üst Yüzey (Sertlik Oranı) Değerlendirilmesi

Gruplar arasında polisaj öncesi mikrosertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 4.8). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kontrol grubunun polisaj öncesi mikrosertlik değeri, %1 TiO₂ ve %0.1 TiO₂ gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p<0.05$) (Şekil 4.7). Diğer gruplar arasında polisaj öncesi mikrosertlik değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

Gruplar arasında polisaj sonrası mikrosertlik düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.005$; $p<0.05$) (Tablo 4.8). Kontrol grubunun polisaj sonrası mikrosertlik değeri, %1 TiO₂ grubundan anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında polisaj öncesi mikrosertlik değeri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.9).

Bütün deney gruplarında; polisaj öncesi mikrosertlik değerine göre, polisaj sonrasında görülen düşüş istatistiksel olarak anlamlıydı ($p:0.028$; $p<0.05$).



Şekil 4.7 : Grupların Alt/Üst yüzey oranı (Sertlik oranı) verileri

Tablo 4.8 : Polisaj öncesi ve polisaj sonrası alt/üst yüzey mikrosertlik oranları

Mikrosertlik	Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	¹ p
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	
Alt/Üst Polisaj öncesi	0,94±0,03 (0,95)	0,81±0,04 (0,8)	0,86±0,06 (0,87)	0,73±0,05 (0,72)	0,000*
Polisaj sonrası	0,79±0,05 (0,81)	0,68±0,05 (0,68)	0,76±0,06 (0,76)	0,64±0,08 (0,63)	0,005*
² p	0,028*	0,028*	0,028*	0,028*	

¹ Kruskal Wallis Test² Wilcoxon sign test *p<0.05**Tablo 4.9 :** Post hoc tablosu

	Alt/Üst (P.Ö)	Alt/Üst (P.S)
	p	p
%1-%0.1	0,991	1,000
%1-%0.5	0,077	0,086
%1-Kontrol	0,000*	0,013*
%0.1-%0.5	1,000	0,330
%0.1-Kontrol	0,037*	0,068
%0.5-Kontrol	0,615	1,000

Dunn's Testi

*p<0.05

Tablo 4.10 : Polisaj öncesine göre polisaj sonrası mikrosertlik değişimlerinin değerlendirilmesi

	Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	¹ p
Mikrosertlik Değişimi	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Alt/Üst	-0,15±0,03 (-0,15)	-0,13±0,05 (-0,13)	-0,10±0,05 (-0,08)	-0,09±0,04 (-0,09)	0,132

Kruskal Wallis Test

Polisaj öncesine göre polisaj sonrası alt/üst yüzeydeki mikrosertlik değişim miktarları açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.10).

4.2.3 Eğme Dayanımının İncelenmesi

Gruplar arasında eğme dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi ($p:0.013$; $p<0.05$) (Tablo 4.11) (Şekil 4.8).

Tablo 4.11 : Eğme dayanımı değerlendirilmesi

	Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	¹ p
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Eğme Dayanımı	106,98±14,22 (105,63)	119,15±28,97 (117,20)	116,82±11,36 (118,76)	89,50±14,22 (88,07)	0,013 *
² p	0,012*	0,529	0,074	0,016*	

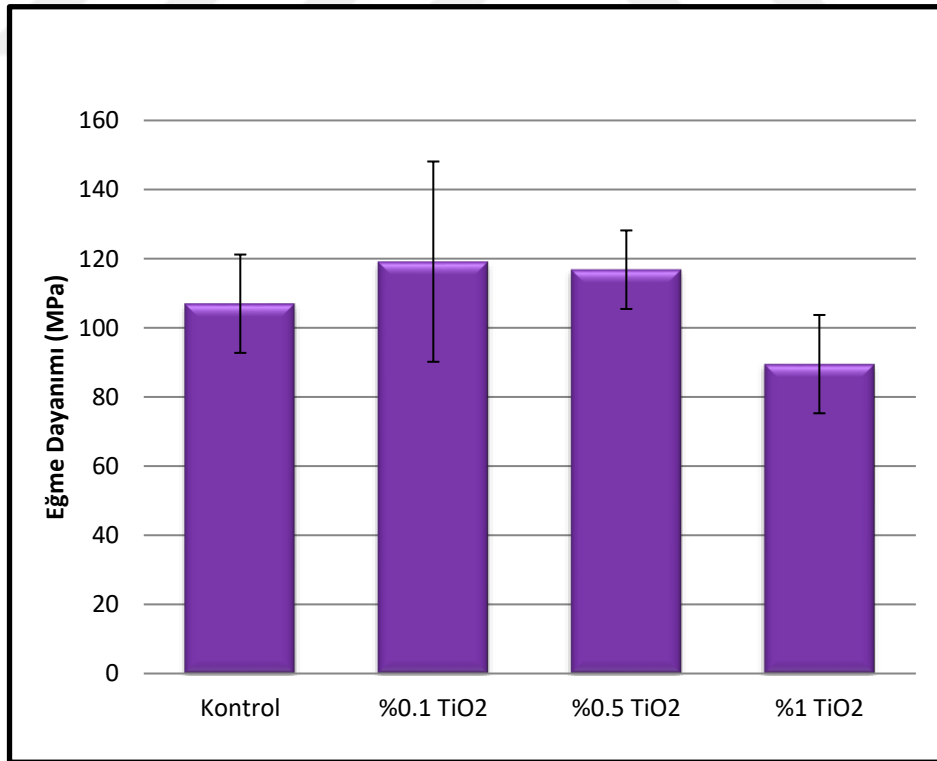
¹ *Kruskal Wallis Test*

² *Mann Whitney U test* * $p<0.05$

Tablo 4.12 : Post hoc tablosu

	Eğme Dayanımı
	p
%1-%0.1	0,058
%1-%0.5	0,014*
%1-Kontrol	0,395
%0.1-%0.5	1,000
%0.1-Kontrol	1,000
%0.5-Kontrol	1,000
<i>Dunn's Testi</i>	<i>*p<0.05</i>

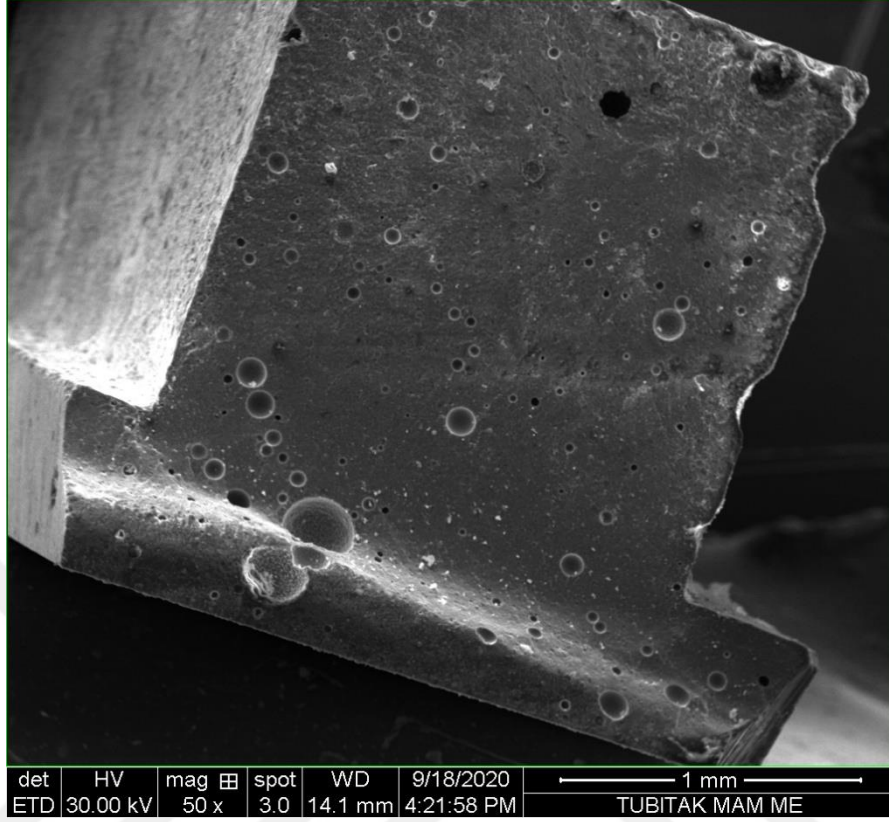
%0.5 TiO₂ eğme dayanımı, %1 TiO₂ grubundan anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında eğme dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.12).



Şekil 4.8 : Grupların eğme dayanımına ait verilerinin karşılaştırılması

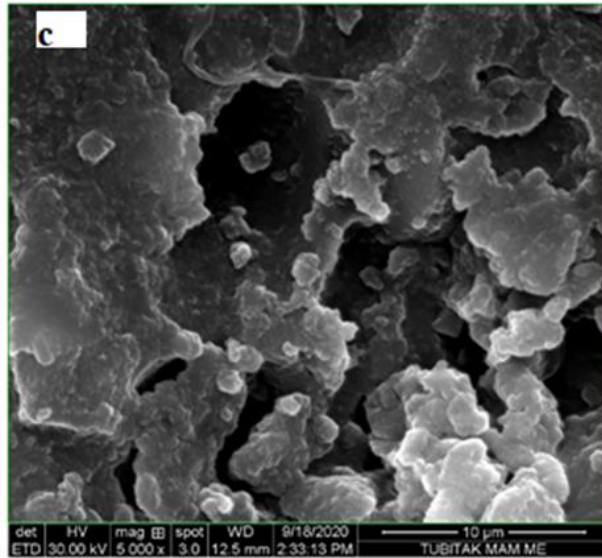
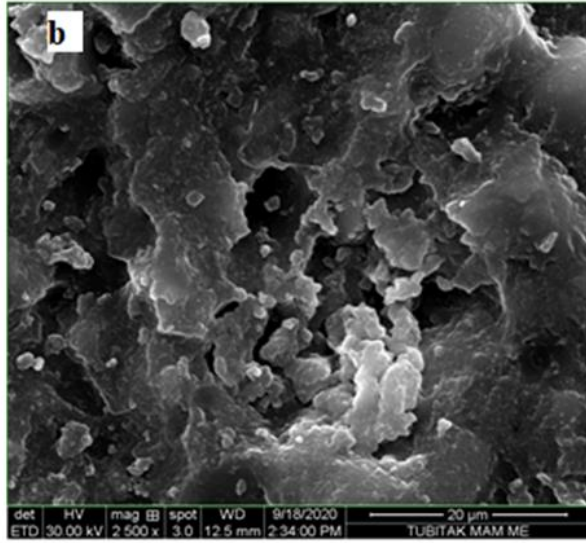
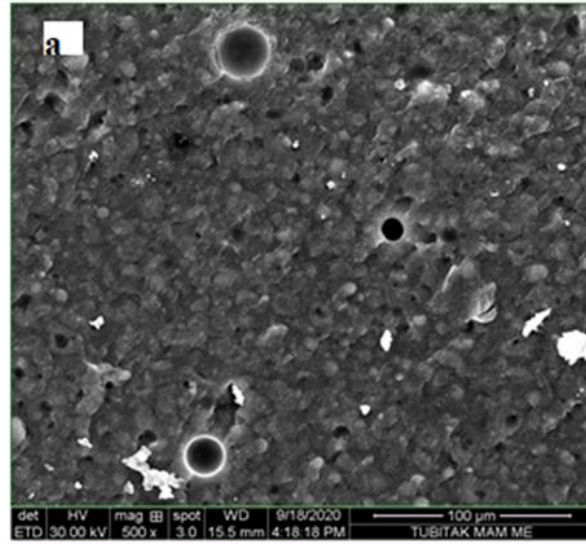
4.2.3.1 Kırılma yüzeylerinin SEM ile incelenmesi

%0,1 TiO₂ nanotüp içeren grup



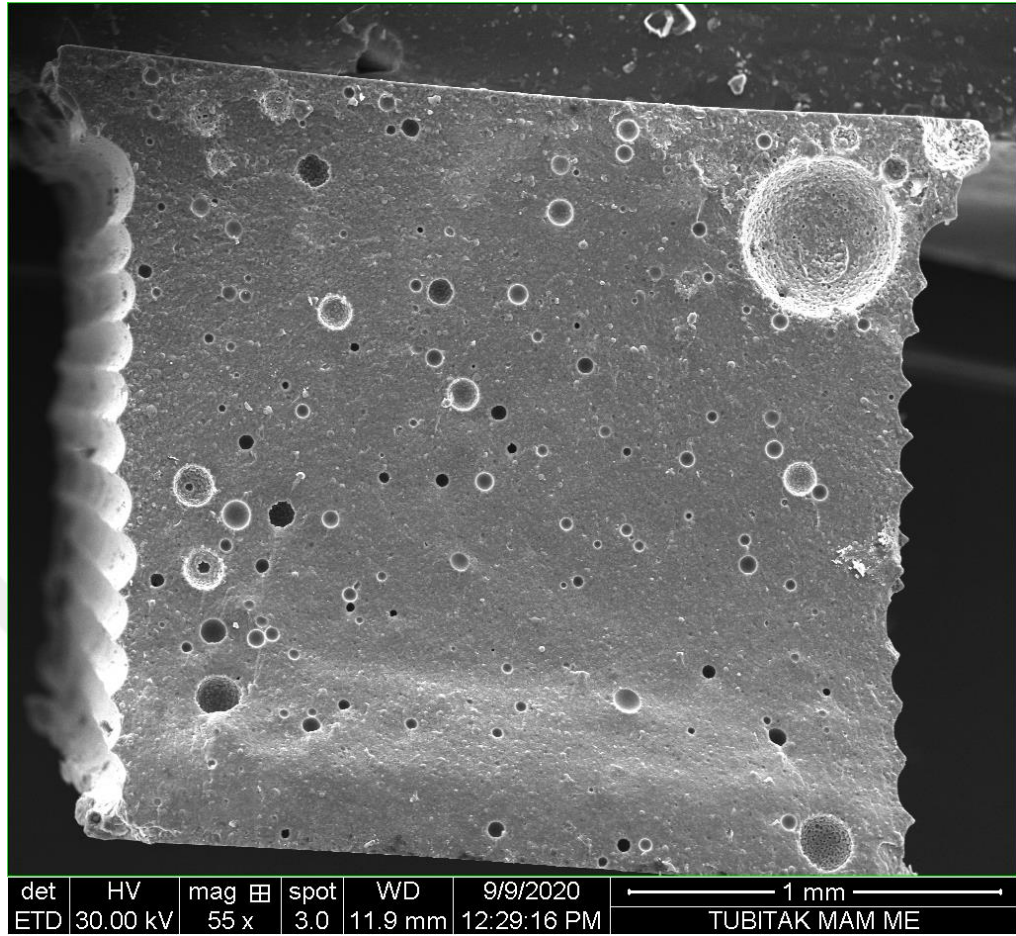
Şekil 4.9 : %0,1TiO₂ grubuna ait kırılma yüzeyinin X50 büyütmedeki görüntüsü

Kırılma yüzeyi incelendiğinde gevrek tip kırılma yüzeyi gözlemlendi. Kompozit rezinin yapısında bulunan küresel yapıda doldurucu partikülleri görülmektedir. Kırılma yüzeyinde polimerle kaplı olması ve düşük oranda eklendiği için direkt olarak nanotüp yapılar görülmedi (Şekil 4.9).



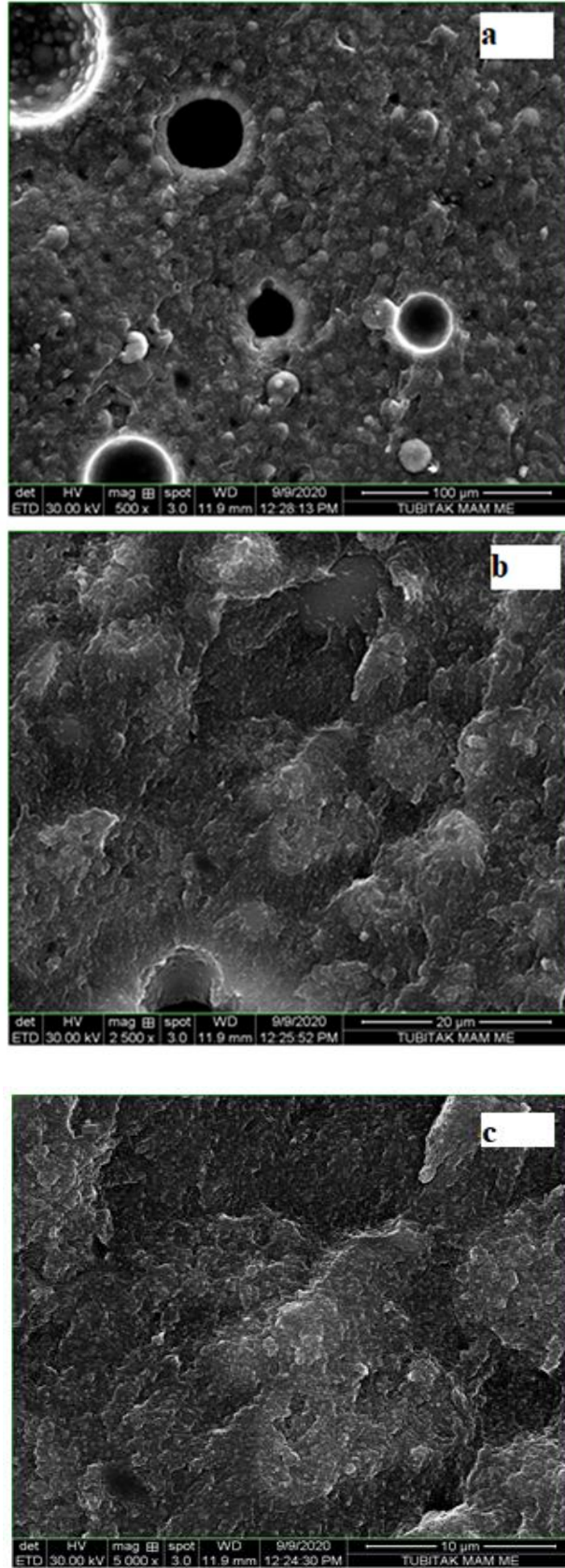
Şekil 4.10 : %0,1 TiO₂ grubuna ait kırılma yüzeyinin SEM görüntüsü a) X 500 büyütmedeki görüntüsü b) X 2.500 büyütmedeki görüntüsü c) X 5.000 büyütmedeki görüntüsü

0,5 TiO₂ nanotüp içeren grup

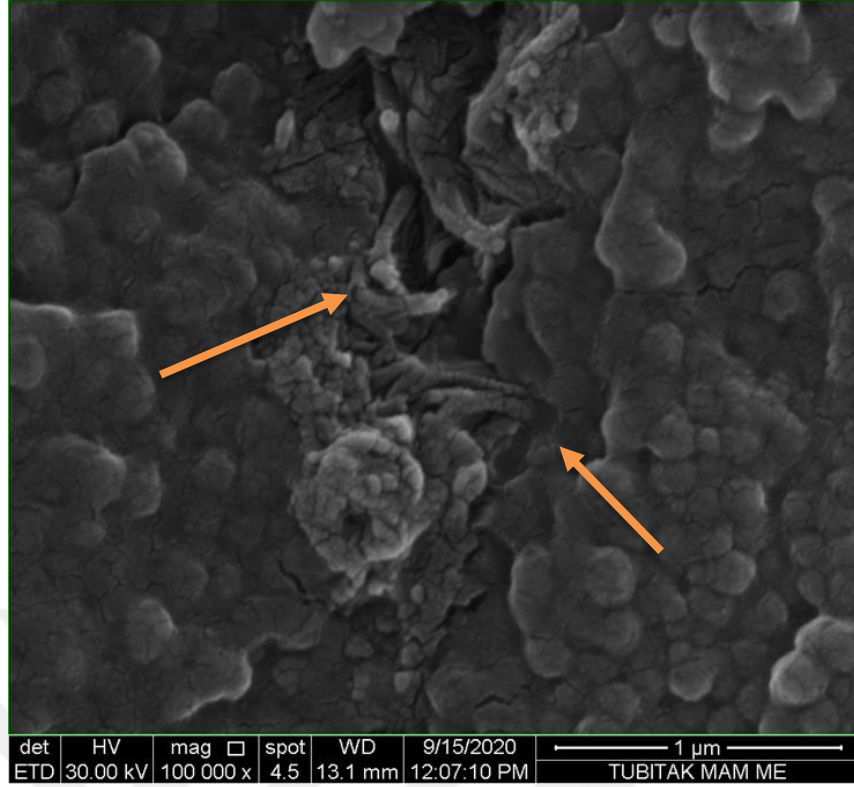


Şekil 4.11 : %0,5 TiO₂ grubuna ait kırılma yüzeyinin X 55 büyütmedeki görüntüsü

Kırılma yüzeyi incelendiğinde gevrek tip kırılma yüzeyi gözlemlendi. Kompozit rezinin yapısında bulunan küresel yapıda doldurucu partikülleri görülmektedir. Kırılma yüzeyinde polimerle kaplı olması ve düşük oranda eklendiği için direkt olarak nanotüp yapılar görülmedi (Şekil 4.11) (Şekil 4.12).



