

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TİTANYUM DİOKSİT NANOTÜPLERİN AKIŞKAN
KOMPOZİT REZİNİN ANTİBAKTERİYEL, YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ, KESME BAĞLANMA
DAYANIKLILIĞI ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Dt. İldem ÜSTÜNKOL CEYLAN

Tedavi Programı

DOKTORA TEZİ

ANKARA

2013

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TİTANYUM DİOKSİT NANOTÜPLERİN AKIŞKAN
KOMPOZİT REZİNİN ANTİBAKTERİYEL, YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜ, KESME BAĞLANMA
DAYANIKLILIĞI ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Dt. İldem ÜSTÜNKOL CEYLAN

Tedavi Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Nuray ATTAR

ANKARA

2013

Anabilim Dalı: Restoratif Diş Tedavisi

Program: Tedavi

Tez Başlığı: Titanyum Dioksit Nanotüplerin Akışkan Kompozit Resinin
Antibakteriyel, Yüzey Pürüzlülüğü, Kesme Bağlanma Dayanıklılığı
Özelliklerine Etkisi

Öğrenci Adı-Soyadı: İldem Üstümkol Ceylan

Savunma Sınavı Tarihi: 09.10.2013

Bu çalışma jürimiz tarafından doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Gül Özgünaltay
Hacettepe Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Tez danışmanı: Prof. Dr. Nuray Attar
Hacettepe Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Üye: Prof. Dr. Meserret Başeren
Hacettepe Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Üye: Prof. Dr. Engin Ersöz
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

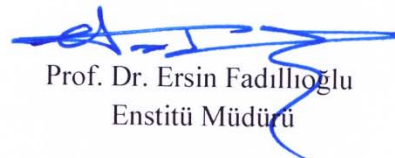


Üye: Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır
Hacettepe Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Ersin Fadılloğlu
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca bana bilgisini, özverisini ve her tür desteğini veren danışmanım Prof. Dr. Nuray Attar'a,

Tezin oluşum sürecinde bana yol gösteren ve emek harcayan önceki danışmanım Prof. Dr. Berrin Dayangaç'a, doktora programına başlamamda büyük payı olan Prof. Dr. Sevil Gürkan'a, her konuda ilgi ve yardımını benden esirgemeyen Prof. Dr. A. Rüya Yazıcı'ya,

Hacettepe Üniversitesi'ndeki doktora hayatım boyunca deneyim ve bilgilerinden yararlandığım Prof. Dr. Saadet Gökalp, Prof. Dr. Şükran Bolay, Prof. Dr. Gül Özgünaltay, Prof. Dr. Jale Görücü, Prof. Dr. Meserret Başeren, Prof. Dr. Arlin Kiremitçi, Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır'a,

Tez çalışmam boyunca benden yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Emir Baki Denkbaş, Ar. Gör. Ebru Erdal, Ar. Gör. Gökçe Bozokalfa, Ar. Gör. Umut Arslan ve bu tezin her aşamasında büyük emeği olan Ar. Gör. Tayfun Vural'a,

Asistanlığım boyunca birlikte çalıştığım, iyi ve kötü günlerimi paylaştığım araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Hiçbir zaman desteğini benden esirgemeyen aileme ve tez süreci boyunca canım oğluma fahri annelik yapan anneme çok teşekkür ediyorum.