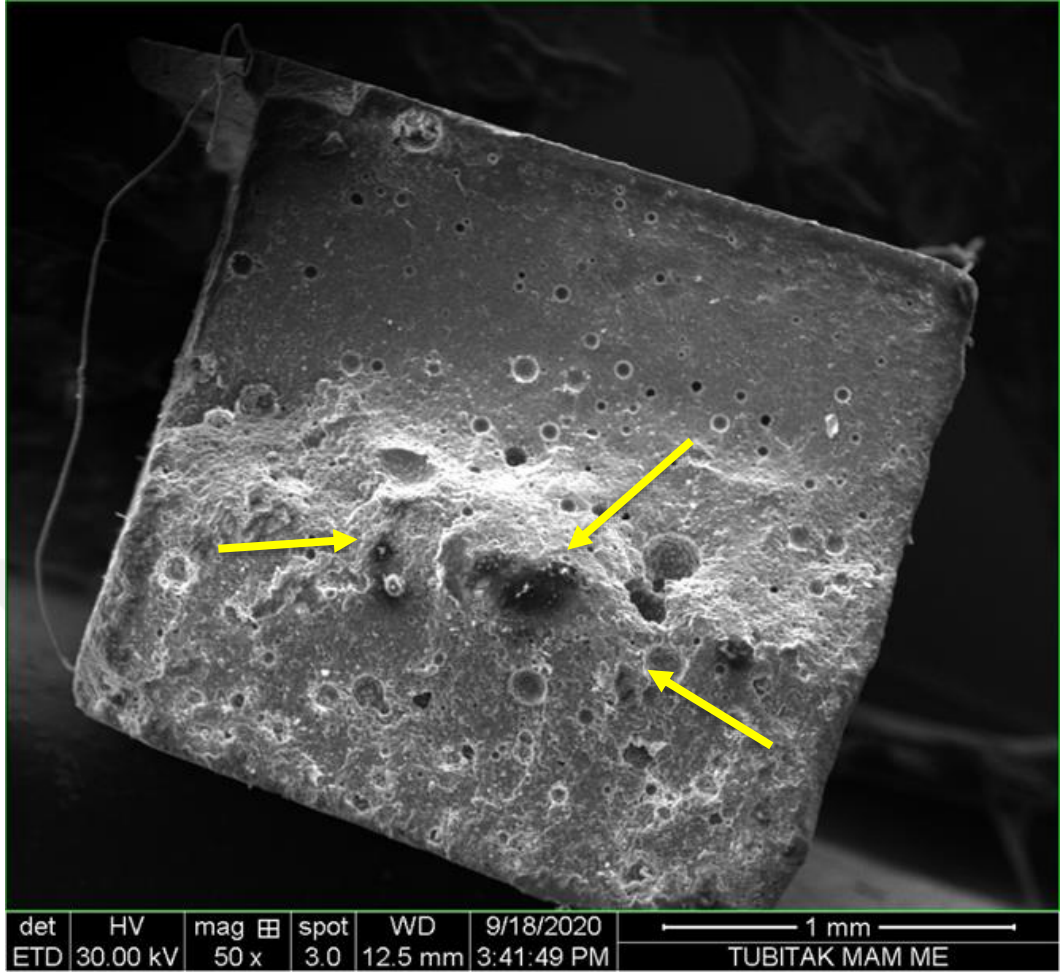
Şekil 4.12 : %0,5 TiO₂ grubuna ait kırılma yüzeyinin SEM görüntüsü a)X 500 büyütmedeki görüntüsü b) X 2.500 büyütmedeki görüntüsü c)X 5.000 büyütmedeki görüntüsü



Şekil 4.13 : %0,5 TiO₂ grubuna ait kırılma yüzeyinin X 100.000 büyütmedeki görüntüsü

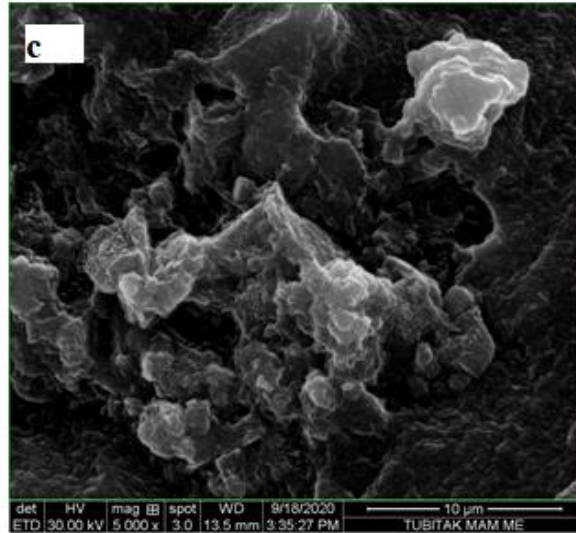
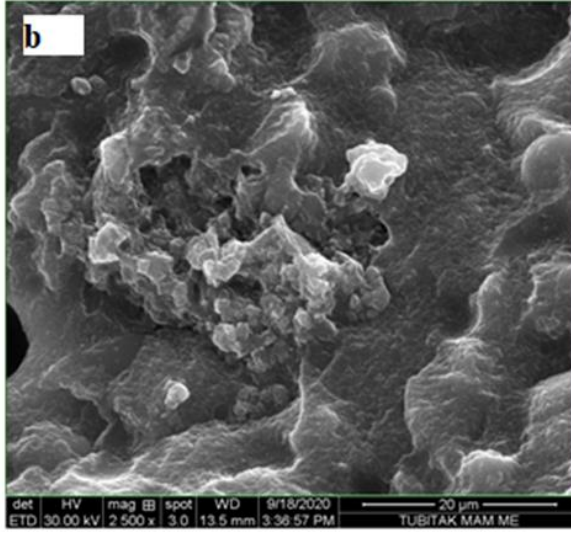
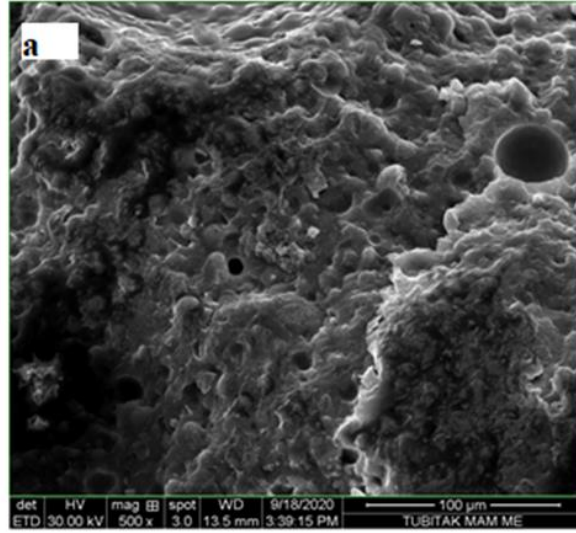
Ok ile gösterilen alanlarda TiO₂ nanotüp yapıların kırılma yüzeyinde, eğme dayanımı deneyi esnasında uygulanan kuvvet karşısında, kırılmaya direnç gösterecek şekilde köprüleme (bridging) yaptığı gözlemlendi (Şekil 4.13).

%1 TiO₂ nanotüp içeren grup



Şekil 4.14 : %1 TiO₂ grubuna ait kırılma yüzeyinin X 50 büyütmedeki görüntüsü

%1 TiO₂ grubuna ait kırılma yüzeyi incelendiğinde gevrek-sünek tip kırılma yüzeyi gözlemlendi. Ok ile gösterilen bölgede, poröz yapıların çok sayıda görülmesi; kompozit yüzeyin ilgili bölgelerinde polimerizasyonun yetersiz olduğunu göstermektedir (Şekil 4.14). Kompozit rezinin yapısında bulunan küresel yapıda doldurucu partikülleri görüldü (Şekil 4.15).



Şekil 4.15 : %1 TiO₂ grubuna ait kırılma yüzeyinin SEM görüntüsü
a) X 500 büyütmedeki görüntüsü, b) X 2.500 büyütmedeki görüntüsü ,c)
X 5.000 büyütmedeki görüntüsü

4.3 Antibakteriyel Değerlendirmeye İlgili Bulgular

Antibakteriyel etkinin değerlendirilmesi için yapılan Direkt Kontakt Testi sonuçlarının istatistiksel olarak değerlendirilmesi, spektrofotometre okunması ile elde edilen bakteri çoğalmasını ifade eden optik dansite (OD) değerlerine zamanın ve TiO₂ nanotüp konsantrasyonunun etkisi şeklinde gerçekleştirildi. Direkt kontakt testinde *S.mutans* ve *L.casei*'ye ait bulgular ayrı başlıklar altında ifade edildi.

Deney gruplarından negatif kontrol grubunda, bakteri üremesi gözlenmedi. Pozitif kontrol grubu ise; normal bakteri üreme eğrisini göstermektedir. Plato evresi, bakteri üremesinin stabil hale geldiği evreyi ifade etmektedir.

4.3.1 Streptococcus mutans'a Ait Bulgular

Gruplar arasında başlangıç ölçümü *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.026$; $p<0.05$) (Tablo 4.13). Kontrol grubunun başlangıç ölçümü *S.mutans* ortalaması, %0.1 TiO₂ ve %0.5 TiO₂ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında başlangıç ölçümü *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

Gruplar arasında 1.saat *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo-11). %1 TiO₂ grubunun 1.saat *S.mutans* ortalaması, %0.1 TiO₂, Kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında 1.saat *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

Gruplar arasında 3.saat ve 6.saat *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.13).

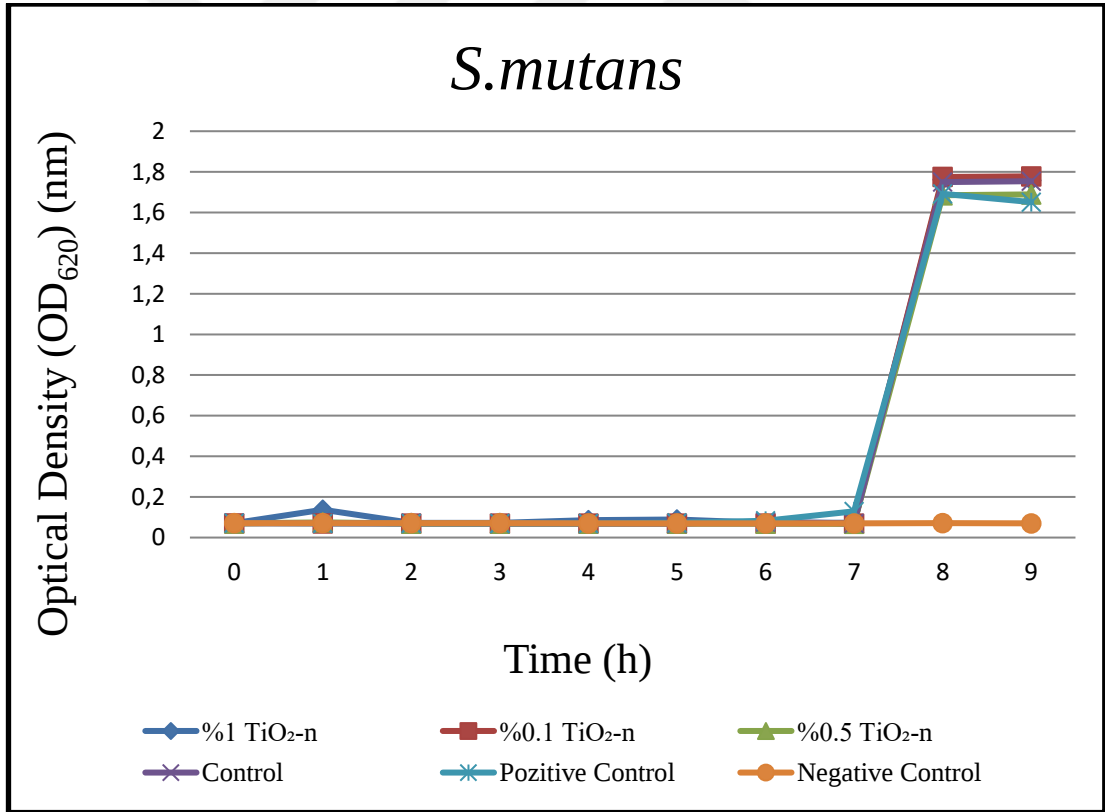
Gruplar arasında 9.saat *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.002$; $p<0.05$) (Tablo 4.13). %1 TiO₂ grubunun 9.saat *S.mutans* ortalaması, %0.1 TiO₂ ve %0.5 TiO₂ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında 9.saat *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

Gruplar arasında 12.saat *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 4.14). %1 TiO_2 grubunun 12.saat *S.mutans* ortalaması, %0.1 TiO_2 ve %0.5 TiO_2 gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek değer gösterdiği tespit edildi ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında 12.saat *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

Gruplar arasında 15.saat *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

Gruplar arasında Plato evresinde (18.saat) *S.mutans* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.14).

Sonuç olarak, *S.mutans* için antibakteriyel sonuçlar değerlendirildiğinde; kontrol grubu ile farklı oranlarda TiO_2 eklenen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Şekil 4.16).



Şekil 4.16 : Grupların, *S.mutans* çoğalma eğrisi

Tablo 4.13 : *S.mutans* ölçümlerine ilişkin değerlendirmeler

Sm	Kontrol	%0.1 TiO2	%0.5 TiO2	%1 TiO2	Pozitif	Negatif	¹ p
	Kontrol				Kontrol	Kontrol	
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Başlangıç	0,072±0,002 (0,072)	0,070±0,001 (0,07)	0,07±0,001 (0,07)	0,071±0,002 (0,07)	0,071±0,002 (0,071)	0,071±0,002 (0,07)	0,026*
1.saat	0,071±0,002 (0,071)	0,070±0,001 (0,07)	0,075±0,005 (0,076)	0,137±0,032 (0,137)	0,070±0,002 (0,069)	0,071±0,002 (0,07)	0,000*
3.saat	0,071±0,002 (0,071)	0,069±0,001 (0,07)	0,069±0,001 (0,07)	0,072±0,006 (0,07)	0,070±0,003 (0,07)	0,071±0,002 (0,07)	0,335
6.saat	0,070±0,002 (0,07)	0,069±0,001 (0,07)	0,069±0,001 (0,07)	0,072±0,006 (0,07)	0,070±0,003 (0,069)	0,071±0,002 (0,07)	0,172
9.saat	0,070±0,002 (0,07)	0,069±0,001 (0,069)	0,069±0,001 (0,069)	0,086±0,017 (0,084)	0,070±0,003 (0,069)	0,070±0,002 (0,07)	0,002*
12.saat	0,070±0,002 (0,07)	0,069±0,001 (0,069)	0,069±0,001 (0,069)	0,089±0,018 (0,085)	0,073±0,003 (0,071)	0,070±0,001 (0,07)	0,000*
15.saat	0,077±0,009 (0,074)	0,069±0,001 (0,069)	0,069±0,001 (0,069)	0,072±0,007 (0,069)	0,083±0,005 (0,082)	0,070±0,003 (0,07)	0,000*
18.saat	0,070±0,002 (0,07)	0,069±0,001 (0,069)	0,068±0,001 (0,068)	0,073±0,007 (0,07)	0,129±0,019 (0,122)	0,070±0,002 (0,07)	0,000*
21.saat	1,750±0,756 (1,767)	1,775±0,783 (1,791)	1,685±0,729 (1,728)	1,762±0,799 (1,806)	1,692±0,761 (1,736)	0,071±0,001 (0,07)	0,000*
24.saat	1,754±0,759 (1,77)	1,778±0,786 (1,793)	1,689±0,73 (1,732)	1,758±0,802 (1,802)	1,651±0,764 (1,674)	0,070±0,002 (0,07)	0,000*
² p	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,391	
¹ Kruskal Wallis Test			² Friedman Test		*p<0.05		

Tablo 4.14 : Post hoc tablosu

	Başlangıç	1.saat	9.saat	12.saat	15.saat	18.saat	21.saat	24.saat
Sm	p	p	p	p	p	p	p	p
%1-%0.1	1,000	0,000*	0,008*	0,010*	1,000	0,671	1,000	1,000
%1-%0.5	1,000	0,160	0,002*	0,001*	1,000	0,348	1,000	1,000
%1-Kontrol	0,583	0,037*	0,910	0,156	1,000	1,000	1,000	1,000
%1-P.Kontrol	1,000	0,000*	0,174	1,000	0,014*	0,076	1,000	1,000
%1-N.Kontrol	1,000	0,040*	1,000	0,617	1,000	1,000	0,001*	0,001*
%0.1-%0.5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
%0.1-Kontrol	0,037*	1,000	1,000	1,000	0,204	1,000	1,000	1,000
%0.1-P.Kontrol	0,891	1,000	1,000	0,048*	0,001*	0,000*	1,000	1,000
%0.1-N.Kontrol	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,001*	0,001*
%0.5-Kontrol	0,044*	1,000	0,675	1,000	0,072	1,000	1,000	1,000
%0.5-P.Kontrol	1,000	0,851	1,000	0,004*	0,000*	0,000*	1,000	1,000
%0.5-N.Kontrol	1,000	1,000	0,456	0,598	1,000	1,000	0,004*	0,003*
Kontrol-P.Kontrol	1,000	1,000	1,000	0,527	1,000	0,015*	1,000	1,000
Kontrol-N.Kontrol	0,853	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,001*	0,001*
P.Kontrol-N.Kontrol	1,000	1,000	1,000	1,000	0,025*	0,017*	0,004*	0,004*
<i>Dunn's Testi</i>	<i>*p<0.05</i>							

Tablo 4.15 : Post hoc grup içi değerlendirmeler

		Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	Pozitif Kontrol
		p	p	p	p	p
Başlangıç ölçümü	1.saat	1,000	1,000	0,021*	0,007*	1,000
	3.saat	1,000	1,000	1,000	0,944	1,000
	6.saat	1,000	1,000	1,000	0,838	1,000
	9.saat	1,000	1,000	1,000	0,036*	1,000
	12.saat	1,000	1,000	1,000	0,021*	1,000
	15.saat	0,153	1,000	1,000	0,156	0,005*
	18.saat	1,000	1,000	1,000	0,286	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
1.saat	3.saat	1,000	1,000	0,011*	0,008*	1,000
	6.saat	1,000	1,000	0,008*	0,008*	1,000
	9.saat	1,000	1,000	0,008*	0,011*	1,000
	12.saat	1,000	1,000	0,008*	0,011*	1,000
	15.saat	0,158	1,000	0,008*	0,005*	0,005*
	18.saat	1,000	1,000	0,008*	0,005*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
3.saat	6.saat	1,000	1,000	1,000	0,461	1,000
	9.saat	1,000	1,000	1,000	0,025*	1,000
	12.saat	1,000	1,000	1,000	0,015*	1,000
	15.saat	0,158	1,000	1,000	0,159	0,005*
	18.saat	1,000	1,000	1,000	0,123	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
6.saat	9.saat	1,000	1,000	1,000	0,017*	1,000
	12.saat	1,000	1,000	1,000	0,012*	1,000
	15.saat	0,008*	1,000	1,000	0,159	0,005*
	18.saat	1,000	1,000	1,000	0,080	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
9.saat	12.saat	1,000	1,000	1,000	0,090	1,000
	15.saat	0,008*	1,000	1,000	0,036*	0,005*
	18.saat	1,000	1,000	1,000	0,068	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
12.saat	15.saat	0,008*	1,000	1,000	0,021*	0,005*
	18.saat	1,000	1,000	1,000	0,025*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
15.saat	18.saat	0,008*	1,000	1,000	0,011*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
18.saat	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
21.saat	24.saat	0,007*	0,092	0,005*	0,009*	0,009*

*Wilcoxon Sign Test***p<0.05*

4.3.2 *Lactobacillus casei*'ye Ait Bulgular

Gruplar arasında başlangıç ve 1.saat ölçümünde *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.17).

Gruplar arasında 3.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 4.16). Kontrol grubunun 3.saat *L.casei* ortalaması, %0.5 TiO₂, %0.1 TiO₂ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değere sahip olduğu gözlemlendi ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında 3.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.17).

Gruplar arasında 6.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.17).

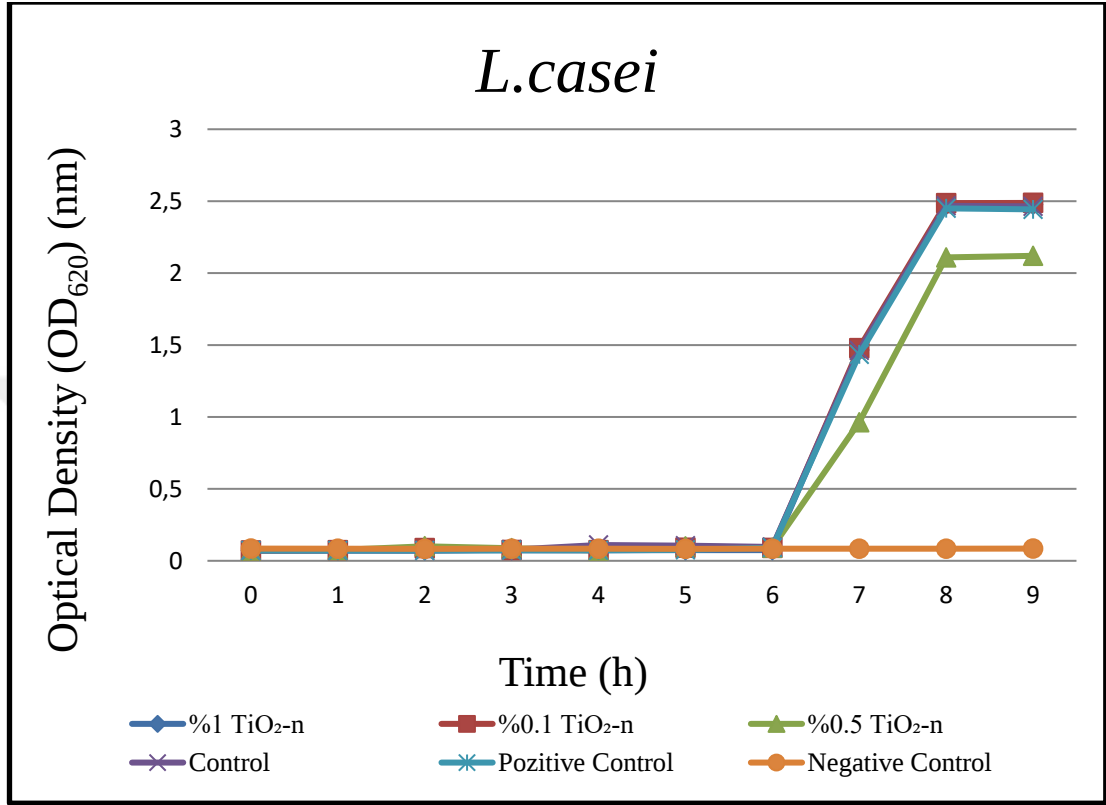
Gruplar arasında 9.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 4.16). Kontrol grubunun 9.saat *L.casei* ortalaması, %1 TiO₂, %0.5 TiO₂, %0.1 TiO₂ gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek değer gösterdiği tespit edildi ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında 9.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p>0.05$) (Tablo 4.17).

Gruplar arasında 12.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.001$; $p<0.05$) (Tablo 4.16). %1 TiO₂ grubunun 12.saat *L.casei* ortalaması, %0.5 TiO₂ ve Kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük değere sahip olduğu gözlemlendi ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında 12.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.17).

Gruplar arasında 15.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.17).

Gruplar arasında Plato evresinde (18.saat) *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 4.16). %0.5 TiO₂ grubunun 18.saat *L.casei* ortalaması, %0.1 TiO₂, %1 TiO₂ ve Kontrol gruplarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük değere sahip olduğu gözlemlendi ($p<0.05$). Diğer gruplar arasında 18.saat *L.casei* ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.17).

Sonuç olarak, *L.casei* için değerlendirme sonuçlarında; plato evresinde, %0,5 TiO₂ grubu, kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde düşük değere sahip olduğu tespit edildi. Diğer gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmadı ($p>0.05$) (Şekil 4.17).



Şekil 4.17 : Grupların, *L.casei* çoğalma eğrisi

Tablo 4.16 : *L.casei* ölçümlerine ilişkin değerlendirmeler

Lc	Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	Pozitif	Negatif	¹ p
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Kontrol Ort±SS	Kontrol Ort±SS	
	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	(medyan)	
Başlangıç	0,071±0,002 (0,071)	0,072±0,004 (0,071)	0,072±0,001 (0,072)	0,072±0,002 (0,072)	0,072±0,003 (0,072)	0,085±0,001 (0,085)	0,000*
1.saat	0,072±0,002 (0,071)	0,074±0,008 (0,071)	0,075±0,006 (0,072)	0,072±0,002 (0,072)	0,071±0,003 (0,070)	0,084±0,001 (0,084)	0,000*
3.saat	0,071±0,002 (0,070)	0,088±0,012 (0,092)	0,101±0,021 (0,107)	0,073±0,003 (0,072)	0,071±0,003 (0,070)	0,083±0,001 (0,083)	0,000*
6.saat	0,078±0,007 (0,079)	0,075±0,007 (0,073)	0,088±0,02 (0,077)	0,073±0,003 (0,073)	0,073±0,007 (0,070)	0,084±0,001 (0,084)	0,002*
9.saat	0,110±0,02 (0,119)	0,074±0,007 (0,072)	0,072±0,002 (0,072)	0,073±0,003 (0,072)	0,073±0,004 (0,071)	0,084±0,001 (0,084)	0,000*
12.saat	0,105±0,021 (0,116)	0,09±0,012 (0,096)	0,100±0,025 (0,111)	0,074±0,003 (0,073)	0,076±0,006 (0,073)	0,083±0,001 (0,084)	0,001*
15.saat	0,096±0,018 (0,102)	0,089±0,011 (0,093)	0,092±0,021 (0,087)	0,074±0,003 (0,073)	0,091±0,012 (0,086)	0,084±0,001 (0,084)	0,009*
18.saat	1,462±0,028 (1,471)	1,478±0,032 (1,483)	0,963±0,079 (0,955)	1,464±0,034 (1,474)	1,434±0,036 (1,443)	0,084±0,001 (0,084)	0,000*
21.saat	2,468±0,746 (2,467)	2,486±0,738 (2,501)	2,109±0,742 (2,131)	2,475±0,75 (2,486)	2,45±0,743 (2,458)	0,084±0,001 (0,084)	0,000*
24.saat	2,464±0,743 (2,461)	2,488±0,739 (2,502)	2,12±0,752 (2,16)	2,476±0,749 (2,488)	2,443±0,738 (2,453)	0,085±0,002 (0,084)	0,000*
² p	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,108	
¹ Kruskal Wallis Test			² Friedman Test		*p<0.05		

Tablo 4.17 : Post hoc tablosu

	Başlangıç	1.saat	3.saat	6.saat	9.saat	12.saat	15.saat	18.saat	21.saat	24.saat
Lc	p	p	p	p	p	p	p	p	p	p
%1-%0.1	1,000	1,000	0,280	1,000	1,000	0,109	0,055	1,000	1,000	1,000
%1-%0.5	1,000	1,000	0,063	1,000	1,000	0,047*	0,116	0,008*	1,000	1,000
%1-Kontrol	1,000	1,000	1,000	1,000	0,013*	0,003*	0,010*	1,000	1,000	1,000
%1-P.Kontrol	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,056	1,000	1,000	1,000
%1-N.Kontrol	0,008*	0,012*	0,231	0,045*	0,057	0,162	0,281	0,000*	0,001*	0,001*
%0.1-%0.5	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000*	1,000	1,000
%0.1-Kontrol	1,000	1,000	0,018*	1,000	0,008*	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
%0.1-P.Kontrol	1,000	1,000	0,003*	1,000	1,000	0,535	1,000	0,381	1,000	1,000
%0.1-N.Kontrol	0,000*	0,006*	1,000	0,155	0,016*	1,000	1,000	0,000*	0,000*	0,000*
%0.5-Kontrol	1,000	1,000	0,003*	1,000	0,002*	1,000	1,000	0,020*	1,000	1,000
%0.5-P.Kontrol	1,000	0,336	0,000*	0,142	1,000	0,267	1,000	0,773	1,000	1,000
%0.5-N.Kontrol	0,007*	0,384	1,000	1,000	0,009*	1,000	1,000	1,000	0,027*	0,027*
Kontrol-P.Kontrol	1,000	1,000	1,000	0,392	0,002*	0,029*	1,000	1,000	1,000	1,000
Kontrol-N.Kontrol	0,000*	0,001*	0,014*	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	0,001*	0,001*
P.Kontrol-N.Kontrol	0,001*	0,000*	0,002*	0,003*	0,012*	0,739	1,000	0,019*	0,002*	0,002*
<i>Dunn's Testi</i>		<i>*p<0.05</i>								

Tablo 4.18 : Post hoc grup içi değerlendirmeler

		Kontrol	%0.1 TiO ₂	%0.5 TiO ₂	%1 TiO ₂	Pozitif Kontrol
		p	p	p	p	p
Başlangıç ölçümü	1.saat	0,916	0,068	0,262	1,000	0,009*
	3.saat	0,259	0,008	0,028*	1,000	0,013*
	6.saat	0,028*	0,012*	0,202	1,000	0,415
	9.saat	0,011*	0,027*	0,235	1,000	0,437
	12.saat	0,008*	0,008*	0,037*	0,028*	0,005*
	15.saat	0,008*	0,005*	0,074	0,024*	0,005*
	18.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
1.saat	3.saat	0,343	0,015*	0,028*	1,000	0,206
	6.saat	0,021*	0,068	0,284	1,000	0,127
	9.saat	0,011*	0,244	0,037*	1,000	0,005*
	12.saat	0,008*	0,015*	0,031*	0,012*	0,005*
	15.saat	0,008*	0,005*	0,139	0,011*	0,005*
	18.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
3.saat	6.saat	0,013*	0,038*	0,036*	0,833	0,008*
	9.saat	0,012*	0,021*	0,012*	0,196	0,005*
	12.saat	0,005*	0,678	0,285	0,366	0,005*
	15.saat	0,005*	0,878	0,123	0,280	0,005*
	18.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
6.saat	9.saat	0,008*	0,058	0,103	0,176	0,074
	12.saat	0,005*	0,012*	0,007*	0,365	0,041*
	15.saat	0,005*	0,005*	0,352	0,437	0,005*
	18.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
9.saat	12.saat	0,083	0,011*	0,017*	0,043*	0,005*
	15.saat	0,013*	0,005*	0,028*	0,048*	0,005*
	18.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
12.saat	15.saat	0,011*	0,683	0,011*	0,705	0,005*
	18.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
15.saat	18.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	21.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
	24.saat	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*	0,005*
18.saat	21.saat	0,009*	0,007*	0,007*	0,007*	0,007*
	24.saat	0,009*	0,007*	0,007*	0,007*	0,007*
21.saat	24.saat	0,059	0,046*	0,445	0,138	0,005*

*Wilcoxon Sign Test***p<0.05*

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, farklı oranlarda titanyum dioksit nanotüp ilave edilen akışkan bulk fill kompozitin mekanik özelliklerini değerlendirmek amacıyla; Vicker's mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü, eğme dayanımı testleri uygulandı. Ayrıca nanotüp ilavesinin *S.mutans* ve *L.casei* üzerine antibakteriyel etkinliğinin değerlendirilmesi, direkt kontakt test yöntemi uygulanarak gerçekleştirildi. Mekanik testlerin sonuçları değerlendirildiğinde; TiO₂ nanotüp eklenmesinin kompozitlerin yüzeyinde gruplar arasında hem polisaj öncesi hem de polisaj sonrasında pürüzlülükte değişim yaratmadığı, hem polisaj öncesi hem de polisaj sonrasında kompozit rezin içine %0.5 ve %1 TiO₂ nanotüp eklemenin kompozitin mikrosertlik değerlerini arttırdığı, kompozitin alt yüzeylerinde değişim yaratmadığı, kompozit rezinlere polisaj uygulaması sonucunda, bütün gruplarda grup içi karşılaştırmalarda hem pürüzlülük hem de mikrosertlik değerlerinde artış gözlemlendi, titanyum eklenmesinin eğme dayanımında değişiklik yaratmadığı gözlemlendi. Antibakteriyel sonuçlar değerlendirildiğinde ise titanyum dioksit nanotüp eklenmesi, akışkan bulk fill kompozit rezinin *S.mutans*'a karşı, antibakteriyel etki kazandırmadı. *L.casei*'ye içinse; %0.5 TiO₂ nanotüp içeren grupta antibakteriyel etkinlik gözlemlendi. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda, sıfır hipotezi bölümlü olarak kabul edildi.

Estetik diş hekimliğinde restoratif materyal olarak kompozit rezinlerin kullanımı; diş dokularına benzer mekanik ve fiziksel özellik göstermeleri, iyi estetik özellik sağlamaları, çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli dayanıklılıkta olmaları sebebiyle tercih edilir hale gelmiştir [272]. Geleneksel kompozit rezin materyallerle restorasyon yapılırken, kompozitlerin 2 mm tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmeleri gerekmektedir. Ancak bu tekniğin uygulama aşamasında, çeşitli olumsuz durumlarla karşılaşmıştır. Tabakalar arasında; nem ve kan kontaminasyonu oluşması, boşlukların kalabilmesi, hekim tarafından uygulanmasının zor ve zaman alması gibi problemler bildirilmiştir [137]. Ayrıca kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak oluşan mikrosızıntı da tamamen ortadan kaldırılamamıştır.

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, kompozit rezin materyallerinin hacimsel olarak %2 ile 6 arasında polimerizasyon büzülmesi gösterdikleri rapor edilmiştir. Tabakalama tekniğinin ve polimerizasyon büzülmesinin olumsuz etkilerini gidermek

amacıyla, kompozit rezinlerin geliştirilmesi gündeme gelmiştir [273]. Bu sebeple yapılan çalışmalar sonucunda bulk fill kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur [8, 274, 275].

Bulk fill kompozitler, içeriğindeki inorganik doldurucu miktarına göre değişen mekanik ve fiziksel özellikler göstererek iki farklı sınıfa ayrılmaktadır [9]. Bunlar yüksek viskoziteli (kondanse) bulk fill kompozitler ve düşük viskoziteli (akışkan) bulk fill kompozitlerdir.

Akışkan kompozit rezinlere kıyasla, akışkan bulk fill kompozitlerin inorganik doldurucu içeriği azaltılmış, ayrıca doldurucu partikül büyüklüğünün de artırıldığı bildirilmiştir [9, 10]. Akışkan bulk fill kompozitlerin düşük doldurucu içeriğe sahip olması, elastik modülüslerinin düşük olması ve polimerizasyon büzülmesi esnasında daha düşük gerilim oluşması sayesinde; akışkan kompozitlere göre daha üstün fiziksel ve mekanik özellik gösterdiği, mikrosızıntı oluşmasının kısmen de olsa önlendiği ifade edilmektedir [276]. Bununla birlikte akışkan bulk fill kompozitler, özellikle düzensiz yüzeylerde olmak üzere kavite duvarlarına daha iyi adaptasyon göstermekte, akıcı özelliği sayesinde iyi bir astarlama yapabilmekte ve ulaşılması zor alanlara invaze olabilmektedir [144, 145].

Günümüzde bu kullanım kolaylığı sebebiyle, akışkan bulk fill kompozitler klinik olarak tercih edilir hale gelmektedir [9, 277]. Bu tez çalışmasında güncel ve kullanışlı bir ürün olması sebebiyle, bir akışkan bulk fill kompozit rezin olan Estelite Bulk Fill Flowable tercih edildi.

Son yıllarda kompozit rezinlerin birçok avantajı ve yaygın klinik uygulamalarına rağmen, hala klinik performanslarını bozan bazı sınırlamalar mevcuttur. Bu sınırlamalar sonucunda kompozit rezinlerle yapılan restorasyonlarda başarısızlıklar meydana gelmekte ve restorasyonların değiştirilmesi gerekmektedir. Bu değişimlerin ana nedeni; polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı olarak kompozit rezin-diş ara yüzünde marjinal bütünlüğün bozulmasıyla oluşan mikrosızıntı, plak birikimi ve bunun sonucunda meydana gelen çürük gelişimidir [11, 12]. Sekonder veya tekrarlayan çürükler, kompozit rezin ile diş yapısı arasındaki ara yüzde çürük lezyonların gelişimi olarak tanımlanmaktadır [278, 279]. Birçok çalışmada, dental restorasyonların başarısızlığının en yaygın nedeninin sekonder çürük olduğu gösterilmiştir [12, 155, 280-283]. Ayrıca son yıllarda, enfekte olmuş dentini

çıkarmak için çürükten etkilenen dokunun kavitede bırakılması prensibine dayanan minimal invaziv tekniklerin uygulanması gerektiği savunulmaya başlanmıştır [15]. Bu nedenle, çürükten etkilenen doku tam olarak çıkarılamadığında veya mikrosızıntı nedeniyle bakterilerin diş-restorasyon ara yüzlerini istila etmesi durumunda, restorasyon kavitesinde bakteri bulunabilmektedir [16].

Kompozit rezinler, diğer restoratif materyallere ve diş minesine kıyasla daha fazla biyofilm oluşması eğilimindedir [284, 285]. Kompozit rezin restorasyonunda yüksek biyofilm birikimi, sekonder çürüklerin ilerlemesine katkıda bulunabilmektedir [286]. Bu bilgiler ışığında, geniş spektrumlu bir antimikrobiyal etkiye sahip bir kompozit rezin gereksinimi gündeme gelmiştir [47, 287]. Ayrıca kompozit rezinlere antibakteriyel etkinlik kazandırılmasının yanında fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi de değerlendirilmiştir [288].

Son yıllarda, nanoteknolojinin tıp ve diş hekimliği alanlarında kullanılmasıyla hastalıkların teşhis ve tedavisi, ayrıca hastalıklardan korunma amacına yönelik etkili sonuçların elde edildiği bildirilmiştir [289, 290]. Nanoteknolojinin kullanım alanları, tıp ve diş hekimliği alanlarında günümüzde de araştırma konusu olmaya devam etmektedir [188, 291, 292].

100 nm'den küçük bir boyuta sahip olan nanomalzemeler; benzersiz boyutları, geniş yüzey alanı ve yüksek yüzey enerjisi gibi özellikleri nedeniyle araştırmacıların daha fazla dikkatini çekmiştir [293]. Bununla birlikte, restoratif materyallerin özelliklerinin geliştirilmesi hedeflenerek; nano doldurucu, cam fiber, gümüş ve TiO₂ nanopartiküller gibi metal oksitler olmak üzere çeşitli materyallerin kompozit rezinlere eklenmesi fikri ileri sürülmüş ve araştırmalar bu yöne yönelmiştir [294-297]. Bu sebeple, çeşitli dental branşlarda mekanik ve antibakteriyel özellikleri nedeniyle farklı metal nanopartiküller kullanılmıştır. Ayrıca, bakterilerin metal nanoparçacıklara karşı direnç geliştirmesinin, ticari olarak temin edilebilen konvansiyonel ve dar spektrumlu antibiyotiklere göre çok daha az olasığa sahip olduğu bildirilmiştir [23, 298, 299].

Yeni ve etkili antimikrobiyal ajanların geliştirilmesi büyük önem taşımaktadır [300]. Gümüş (Ag), bakır (Cu), altın (Au), titanyum (Ti) ve çinko (Zn) gibi metallerin antimikrobiyal aktivitesi; her biri çeşitli özelliklere, güçlere ve aktivite spektrumlarına sahip olduğu bilinmektedir [299]. Küçük nanoparçacıkların oldukça

güçlü bakterisidal etkiye sahip olduğu bilinmektedir [17, 301, 302]. Metal nanoparçacıkların pozitif yüzey yükü, bakterisidal etkinin artmasına neden olabilecek bakterilerin negatif yüklü yüzeyine bağlanmasını kolaylaştırır ve nanopartiküllerin şekli de antimikrobiyal etkilerinde rol oynamaktadır [299, 303]. Güncel olarak yapılan çalışmalarda, iyi antibakteriyel özellik gösterdiği bildirilen metal oksit nanopartiküllerin [192, 304], dental materyallere ilave edilmesi sonucunda, restorasyonların suya direncini ve mekanik özelliklerini geliştirdiği tespit edilmiştir [194, 305, 306]. Bu nedenle, nanopartiküllerin diş hekimliğine uygulanması özellikle avantajlı olabilir. Yüksek antimikrobiyal aktivite gösterdiği bildirilen metal oksitler ve gümüş katkılı metal oksitler, farklı boyut ve şekiller sağlayabilen çeşitli kimyasal yöntemlerle sentezlenebilmektedir [307]. Nanometrik boyuttaki metal oksitlerin antibakteriyel etkisi esas olarak geniş yüzey alanlarına atfedilmekte ve yüzeydeki parçacıkların dış çevre ile maksimum temasını sağlayan atomların büyük oranda var olmasına bağlı olduğu bildirilmektedir [308, 309]. Ek olarak, bu parçacıkların küçük boyutu sayesinde, hücre zarlarından penetrasyonu kolaylaşır, bu durumda artan reaktivite ve antimikrobiyal aktivite ile sonuçlanan hücre içi süreçlere sebep olmaktadır [310].

Titanyum dioksit (TiO_2), bir antibakteriyel ajan olarak kabul edilen ve en çok çalışılan metal oksitten biridir. Anataz, brokit ve rutil formları olmak üzere üç farklı kristal yapısı bulunmaktadır [218]. Bu yapılar farklı özellikler ve dolayısıyla farklı fotokatalitik performanslar sergilemektedir. Anataz formu, en aktif titanyum dioksit formu olarak bilinmektedir [218, 311]. Partikül büyüklüğünün azalması, özellikle 50 nm'den küçük olması ile, kimyasal olarak serbest radikaller olarak ifade edilebilen, bakteri ve virüslerin öldürülmesine yol açarlar [218, 312, 313]. Bu tez çalışmasında olumlu özelliklerinden dolayı, anataz formda kristal yapıya sahip titanyum dioksit nanotüp kullanılmasına karar verilmiştir.