ÖZET

İldem Üstüncü Ceylan, Titanyum dioksit nanotüplerin akışkan kompozit rezinin antibakteriyel, yüzey pürüzlülüğü, kesme bağlanma dayanıklılığı özelliklerine etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tedavi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2013. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, farklı yüzdelerdeki titanyum dioksit (TiO₂) nanotüplerin akışkan kompozit rezine eklenerek elde edilen rezinin *Streptococcus mutans*'a olan antibakteriyel etkinliğini, yüzey pürüzlülüğünü, mine ve dentine olan kesme bağlanma dayanıklılığını belirlemektir. Ticari titanyum dioksit nanopartiküllerden dehidrotermal uygulama ile titanyum dioksit nanotüpler elde edilip, metakrilik asit ile fonksiyonlaştırılmışlardır. Fourier transform infrared spektroskopisi ile fonksiyonlaştırılmış grupların karakterizasyonu yapılmıştır. Hazırlanan nanotüpler akışkan kompozit olan Aelite Flo LV 'nin içine çeşitli yüzdelerde (ağırlıkça %0,5, 1, 1,5, 2) eklenmiştir. Elde edilen kompozitin TEM görüntüleri alınmıştır. Nanotüp eklenmeyen akışkan kompozit rezinin kontrol grubu olarak kullanıldığı çalışmada toplam 5 grup oluşturulmuştur. Bu çalışma üç bölümden oluşmaktadır. Birinci bölümde, nanotüplerin antibakteriyel etkinliğini değerlendirmek için Biyofilm testi yapılmıştır. Her bir grup için disk şeklinde örnekler (6x1 mm) hazırlanıp (n=12), örneklerin yarısı (n=6) ultraviyole ışığına maruz bırakılmıştır. Tüm örnekler *Streptococcus mutans* ile inkübe edilmiş ve örneklerin üzerinde oluşan biyofilm değerlendirilmiştir. İkinci bölümde ise, her grup için disk şeklinde örnekler (10x1 mm) hazırlanmış (n=12) ve polisajları yapılmıştır. Optik profilometre ile örneklerin yüzey pürüzlülüğü belirlenmiştir. Çalışmanın üçüncü bölümünde, 150 adet çekilmiş insan premolar dişi kullanılmıştır. Dişler rastgele ikiye ayrılıp ilk grupta mine, ikinci grupta ise dentin açığa çıkacak şekilde zımpara ile düzleştirilmişlerdir. Mine ve dentin gruplarındaki örnekler (n=15), asitle pürüzlendirildikten sonra etch-and-rinse adeziv (One step) uygulanmıştır. Adeziv uygulanan diş yüzeylerine, çeşitli yüzdelerde TiO₂ nanotüp eklenmiş akışkan kompozit (Aelite Flo LV) bir jig yardımıyla yerleştirilmiştir. Kesme bağlanma dayanıklılığının belirlenmesinde, örnekler universal test makinesine yerleştirilip, diş ile kompozit bağlanma ara yüzeyine, kırılma gerçekleşene kadar kuvvet uygulanmıştır. Örneklerin kırılma tipleri stereomikroskop ile değerlendirilmiştir. Veriler, biyofilm testinde ANOVA ve

Kruskal Wallis ile, yüzey pürüzlülüğünün saptanmasında Kruskal Wallis, mine ve dentine bağlanma dayanıklılığı testinde ise Kruskal Wallis ve Mann Whitney U ile analiz edilmiştir. Ultraviyole uygulaması TiO₂ nanotüplerin antibakteriyel etkinliğini arttırmıştır ($p<0,05$). TiO₂ yüzdesi arttıkça, oluşan biyofilm azalmıştır. Ultraviyole uygulanmamış örneklerde antibakteriyel etkinlik gözlenmemiştir. %2 TiO₂ eklenmiş rezin grubunda en yüksek yüzey pürüzlülüğü ölçülürken ($p<0,05$), diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Artan yüzdelerde TiO₂ nanotüp eklenmesi, mineye bağlanma dayanıklılığını azaltmıştır ($p<0,05$). Kompozit rezine nanotüp eklemenin, dentine bağlanma dayanıklılığını etkilemediği gözlenmiştir. TiO₂ nanotüp eklenmiş akışkan kompozit rezin ultraviyole ışığı altında antibakteriyel etkinlik göstermiştir, düşük miktarlarda eklenen nanotüpler rezinin yüzey pürüzlülüğünü ve kesme bağlanma dayanıklılığını etkilemediği saptanmıştır.

Anahtar kelimeler: Titanyum dioksit nanotüp, akışkan kompozit, *Streptococcus mutans*, yüzey pürüzlülüğü, bağlanma dayanıklılığı

ABSTRACT

İldem Üstümkol Ceylan, The effect of Titanium dioxide nanotubes on flowable composite resin's antibacterial, surface roughness and shear bond strength properties, Hacettepe University Institute of Health Sciences PhD Thesis in Restorative Dentistry, Ankara, 2013. The aim of this *in vitro* study was to evaluate flowable composite resin's antibacterial activity against *Streptococcus mutans*, surface roughness, shear bond strength to enamel and dentin by adding various percents of Titanium dioxide nanotubes. Titanium dioxide nanotubes were synthesized by dehydrothermal treatment from commercially available titanium dioxide nanoparticles and functionalized with methacrylic acid. The functionalized groups were characterized with Fourier transform infrared spectroscopy. Prepared nanotubes were added in the flowable composite Aelite Flo LV with various percentages (0.5, 1, 1.5, 2% by weight). TEM images of the prepared composite were taken. 5 groups were designed in this study and flowable composite resin without nanotube was used as control group. This study was consisted of three parts. In the first part, Biofilm test was done to assess the antibacterial effect of nanotubes. Disc shaped specimens (6x1 mm) were prepared for every group (n=12) and the half of the specimens (n=6) were exposed to ultraviolet light. All of the specimens were incubated with *Streptococcus mutans* and the biofilm formed on the specimens were assessed. In the second part, disc shaped specimens (10x1 mm) were prepared for every group (n=12) and polished. The surface roughness of the specimens were measured by optic profilometry. In the third part of the study, 150 extracted human premolar teeth were used. The teeth were randomly divided into two groups, flattened with sandpaper exposing enamel in first group and dentin in second group. Specimens in enamel and dentin groups (n=15) were etched with acid and then etch-and-rinse adhesive (One step) was applied. Various percentages of TiO₂ nanotube added flowable composite (Aelite Flo LV), was placed to tooth surfaces adhesive applied, with the aid of a jig. Determining the shear bond strength, samples placed in a universal testing machine, the force applied to the adhesive interface between tooth and composite until fracture occurs. Stereomicroscope was used to analyze the samples' fracture mode. Data were analyzed by ANOVA and Kruskal Wallis in biofilm test, by Kruskal Wallis in surface roughness assessment, by Kruskal Wallis