Nanotüpler yüksek en boy oranına ve yüksek yüzey alanı / hacim oranına sahiptir, bu durum da önemli ölçüde geliştirilmiş fiziksel ve mekanik özelliklere yol açmaktadır [32]. Ayrıca, nanotüpün içi boş yapısı, tüplerin hem iç hem de dış yüzeylerinden rezin matriksi ile ek kilitleme sağlamaktadır [32]. Sonuç olarak, kompozitlerde daha yüksek doldurucu içeriği elde edilebilir, bu da polimerizasyon büzülmesinin azalmasına ve geliştirilmiş mekanik özelliklere yol açabilmektedir [33]. TiO_2 nanotüp, tipik olarak alkalın hidrotermal yöntem kullanılarak sentezlenmektedir. Bu

yöntem, hem tekrarlanabilir hem de uygun maliyetli tek adımlı bir reaksiyonda, saf faz nanoyapılar ürettiği için avantajlıdır [34]. Hidrotermal sentez koşullarının ayarlanmasıyla; nanotüpler, nanoteller, nanofiberler ve nanorodlar gibi çeşitli TiO_2 nano-yapıları üretilir [314]. Hidrotermal yöntem, TiO_2 nanotüplerinin hazırlanması için en yaygın olarak kullanılan yöntemdir [234, 303]. Bu tez çalışmasında, hidrotermal sentez yönteminin bu olumlu özellikleri nedeniyle kullanılmasına karar verildi.

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, titanyum dioksit nanopartiküllerden nanotüp haricinde; nanorod, nanofiber, nanotel sentezlenip, kompozit rezinlere eklenerek mekanik özellikleri değerlendirilmiştir [315-317]. Titanyum dioksit nanotüpler, 20-80 nm aralığında duvar kalınlığına ve 100 nm 'den daha fazla çap ölçümüne sahiptir [318]. Yaklaşık olarak $250 \text{ m}^2/\text{gr}$ 'lık yüzey alanına sahip olan titanyum dioksit nanotüpler, titanyum dioksit nanopartiküllerden takriben beş kat büyük bir yüzey alanına sahiptir. Nanotüplerin geniş yüzey alanına sahip olması; biyomolekül yapılarla etkileşime açık olmasına ve organik matrisle yüksek adezyon bağlantısına imkan tanımaktadır [319, 320]. Bu olumlu özellikleri sebebiyle, günümüzde diş hekimliği alanlarında da titanyum dioksit nanotüplerle ilgili araştırmalar yapılmaya başlanmıştır.

Rezin materyallerin özelliklerini geliştirmek için, titanyum dioksit nanoyapılarının eklenmesi; rezin kompozitler, akışkan rezin kompozitler, ortodontik rezin simanlar, cam iyonomer simanlar gibi polimerik malzemelerin özelliklerinde olumlu sonuçlar göstermiştir [18, 31, 36, 321, 322]. TiO_2 gibi nano boyutlu oksitler benzersiz fiziksel özellikleriyle, küçük boyutlu ve yüksek yüzey alanlarının olması nedeniyle kimyasal özellikleri, reaktivitelerini ve çevre ile etkileşimlerini artırır [32]. Özellikle, nanotüplerin şekli gömülü oldukları matris ile güçlü iç ve dış etkileşimlere, kimyasal stabiliteye ve yüksek kırılma dayanımına yol açabilen geniş bir yüzey alanı sağlar. Ayrıca, içi boş nanotüp yapısının yüksek yüzey alanı, tüplerin iç ve dış yüzeyleri ile rezin matrisinin birbirine geçmesine izin vererek yapıyı güçlendirir ve iyi mekanik özelliklere sahip bir malzeme ile sonuçlanır [36].

Akışkan bir bulk fill kompozit rezine, TiO_2 nanotüp ilavesinin, kompozit rezinin mekanik ve antibakteriyel özellikleri üzerine etkisinin değerlendirildiği bu tez çalışmasında, TiO_2 nanopartiküllerden hidrotermal sentez yöntemiyle nanotüp üretimine karar verildi.

Yu ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, deneysel kompozit rezinlere titanyum dioksit nanopartikül ilavesinin; kompozit rezinin rengi, opaklığı, translusens ve floresan özellikleri üzerine etkisi değerlendirilmiş; titanyum dioksit nanopartikülün % 0.1 , % 0.25 ve % 0.5 oranlarda incelenen özelliklerde kayda değer değişiklik gösterdiği rapor edilmiştir. Ayrıca % 0.1 ve % 0.25 oranlarında titanyum dioksit nanopartikül ilavesiyle, insan minesine yakın opaklık derecesi elde edilebileceği bildirilmiştir [323]. Yeğin ve ark tarafından yapılan araştırmada; deneysel bir kompozit rezine , ağırlıkça % 0.1 , % 0.25 , % 0.5 ve % 1 oranlarında titanyum dioksit nanopartikül ilave edilmesinin, kompozit rezinin mekanik ve antibakteriyel özellikleri üzerine etkisi değerlendirilmiştir [191]. Araştırmalarının ön çalışması gerçekleştirildiğinde, %1'den yüksek oranlarda titanyum dioksit ilavesinin, kompozit rezinin 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanması esnasında, polimerizasyonun gerçekleşmediği yüzeyler tespit edilmiştir. Üstünkol Ceylan ve ark. tarafından yapılan çalışmada, kompozit rezine %2 oranında TiO₂ nanotüp eklenmesi, en yüksek ortalama pürüzlülük değerini gösterirken; kontrol, %0.5, %1 ve %1.5 oranlarında TiO₂ nanotüp içeren grupların benzer pürüzlülük değeri gösterdiği bildirilmiştir ($p>0,05$) [202]. Khaled ve ark. tarafından yapılan çalışmada, bir rezin esaslı simana ağırlıkça %0.5, 1, 1.5 ve 2 yüzdelerinde titanyum dioksit nanotüp ilave edildiğinde; %2'lik grupta titanyum dioksit nanotüpte kümeleşme (aglomerasyon) görüldüğü ve bunun sonucunda materyalin mekanik özelliklerinde düşüş meydana geldiği bildirilmiştir [228]. Tüm bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında, titanyum dioksit içermeyen kontrol grubu, %0.1 , %0.5 ve % 1 TiO₂ nanotüp içeren olmak üzere 4 farklı grup oluşturulmasına karar verildi.

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, sürekli geliştirilmekte ve yeni materyaller piyasaya sunulmaktadır. Bu yeni materyallerin, klinik olarak başarılı bir şekilde uygulanabilir hale gelmesi için *in vitro* ve *in vivo* testlere ihtiyaç duyulmaktadır. *In vivo* testlerle, *in vitro* testlere göre daha güvenilir ve geniş kapsamlı sonuç elde edilse de; uzun süreli hasta takibi gerektirmesi, hastaların randevu devamlılığında yaşanan güçlükler, etik açıdan uygunluk ve standardizasyon aşamasında yaşanan zorluklar sebebiyle *in vitro* testlere göre daha az sıklıkta tercih edilmektedir. *In vitro* testlerle, daha kısa çalışma süresinde materyal hakkında fikir edinilebilmektedir [324, 325]. Bu tez çalışmasında, tüm bu sebepler doğrultusunda standart laboratuvar şartlarında *in vitro* testlerin kullanılmasına karar verildi.

Restoratif diş hekimliğinde, restorasyonların yüzey pürüzlülüğü oldukça önemli bir konu haline gelerek, yapılan restorasyonun ömrünü ve klinik başarısını doğrudan etkileyen parametreler arasında yer almaktadır. Pürüzlü yüzeye sahip restorasyonlar; plak birikimine, gingival enflamasyona, periodontal ataçman kaybına ve sekonder çürüğe elverişli duruma gelmektedir [326]. Ayrıca restorasyon yüzeyinde renklenme ve renk değişimi oluşarak, estetik açıdan olumsuz durumlar meydana getirebilmektedir [327].

Bitirme ve cila işlemlerinin üretici firma talimatları doğrultusunda gerçekleştirilmesiyle, bu olumsuz durumların üstesinde gelinebilmektedir. Bu işlemler için; elmas ve karbid frezler, alüminyum oksit partiküllere sahip aşındırıcı cila diskleri, polisaj patları ve lastikleri, polisaj zımparaları gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır [328].

Kompozit rezinlerdeki doldurucu partiküller ile organik matriksin sertlikleri birbirinden farklıdır ve cila işlemleri esnasında farklı seviyelerde uzaklaştırılırlar. Düzgün bir yüzey elde edilebilmesi için bitim prosedürlerinde, doldurucu partiküllerden daha sert yapıda aşındırıcı içeren materyaller kullanılmalıdır. Aksi takdirde, polisajla yalnızca daha yumuşak olan rezin matriks uzaklaştırılarak, daha sert yapıda olan doldurucu partiküllerin açığa çıkmasıyla düzensiz bir yüzey elde edilecektir. Yapılan çalışmalarda doldurucu boyutu küçük olan materyallerde, doldurucu boyutu büyük olan materyallere göre daha az yüzey pürüzlülüğü gözlenmiştir [329]. Alüminyum oksit partikül içeren aşındırıcı sistemler, kompozit rezinlerdeki doldurucu partiküllerden daha sert yapıdadır. Bu sistemlerin kullanılmasıyla doldurucu partiküller yassı hale gelerek, daha yumuşak yapıdaki matriks ile aynı seviyede aşınma gösterir [330]. Abzal ve ark. [331] ile İlday ve ark.[332] tarafından, alüminyum oksit partikül içerikli aşındırıcı bir sistem olan Sof-lex cila diskleriyle, elmas partikül içerikli cila sistemleri kullanılarak elde edilen yüzeyden daha pürüzsüz bir yüzey elde edildiği ifade edilmiştir. Sof-lex diskleriyle daha düzgün bir yüzey oluşmasının; elmas partiküllerin, alüminyum oksit partiküllerden daha sert olması ve Sof-lex disklerinin daha esnek olması sebebiyle gerçekleştiği sonuca varmışlardır. Baseren ve ark. [333] tarafından, alüminyum oksit partikül içeren sistemlerin, silikon polisaj sistemlerine göre daha pürüzsüz bir yüzey meydana getirdiği bulunmuştur. Bu tez çalışmasında da, alüminyum oksit aşındırıcı partikül içeren Sof-lex cila disklerinin kullanılmasına karar verildi.

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek amacıyla çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Bunlar; profilometre (yüzey profili analizi), SEM (tarayıcı elektron mikroskobu) ve AFM (atomik kuvvet mikroskobu) 'dır [251]. Bu tez çalışmasında uygulanması kolay bir test yöntemi olan mekanik profilometre cihazı [Mahr M300C (Carl-Mahr, Almanya)] kullanılarak, yüzey pürüzlülüğü ölçümü gerçekleştirildi.

Kompozit rezinlerin klinik ömrünün uzun olması ve başarılı bir restorasyon sağlanabilmesi için yeterli dayanıklılıkta olması beklenmektedir. Bu dayanıklılık için test edilen parametrelerden biri de materyalin yüzey sertliğidir. Yüzey sertliği, materyallerin belirli bir yük altında kırılmaya ya da çizilmeye karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır [334]. Mikrosertlik ölçüm testleri; uygulanmasının kolay, olması, güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi ve materyalin polimerizasyon derecesi hakkında fikir verebilmesi açısından *in vitro* testlerde günümüzde sıklıkla tercih edilen test yöntemleri haline gelmiştir [335, 336]. Mikrosertlik incelemeleri; Vicker's, Knoop, Brinell ve Rockwell gibi farklı test yöntemleri kullanılarak yapılabilmektedir. Vicker's ve Knoop bu yöntemler arasından en sık kullanılan yöntemlerdir [337]. Son yıllarda yapılan bir çalışmada, Vicker's ve Knoop mikrosertlik ölçüm değerleri karşılaştırıldığında, aralarında pozitif korelasyon olduğu tespit edilmiştir [262]. Bu tez çalışmasında, tüm bu bilgiler doğrultusunda, titanyum dioksit eklenen kompozit rezinlerin mikrosertlik değerlendirilmesinde, Vicker's mikrosertlik test yönteminin kullanılmasına karar verildi.

Klinik olarak, kompozit restorasyonlar, önemli miktarda esneme gerilimi ile karmaşık çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar. Bir malzemenin eğme dayanımı, eğilme yüküne maruz kaldığında, bozulmadan önce dayanabileceği maksimum gerilmedir. Gerekli eğilme özellikleri büyük ölçüde klinik uygulamalara bağlıdır. Yüksek çiğneme gerilmelerine maruz kalan restorasyonlar için yüksek eğme dayanımı arzu edilir. Dental materyallerin eğilme özelliklerini belirlemek için kullanılan en yaygın iki yöntem; üç noktalı eğme testi ve biaksiyal eğme testidir [338]. Chung ve ark. tarafından yapılan çalışmada, kırılğan dental materyallerin mekanik değerlendirmesinde biaksiyal testin, üç noktalı eğme testinden daha güvenilir bir test yöntemi olmadığı sonucuna varılmıştır [338]. Bu bilgiler ışığında, bu tez çalışmasında üç noktalı eğme testi kullanılmasına karar verildi.

Günümüzde, ISO 4049 standardı, dental kompozit rezinler için kullanılan tek tarama test yöntemidir. Bu ISO test standardı, üç noktalı eğme testi için 25x2x2 mm³lük bir

test numunesi gerektirmektedir. Büyük örnek boyutları nedeniyle, malzemelerin polimerize edilebilmesi için örneklerin çoklu örtüşen polimerizasyonuna gereksinim vardır. Bu nedenle her numune için, 25 mm'lik uzunluktaki metal kalıbın 5 farklı noktasından 20 sn süreyle bir LED ışık cihazı kullanılarak polimerize edildi.

Direkt kontak testi, salınma özelliği bulunmayan materyallerin antibakteriyel etkinliğinin değerlendirilmesi amacıyla tasarlanmıştır. Bu test yöntemi, incelenen materyal ve mikroorganizma arasındaki direkt temas prensibiyle gerçekleştirilerek, bir sayısal değer olarak ölçülebilmektedir [339]. Bu tez çalışmasında, titanyum dioksit nanotüp eklenmesinin, akışkan bulk fill kompozit rezine antibakteriyel etkisi, direkt kontakt test kullanılarak değerlendirildi.

Restorasyonların başarısızlıkla sonuçlanması ve yenilenmesi, sıklıkla mikrosızıntı ve buna bağlı olarak sekonder çürük oluşumunun yanında kavite preperasyonları sırasında kavitede kalabilen residüel çürük sebebiyle gerçekleştirilmektedir. Çürük, karyojenik bir plağın dişte deminerilizasyona sebep olmasıyla meydana gelen enfeksiyöz bir hastalıktır. Karyojenik plaktan sıklıkla izole edilen primer patojen *S.mutans*' tır. Çürük oluşumunda, *S.mutans*'ın önemli rol oynadığı bildirilmiştir. Primer olarak çürüğün başlamasından ziyade, ilerlemesinde etkin rol oynayan ve dentin çürüklerinde sıklıkla izole edilen bir başka karyojenik bakteri türü de *L.casei*'dir. Bu tez çalışmasında, sekonder çürüğe karşı antibakteriyel etkinliğin değerlendirilmesinde, *S. mutans* (RSKK 676) ve *L. casei* (RSKK 731)'nin kullanılmasına karar verildi.

Bu tez çalışmasında, yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesi sonucunda; akışkan bulk-fill kompozit içine farklı oranlarda TiO₂ nanotüp eklenmesinin kompozitin yüzey pürüzlülüğünde değişiklik yaratmadığı gözlemlendi. Polisaj yapımı sonrası bütün gruplarda yüzey pürüzlülüğünde artış görüldü. Polisaj sonrasında gruplardan elde edilen pürüzlülük değerleri incelendiğinde en yüksek pürüzlülük değeri 0,25 µm ile %1 TiO₂ nanotüp eklenen grupta elde edildi. Restorasyonlarda, dil ucuyla 0,3 µm Ra değerindeki yüzey pürüzlülüğü algılanarak, hasta konforunun bozulmasına sebep olmaktadır. Yapılan çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün, bakteri tutulumu açısından kritik değerinin 0,20 µm olduğu bildirilmiştir [340]. Titanyum dioksit nanotüpler, kümelenme (aglomere) eğilimine sahiptir. Materyallerin içerisine artan yüzdelerde eklenmesi, aglomerasyonda artışa sebep olmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü incelemesinde, istatistiki açıdan gruplar arasından fark olmamasına rağmen, %1

oranında TiO₂ içeren grunun daha yüksek pürüzlülük değerine sahip olması, aglomere olma eğiliminden kaynaklanıyor olabilir. Bir diğer durum ise, zayıf bağlantıya sahip nanotüplerin, polisaj işleminden sonra, matriksten ayrılması sonucunda, daha fazla düzensiz yüzeyin açığa çıkma ihtimali olabilir. Bu veriler doğrultusunda, gruplar arasında istatistiki açıdan fark görülmesi de, ağırlıkça %1 oranında TiO₂ nanotüp ilavesinin, kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğünde kritik değeri aştığı anlaşılmaktadır (Tablo 4.1).

Literatür araştırması sonucunda, titanyum dioksit nanotüplerin kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceleyen sınırlı sayıda çalışma tespit edilmiştir. Yeğin ve ark. tarafından yapılan çalışmada, TiO₂ nanopartiküllerin deneysel bir kompozit rezine ilave edilmesi sonucunda, yüzey pürüzlülüğünde gruplar arası istatistiksel açıdan fark bulunmazken, en yüksek pürüzlülük değerinin %1 TiO₂ grubuna ait olduğu bildirilmiştir [191]. Üstünkol Ceylan ve ark. tarafından yapılan çalışmada, kompozit rezine %2 oranında TiO₂ nanotüp eklenmesi sonucu, en yüksek ortalama pürüzlülük değeri gözlenirken; kontrol, %0.5, %1 ve %1.5 oranlarında TiO₂ nanotüp içeren grupların benzer pürüzlülük değeri gösterdiği bildirilmiştir ($p>0,05$) [202]. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde en yüksek pürüzlülük değeri %1 TiO₂ nanotüp grubunda tespit edilirken, elde edilen bu değer ile diğer gruplar arasında istatistiki açıdan anlamlı fark bulunmadı.

Gordan ve ark. tarafından yapılan çalışmada, rezin esaslı materyaller polimerizasyon aşamasında, oksijen ile temas ettiğinde, yeterli polimerizasyon gösteremeyeceği belirtilmiştir [341]. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, bu sorunun üstesinden gelebilmek amacıyla; örneklerin yapım aşamasında, üst ve alt yüzeyine şeffaf bantların yerleştirilmesiyle, oksijen ile temasın önlenilebileceği bildirilmiştir [342, 343]. Bunun yanında yapılan araştırmalarda, şeffaf bantların kullanılmasıyla, polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesi sonucunda, bu alanlarda pürüzsüz yüzeyler elde edildiği tespit edilmiştir [344]. Ereifej ve ark. tarafından yapılan çalışmada, şeffaf bantların kullanılmasından sonra polisaj işlemi uygulanmayan ve kontrol grubu olarak değerlendirilen örneklerin yüzey pürüzlülüğünün, polisaj uygulanan gruplardan daha düşük değerlerde olduğu ifade edilmiştir [345]. Ayrıca, restorasyonlara polisaj uygulanmaması halinde, oksijen inhibisyon tabakası kaldırılmamaktadır. Oksijen inhibisyon tabakası, kompozitin genel kütlesine göre daha zayıf özelliklere sahiptir ve restorasyonlarda renk değişimi ve su emilimi gibi

olumsuz durumlara sebebiyet verebilmektedir [346]. Bunun yanında klinik olarak restorasyon yapım aşamasında her bölgede şeffaf bant kullanımı söz konusu olamamaktadır. Restorasyonların sınırlarının düzenlenmesi ve oklüzyon kontrolü açısından bitim işlemleri mutlaka yapılmakta ve ağız içinde uyumu sağlanmaktadır. Bu sebeple; restorasyonların uzun ömürlü ve dayanıklı özellikte olması için, bitim ve polisaj işlemleri oldukça önemli hale gelmektedir. Bu tez çalışmasında, yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmesi yapılacak örneklerin üretim aşamasında, alt ve üst yüzeylerde şeffaf bant kullanıldı. Polisaj sonrası tüm grupların yüzey pürüzlülüğünde artış gözlenmesinin nedeni; oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılmasından, zayıf bağlantıya sahip nanotüplerin polisaj işleminden sonra matriksten ayrılması sonucunda daha fazla düzensiz yüzeyin açığa çıkma ihtimalinden, ayrıca TiO_2 nanotüplerin polisaj disklerinden daha sert yapıda olabilmesi sonucunda polisaj işleminden sonra düzensiz alanların oluşabilmesi ihtimalinden kaynaklı olabilir.