and Mann Whitney U in bond strength to enamel and dentin. Ultraviolet improved TiO₂ nanotubes antibacterial effect ($p<0.05$). Increase in the percentage of TiO₂, decreased the biofilm formation. Antibacterial activity was not observed on the specimens that were not exposed to ultraviolet. The highest surface roughness was measured in the 2% TiO₂ resin group ($p<0.05$), there was no significant difference between the other groups ($p>0.05$). The addition of increasing percentages of TiO₂ nanotube, reduced enamel bond strength ($p<0.05$). It was observed that adding nanotubes to composite resin did not effect the bond strength to dentin. Containing TiO₂ nanotube composite resin exposed to ultraviolet light showed antibacterial activity, low amounts of nanotubes added to the resin did not affect the surface roughness and shear bond strength.

Key words: Titanium dioxide nanotube, flowable composite, *Streptococcus mutans*, surface roughness, bond strength

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xiv
TABLOLAR	xvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Mine Dokusu, Yapısı, Özellikleri	4
2.2. Dentin Dokusu, Yapısı, Özellikleri	5
2.3. Adezyon	6
2.4. Kompozit Resinler	7
2.4.1. Kompozit Resinlerin Yapısı	7
2.4.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	9
2.5. Yüzey Pürüzlülüğü	14
2.6. Diş Plağı	17
2.7. Antimikrobiyal ajanlar	25
2.8. Antimikrobiyal nanopartiküller	27
2.8.1. Metal nanopartiküller	27
2.8.2. Metaloksit nanopartiküller	28
2.9. Titanyum dioksidin ultraviyole (UV) ile fotoaktivasyonu	33
2.10. Titanyum dioksidin FTIR (Fourier transform infrared spectroscopy) ile karakterizasyonu	34
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER	35

3.1. Titanyum dioksit (TiO ₂) nanotüplerin sentezlenmesi	35
3.2. Sentezlenen TiO ₂ nanotüplerin fonksiyonlaştırılması	37
3.3. TiO ₂ nanotüplerin akışkan kompozit rezin ile karıştırılması	38
3.4. Bakteriyel biyofilm oluşum testi	40
3.4.1. Örneklerin hazırlanması	40
3.4.2. Bakteriyel biyofilm oluşumunun saptanması	41
3.5. Yüzey pürüzlülüğü testi	43
3.6. Kesme bağlanma dayanıklılığı testi	45
3.6.1. Örneklerin hazırlanması	46
3.6.2. Mineye kesme bağlanma dayanıklılığının saptanması	46
3.6.3. Dentine kesme bağlanma dayanıklılığının saptanması	49
3.6.4. Kırılma tipi analizi	51
3.7. İstatistiksel değerlendirme	52
4. BULGULAR	53
4.1. FTIR bulguları	53
4.2. Biyofilm testi bulguları	53
4.3. Pürüzlülük testi bulguları	56
4.4. Kesme bağlanma dayanıklılığı testi bulguları	63
4.4.1. Mine bulguları	63
4.4.2. Dentin bulguları	64
4.4.3. Mine ve dentin gruplarının karşılaştırılması	65
4.4.4. Kırılma tipi analizi bulguları	65
5. TARTIŞMA	69
6. SONUÇLAR	84
KAYNAKLAR	86
EKLER	112

SİMGELER VE KISALTMALAR

AFM	Atomic force microscope
Ag	Gümüş
BC	Benzalkonyum klorid
Bis-DMA	Bisfenol A dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol-A glisidilmetakrilat
Ca	Kalsiyum
° C	Santigrat derece
CH₂	Metilen
CHX	Klorheksidin Glukonat
CO₂	Karbondioksit
CPC	Setilpridinyum klorid
Cu	Bakır
CuO ve Cu₂O	Bakır oksit
dk	Dakika
e⁻	Elektron
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
F	Fluorür
FTIR	Fourier transform infrared spectroscopy
gr	Gram
Gr (+)	Gram pozitif
Gr (-)	Gram negatif
H⁺	Pozitif Hidrojen iyonu
HO₂·	Hiperoksit
H₂O	Su
H₂O₂	Hidrojen peroksit
ISO	International Organization for Standardization
K	Potasyum
KBr	Potasyum bromid
LED	Light emitting diode
M	Molar

mesh	Bir elekten geçebilen en büyük parçanın ölçüsü
mg	Miligram
MMA	Metil metakrilat
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekaire
mm³	Milimetreküp
MPa	Megapascal
mW	MiliWatt
µm	Mikrometre
µinch	Mikroinch
ml	Mililitre
MRSA	Metisilin dirençli Staphilococcus aureus
MS	Mutans Streptokokları
MSA	Mitis Salivarius Agar
Na	Sodyum
NaOH	Sodyum hidroksit
nm	Nanometre
O₂⁻	Süperoksit iyonu
OH⁻	Hidroksit iyonu
·OH	Hidroksil radikali
P	Fosfor
PBS	Fosfat tampon solüsyonu
pH	Power of Hydrogen (Hidrojenin gücü)
PO₄	Fosfat
PVC	Polivinilklorür
QADM	Kuaterner amonyum dimetakrilat
QTH	Quartz tungsten halogen
RNA	Ribonükleik asit
ROS	Reaktif oksijen türleri
Rpm	Revolutions per minute
s	Saniye
SEM	Scanning electron microscope

S.mutans	<i>Streptococcus mutans</i>
SiO₂	Silikon dioksit
TEGDMA	Trietilenglikol metakrilat
TEM	Transmission electron microscope
TiO₂	Titanyum dioksit
TTC	2,3,5-Triphenyltetrazoliumchloride
UDMA	Üretan dimetakrilat
UV	Ultraviyole
W	Watt
%	Yüzde
α	Alfa
γ	Gama

ŞEKİLLER

Şekil 2.8.2.1.	Rutil, anataz ve brokit formlardaki Titanyum dioksidin kristal yapıları	29
Şekil 2.8.2.2.	Elektronların değerlik bandından iletkenlik bandına geçişi	30
Şekil 2.9.	Elektromanyetik spektrum	33
Şekil 3.1.1 ve 3.1.2.	Sentezlenen TiO ₂ nanotüplerin TEM fotoğrafları (20 nm)	36
Şekil 3.2.	FTIR spektrometresi ile fonksiyonel grupların karakterizasyonu	37
Şekil 3.3.1.	Fonksiyonlaştırılmış TiO ₂ nanotüplerin hassas terazi ile tartılması	38
Şekil 3.3.2.	Akışkan kompozit	38
Şekil 3.3.3.	Akışkan kompozit rezinin TEM fotoğrafı (50 nm)	39
Şekil 3.3.4.	%1 TiO ₂ nanotüp eklenmiş akışkan kompozit rezinin TEM fotoğrafı (50 nm)	39
Şekil 3.4.1.1.	Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıp	40
Şekil 3.4.1.2.	Örneklerin UV ışığına maruz bırakılması	41
Şekil 3.4.2.1.	TTC solüsyonunun eklenmesi	42
Şekil 3.4.2.2.	Solüsyon ve disk eklenmiş tüpler	42
Şekil 3.4.2.3.	Bakterilerin inkübasyonu	43
Şekil 3.5.1.	Metal kalıp içindeki kompozit örneği	44
Şekil 3.5.2.	Swiss-Flex disk kiti	45
Şekil 3.5.3.	Optik profilometre cihazı	45
Şekil 3.6.2.1.	Polisaj cihazı	47
Şekil 3.6.2.2.	Polisajlanmış mine örneği	47
Şekil 3.6.2.3.	Fosforik asit	48
Şekil 3.6.2.4.	Etch-and-rinse adeziv	48
Şekil 3.6.3.1.	Polisajlanmış dentin örneği	49

Şekil 3.6.3.2.	Universal test cihazı	51
Şekil 3.6.4.	Stereomikroskop	51
Şekil 4.1.	FTIR ile fonksiyonel grupların karakterizasyonu	53
Şekil 4.2.1.	Grup 1'in alt gruplarının ortalama±standart sapma grafiği	55
Şekil 4.2.2.	Grup 2'nin alt gruplarının minimum, maksimum ve medyan değerleri grafiği	56
Şekil 4.3.1.	Grupların pürüzlülük minimum, maksimum ve medyan değerleri grafiği	57
Şekil 4.3.2.	Grup 1'in ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 1,959 µm olarak ölçülmüştür.	58
Şekil 4.3.3.	Grup 2'nin ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 1,798 µm olarak ölçülmüştür.	59
Şekil 4.3.4.	Grup 3'ün ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 1,735 µm olarak ölçülmüştür.	60
Şekil 4.3.5.	Grup 4'ün ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 2,152 µm olarak ölçülmüştür.	61
Şekil 4.3.6.	Grup 5'in ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 3,473 µm olarak ölçülmüştür.	62
Şekil 4.4.1.	Grupların mineye bağlanma dayanıklılığı minimum, maksimum ve medyan değerleri grafiği	64
Şekil 4.4.2.	Grupların dentine bağlanma dayanıklılığı minimum, maksimum ve medyan değerleri grafiği	65