Kompozit rezinlerdeki doldurucu partiküllerin şekli, büyüklüğü, ağırlıkça yüzdesi, kompozisyonu ve dağılımının materyalin sertliğine ve viskozitesine etki ettiği bildirilmiştir [347]. Xia ve ark. tarafından yapılan çalışmada, TiO_2 nanopartiküllerin yüzeyinin organosilan ile kaplanarak, bir kompozit rezine ilave edilmesi sonucunda; ağırlıkça %0.5 ve %1 eklenen gruplarda, yüzey sertliğinin kontrol grubuna göre istatistiksel açıdan anlamlı olarak arttığı gözlenmiştir. En yüksek mikrosertlik değerinin, organosilan ile modifiye edilen %1 TiO_2 içerikli gruba ait olduğu bildirilmiştir. Materyalin mikrosertliğinin geliştirilmesinin, yüzey modifikasyonu yapılması sonucunda daha homojen yüzey elde edilmesiyle sağlandığı düşünülmektedir. Bunun yanında, TiO_2 nanopartiküllerin bir dezavantajı olan aglomerasyonun, yüzey modifikasyonuna rağmen bulunduğunu, yapılacak yeni araştırmalarla bu sorunun çözülebileceği ifade edilmiştir [18]. Sun ve ark. tarafından yapılan çalışmada, akrilik asit ile modifiye edilen titanyum dioksit nanopartiküllerin, deneysel kompozit rezine %0.02-0.5 oranında eklenmesinin mekanik özelliklerine etkisi değerlendirilmiştir. Kompozitin yüzey sertliğinin, kontrol grubuna göre istatistiki açıdan anlamlı derecede arttığı, fakat belirli bir yüzdeden sonra azalma görüldüğü bildirilmiştir. En yüksek mikrosertlik değerinin ise %0.06 oranında gözlemlendiği belirtilmiştir. Konsantrasyondaki artışa rağmen, mikrosertlik değerlerinde düşüş görülmesinin titanyum dioksit nanopartiküllerin aglomere olmasından kaynaklanabileceği ileri sürülmüştür. %0.1'den düşük yüzdelerde aglomerasyonun

daha az olduğu ve böylece mekanik özellikleri zayıflatmadığı ifade edilmiştir [31]. Ramos-Tonello ve ark. tarafından yapılan çalışmada, self adeziv rezin simana ağırlıkça %0.3, %0.6, %0.9 oranlarda titanyum dioksit nanotüp eklenerek; rezin simanın dönüşüm derecesi, suda çözünürlüğü, eğme dayanımı, yüzey sertliği ve biyouyumluluğu değerlendirilmiştir. Ağırlıkça % 0.6 ve % 0.9 TiO₂ nanotüp eklenmesinin, kontrol gruplarına kıyasla mikrosertlik değerlerini arttırdığı bildirilmiştir [348]. Yeğın ve ark. tarafından yapılan çalışmada, titanyum dioksit nanopartiküllerin deneysel bir kompozit rezine ağırlıkça %0.1, %0.25, %0.5 ve %1 eklenmesi sonucunda; TiO₂ nanopartikül içeren tüm grupların, kontrol grubuna göre daha yüksek mikrosertlik değeri gösterdiği tespit edilmiştir [191]. Bu tez çalışmasında Vicker's yüzey sertliği değerlendirildiğinde; %0.5 ve %1 TiO₂ nanotüp eklenmesi, akışkan bulk fill kompozit rezinin hem polisaj öncesi hem de polisaj sonrasında üst yüzeyde mikrosertliğini arttırdığı gözlemlendi. TiO₂ nanotüp eklenmesi akışkan bulk fill kompozit rezinin alt yüzeyinde mikrosertliği değıştirmede. Hem polisaj öncesi hemde polisaj sonrasında üst yüzeyler, alt yüzeylere göre belirgin oranda daha yüksek mikrosertlik değeri gösterdi. Polisaj sonrası tüm grupların mikrosertlik değeri artışı gözlenmesinin; oksijen inhibisyon tabakasının kaldırılmasıyla aşınmaya daha dirençli yüzeylerin açığa çıkmasıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir. %0.5 ve %1 oranlarında mikrosertlik değeri belirgin artış göstermesinin nedeni olarak da, kompozit rezinin güçlendirilmesi için yeterli konsantrasyona bu yüzdelerde ulaşılabilmesinden kaynaklı olabilir. Üst ve alt yüzeylerin mikrosertlik değeri kıyaslandığında bütün gruplarda üst yüzeylere göre alt yüzeylerde daha düşük mikrosertlik değeri gözlemlendi. Alt yüzeylerde, tüm gruplarda daha düşük mikrosertlik değeri gözlenmesinin nedeni ise; polimerizasyon esnasında, kompozit rezin örneğinin tabanına doğru daha ışığın az ulaşması, bunun sonucunda da üst yüzeylere göre alt yüzeylerin mikrosertlik değeri düşük değere sahip olduğu düşünülmektedir.

Sertlik oranı; alt yüzeyin mikrosertlik değeri, üst yüzey mikrosertlik değeri oranlanmasıyla elde edilmektedir. Literatürde bu oranın ideal değeri, %80 ve üzeri (0,80) şeklinde olması gerektiği bildirilmiştir [349]. Polisaj öncesi kompozit rezin yüzeylerinin değerlendirilmesinde, %1 TiO₂ nanotüp grubu dışındaki tüm gruplarda ideal sertlik oranı sağlanarak, 0,80'den üzeri değeri tespit edildi.

Klinik olarak, kompozit restorasyonlar, önemli miktarda eğme gerilimi ile karmaşık çiğneme kuvvetlerine maruz kalır. Bir malzemenin eğme dayanımı, eğilme yüküne maruz kaldığında bozulmadan önce dayanabileceği maksimum gerilmeyi ifade etmektedir [338]. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, kırılma ve eğme dayanımı özelliğinin, bir dental materyalin uzun ömürlülüğü için önemli bir kriter haline geldiği ifade edilmiştir [350, 351].

Lassila ve ark. tarafından yapılan çalışmada, kompozit rezinlerin doldurucu hacmi ile eğme dayanımları arasında doğrudan ilişki bulunmadığı, eğme dayanımında doldurucu partikül ile matriks arasındaki adezyonun etkili olabileceği bildirilmiştir [351]. Panahandeh ve ark. tarafından yapılan çalışmada; kompozit rezinlerin üç nokta eğme dayanımları değerlendirildiğinde, değerlerin kompozitlerin doldurucu oranıyla doğru orantılı olmaksızın değişim gösterdiği, daha düşük yüzdeli doldurucuya sahip olan kompozit rezinde eğme dayanımının daha yüksek bulunduğu bildirilmiştir. Bu durum, kompozitlerdeki doldurucuların hacimsel içeriği ile kırılma dayanımı ve eğme dayanımı gibi kırılma parametreleri arasında doğrudan bir ilişki olmadığı şeklinde ifade edilmiştir. Ayrıca, doldurucu partikülleri ve matris arasındaki stres transferi, aralarındaki adezyon ve rezin matris kimyası gibi diğer faktörler, kırılma parametrelerinde ilgili bir rol oynayabildiği bildirilmiştir [352]. Xia ve ark. tarafından yapılan çalışmada, kompozit rezine organosilan ile kaplanarak yüzey modifikasyonu yapılan TiO_2 nanopartikül eklenmesinin eğme dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. %0.5 TiO_2 nanopartikül içeren grupta, kontrol grubuna göre istatistiki açıdan anlamlı fark görülmezken, %1 TiO_2 nanopartikül içeren grupta belirgin bir artış gözlenmiştir. Bu durumun, TiO_2 yüzey modifikasyonu yapılmasıyla, nanopartiküllerin homojen dağılımının sağladığı ve nanopartiküllerin matriks ile adezyonunu güçlendirmesinden kaynaklı olabileceği bildirilmiştir [18]. TiO_2 yüzey modifikasyonu yapılmamış ve yapılmış gruplar kıyaslandığında, en düşük eğme dayanımı değerinin modifikasyon yapılmamış %1 TiO_2 nanopartikül içeren gruba ait olduğu, artan konsantrasyonun nanopartiküllerde daha fazla aglomerasyona sebep olduğu ve bunun sonucunda eğme dayanımında düşüş meydana geldiği ifade edilmiştir [18]. Sun ve ark. tarafından yapılan çalışmada, akrilik asit ile modifiye edilen titanyum dioksit nanopartiküllerin, deneysel kompozit rezine %0.02-0.5 oranında eklenmesinin mekanik özelliklerine etkisi değerlendirilmiştir. Kompozitin eğme dayanımının, kontrol grubuna göre istatistiki

açından anlamlı derecede arttığı, fakat belirli bir yüzdeden sonra azalma görüldüğü bildirilmiştir. En düşük esneme dayanımının %0.5 oranında olduğu, en yüksek değer ise %0.06 oranında olduğu belirtilmiştir. Konsantrasyondaki artışa rağmen, eğme dayanımında düşüş görülmesinin titanyum dioksit nanopartiküllerin aglomere olmasından, bunun yanında bu konsantrasyonda yetersiz polimerizasyondan kaynaklanabileceği ileri sürülmüştür. %0.1'den düşük yüzdelerde aglomerasyonun daha az olduğu ve böylece mekanik özellikleri zayıflatmadığı ifade edilmiştir [31]. Ramos-Tonello ve ark. tarafından yapılan çalışmada, self adeziv rezin simana ağırlıkça %0.3, %0.6, %0.9 oranlarda titanyum dioksit nanotüp eklenerek; rezin simanın eğme dayanımı değerlendirilmiştir. Ağırlıkça %0.3 ve % 0.9 TiO₂ nanotüp eklenmesinin, kontrol gruplarına kıyasla eğme dayanımı değerlerini arttırdığı bildirilmiştir. İlave edilen nanotüplerin artan miktarı ile dayanıklılık artışı arasında doğrusal bir ilişki gözlenmediği belirtilmiştir. %0.6 oranında TiO₂ nanotüp içeren grupta eğme dayanımında düşüş görülmüştür. Bu konsantrasyonda nanotüp ilavesinde, materyalin dayanıklılığı azalarak, nanometrik parçacıkların aglomerasyonuna neden olabildiği ileri sürülmüştür. Defektlerin ve porların varlığının, bir materyalin stres kırıcı olarak hareket etme yeteneğine olumsuz etkisinin bulunduğu ifade edilmiştir [348]. Bonilla ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, akışkan kompozit rezinlerin eğme dayanımları değerlendirildiğinde, gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmadığı, kırılma dayanımları değerlendirildiğinde ise; doldurucu hacmiyle ilişkili bir bağlantı bulunmadığı bildirilmiştir [353]. Bu tez çalışmasında, üç nokta eğme testi gerçekleştirildiğinde; %0.5 TiO₂ nanotüp içeren grup %1 TiO₂ içeren gruptan yüksek değere sahipken, diğer gruplar arasında istatistiki açıdan anlamlı fark bulunmamıştır. Uluslararası Standardizasyon Örgütü'ne (ISO 4049: 2009) göre, posterior okluzal bölgede kullanılacak kompozit rezinin eğme dayanımı 80 MPa'dan düşük olmamalıdır [354]. Bu çalışmada elde edilen eğme dayanımı değerlerinin ise; 88-118 MPa arasında değişik gösterdiği, bu değerlerin de ISO standardı (ISO: 4049-2009) gereği gereken minimum değer olan 80 MPa değerinin üzerinde olduğu tespit edildi. En yüksek eğme dayanımı değeri %0.5 titanyum dioksit nanotüp içeren gruba ait iken (118,76 Mpa), en düşük değeri %1 grubuna ait olduğu bulundu (88,07 Mpa). Bu farklılığın nedeni olarak da; titanyum oranının artmasına bağlı olarak artan kümeleşme (aglomere) eğilimi ve daha mikroölçekli partiküllerin oluşmasına bağlı olabilir. Bu değişim, boşluk ve düzensizliklere neden olarak materyalin dayanıklılığının olumsuz

yönde etkilenmesine sebep olabilir. Yeğin ve ark. tarafından yapılan araştırmada, sol-jel metoduyla modifiye edilerek üretilen farklı oranlardaki titanyum dioksit nanopartikül ilave edilen kompozit rezinlerin eğme dayanımları, üç nokta eğme testi yapılarak incelendiğinde; gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunmazken, en yüksek eğme dayanımı değerinin %1 titanyum dioksit nanopartikül içeren gruba ait olduğu bildirilmiştir [191]. Bu bilgilerin, gruplar arasında anlamlı fark bulunmaması açısından, bizim çalışmamızla uyumu söz konusu iken, en yüksek eğme dayanımı değerinin farklı yüzdelerde elde edilmesine bağlı sonucun, farklı metotla üretilen nanopartikül kullanımına bağlı olabileceği düşünülmektedir.

Diş çürüğü, insanları etkileyen en yaygın ve maliyetli bakteriyel enfeksiyonlardan biridir. Sekonder veya tekrarlayan çürükler, adeziv rezin ile diş dokusu ara yüzünde çürük lezyonların gelişimi olarak tanımlanmaktadır. Birçok çalışma, dental restorasyonlarının başarısızlığının en yaygın nedeni sekonder çürük olduğunu göstermiştir [355]. Aktif çürük lezyonu bulunan hastaların plak florasında, *S.mutans* baskın halde bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda *S.mutans*, çürüğün başlamasıyla ilişkili bulunmuştur. *L.casei* ise, var olan çürüğün kavitasyon oluşturduktan sonra ilerlemesine neden olduğu bildirilmiştir [356].

Elsaka ve ark. tarafından yapılan çalışmada, ağırlıkça %3 oranında titanyum dioksit cam iyonomer simana ilave edildiğinde, materyalin mekanik ve antibakteriyel özelliklerinin geliştirilebildiği gözlenmiştir [322]. Dias ve ark. tarafından yapılan çalışmada, polimerik prekürsör ve hidrotermal yöntemle sentezlenen nanopartiküller, kompozit rezine farklı oranlarda ilave edilmiştir. Hidrotermal yöntemle üretilen nanopartiküllerin, doğrudan temas testi ile *S.mutans*'a karşı antibakteriyel aktivitesi değerlendirildiğinde, büyük bir antibakteriyel aktivite gözlenmemiştir. Ancak 7 günlük biyofilminin büyümesini önemli ölçüde engellediği görülmüştür. Diğer yöntemle üretilen nanopartiküllerin hem direkt kontakt testinde hem de 7 günlük biyofilm büyüme testinde antibakteriyel aktivite gösterdiği bildirilmiştir. Bu bulguların nanoparçacıkların sentez yolu, büyüklüğü, şekli ve yüzey alanı gibi fiziksel-kimyasal özellikleri ile ilişkili olabildiği ifade edilmiştir [357]. Cai ve ark. tarafından yapılan çalışmada, deneysel kompozit rezine titanyum dioksit nanopartiküllerin eklenmesinin, kompozit rezinin *S.mutans* da dahil olmak üzere beş farklı bakteri suşuna karşı antibakteriyel etkinliği üzerine etkisi incelenmiştir. UV uygulanan ve uygulanmayan olmak üzere farklı gruplar oluşturulmuştur. UV

uygulanan grubun, uygulanmayana göre daha etkin antibakteriyel davranış gösterdiği tespit edilmiştir. UV uygulanan gruplarda, uygulamanın sonlandırılmasından sonra dahi antibakteriyel etkinliğin devam ettiği bildirilmiştir [358]. Aydın Sevinç ve ark tarafından yapılan bir çalışmada, nanofil kompozit rezine % 10 oranında titanyum dioksit nanopartikül ilave edilmesi sonucunda kompozit rezinin antibakteriyel etkinliği incelenmiştir [167]. Kompozit rezine, %10 oranında titanyum dioksit nanopartikül eklenmesi ile, istatistiki açıdan anlamlı bir bakteriyel inhibisyon gözlenmediği bildirilmiştir. Jing ve ark. tarafından yapılan çalışmada, sol-jel yöntemiyle üretilen TiO₂ nanopartikül ve nanotüplerin *E.coli*'ye karşı antibakteriyel etkinliği incelenmiştir. UV ışık uygulaması altında TiO₂ nanopartiküllerin, TiO₂ nanotüplerininkinden daha yüksek antibakteriyel aktiviteler sergilediği, ancak mikro yapılarındaki değişikliklere bağlı olarak karanlıkta benzer antibakteriyel aktiviteler sundukları bildirilmiştir. Hem TiO₂ nanopartiküllerinin hem de TiO₂ nanotüplerinin karanlıkta UV ışığı altında olduğundan daha az antibakteriyel aktiviteye sahip olduğu belirtilmiştir. Antibakteriyel aktivitelerdeki farklılıkların esas olarak küçük ortalama parçacık boyutu ve yüksek yüzey alanı, yüzeyde kimyasal aktiviteleri, büyük bant aralığı, gözenek boyutu dağılımı ve gözenek yapısı gibi mikroyapının değişikliklerine bağlı olduğu ifade edilmiştir [359]. Üstümkol Ceylan ve ark. tarafından yapılan çalışmada, kompozit rezine farklı oranlarda titanyum dioksit nanotüp eklenmesinin *S.mutans*'a karşı antibakteriyel etkinliği incelenmiştir. 30 dk UV ışığının uygulanması sonucunda nanotüp içeren grupların hepsinde, kontrole göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede antibakteriyel etkinlik görülmüştür. UV ışığının uygulanmadığı gruplarda ise, istatistiksel açıdan anlamlı bir antibakteriyel aktivite görülmemiştir [202].

Günümüzde yeterli sterilizasyon ve antibakteriyel etkinliği teşvik etmek için gereken UV enerji dozları insan hücre ve dokuları için son derece tehlikelidir, bu nedenle bu teknolojinin ağız boşluğunda kullanımı hakkında endişeler mevcuttur. Bu doğrultuda, titanyum dioksit nanotübün, görünür ışıktaki antibakteriyel özelliklerinin geliştirilmesi kritik önem kazanmaktadır [355]. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı biz de bu tez çalışmasında çalışmasında UV uygulamadık.

Literatür araştırması esnasında titanyum dioksit nanotüplerin, *S.mutans* bakterisine karşı antibakteriyel etkinliğinin araştırıldığı birçok çalışma mevcutken, *L.casei* bakterisine karşı sınırlı sayıda çalışmaya rastlanıldı.

Bu tez çalışmasında, hidrotermal sentez yöntemiyle üretilen nanotüplerin farklı oranlarda akışkan bulk fill kompozit rezine ilavesi sonucunda, çürük oluşumu ve ilerlemesinde önemli rol oynayan *S.mutans* ve *L.casei*'ye karşı antibakteriyel etkinliği değerlendirildi. Direkt kontakt testi gerçekleştirilirken, birçok olumsuz özelliği sebebiyle UV ışık yerine laboratuvar ışığı kullanıldı. *S.mutans*'a karşı antibakteriyel etkinlik görülmezken, %0.5 titanyum dioksit nanotüp içeren grupta *L.casei*'ye karşı antibakteriyel etkinlik görüldü.

Yeğin ve ark. tarafından yapılan çalışmada, deneysel kompozit rezine sol-jel yöntemiyle sentezlenen nanopartiküller ilave edilmiştir. Direkt kontakt testi gerçekleştirilirken UV ışık kullanılarak antibakteriyel etkinlik değerlendirilmiştir. *S.mutans*'a karşı tüm titanyum dioksit nanopartikül içeren grupların, kontrol grubuna göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede antibakteriyel etkinlik gösterdiği bildirilmiştir. *L.casei*'ye karşı ise antibakteriyel etkinlik tespit edilememiştir [191]. Bulgularımızdaki farklılığın sebebi; çalışmamızda kullanılan titanyum dioksit nanotüpler yerine nanopartiküllerin kullanımı, nanopartiküllerin sentez yöntemi ve modifikasyonu, UV ışığın kullanılması ve buna bağlı olarak değişen fotokatalize etkiden kaynaklı olabildiği düşünülmektedir.

5.1 Limitasyonlar

Bu tez çalışmasında bazı limitasyonlar mevcuttur ve aşağıdaki şekilde sıralanmaktadır:

TiO₂ nanotüp içeren kompozit rezinlerin; eğme dayanımı, mikrosertlik ve pürüzlülük ölçümü gibi statik testler yapılarak mekanik özellikleri değerlendirildi. Kırılma dayanımı gibi dinamik testlerin gelecek çalışmalarda yapılması planlanmaktadır. Kompozit rezinlere ait radyoopasite, optik özellikler ve renk değişimi, su emilimi ve suda çözünürlük, viskozite değerlendirmesi, ıslanabilirlik ve dönüşüm derecesi gibi değerlendirmeler yapılmadı.

Literatürde antibakteriyel deneylerde, genellikle tercih edilen bir yöntem olan sol-jel yöntemi yerine uygulama kolaylığı ve avantajları sebebiyle sıklıkla tercih edilen

hidrotermal sentez yöntemi kullanıldı. Titanyum dioksit nanotüplerde fonksiyonelleştirme işlemi, üretim aşamasında farklı bir basamak kullanılarak yapılmış, genelde bu işlem için kullanılan metakrilik asit kullanılmadı.

Literatürde TiO₂ nanotüplerin fotokatalize etkisinin, UV ışık ile aktive olduğu ifade edilmektedir. Bu tez çalışmasında ağız dokularında UV kullanımı birçok dezavantaja sahip olması sebebiyle gerçekleştirilmedi. TiO₂ nanotüplerin UV uygulanmaksızın, görünür ışık altında fotokatalize olabilmesi için gelecekte yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır. Antibakteriyel etkinlik için önemli bir konu olan, TiO₂ nanotüplerin ağız dokuları ve tükürük içine salınımı, bakteri adezyonuna etkisi bu tez çalışmasında değerlendirilmedi, ancak yapılacak diğer çalışmalarda bu konunun da değerlendirilmesi hedeflenmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu *in vitro* tez çalışmasında; farklı oranlarda TiO₂ nanotübün, akışkan bir bulk fill kompozit rezine eklenmesinin, kompozitin mekanik ve antibakteriyel özellikleri üzerine etkinliği değerlendirildi.