- Şekil 4.4.4.1.** Mine örneklerinde %52 adeziv kırılma tipi gözlenmiştir. Adeziv kırılma, örneklerin kompozite daha zayıf bağlandığını gösterir. 66
- Şekil 4.4.4.2.** Mine örneklerinin %36'sında görülen kırılma tipi kohezivdir. Bu örneklerde adezyon daha güçlü gerçekleşmiştir. 67
- Şekil 4.4.4.3.** Mine örneklerinin %12'sinde karma başarısızlık gözlenmiştir. Kompozit materyal mine dokusuna iyi bağlanmıştır. 67
- Şekil 4.4.4.4.** Dentin örneklerinin %61,33'ünde adeziv tip başarısızlık izlenmektedir. Bu durum dentine bağlanmanın zayıf olduğunu gösterir. 67
- Şekil 4.4.4.5.** Dentin örneklerinin %30,66'sında görülen başarısızlık tipi kohezivdir. Kompozitin dentine oldukça güçlü bağlandığı söylenebilir. 68
- Şekil 4.4.4.6.** Dentin örneklerinin %8'inde karma tipte kırılma gözlenmiştir. Adeziv ve koheziv kırılmanın beraber görüldüğü bu örneklerin dentin dokusuna iyi bağlandığı söylenebilir. 68

TABLOLAR

Tablo 2.6.1.	Streptokok türleri	22
Tablo 2.6.2.	Mutans streptokok grubunun özellikleri	24
Tablo 2.8.2.	TiO ₂ ile fotodegradasyona uğrayan patojenik organizmalar	32
Tablo 3.5.	Çalışma grupları	44
Tablo 3.6.1.	Kesme bağlanma dayanıklılığı çalışmasında kullanılan materyaller	46
Tablo 3.6.2.	Mineye kesme bağlanma çalışması grupları	48
Tablo 3.6.3.	Dentine kesme bağlanma çalışması grupları	50
Tablo 4.2.	Biyofilm testinde grupların ortalama, $\pm$ standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri	54
Tablo 4.3.	Grupların ortalama, $\pm$ standart sapma, medyan, minimum ve maksimum pürüzlülük değerleri (Ra)	57
Tablo 4.4.1.	Grupların mineye bağlanma dayanıklılığı ortalama, $\pm$ standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri (MPa)	63
Tablo 4.4.2.	Grupların dentine bağlanma dayanıklılığı ortalama, $\pm$ standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri (MPa)	64
Tablo 4.4.4.	Kırılma tipi yüzdeleri	66

1. GİRİŞ

Estetik diş hekimliği kavramı ile beraber, dişle aynı renkte ve ışık geçirgenliğinde olan kompozit rezinlerin pratikte kullanımı yaygınlaşmıştır. Günümüze kadar bu materyallerin fiziksel, mekanik ve antibakteriyel özelliklerini geliştirmek üzere araştırmalar yapılmaya devam edilmektedir.

Üreticiler farklı yapılarıdaki kompozit rezinleri kullanıma sunmaktadırlar ve aynı kategoride ya da aynı üreticinin ürünleri olan kompozitlerin bile doldurucu partiküllerinin boyut, şekil ve bileşimlerinde büyük farklılıklar görülebilmektedir (1).

Son yıllarda, nanoteknoloji sayesinde yeni kompozit rezinler geliştirilmektedir. Mikrofil kompozitlerin estetik özellikleri ve hibrit kompozitlerin mekanik özellikleri, yeni nanodoldurucu teknolojilerinden faydalanılarak birleştirilmiş ve nanokompozitler kullanıma sunulmuştur (2,3). Kompozit materyallerin, restorasyon ömrü, bağlanma dayanıklılığı ve estetiği gibi klinik performansları geliştirilirken, son zamanlarda bu materyallere antibakteriyel özellik sağlamaya odaklanılmıştır (4).

Fissür örtücüler, fluorür uygulamaları, antimikrobiyal ajanların kullanımı ve diyetin kontrol altına alınması gibi birçok diş çürüğünden korunma yöntemleri vardır. Bu yöntemler arasında olan antimikrobiyal ajanlar, plak oluşumunu durdurma, plak biyokimyası ve ekolojisini değiştirebilme özelliklerinden dolayı sıklıkla kullanılmaktadır (5,6). Uzun süreli antiplak ajan kullanımında, dirençli bakteri suşları oluşabilir ve dişlerde boyanmalar meydana gelebilir (7).

Karmaşık ve dinamik bir mikrobiyal ekosistem olarak tanımlanan dental biyofilm, diş çürüklerinin ve periodontal hastalıkların gelişiminde önemli role sahiptir (8). *S.mutans*'ı içeren oral streptokoklar plağın esas oluşturucularıdır (9). *S.mutans*, yüksek asidojenitesi ve karbonhidratları laktik asit, format, etanol ve asetata fermente edebilmesine bağlı olarak diğer streptokoklara göre oldukça karyojenik bir patojendir (10).

Biyofilmler tükürük, beslenme faktörleri, oluştukları yüzeyin enerjisi ve pürüzlülüğü ile kullanılan materyallerin antibakteriyel özelliklerinden etkilenerek meydana gelirler. Yüzey kalitesi bir restorasyonun başarısını etkileyen en önemli

etkenlerden birisidir (11,12). Literatürde birçok çalışmada, bakterilerin pürüzlü yüzeylere daha fazla tutunduğu rapor edilmiştir (13,14). Kompozitlerde doldurucu tipinin ve oranının, rezinin yüzey pürüzlülüğünde etkisinin olduğu gösterilmiştir (15).

Nanomateriyaller, 100 nm ya da daha küçük boyuttaki tasarlanmış yapılardır. Bu materiyallerin doldurucu, opaklaştırıcı, katalist, yarı iletken, kozmetik, mikroelektronik ve ilaç taşıyıcısı olarak ticari amaçlı kullanımları artmaktadır (16).

Yapılan yeni çalışmalarda nanopartiküllerin antimikrobiyal etkinliği rapor edilmiştir (17-19). Nanopartiküllerin boyutu ve antimikrobiyal aktivitesi arasında ters orantı vardır. 1-10 nm arasındaki nanopartiküller, bakterilere karşı en yüksek biyosidal etkiyi göstermektedir (20,21).

Partikül ne kadar küçülürse, yüzey alanının hacmine oranı artar ve böylece kimyasal reaktivitesi ve biyolojik aktivitesi çoğalır. Nanomateriyallerin kimyasal reaktivitesinin fazla olması, serbest radikal içeren reaktif oksijen türlerinin (ROS) oluşmasını artırır (16).

Antibakteriyel özellik gösteren tüm nanomateriyallerin içinde en etkili metalik nanopartiküllerdir (20). Son yıllarda, fotokatalitik etkisinden en çok yararlanılan metal nanopartiküllerden biri de Titanyum dioksittir (TiO_2). Titanyum dioksidin fotokatalizi ile virüslere, Gr (+) ve Gr (-) bakterilere hatta kanser hücrelerine bile inhibisyon etkisi sağlanır (22). TiO_2 , hücre membran ya da duvarında yıkıma neden olur ve sızıntı oluşturarak hücreye yapısal zarar verir (23). TiO_2 partikülleri küçüldükçe, daha hızlı hücre içi hasara yol açmaktadırlar (24). 385 nm'den küçük dalga boyuna sahip ultraviyole ışığına maruz bırakılan anataz kristal yapıdaki TiO_2 'in, elektronlarında uyarılma sonucu bir elektron boşluğu oluşur. Uyarılmış elektron, oksijen gibi bir elektron alıcısıyla reaksiyona girip, süperoksit iyonlarını (O_2^-) meydana getirir. Değerlik bandındaki pozitif boşluk, hidroksil radikallerini ($\cdot\text{OH}$) üretmek üzere H_2O veya OH^- ile reaksiyona girebilir. Reaktif oksijen türleri ve radikaller yakındaki organik molekülleri CO_2 ve H_2O bileşenlerine ayırabilir (25).

Diş hekimliğinde *S.mutans* diğer bakterilerle karşılaştırıldığında klinik olarak son derece büyük öneme sahipken, metal içeren nanopartiküllerin bu organizma üzerine etkisini rapor eden kısıtlı sayıda çalışma vardır (26).

Restoratif materyallerin yapısal özellikleri, restorasyonun klinik başarısını etkilemektedir. Bu nedenle restoratif materyaller, materyalin temel özelliklerine yönelik fiziksel testler ile değerlendirilmektedir (27).

Estetik restorasyonların başarısı, büyük oranda diş dokusuna iyi bağlanmasına bağlıdır. Nanotüplerin hacimlerine göre yüksek yüzey alanları vardır. Böylece, fiziksel ve mekanik özelliklerin artmasına yol açabilirler (28). Nanotüplerin boşluklu yapısı, tübün iç ve dış yüzeyleriyle matriksin ekstra kilitlenmesini sağlayabilir (29).