Bu tez çalışmasına ait sınırlar doğrultusunda elde edilen sonuçlar aşağıda belirtildiği gibidir:

1. Titanyum dioksit nanotüpün FTIR incelemesi sonucunda anataz fazda olduğu, SEM incelenmesi sonucunda 15-20 nm boyutlarında nanotüp yapıda olduğu görüldü.
2. Titanyum dioksit nanotüp eklenmesi, akışkan bulk fill kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğünde hem polisaj öncesi hemde polisaj sonrasında değişim meydana getirmedir.
3. Polisaj sonrası, bütün grupların yüzey pürüzlülüğünde artış meydana geldi.
4. %0.5 ve %1 TiO₂ nanotüp eklenmesi akışkan bulk fill kompozit rezinin hem polisaj öncesi hemde polisaj sonrasında üst yüzeyde mikrosertliğini arttırdı.
5. TiO₂ nanotüp eklenmesi akışkan bulk fill kompozit rezinin alt yüzeyinde mikrosertliği değiştirmedir.
6. Hem polisaj öncesi hemde polisaj sonrasında üst yüzeyler, alt yüzeylere göre belirgin oranda daha yüksek mikrosertlik değerleri gösterdi.
7. TiO₂ nanotüp ilavesi kompozitlerin eğme dayanımında değişim meydana getirmedir.
8. Antibakteriyel sonuçlar değerlendirildiğinde; titanyum dioksit nanotüp eklenmesi, akışkan bulk fill kompozit rezine *S.mutans*'a karşı, antibakteriyel etkinlik kazandırmadı.

9. *L.casei* içinse, %0,5 TiO₂ nanotüp içeren grupta antibakteriyel etkinlik gözlemlendi.

Günümüzde restoratif diş hekimliğinde kullanılmaya başlayan akışkan bulk fill kompozit rezinlerin mekanik ve antibakteriyel özelliklerinin geliştirilmesiyle, restorasyonların klinik olarak başarılı ve uzun ömürlü olmasının sağlanabileceği düşünülmektedir. Bu tez çalışması, restoratif materyallerin geliştirilmesi amacıyla nanomateriyallerin kullanılmasını vurgulamak için yapılan araştırmalardandır. Çalışmamızın limitasyonlarından biri olan titanyum dioksit nanotübün farklı modifikasyon işlemleriyle fonksiyonel hale getirilmesiyle daha iyi mekanik ve antibakteriyel etkinliğin elde edilebileceği düşünülmektedir. Antibakteriyel etkinliğin değerlendirilmesi için, direkt temasın değerlendirildiği testlerin haricinde bakteri adezyonu, biyofilm büyüme testleri gibi daha uzun soluklu incelemelere ihtiyaç duyulmaktadır. Gelecekte yapılacak yeni çalışmalar, titanyum dioksit nanotüplerin kompozit rezinlere katkısının kapsamlı incelenmesi açısından umut vaat etmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers: Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2012.
2. Bagby M, Gladwin M. Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases: Wolters Kluwer business; 2009.
3. Baroudi K, Rodrigues JCJJoc, JCDR dr. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. 2015;9(6):ZE18.
4. Cadenaro M, Marchesi G, Antonioli F, Davidson C, Dorigo EDS, Breschi LJDM. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. 2009;25(5):649-54.
5. Lee I-B, Min S-H, Kim S-Y, Ferracane JJDM. Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. 2010;26(5):443-8.
6. Sakaguchi RL FJ, Powers JM Craig's restorative dental materials-ebook. :Elsevier Health Sciences. 2018.
7. Badawy R, Aboalazm EJDj. Microhardness of two bulk-fill resin composites. 2015;61(5573):5582.
8. Czasch P, Ilie NJCoi. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. 2013;17(1):227-35.
9. Ilie N, Bucuta S, Draenert MJOd. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. 2013;38(6):618-25.
10. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon PJBDJ. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. 2017;222(5):337.
11. Melo MAS, Cheng L, Weir MD, Hsia RC, Rodrigues LK, Xu HHJJBoMRPBAB. Novel dental adhesive containing antibacterial agents and calcium phosphate nanoparticles. 2013;101(4):620-9.
12. Sakaguchi RJDM. Review of the current status and challenges for dental posterior restorative composites: clinical, chemistry, and physical behavior considerations. Summary of discussion from the Portland Composites Symposium (POCOS) June 17-19, 2004, Oregon Health & Science University, Portland, Oregon. 2005;21(1):3-6.
13. Imazato SJDm. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. 2003;19(6):449-57.
14. Xiao Y-H, Chen J-H, Fang M, Xing X-D, Wang H, Wang Y-J, et al. Antibacterial effects of three experimental quaternary ammonium salt (QAS) monomers on bacteria associated with oral infections. 2008;50(3):323-7.
15. de Almeida Neves A, Coutinho E, Vivan Cardoso M, Lambrechts P, Van Meerbeek BJJoAD. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. 2011;13(1):7.
16. Li F, Chen J, Chai Z, Zhang L, Xiao Y, Fang M, et al. Effects of a dental adhesive incorporating antibacterial monomer on the growth, adherence and membrane integrity of *Streptococcus mutans*. 2009;37(4):289-96.
17. Kasraei S, Sami L, Hendi S, AliKhani M-Y, Rezaei-Soufi L, Khamverdi ZJRd, et al. Antibacterial properties of composite resins incorporating silver and zinc oxide nanoparticles on *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus*. 2014;39(2):109-14.

18. Xia Y, Zhang F, Xie H, Gu NJJod. Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. 2008;36(6):450-5.
19. Cheng L, Weir MD, Xu HH, Antonucci JM, Lin NJ, Lin-Gibson S, et al. Effect of amorphous calcium phosphate and silver nanocomposites on dental plaque microcosm biofilms. 2012;100(5):1378-86.
20. Miki S, Kitagawa H, Kitagawa R, Kiba W, Hayashi M, Imazato SJDm. Antibacterial activity of resin composites containing surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) filler. 2016;32(9):1095-102.
21. Hamouda IMJJobr. Current perspectives of nanoparticles in medical and dental biomaterials. 2012;26(3):143-51.
22. Fatemeh K, Mohammad Javad M, Samaneh KJJoAOS. The effect of silver nanoparticles on composite shear bond strength to dentin with different adhesion protocols. 2017;25(4):367-73.
23. Borzabadi-Farahani A, Borzabadi E, Lynch EJAOS. Nanoparticles in orthodontics, a review of antimicrobial and anti-caries applications. 2014;72(6):413-7.
24. Pelgrift RY, Friedman AJJAddr. Nanotechnology as a therapeutic tool to combat microbial resistance. 2013;65(13-14):1803-15.
25. Acosta-Torres LS, López-Marín LM, Nunez-Anita RE, Hernández-Padrón G, Castaño VMJJoN. Biocompatible metal-oxide nanoparticles: nanotechnology improvement of conventional prosthetic acrylic resins. 2011;2011.
26. Pinto D, Bernardo L, Amaro A, Lopes SJC, Materials B. Mechanical properties of epoxy nanocomposites using titanium dioxide as reinforcement—a review. 2015;95:506-24.
27. Cheng L, Zhang K, Weir MD, Melo MAS, Zhou X, Xu HHJN. Nanotechnology strategies for antibacterial and remineralizing composites and adhesives to tackle dental caries. 2015;10(4):627-41.
28. Song R, Jiao X, Lin LJP, Technology R. Improvement of mechanical and antimicrobial properties of denture base resin by nano-titanium dioxide and nano-silicon dioxide particles. 2011.
29. Li Q, Mahendra S, Lyon DY, Brunet L, Liga MV, Li D, et al. Antimicrobial nanomaterials for water disinfection and microbial control: potential applications and implications. 2008;42(18):4591-602.
30. Sun J, Watson SS, Allsopp DA, Stanley D, Skrtic DJDM. Tuning photocatalytic activities of TiO₂ nanoparticles using dimethacrylate resins. 2016;32(3):363-72.
31. Sun J, Forster AM, Johnson PM, Eidelman N, Quinn G, Schumacher G, et al. Improving performance of dental resins by adding titanium dioxide nanoparticles. 2011;27(10):972-82.
32. Goto K, Tamura J, Shinzato S, Fujibayashi S, Hashimoto M, Kawashita M, et al. Bioactive bone cements containing nano-sized titania particles for use as bone substitutes. 2005;26(33):6496-505.
33. Moszner N, Salz UJPips. New developments of polymeric dental composites. 2001;26(4):535-76.
34. Ou H-H, Lo S-LJS, Technology P. Review of titania nanotubes synthesized via the hydrothermal treatment: Fabrication, modification, and application. 2007;58(1):179-91.
35. Swami N, Cui Z, Nair LSJJoht. Titania nanotubes: novel nanostructures for improved osseointegration. 2011;133(3).

36. Dafar MO, Grol MW, Canham PB, Dixon SJ, Rizkalla ASJDM. Reinforcement of flowable dental composites with titanium dioxide nanotubes. 2016;32(6):817-26.
37. Craig RGJDCoNA. Chemistry, composition, and properties of composite resins. 1981;25(2):219-39.
38. Bowen R, Marjenhoff WJJoE, Dentistry R. Development of an adhesive system for bonding to hard tooth tissues. 1991;3(3):86-90.
39. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.
40. Bowen RL, Marjenhoff WAJAidr. Dental composites/glass ionomers: the materials. 1992;6(1):44-9.
41. Ferracane LJCRiOB, Medicine. Current trends in dental composites. 1995;6(4):302-18.
42. KÜÇÜKEŞMEN HC, NALÇACI A, BERKSUN S, KÜÇÜKEŞMEN Ç. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit rezinlerin renk stabilitelerinin değerlendirilmesi.
43. Minguez N, Ellacuria J, Soler JI, Triana R, Ibaseta GJJotHoD. Advances in the history of composite resins. 2003;51(3):103-5.
44. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JMJDm. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. 2003;19(7):584-8.
45. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PFJMOPOCB. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. 2006;11(2):E215-20.
46. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi AJSMfZRmsdo-sRmsdoes. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. 2010;120(11):972-86.
47. Ferracane LJJDm. Resin composite—state of the art. 2011;27(1):29-38.
48. Goldstein RE. Esthetics in dentistry: PMPH-USA; 2014.
49. Peutzfeldt AJEjoos. Resin composites in dentistry: the monomer systems. 1997;105(2):97-116.
50. Tiba A. Development of dental restorative materials based on visible light-cured multi-methacrylates: The Ohio State University; 1998.
51. Aschheim KW. Esthetic Dentistry-E-Book: A Clinical Approach to Techniques and Materials: Elsevier Health Sciences; 2014.
52. SÖDERHOLM K-J, Mariotti AJTJotADA. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? 1999;130(2):201-9.
53. Hashimoto K, editor TiO₂ Photocatalysis towards novel building materials. Proceedings International RILEM Symposium on Photocatalysis, Environment and Construction Materials Florence, Italy; 2007.
54. Kam Ö. Polimerizasyon büzülmesi düşük kompozit rezinlerin mikrosızıntı ve kenar uyumu açısından in vitro olarak değerlendirilmesi: SDÜ Tıp Fakültesi; 2010.
55. Santini A, Gallegos IT, Felix CMJPdj. Photoinitiators in dentistry: a review. 2013;2(4):30-3.
56. Pehlivan N, Karacaer ÖJAOT. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin güçlendirilmesi. 2014;31(3):160-6.
57. Ikemura K, Endo TJDmj. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. 2010;1009140075-.
58. Khaled AKN. Physical properties of dental resin nanocomposites: University of Manchester; 2012.

59. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle GJQI. Composite resins in the 21st century. 1993;24(9).
60. Chen M-HJJodr. Update on dental nanocomposites. 2010;89(6):549-60.
61. Ehrnford LJJodr. Composite resins with a condensable inorganic phase. 1981;60(10):1759-66.
62. ÜNLÜ N, ÇETİN ARJTKJoDS. Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. 2008;14(3):156-67.
63. Dayangac BJKrrAGKLŞ. Bonding sistemleri. 2000.
64. O'Brien WJJCC, IL, USA. Dental Materials and Their Selection; Quintessence Pub. 2002;23.
65. Ferracane J, Antonio R, Matsumoto HJJodr. Variables Affecting the Fracture Toughness of Dental Composites: , and'. 1987;66(6):1140-5.
66. CHUNG KH, Greener EJJoOR. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. 1990;17(5):487-94.
67. Yoshida K, Tsuo Y, Atsuta MJJoBMRPBABAOJoTSfB, The Japanese Society for Biomaterials,, Biomaterials TASf, Biomaterials tKSf. Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. 2006;77(1):28-33.
68. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JAJJoP. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. 2002;15(3).
69. Lung CYK, Matinlinna JPJDM. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. 2012;28(5):467-77.
70. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice KJIDJ. New direct restorative materials. 1998;48(1):3-16.
71. Lutz F, Phillips RWJJoPD. A classification and evaluation of composite resin systems. 1983;50(4):480-8.
72. Altun CJGTD. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. 2005;47(1):77-82.
73. Craig RG, Powers J, Wataha JJRdm. Direct esthetic restorative materials. 2000;9:248-82.
74. Bayne SC, Heymann HO, Swift JEJJotADA. Update on dental composite restorations. 1994;125(6):687-701.
75. Sideridou ID, Karabela MM, Micheliou CN, Karagiannidis PG, Logothetidis SJJoBS, Polymer Edition. Physical properties of a hybrid and a nanohybrid dental light-cured resin composite. 2009;20(13):1831-44.
76. Burgess J, Walker R, Davidson JJPd. Posterior resin-based composite: review of the literature. 2002;24(5):465-79.
77. Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Guedes AP, Umeda Suzuki TY, de Lima Godas AG, Fraga Briso AL, et al. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. 2015;73(3):176-81.
78. O'brien WJJIQP. Dental materials and their selection 4th ed. 2008;378.
79. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J-P, Vanherle GJDM. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. 1992;8(5):310-9.
80. Pal R. Electromagnetic, mechanical, and transport properties of composite materials: CRC Press; 2014.
81. Sturdevant CM. The art and science of operative dentistry: Mosby Elsevier Health Science; 1995.

82. Akman H. Kütlesel olarak yerleştirilebilen restoratif materyallerin klinik ve radyolojik olarak değerlendirilmesi: Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2016.
83. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen EJDM. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. 2000;16(5):330-6.
84. Bezir NÇ, Evcin A, Oktay AJAKÜFVMBD. Seryum Katkılı TiO2 Nanofiberlerin Üretim ve Karakterizasyonu. 2014;14(3):311-3.
85. WIBHUTI ED. PERBEDAAN KEKUATAN TARIK ANTARA RESIN KOMPOSIT NANOSISAL 60% FILLER DENGAN RESIN KOMPOSIT NANOFILLER. 2018.
86. TEKİN T, TEKİN D, KIZILTAŞ HJÇÜM-MFD. TiO2 ve AgS Katkılı TiO2 Nanotüp Fotokatalizörlerinin Sentezlenmesi ve Karakterizasyonu. 31(ÖS2):181-6.
87. EŞ AJYTÜvt, FBE B yomühend sl k Anab l mdalı , İstanbul. Gümüş (Ag) ve titanyum dioksit (TiO2) nanopartiküllerinin kütanöz leishmaniasis etkeni L. tropica parazitleri üzerindeki antileishmanial etkilerinin incelenmesi. 2010.
88. Sakaguchi R, Douglas W, Peters MJJoD. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. 1992;20(3):183-8.
89. Macak JM, Tsuchiya H, Ghicov A, Yasuda K, Hahn R, Bauer S, et al. TiO2 nanotubes: Self-organized electrochemical formation, properties and applications. 2007;11(1-2):3-18.
90. Shivaram A, Bose S, Bandyopadhyay A. Mechanical degradation of TiO2 nanotubes with and without nanoparticulate silver coating. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2016;59:508-18. Epub 2016/03/28. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.02.028. PubMed PMID: 27017285; PubMed Central PMCID: PMC4860156.
91. Ure D, Harris JJD. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. 2003;30(1):10-5.
92. Zhang L, Webster TJJNt. Nanotechnology and nanomaterials: promises for improved tissue regeneration. 2009;4(1):66-80.
93. Mitra SB, Wu D, Holmes BNJTJotADA. An application of nanotechnology in advanced dental materials. 2003;134(10):1382-90.
94. Jung M, Sehr K, Klimek JJOD. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. 2007;32(1):45-52.
95. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJDM. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. 2007;23(11):1356-62.
96. Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts PJDM. Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. 2011;27(7):692-700.
97. LEINFELDER KF LJ. Clinical restorative materials and techniques. 3rd Ed. Philadelphia: LEA and Febiger Co. 1988:309-12.
98. Baum L, Philips R, Lund M. Textbook of Operative Dentistry WB Saunders Comp. Philadelphia; 1985.
99. Braem M, Finger W, Van Doren V, Lambrechts P, Vanherle GJDM. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. 1989;5(5):346-9.
100. Kim K, Park J, Imai Y, Kishi TJJoDR. Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. 1994;73(2):499-504.
101. Soderholm K-JJJoDR. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. 1984;63(11):1321-6.

102. McCabe JF, Walls AW. Applied dental materials: John Wiley & Sons; 2013.
103. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber BJCoI. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. 2000;4(3):140-7.
104. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry: Elsevier Health Sciences; 2006.
105. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CLJJoPD. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. 1988;59(3):297-300.
106. Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials: Scope and History of Restorative Materials 2. Applied Surface Phenomena 3. Optical, Thermal, and Electrical Properties 4. Mechanical Properties 5. Biocompatibility of Dental Materials 6. Nature of Metals and Alloys 7. Polymers and Polymerization 8. Preventive Materials 9. Resin Composite Restorative Materials 10. Bonding to Dental Substrates 11. Amalgam 12. Impression Materials 13. Gypsum Products and Investments 14. Waxes 15. Noble Dental Alloys and Solders 16. Cast and Wrought Base-Metal Alloys 17. Casting and Soldering Procedures 18. Ceramics 19. Ceramic-Metal Systems 20. Cements 21. Prosthetic Applications of Polymers 22. Dental Implants 23. Tissue Engineering Appendix: Elsevier Health Sciences; 2006.
107. Toodehzaeim MH, Khanpayeh EJJod. Effect of saliva pH on shear bond strength of orthodontic brackets. 2015;12(4):257.
108. Loguercio A, Reis A, Hernandez P, Macedo R, Busato AJJoor. 3-Year clinical evaluation of posterior packable composite resin restorations. 2006;33(2):144-51.
109. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel RJDM. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. 2000;16(1):33-40.
110. Roeters J, Shortall A, Opdam NJBdj. Can a single composite resin serve all purposes? 2005;199(2):73.
111. Olmez A, Oztas N, Bodur HJOD. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. 2004;29(6):713-9.
112. Önal BJEÜDHFY, İzmir. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. 2004.
113. Ikeda I, Otsuki M, Sadr A, Nomura T, Kishikawa R, Tagami JJDMj. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. 2009;28(6):679-85.
114. Wolter H, Storch W, Ott HJMOPLA. New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. 1994;346.
115. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer JJCoI. Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. 2004;8(3):123-9.
116. Whitters C, Strang R, Brown D, Clarke R, Curtis R, Hatton P, et al. Dental materials: 1997 literature review. 1999;27(6):401-35.
117. Yücel T, Ulukap H, Demirci MJi. Ön bölge difillerde direkt estetik restorasyonlar. 2004.
118. GÖKÇE KJAÜDHFD. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. 2005;2005(3):52-60.
119. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger RJDM. Siloranes in dental composites. 2005;21(1):68-74.
120. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C, et al. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. 2002;18(5):413-21.

121. Lien W, Vandewalle KSJDM. Physical properties of a new silorane-based restorative system. 2010;26(4):337-44.
122. Filtek LJUMEDP. Technical Product Profile. 2007.
123. Pires-de FdCP, Garcia LdFR, Roselino LdMR, Naves LZJJoD. Color stability of silorane-based composites submitted to accelerated artificial ageing—an in situ study. 2011;39:e18-e24.
124. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JFJDM. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. 2004;20(9):789-95.
125. Yap A, Tham S, Zhu L, Lee HJOd. Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. 2002;27(3):259-65.
126. Dhull K, Nandlal BJJJoISoP, Dentistry P. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: an in vitro study. 2011;29(1):39.
127. Manuja N, Pandit I, Srivastava N, Gugnani N, Nagpal RJJoISoP, Dentistry P. Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: an in vitro study. 2011;29(1):7.
128. Kareem SA, Jehad RHJJobcod. An evaluation of water absorption of Giomer in comparison to other resin-based restorative materials. 2012;24(3):25-8.
129. Zafar MSJWASJ. Effects of surface pre-reacted glass particles on fluoride release of dental restorative materials. 2013;28(4):457-62.
130. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva GJOd. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. 2014;39(4):441-8.
131. El-Damanhoury H, Platt JJOd. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. 2014;39(4):374-82.
132. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. 2015;31(3):293-301.
133. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila LJDM. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. 2013;29(8):835-41.
134. Alrahlah A, Silikas N, Watts DJDm. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. 2014;30(2):149-54.
135. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TTJCOI. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. 2015;19(4):831-40.
136. Abed Y, Sabry H, Alrobeigy NJTDJ. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. 2015;12(2):71-80.
137. El-Safty S, Silikas N, Watts DJDM. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. 2012;28(8):928-35.
138. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FAJTJopd. Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. 2007;98(2):129-40.
139. Bektaş ÖÖ SŞ, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar, Derleme. EÜ Dişhek Fak Derg 27: . 2006:117-24.
140. Moorthy A, Hogg C, Dowling A, Grufferty B, Benetti AR, Fleming GJJod. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. 2012;40(6):500-5.
141. Bucuta S, Ilie NJCoi. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. 2014;18(8):1991-2000.
142. Ilie N, Stark KJCoi. Effect of different curing protocols on the mechanical properties of low-viscosity bulk-fill composites. 2015;19(2):271-9.

143. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen UJod. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. 2015;40(2):190-200.
144. Jin X, Bertrand S, Hammesfahr PJDR. New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. 2009;88(Spec Iss A):1651.
145. Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-BJJod. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. 2015;43(4):430-9.
146. Surefil SJDC. flow Directions For use. 2009;9.
147. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi AJDM. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? 2012;28(5):521-8.
148. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger VJDM. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. 2008;24(7):901-7.
149. Ilie N, Hickel RJdm. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. 2011;27(4):348-55.
150. Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JEJAOS. Placement and replacement of restorations in primary teeth. 2002;60(1):25-8.
151. Mjör I, Shen C, Eliasson S, Richter SJOd. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. 2002;27(2):117-23.
152. Burke F, Cheung SW, Möhr IA, Wilson NHJQI. Restoration longevity and analysis of reasons for the placement and replacement of restorations provided by vocational dental practitioners and their trainers in the United Kingdom. 1999;30(4).
153. Burke F, Cheung S, Mjör I, Wilson NJPdcjotFoGDP. Reasons for the placement and replacement of restorations in vocational training practices. 1999;6(1):17-20.
154. Wilson N, Mjör IJJoD. The teaching of Class I and Class II direct composite restorations in European dental schools. 2000;28(1):15-21.
155. Mjör IA, Moorhead JE, Dahl JEJIdj. Reasons for replacement of restorations in permanent teeth in general dental practice. 2000;50(6):361-6.
156. Burke F, Wilson N, Cheung S, Mjör IJJoD. Influence of patient factors on age of restorations at failure and reasons for their placement and replacement. 2001;29(5):317-24.
157. Gordan VVJJoD. Clinical evaluation of replacement of class V resin based composite restorations. 2001;29(7):485-8.
158. Krutchkoff DJ, Eisenberg E, Neckritz AAJOS, Oral Medicine, Oral Pathology. Epidermoid carcinoma of the gingiva: a possible relationship to PUVA therapy. 1981;52(1):44-50.
159. Marsh PDJDconA. Microbiologic aspects of dental plaque and dental caries. 1999;43(4):599-614, v-vi.
160. Thylstrup A, Fejerskov O. Textbook of clinical cariology. 1994.
161. Zero DTJDCoNA. Dental caries process. 1999;43(4):635-64.
162. Ağačkırıan E. Bir antibakteriyel adeziv sistemin ve farklı kavite dezenfektanlarının S. mutans, L. acidophilus ve C. albicans üzerine etkilerinin incelenmesi. 2015.
163. Yudovin-Farber I, Beyth N, Nyska A, Weiss EI, Golenser J, Domb AJJB. Surface characterization and biocompatibility of restorative resin containing nanoparticles. 2008;9(11):3044-50.

164. Totiam P, Gonzalez-Cabezas C, Fontana M, Zero DJCr. A new in vitro model to study the relationship of gap size and secondary caries. 2007;41(6):467-73.
165. Imazato S, Kuramoto A, Takahashi Y, Ebisu S, Peters MCJDM. In vitro antibacterial effects of the dentin primer of Clearfil Protect Bond. 2006;22(6):527-32.
166. SKJöRLAND KKJEjoos. Plaque accumulation on different dental filling materials. 1973;81(7):538-42.
167. Aydin Sevinç B, Hanley LJJoBMRPBAB. Antibacterial activity of dental composites containing zinc oxide nanoparticles. 2010;94(1):22-31.
168. Weitman RT, Eames WBJTJotADA. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. 1975;91(1):101-6.
169. Imazato S, Torii M, Tsuchitani Y, McCabe J, Russell RJJodr. Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. 1994;73(8):1437-43.
170. Ben-Amar A, Cardash HJAjod. The fluid-filled gap under amalgam and resin composite restorations. 1991;4(5):226-30.
171. Skjørland KK, Sønju TJAOS. Effect of sucrose rinses on bacterial colonization on amalgam and composite. 1982;40(4):193-6.
172. Melo MAS, Weir MD, Rodrigues LK, Xu HHJDM. Novel calcium phosphate nanocomposite with caries-inhibition in a human in situ model. 2013;29(2):231-40.
173. Mjor I, Gordan VJod. Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. 2002;27(5):528-34.
174. Forss H, Widström EJAOS. Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. 2004;62(2):82-6.
175. Sarrett DCJJoAD. Prediction of clinical outcomes of a restoration based on in vivo marginal quality evaluation. 2007;9(1).
176. Huang Z, Maness P-C, Blake DM, Wolfrum EJ, Smolinski SL, Jacoby WAJJoP, et al. Bactericidal mode of titanium dioxide photocatalysis. 2000;130(2-3):163-70.
177. Bürgers R, Eidt A, Frankenberger R, Rosentritt M, Schweikl H, Handel G, et al. The anti-adherence activity and bactericidal effect of microparticulate silver additives in composite resin materials. 2009;54(6):595-601.
178. JEDRYCHOWSKI JR, CAPUTO AA, KERPER SJJoor. Antibacterial and mechanical properties of restorative materials combined with chlorhexidines. 1983;10(5):373-81.
179. Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta MJJoBMRAOJoTSfB, The Japanese Society for Biomaterials,, Biomaterials TASf, Biomaterials tKSf. Characterization and inhibitory effect of antibacterial dental resin composites incorporating silver-supported materials. 1999;47(4):516-22.
180. Ribeiro J, Ericson DJEJoOS. In vitro antibacterial effect of chlorhexidine added to glass-ionomer cements. 1991;99(6):533-40.
181. Addy M, Handley RJJoor. The effects of the incorporation of chlorhexidine acetate on some physical properties of polymerized and plasticized acrylics. 1981;8(2):155-63.
182. Beyth N, Yudovin-Farber I, Bahir R, Domb AJ, Weiss EIJB. Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against *Streptococcus mutans*. 2006;27(21):3995-4002.
183. Beyth N, Houri-Haddad Y, Baraness-Hadar L, Yudovin-Farber I, Domb AJ, Weiss EIJB. Surface antimicrobial activity and biocompatibility of incorporated polyethylenimine nanoparticles. 2008;29(31):4157-63.

184. Imazato S, Kawakami M, Torii M, Tsuchitani YJJDR. Antibacterial activity of composites containing chemically bound non-releasing antibacterial component. 1992;72:721.
185. Imazato S, Russell R, McCabe JJJoD. Antibacterial activity of MDPB polymer incorporated in dental resin. 1995;23(3):177-81.
186. Ozak ST, Ozkan PJEjod. Nanotechnology and dentistry. 2013;7(01):145-51.
187. Freitas Jr RAJTJotADA. Nanodentistry. 2000;131(11):1559-65.
188. Kanaparthi R, Kanaparthi AJIjon. The changing face of dentistry: nanotechnology. 2011;6:2799.
189. Singh M, Singh S, Prasad S, Gambhir IJDJoN, Biostructures. Nanotechnology in medicine and antibacterial effect of silver nanoparticles. 2008;3(3):115-22.
190. Bhardwaj A, Bhardwaj A, Misuriya A, Maroli S, Manjula S, Singh AKJJoiohJ. Nanotechnology in dentistry: Present and future. 2014;6(1):121.
191. Yegin Z. Rezin esaslı dental materyallere nanopartikül ilavesinin antibakteriyel etkinliğe ve mekanik özelliklere etkisinin in-vitro olarak araştırılması: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2013.
192. Stoimenov PK, Klinger RL, Marchin GL, Klabunde KJL. Metal oxide nanoparticles as bactericidal agents. 2002;18(17):6679-86.
193. Shrivastava S, Bera T, Roy A, Singh G, Ramachandrarao P, Dash DJN. Characterization of enhanced antibacterial effects of novel silver nanoparticles. 2007;18(22):225103.
194. Zhao J, Xie DJJocm. Effect of nanoparticles on wear resistance and surface hardness of a dental glass-ionomer cement. 2009;43(23):2739-52.
195. Monteiro DR, Gorup LF, Takamiya AS, Ruvollo-Filho AC, de Camargo ER, Barbosa DBJIjoaa. The growing importance of materials that prevent microbial adhesion: antimicrobial effect of medical devices containing silver. 2009;34(2):103-10.
196. Monteiro DR, Gorup LF, Takamiya AS, de Camargo ER, Filho ACR, Barbosa DBJIJoPI, Esthetic, et al. Silver distribution and release from an antimicrobial denture base resin containing silver colloidal nanoparticles. 2012;21(1):7-15.
197. Herrera M, Carrion P, Baca P, Liebana J, Castillo AJM. In vitro antibacterial activity of glass-ionomer cements. 2001;104(409):141-8.
198. Kim JS, Kuk E, Yu KN, Kim J-H, Park SJ, Lee HJ, et al. Antimicrobial effects of silver nanoparticles. 2007;3(1):95-101.
199. Ren G, Hu D, Cheng EW, Vargas-Reus MA, Reip P, Allaker RPJIjoaa. Characterisation of copper oxide nanoparticles for antimicrobial applications. 2009;33(6):587-90.
200. Hernández-Sierra JF, Ruiz F, Pena DCC, Martínez-Gutiérrez F, Martínez AE, Guillén AdJP, et al. The antimicrobial sensitivity of *Streptococcus mutans* to nanoparticles of silver, zinc oxide, and gold. 2008;4(3):237-40.
201. Katırcıoğlu Z. Kolay ve tek seferde sulu ortamda çevreci altın, gümüş ve palladyum nano parçacıklarının sentezlenmesi: Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü; 2012.
202. Üstünkol Ceylan I. Titanyum Dioksit Nanotüplerin Akışkan Kompozit Rezinin Antibakteriyel, Yüzey Pürüzlülüğü, Kesme Bağlanma Dayanıklılığı Özelliklerine Etkisi. 2013.

203. Eshed M, Lellouche J, Matalon S, Gedanken A, Banin E. Sonochemical coatings of ZnO and CuO nanoparticles inhibit *Streptococcus mutans* biofilm formation on teeth model. 2012;28(33):12288-95.
204. AZEM NFA, BİRLİK İJDEÜMFFvMD. SOL-JEL YÖNTEMİ İLE HAZIRLANMIŞ ZnO NANOPARTİKÜLLERİN OPTİMİZASYONU. 2018;20(58):121-7.
205. Liu Y, He L, Mustapha A, Li H, Hu Z, Lin MJJoam. Antibacterial activities of zinc oxide nanoparticles against *Escherichia coli* O157: H7. 2009;107(4):1193-201.
206. Hojati ST, Alaghemand H, Hamze F, Babaki FA, Rajab-Nia R, Rezvani MB, et al. Antibacterial, physical and mechanical properties of flowable resin composites containing zinc oxide nanoparticles. 2013;29(5):495-505.
207. Chen X, Mao SSJJon, nanotechnology. Synthesis of titanium dioxide (TiO₂) nanomaterials. 2006;6(4):906-25.
208. Yang J, Mei S, Ferreira JMJotACS. Hydrothermal synthesis of nanosized titania powders: influence of tetraalkyl ammonium hydroxides on particle characteristics. 2001;84(8):1696-702.
209. Gökgöz EE. Renklendirilmiş organik-TiO₂ ile kaplanmış camların yapısal, optik ve elektriksel özelliklerinin incelenmesi: SDÜ Fen Bilimleri Enstitüsü; 2010.
210. Zhang R, Gao LJMrb. Effect of peptization on phase transformation of TiO₂ nanoparticles. 2001;36(11):1957-65.
211. Diebold UJSr. The surface science of titanium dioxide. 2003;48(5-8):53-229.
212. Skocaj M, Filipic M, Petkovic J, Novak SJR, oncology. Titanium dioxide in our everyday life; is it safe? 2011;45(4):227-47.
213. Binas V, Venieri D, Kotzias D, Kiriakidis GJJom. Modified TiO₂ based photocatalysts for improved air and health quality. 2017;3(1):3-16.
214. Bhimate SJ KA, Tolpadi A. Disinfection of water containing *e. coli* by photocatalytic route using tio₂/uv/visible light source. International Journal of Scientific Research & Management Studies80-7. 2014.
215. Fischer K, Gawel A, Rosen D, Krause M, Abdul Latif A, Griebel J, et al. Low-temperature synthesis of anatase/rutile/brookite TiO₂ nanoparticles on a polymer membrane for photocatalysis. 2017;7(7):209.
216. Carp O, Huisman CL, Reller AJPisc. Photoinduced reactivity of titanium dioxide. 2004;32(1-2):33-177.
217. Kaplan R, Erjavec B, Dražić G, Grdadolnik J, Pintar AJACBE. Simple synthesis of anatase/rutile/brookite TiO₂ nanocomposite with superior mineralization potential for photocatalytic degradation of water pollutants. 2016;181:465-74.
218. Hanaor DA, Sorrell CCJJoms. Review of the anatase to rutile phase transformation. 2011;46(4):855-74.
219. Malekshahi Byranvand M, Nemati Kharat A, Fatholahi L, Malekshahi Beiranvand ZJJon. A review on synthesis of nano-TiO₂ via different methods. 2013;3(1):1-9.
220. Dambournet D, Belharouak I, Amine KJCom. Tailored preparation methods of TiO₂ anatase, rutile, brookite: mechanism of formation and electrochemical properties. 2010;22(3):1173-9.
221. Austin RH, Lim S-fJPotNAoS. The Sackler Colloquium on promises and perils in nanotechnology for medicine. 2008;105(45):17217-21.
222. Hu Y, Tsai H-L, Huang C-LJJotECS. Effect of brookite phase on the anatase–rutile transition in titania nanoparticles. 2003;23(5):691-6.

223. Cao G, Liu DJAic, science i. Template-based synthesis of nanorod, nanowire, and nanotube arrays. 2008;136(1-2):45-64.
224. Ateş HJGÜFBDPCTvT. NANO PARÇACIKLAR VE NANO TELLER. 2015;3(1):437-42.
225. Koch K, Bhushan B, Barthlott W. Multifunctional plant surfaces and smart materials. Springer handbook of nanotechnology: Springer; 2010. p. 1399-436.
226. Süslü A. Elektro-eğirme yöntemi ile nanofiber ve nanotüp üretimi: DEÜ Fen Bilimleri Enstitüsü; 2009.
227. Öztürk T. Production and characterization of TiO₂ nanotubes on CP titanium surface 2012.
228. Khaled S, Miron RJ, Hamilton DW, Charpentier PA, Rizkalla ASJdm. Reinforcement of resin based cement with titania nanotubes. 2010;26(2):169-78.
229. Beyth N, Domb AJ, Weiss EIJJod. An in vitro quantitative antibacterial analysis of amalgam and composite resins. 2007;35(3):201-6.
230. Welch K, Cai Y, Engqvist H, Strømme MJDM. Dental adhesives with bioactive and on-demand bactericidal properties. 2010;26(5):491-9.
231. Sōmiya S, Roy RJBoMS. Hydrothermal synthesis of fine oxide powders. 2000;23(6):453-60.
232. Zhao Z, Tian J, Sang Y, Cabot A, Liu HJAm. Structure, synthesis, and applications of TiO₂ nanobelts. 2015;27(16):2557-82.
233. Bavykin DV, Parmon VN, Lapkin AA, Walsh FCJJoMC. The effect of hydrothermal conditions on the mesoporous structure of TiO₂ nanotubes. 2004;14(22):3370-7.
234. Liu N, Chen X, Zhang J, Schwank JWJCT. A review on TiO₂-based nanotubes synthesized via hydrothermal method: Formation mechanism, structure modification, and photocatalytic applications. 2014;225:34-51.
235. A. K. Antibakteriyel özelliği geliştirilmiş yeni bir nano-biyomalzemenin hazırlanması ve karakterizasyonu. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2015.
236. KAT K. Scanning-elektron mikroskobu. Yüzüncü Yıl Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi17(1):55-8.
237. JADH PRG. Fourier Transform Infrared Spectrometry. New York, John Wiley & Sons Inc, May 2007)
238. Parikh SJ, Chorover JJGJ. FTIR spectroscopic study of biogenic Mn-oxide formation by *Pseudomonas putida* GB-1. 2005;22(5):207-18.
239. Chen Y, Zou C, Mastalerz M, Hu S, Gasaway C, Tao XJljoms. Applications of micro-fourier transform infrared spectroscopy (FTIR) in the geological sciences—a review. 2015;16(12):30223-50.
240. Botsalı MS. Rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2008.
241. Paravina RD. Esthetic color training in dentistry: Mosby; 2004.
242. Heintze S, Forjanic M, Rousson VJDM. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. 2006;22(2):146-65.
243. De Jager N, Feilzer A, Davidson CJDM. The influence of surface roughness on porcelain strength. 2000;16(6):381-8.
244. Drummond J, Jung H, Savers E, Novickas D, Toepke TJOd. Surface roughness of polished amalgams. 1992;17(4):129-34.

245. Shahal Y, Steinberg D, Hirschfeld Z, Bronshteyn M, Kopolovic KJJoor. In vitro bacterial adherence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. 1998;25(1):52-8.
246. Ausschill TM, Arweiler NB, Brecx M, Reich E, Sculean A, Netuschil LJEjoos. The effect of dental restorative materials on dental biofilm. 2002;110(1):48-53.
247. Turkun L, Turkun MJOD-UOW-. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. 2004;29(2):203-11.
248. Fruits TJ, Miranda FJ, Coury TLJQI. Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing differing polishing motions on selected restorative materials. 1996;27(4).
249. Neme A, Frazier KB, Roeder L, Debner TJOD. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. 2002;27(1):50-8.
250. Lussi A, Schlüter N, Rakhmatullina E, Ganss CJCr. Dental erosion—an overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. 2011;45(Suppl. 1):2-12.
251. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas NJJoMSMiM. Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. 2007;18(1):155-63.
252. Joniot S, Salomon J, Dejou J, Grégoire GJOD. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. 2006;31(1):39-46.
253. Jefferies SRJDCoNA. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. 1998;42(4):613-27.
254. Inan H, Tamam E, Bagis BJTKDBD. Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Kaide Materyallerinin Islanabilirlik Yönünden In Vitro İncelenmesi/Investigation of Wettability of Different Denture Base Materials Using for Complete Dentures In Vitro. 2010;16(1):35.
255. Hollinger JO. An introduction to biomaterials: CRC press; 2011.
256. Gadegaard NJB, Histochemistry. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. 2006;81(2-3):87-97.
257. Phillips RW, Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials: Elsevier/Saunders; 2013.
258. Ulusoy N BY, Kasar B. Isı ve ışık fırınında polimerizasyonları tamamlanan iki hibrit kompozit rezinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. A.Ü. Dişhek. Fak. Derg. 1998;25(3):221- 8.
259. Attar NJJCDP. The effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials. 2007;8(1):27-35.
260. Arslan M. Demiryolu Taşımacılığında İstihdam Politikaları ve Türkiye Cumhuriyeti Devlet Demiryolları Örneği: İstanbul Gelişim Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü; 2015.
261. Callister WD, Rethwisch DG. Materials science and engineering: John Wiley & sons NY; 2011.
262. Poskus LT, Placido E, Cardoso PECJDM. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. 2004;20(8):726-32.
263. Sideridou ID, Karabela MM, Bikiaris DNJDM. Aging studies of light cured dimethacrylate-based dental resins and a resin composite in water or ethanol/water. 2007;23(9):1142-9.

264. Pala K, Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Öznurhan F, Serim MJJoc, et al. Flexural strength and microhardness of anterior composites after accelerated aging. 2017;9(3):e424.
265. Alander P, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PKJDM. Acoustic emission analysis of fiber-reinforced composite in flexural testing. 2004;20(4):305-12.
266. Lassila L, Nohrström T, Vallittu PJB. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. 2002;23(10):2221-9.
267. Attar N, Çiftçi YJHDHFD. Comparison of the Flexural Strength and Elastic Modulus of Condensable and Hybrid Composite Resins. 2006;30:42-50.
268. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, et al. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. 2014;30(6):688-94.
269. Hatrick CD, Eakle WS. Dental Materials-E-Book: Clinical Applications for Dental Assistants and Dental Hygienists: Elsevier Health Sciences; 2015.
270. Weiss E, Shalhav M, Fuss ZJDT. Assessment of antibacterial activity of endodontic sealers by a direct contact test. 1996;12(4):179-84.
271. Temizkan G, Arda NJPI, Analizi ve Saflaştırılması. Moleküler biyolojide kullanılan yöntemler. 2004:224-5.
272. Martin N, Jedynakiewicz NJB. Measurement of water sorption in dental composites. 1998;19(1-3):77-83.
273. Davidson C, Feilzer AJJod. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. 1997;25(6):435-40.
274. Ilie N, Hickel RJDMJ. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. 2006;25(3):445-54.
275. Abbas G, Fleming G, Harrington E, Shortall A, Burke FJJod. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. 2003;31(6):437-44.
276. Gupta R, Tomer AK, Kumari A, Mullick S, Dubey SJIJADS. Bulkfill flowable composite resins-A review. 2017;3(2):38-40.
277. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B, Ermis BJJoAD. Bulk-fill composites: a review of the current literature. 2017;19(2):95-109.
278. Mjör IAJTJotADA. Clinical diagnosis of recurrent caries. 2005;136(10):1426-33.
279. Mjör IA, Toffentti FJQi. Secondary caries: A literature review with case reports. 2000;31(3).
280. Healey HJ, Phillips RWJJodr. A clinical study of amalgam failures. 1949;28(5):439-46.
281. Fusayama T, Hosoda H, Iwamoto TJTJoPD. An improved self-curing acrylic restoration and comparison with silicate cement restorations. 1964;14(3):537-53.
282. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitão J, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. 2007;138(6):775-83.
283. Drummond LJJJodr. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. 2008;87(8):710-9.
284. Konishi N, Torii Y, Kurosaki A, Takatsuka T, Itota T, Yoshiyama MJJoor. Confocal laser scanning microscopic analysis of early plaque formed on resin composite and human enamel. 2003;30(8):790-5.
285. Hahn R, Weiger R, Netuschil L, Bruch MJDM. Microbial accumulation and vitality on different restorative materials. 1993;9(5):312-6.