Akışkan kompozitlerin karakteristik özelliği, kavite iç duvarlarına daha iyi adaptasyon ve kolay yerleşimi sağlayan düşük doldurucu oranı ve yüksek akışkanlıklarıdır (30). Düşük doldurucu içeriklerinden dolayı çoğu ticari akışkan kompozit, okluzal kuvvetler karşısında yetersiz dayanıklılığa sahiptir (30,31).

Bu tez çalışmasının amacı; farklı yüzdelerde TiO_2 nanotüp eklenmiş akışkan kompozit rezinin *S.mutans*'a olan antibakteriyel etkinliğini, yüzey pürüzlülüğünü, mine ve dentine olan kesme bağlanma dayanıklılığını *in vitro* olarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mine Dokusu, Yapısı, Özellikleri

Ektoderm kaynaklı ameloblastlar tarafından oluşturulan mine, diş dokusunun en dış tabakasıdır. Dişi çepeçevre saran mine farklı bölgelerde farklı kalınlıktadır (32).

Kalsiyum hidroksiapatit mine dokusunun temel bileşeni olup, dokunun hacimce %88-90'ını ve ağırlıkça %95-96'sını oluşturur (33). Mine dokusu bileşenlerinin hacimce %6, ağırlıkça %1-2 olan diğer kısmı ise organikdir. Geriye kalan %4'lük kısım ise sudur. Mine, gözenekli yapıda olmasından dolayı küçük asit molekülleri, florür, kalsiyum (Ca), fosfat (PO₄) gibi çeşitli iyonları ölçülebilir oranda yapısına alır ve bu sayede demineralizasyon ve remineralizasyon potansiyeli gösteren bir dokudur (32). Organik yapı, minenin gelişimi sırasında hidrolize olur ve yerini minerallere bırakır. Mineralizasyonun sürmeden önce tamamlanması karmaşık bir olaydır. Mine-dentin sınırından başlayan minenin mineralizasyonu, mine yüzeyine doğru ilerler (34).

Yapısal olarak mine dokusu, çok sayıda mine prizmasından, prizma kınından ve bunların arasını dolduran interprizmatik matriksten oluşur. Her bir prizma, ameloblastların aktivasyonu sonucu oluşmuştur. Bir dişin minesinde bulunan prizma sayısı 5-12 milyon arasındadır ve arka dişlere doğru prizma sayısı giderek artar. Mine prizmaları arasında yer alan boşluklar geniş olup organik madde ve sudan oluşan matriks ile doldurulmuştur. Mine prizmaları sıkıca paketlenmiş, dalgalı bir şekilde örtülmüştür ve her biri mine dentin birleşiminden dişin dış yüzeyine doğru uzanır ve enine kesitlerde sonlandıkları yerde anahtar deliği görünümü verirler (32,35).

Mine yüzeyindeki çeşitli kusurlar (perikimati çizgileri, gelişimsel olarak derin olan pit ve fissürler, hipoplastik kusurlar) plağın tutunmasına yol açar. Yüzeydeki pellikülün organik tabakası 1-3 µm mine içine doğru penetre olur ve iyon değişimi meydana gelir. Ayrıca pellikül, bakteri plağının da mine yüzeyine yapışmasını sağlayarak bakteriyel kolonizasyona yardımcı olur (36).

2.2. Dentin Dokusu, Yapısı, Özellikleri

Dentinin mineye göre mineral içeriği az, organik içeriği fazladır. Dentin dokusu ağırlıkça %12 su, %18 organik materyal ve %70 inorganik materyalden oluşmaktadır. Organik yapının %90'ını Tip 1 kollajen, %10'luk kısmını ise kollajenöz olmayan proteinler, büyüme faktörleri ve proteoglikanlar oluşturur ve inorganik yapının büyük bir bölümü hidroksiapatit kristallerinden meydana gelir (37-39). Dentinde bulunan hidroksiapatit kristalleri minedekinden daha küçük olup, %4-5 oranında karbonat içerirler (40). Dentinin yapısında kalsiyum fosfor tuzları, kalsiyum sülfat, amorf kalsiyum fosfat bileşikler, florür, bakır, demir, çinko gibi eser elementler de bulunmaktadır (39,41).

Dentin dokusu heterojen bir yapıya sahiptir çünkü içeriğini oluşturan materyaller dentinin her bölgesinde aynı yoğunlukta bulunmaz (35).