286. Nedeljkovic I, Teughels W, De Munck J, Van Meerbeek B, Van Landuyt KLJDM. Is secondary caries with composites a material-based problem? 2015;31(11):e247-e77.
287. Chen L, Shen H, Suh BIJAJod. Antibacterial dental restorative materials: a state-of-the-art review. 2012;25(6):337-46.
288. Okida RC MF, Sundfeld RH, de Alexandre RS, Sundfeld ML. In vitro-evaluation of secondary caries formation around restoration. Bull Tokyo Dent Coll ;49:121-8. 2008.
289. Akasaka T, Nakata K, Uo M, Watari FJB-mm, engineering. Modification of the dentin surface by using carbon nanotubes. 2009;19(2-3):179-85.
290. Thanos DFECG. Nanotechnology and medicine, Expert Opinion on Biological Therapy, 3:4, 655-663,. 2003. doi: 10.1517/14712598.3.4.655.
291. Rybachuk AV, Chekman IS, Nebesna TYJPP. Nanotechnology and nanoparticles in dentistry. 2009;1:18-20.
292. Boisseau P LB. Nanomedicine, nanotechnology in medicine. Comptes Rendus Physique.12(7):620-36. 2011.
293. Li X, Cui R, Liu W, Sun L, Yu B, Fan Y, et al. The use of nanoscaled fibers or tubes to improve biocompatibility and bioactivity of biomedical materials. 2013;2013.
294. Kawashita M, Tsuneyama S, Miyaji F, Kokubo T, Kozuka H, Yamamoto KJB. Antibacterial silver-containing silica glass prepared by sol-gel method. 2000;21(4):393-8.
295. Salman TA, Khalaf HAJJoBCoD. The influence of adding of modified ZrO₂-TiO₂ nanoparticles on certain physical and mechanical properties of heat polymerized acrylic resin. 2015;325(2221):1-15.
296. Tolou NB, Fathi M, Monshi A, Mortazavi V, Shirani F, Mohammadi MJJJoMS, et al. the effect of adding Tio₂ nanoparticles on dental amalgam properties. 2013;10(2):46-56.
297. Ai M, Du Z, Zhu S, Geng H, Zhang X, Cai Q, et al. Composite resin reinforced with silver nanoparticles-laden hydroxyapatite nanowires for dental application. 2017;33(1):12-22.
298. Pal S, Tak YK, Song JMJAEM. Does the antibacterial activity of silver nanoparticles depend on the shape of the nanoparticle? A study of the gram-negative bacterium Escherichia coli. 2007;73(6):1712-20.
299. Dizaj SM, Lot FJMSE, C. pour, M. Barzegar-Jalali, MH Zarrintan and K. Adibkia. 2014;44(1):278.
300. Ana-Paula-Rodrigues Magalhães F-C, Moreira L, Denise-Ramos-Silveira Alves C-R, Estrela A, Estrela C, Carrião M-S, et al. Silver nanoparticles in resin luting cements: Antibacterial and physiochemical properties. 2016;8(4):e415.
301. Fernandes GL, Delbem ACB, Do Amaral JG, Gorup LF, Fernandes RA, de Souza Neto FN, et al. Nanosynthesis of Silver-Calcium Glycerophosphate: Promising Association against Oral Pathogens. 2018;7(3):52.
302. Cao W, Zhang Y, Wang X, Chen Y, Li Q, Xing X, et al. Development of a novel resin-based dental material with dual biocidal modes and sustained release of Ag⁺ ions based on photocurable core-shell AgBr/cationic polymer nanocomposites. 2017;28(7):103.
303. Aydın MTA, Hoşgün HL, Dede A, Güven KJSAPAM, Spectroscopy B. Synthesis, characterization and antibacterial activity of silver-doped TiO₂ nanotubes. 2018;205:503-7.

304. Stobie N, Duffy B, McCormack DE, Colreavy J, Hidalgo M, McHale P, et al. Prevention of Staphylococcus epidermidis biofilm formation using a low-temperature processed silver-doped phenyltriethoxysilane sol-gel coating. 2008;29(8):963-9.
305. Waltimo T, Brunner T, Vollenweider M, Stark WJ, Zehnder MJ. Antimicrobial effect of nanometric bioactive glass 45S5. 2007;86(8):754-7.
306. Türkün Ş, Çelik EU. Antibakteriyal adeziv ile uygulanan kompozit ve nanofil kompozit restorasyonların bir yıllık klinik performansı. 2007;24(1):1-8.
307. Dias HB, Bernardi MIB, Ramos MAdS, Trevisan TC, Bauab TM, Hernandez AC, et al. Zinc oxide 3 D microstructures as an antimicrobial filler content for composite resins. 2017;80(6):634-43.
308. Allaker RJ. The use of nanoparticles to control oral biofilm formation. 2010;89(11):1175-86.
309. Nel AE, Mädler L, Velegol D, Xia T, Hoek EM, Somasundaran P, et al. Understanding biophysicochemical interactions at the nano-bio interface. 2009;8(7):543-57.
310. Sahu DR LC, Wang RC, Kuo CL, Huang JL. Growth and application of ZnO nanostructures. Int J Appl Ceram Technol;10:814-38, 2013.
311. Dwivedi C, Dutta VJ. Size controlled synthesis and photocatalytic activity of anatase TiO₂ hollow microspheres. 2012;258(24):9584-8.
312. Bahadur J, Agrawal S, Panwar V, Parveen A, Pal KJ. Antibacterial properties of silver doped TiO₂ nanoparticles synthesized via sol-gel technique. 2016;24(6):488-93.
313. Cai Y, Strømme M, Melhus Å, Engqvist H, Welch KJ. Photocatalytic inactivation of biofilms on bioactive dental adhesives. 2014;102(1):62-7.
314. Rao C, Vivekchand S, Biswas K, Govindaraj AJ. Synthesis of inorganic nanomaterials. 2007;(34):3728-49.
315. Fei J, Zhang C, Luo D, Cui Y, Li H, Lu Z, et al. Vertically aligned TiO₂ nanorods-woven carbon fiber for reinforcement of both mechanical and anti-wear properties in resin composite. 2018;435:156-62.
316. Jiang Y, Li M, Chen C, Xue Z, Xie X, Zhou X, et al. Effect of elastic modulus mismatch of epoxy/titanium dioxide coated silver nanowire composites on the performance of thermal conductivity. 2018;165:206-13.
317. Mohamed A, El-Sayed R, Osman T, Toprak M, Muhammed M, Uheida AJ. Composite nanofibers for highly efficient photocatalytic degradation of organic dyes from contaminated water. 2016;145:18-25.
318. Panday A. Photoelectrochemical behaviour of nanostructured titanium dioxide in the presence of coherent light, for use in solar hydrogen generation: University of Nevada, Reno; 2010.
319. Oliveira WF, Arruda IR, Silva GM, Machado G, Coelho LC, Correia MTJMS, et al. Functionalization of titanium dioxide nanotubes with biomolecules for biomedical applications. 2017;81:597-606.
320. Abdulrazzaq Naji S, Behroozibakhsh M, Jafarzadeh Kashi TS, Eslami H, Masaali R, Mahgoli H, et al. Effects of incorporation of 2.5 and 5 wt% TiO₂ nanotubes on fracture toughness, flexural strength, and microhardness of denture base poly methyl methacrylate (PMMA). 2018;10(2):113-21.

321. Poosti M, Ramazanzadeh B, Zebarjad M, Javadzadeh P, Naderinasab M, Shakeri MTJEjoo. Shear bond strength and antibacterial effects of orthodontic composite containing TiO₂ nanoparticles. 2013;35(5):676-9.
322. Elsaka SE, Hamouda IM, Swain MVJJod. Titanium dioxide nanoparticles addition to a conventional glass-ionomer restorative: influence on physical and antibacterial properties. 2011;39(9):589-98.
323. Yu B, Ahn J-S, Lim JI, Lee Y-KJDM. Influence of TiO₂ nanoparticles on the optical properties of resin composites. 2009;25(9):1142-7.
324. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TAJDM. Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. 2010;26(2):e38-e49.
325. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LHA, Soares CJ, Yamagawa JJDM. Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. 2010;26(2):e50-e62.
326. Munchow E, Correa MB, Ogliari FA, Piva E, Zanchi CHJJCDP. Correlation between surface roughness and microhardness of experimental composites with varying filler concentration. 2012;13(3):299-304.
327. Warren DP, Colescott TD, Henson HA, Powers JMJJoe, Dentistry R. Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material. 2002;14(4):245-51.
328. Madhyastha PS, Nayak D, Srikant N, Kotian R, Bhat KMJOH, Management D. Effect of Finishing/Polishing Techniques and Time on Surface Roughness of Silorane and Methacrylate Based Restorative Materials. 2015;14(4):212-8.
329. Nagem Filho H, D'azevedo MTFs, Nagem HD, Marsola FPJBdj. Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. 2003;14(1):37-41.
330. Üçtaşlı M, Bala O, Güllü AJJoor. Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs. 2004;31(12):1197-202.
331. Abzal MS, Rathakrishnan M, Prakash V, Vivekanandhan P, Subbiya A, Sukumaran VGJJCDJ. Evaluation of surface roughness of three different composite resins with three different polishing systems. 2016;19(2):171.
332. İLDAY AGDNÖ, ERDEM AGDV, BAYINDIR YZJAÜDHFD. FARKLI BİTİRME VE PARLATMA İŞLEMLERİNİN ÜÇ FARKLI RESİN MATERYALİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÜZERİNE ETKİSİ. 2008;2008(1):19-24.
333. Baseren MJJoBA. Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. 2004;19(2):121-34.
334. Miranda CB, Pagani C, Bottino MC, Benetti ARJJJoAOS. A comparison of microhardness of indirect composite restorative materials. 2003;11(2):157-61.
335. Bouschlicher M, Rueggeberg F, Wilson BJOd. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. 2004;29(6):698-704.
336. Cohen ME, Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Ragain Jr JCJDM. Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness. 2004;20(2):158-66.
337. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RWJDM. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. 2007;23(9):1079-85.
338. Chung S, Yap A, Chandra S, Lim CJJoBMRPBABAOJoTSfB, The Japanese Society for Biomaterials,, Biomaterials TASf, Biomaterials tKSf. Flexural strength of

- dental composite restoratives: Comparison of biaxial and three-point bending test. 2004;71(2):278-83.
339. Matalon S, Slutzky H, Weiss EIJQi. Surface antibacterial properties of packable resin composites: Part I. 2004;35(3).
340. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PCJJoD. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. 2011;39:e9-e17.
341. Gordan VV, Patel SB, Barrett AA, Shen CJOD. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. 2003;28(5):560-7.
342. Örtengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J, Karlsson SJIJoP. Water Sorption and Flexural Properties of a Composite Resin Cement. 2000;13(2).
343. RICHARD BP, DÉRAND T, Dos MJAjod. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. 2002;15(1).
344. Zimmerli B, Koch T, Flury S, Lussi AJCoi. The influence of toothbrushing and coffee staining on different composite surface coatings. 2012;16(2):469-79.
345. Ereifej N, Oweis Y, Eliades GJOD. The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. 2012;38(1):E9-E20.
346. Daud A, Gray G, Lynch CD, Wilson NH, Blum IRJJod. A randomised controlled study on the use of finishing and polishing systems on different resin composites using 3D contact optical profilometry and scanning electron microscopy. 2018;71:25-30.
347. AKTAŞ G, BAŞARAN EG, GÜNCÜ MB, VALLITTU PK, LASSILA LVJAÜDHFD. FİBER İLE GÜÇLENDİRME KOMPOZİT REZİNLERİN EĞİLME DİRENCİNE ETKİ EDER Mİ? 26(3):473-7.
348. Ramos-Tonello CM, Lisboa-Filho PN, Arruda LB, Tokuhara CK, Oliveira RC, Furuse AY, et al. Titanium dioxide nanotubes addition to self-adhesive resin cement: effect on physical and biological properties. 2017;33(7):866-75.
349. Neo B, Soh M, Teo J, Yap AJOD. Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. 2005;30(6):671-5.
350. Lassila L, Keulemans F, Säilynoja E, Vallittu PK, Garoushi SJDM. Mechanical properties and fracture behavior of flowable fiber reinforced composite restorations. 2018;34(4):598-606.
351. Lassila L, Säilynoja E, Prinssi R, Vallittu P, Garoushi SJO. Characterization of a new fiber-reinforced flowable composite. 2019;107(3):342-52.
352. Panahandeh N, Torabzadeh H, Naderi H, Sheikh-Al-Eslamian SMJRD, Endodontics. Effect of water storage on flexural strength of silorane and methacrylate-based composite resins. 2017;42(4):309-15.
353. Bonilla ED, Yashar M, Caputo AAJTJopd. Fracture toughness of nine flowable resin composites. 2003;89(3):261-7.
354. Huang Q, Huang S, Liang X, Qin W, Liu F, Lin Z, et al. The antibacterial, cytotoxic, and flexural properties of a composite resin containing a quaternary ammonium monomer. 2018;120(4):609-16.
355. Florez FLE, Hiers RD, Larson P, Johnson M, O'Rear E, Rondinone AJ, et al. Antibacterial dental adhesive resins containing nitrogen-doped titanium dioxide nanoparticles. 2018;93:931-43.
356. ÇAKIR FY, GÜRGAN S, Attar NJHDHFD. Çürük mikrobiyolojisi. 2010;34(3):78-91.

357. Dias HB, Bernardi MIB, Bauab TM, Hernandez AC, de Souza Rastelli ANJDM. Titanium dioxide and modified titanium dioxide by silver nanoparticles as an anti biofilm filler content for composite resins. 2019;35(2):e36-e46.
358. Cai Y, Strømme M, Welch KJPO. Photocatalytic antibacterial effects are maintained on resin-based TiO₂ nanocomposites after cessation of UV irradiation. 2013;8(10):e75929.
359. Jing Z, Guo D, Wang W, Zhang S, Qi W, Ling BJSss. Comparative study of titania nanoparticles and nanotubes as antibacterial agents. 2011;13(9):1797-803.



ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad: Rümeysa Hatice ÖZLEN

Yabancı Dil: İngilizce

Yüksek Lisans: 2014, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bilimsel Faaliyetler

1. Türk Diş Hekimleri Birliği 8. Ulusal Öğrenci Kongresi (2014 Kocaeli)
2. 16.Greatist Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi (2018 İstanbul)
3. Estetik Diş Hekimleri Derneği 4. Akşam Semineri-Vaka Sunumları (2018 İstanbul)
4. Estetik Diş Hekimleri Derneği 22. Uluslararası Kongresi (2018 İstanbul)
5. Restoratif Diş Hekimleri Derneği 22. Uluslararası Kongresi (2018 Antalya)
6. 3. Dental Tribune Türkiye Sempozyumu (2018 İstanbul)
7. Sakarya Diş Hekimleri Odası 5. Kış Sempozyumu (2019 Bolu)
8. Restoratif Diş hekimleri Derneği 23. Uluslararası Kongresi (2019 Antalya)
9. Estetik Diş Hekimleri Derneği 23. Uluslararası Kongresi (2019 İstanbul)

Aldığı Sertifikalar:

1. ‘Anterior Estetik Diastema Restorasyonları’ kursu (Engin TAVİLOĞLU-4 Nisan 2018)
2. ‘Dentsply Sirona CEREC Level 1’ (1-2 Ağustos 2018)
3. ‘Anterior Diastemaların Estetik Restorasyonlarında Güncel Yaklaşımlar ve Klinik İpuçları’ kursu (Doç.Dr.Bilal YAŞA-30 Kasım 2018)

4. ‘Diastema ve Kırıkların Estetik Restorasyonu’ kursu (Dr.Öğr.Üyesi Zeynep Bilge KÜTÜK- 22 Şubat 2019)

Projelerde Yaptığı Görevler:

1. ‘Farklı yüzey işlemlerinin bulk fill kompozit materyallerinin bağlanma dayanımları üzerindeki etkisi’

Proje No: 4.2018/17

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi-Yardımcı Araştırmacı (2018-2020)

2. ‘Farklı oranlardaki titanyum dioksit nanotüplerin akışkan bulk fill kompozitlerin mekanik özellikleri üzerine etkisi’

Proje No: 11.2018/13

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi-Araştırmacı (2018-2020)

3. ‘Farklı oranlardaki titanyum dioksit nanotüplerin akışkan bulk fill kompozitlerin antibakteriyel özellikleri üzerine etkisi’

Proje No: 12.2018/10

Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi-Araştırmacı (2018-2020)

A. Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

A1. Effect of Polymerization Time and Home Bleaching Agent on the Microhardness and Surface Roughness of Bulk-Fill Composites: A Scanning Electron Microscopy Study (Hindawi BioMed International, Research Article) Zümrüt Ceren Özdoğan, Mağrur Kazak, Mehmet Ali Fildisi, Rümeysa Hatice Özlen, Evrim Dalkılıç, Nazmiye Dönmez
(<https://doi.org/10.1155/2019/2307305>)

B. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında (proceedings) basılan bildiriler:

B1. Polimerizasyon Süresinin Ve Farklı Işık Cihazlarının Bulk-Fill Kompozitlerin Mikrosertliği Üzerine Etkisi: ÖZLEN R.H., DALKILIÇ E., FİLDİŞİ M., ÖZDUMAN Z.C., KAZAK M., DÖNMEZ N. Restoratif Diş Hekimleri Derneği 22. Uluslararası Kongresi, Antalya, Türkiye, 30 Kasım- 2 Aralık 2018, ss.142 (Poster Sunumu)

B2. Polimerizasyon Süresinin Ve Ev Tipi Beyazlatma Ajanının Bulk-Fill Kompozitlerin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi: DALKILIÇ E., KAZAK M., DÖNMEZ N., ÖZDUMAN Z.C., ÖZLEN R.H., FİLDİŞİ M. Restoratif Diş Hekimleri Derneği 22. Uluslararası Kongresi, Antalya, Türkiye, 30 Kasım- 2 Aralık 2018, ss.112 (Sözlü Sunum)

B3. Bulk Fill Kompozitlerin Tamirinde Farklı Yüzey Pürüzlendirme İşlemlerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Üzerine Etkisi. HİSARBEYLİ D., ÖZLEN R.H. , DALKILIÇ E. , KAZAK M., DÖNMEZ N. Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 4-7 Eylül 2019, ss.38 (Sözlü Sunum)

B4. Yeni Nano-Fiber Dolduruculu Akışkan Kompozitin Mikrosertlik Ve Yüzey Pürüzlülüğünün Kıyaslanması: ÖZLEN R.H., OĞLAĞCI B. , ÖZDUMAN Z.C. , DALKILIÇ E. Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 4-7 Eylül 2019, ss.151 (Sözlü Sunum)

B5. The effect of home bleaching agent and polymerization time on surface roughness. FİLDİŞİ M.A. , ÖZLEN R.H. , ÖZDUMAN Z.C. , DALKILIÇ E. , KAZAK M., DÖNMEZ N. ADA FDI World Dental Congress 2019 Annual Meeting 4-9 Eylül 2019, San Francisco, CA, Amerika Birleşik Devletleri, San-Francisco, Kostarika, 4-9 Eylül 2019, cilt.69, ss.1 (Sözlü Sunum)

B6. Travma Sonucu Kırılan Üst Anterior Dişlerin Orijinal Diş Parçası Kullanılarak Restore Edilmesi: Olgu Sunumu. ÖZLEN R.H., DÖNMEZ N. Estetik Diş Hekimliği Akademisi 23.Uluslararası Kongresi, İstanbul, Türkiye, 8-10 Kasım 2019, ss.69 (Sözlü Sunum)

B8. Effect Of TiO₂-n On The Antibacterial Properties Of Low-Viscosity Bulk-Fill Composite: ÖZLEN R.H., DALKILIÇ E., KÜÇÜKYILDIRIM B.O., EKER A., TOPÇUOĞLU N., KÜLEKÇİ H. 10 th Conseuro,İstanbul, Türkiye, 22-24 Nisan 2021, ss 30 (Poster Sunumu) (Dental Materyal Alanında En iyi 2. Poster Ödülü)