Dentinin mineralize matriksi odontoblastlar tarafından oluşturulmuştur. Dentinde odontoblastik uzantılar pulpadan mine dentin birleşimine kadar uzanan dentin kanalları içerisinde bulunurlar. Bu kanallar, dentinde en yüksek mineral yoğunluğuna sahip kısım olan peritübüler dentin ile çevrilidir (42). Kanalların arasında peritübüler dentine oranla daha az mineralize olan intertübüler dentin yer almaktadır (40). Dentin kanallarının pulpaya yaklaştıkça yoğunluğu artar (43.000-65.000 kanal/mm²), mine dentin birleşiminde ise bu yoğunluk azalmaktadır (15.000-20.000 kanal/mm²). Ayrıca pulpaya yakın olan dentin kanallarının çapı 2,5 µm iken, mine-dentin birleşiminde bulunan kanalların çapı 0,8 µm'ye kadar düşmektedir (35,37,43).

Kavite preparasyonu sırasında frez ya da benzeri kesici el aletleri ile yapılan kesme ve aşındırma işlemleri sonucunda dentin yüzeyi kan, tükürük, bakteri, hidroksiapatit kristalleri ve denature kollajenden oluşan smear tabakası ile kaplanır. Dentin ve pulpa dokusunu irritasyonlara karşı koruyan bu tabaka yaklaşık 1-5 µm kalınlıkta olup gözenekli ve amorf görünümündedir. Bu tabakanın dentin kanallarının ağzını kısmen tıkaması ile smear tıkaçları oluşur (44).

2.3. Adezyon

Kökeni Latince olan adezyon, farklı moleküller arasındaki çekim kuvveti demektir. Adezyonu oluşturan maddeye adeziv, adezivin uygulandığı yüzeye ise aderent denmektedir.

Kavite preparasyonunu daha konservatif bir hale getirmek, mikrosızıntıyı önlemek ve dentin duyarlılığını azaltmak için kompozit rezinlerle dişin sert dokuları arasında adeziv bir bağlanmaya gereksinme vardır (44). İlk defa 1955 yılında Buonocore'un asit uygulama tekniğini geliştirip mine yüzeyinde pürüzler oluşturmayı başarması sayesinde günümüzde bu bağlanma, mine ve dentin dokusunun asitle pürüzlendirilmesi sonucu yüzeyde oluşan girinti ve çıkıntılar arasına rezinin girmesi ile gerçekleşir (44,45).

Minede pürüzlendirme sonucunda smear tabakası uzaklaşır ve mine prizmalarının çözünmesi sonucu yüzeyde tipik olarak balpeteği görünümünde boşluklar oluşur. Dentin pürüzlendirildiğinde ise, smear tabakası ve doku yüzeyindeki hidroksiapatit mineral faz uzaklaşarak, alttaki kollajen fibril ağının açığa çıkmasını sağlar (46).

Kompozit rezinler visköz oldukları için, asitle pürüzlendirilmiş yüzeylerde oluşan mikroskobik girinti ve çıkıntılara penetre olamazlar. Penetrasyonu sağlamak amacı ile polimer matriksten oluşan ve diğer polimerlerle dilüe edilerek akıcılığı sağlanan bonding sistemler üretilmiştir (44).

Günümüzde kompozit rezinler için kullanılan bonding ajanları etch-and-rinse ve self-etch sistemler olarak ikiye ayrılır. Etch-and-rinse adezivler asit, primer ve bond ayrı şişelerde olmak üzere 3 aşamalı ya da primer ile bondun birleştiği 2 aşamalı sistemlerdir. Self-etch adezivler ise asit ve primerin birleşip bondun ayrı kullanıldığı 2 aşamalı veya asit, primer ve bondun hepsinin aynı şişede olduğu tek aşamalı sistemlerdir.

Primer ve adeziv formülasyonları, tipik olarak rezin monomerlerin, ışık, kimyasal ya da dual cure initiatorleri ve diğer katkı maddelerinin karışımını içerirler. Primer ajanları adeziv metakrilat monomerleri ile kopolimerize olan en az bir

hidrofilik metakrilat monomer içerirler. Self-etch primerlerde dokuyu pürüzlendirmek için hidrofilik monomerler asidiktir (46).

Primer, kollajen fibrillerin dizilişini değiştirerek adeziv bağlanma için yüzeyi hazırlar ve monomer penetrasyonunun daha etkili olmasını sağlar. Asit uygulanmış başka bir deyişle demineralize olmuş dentindeki artık smear tabakası arasından geçen primer, eriyen hidroksiapatit kristallerinin bıraktığı boşlukları doldurur ve intertubuler dentindeki kollajenler çevresinde ağ biçiminde 1-5 µm kalınlığında bir tabaka oluşur. Kollajen, kopolimer ve polimer ile sarılmış hidroksiapatitten oluşan rezinle güçlendirilmiş, aside dirençli bu tabakaya **hibrit tabaka** denir (44).

2.4. Kompozit Rezinler

2.4.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler başlıca 3 ana yapıdan oluşurlar:

- 1-Organik Matriks fazı (continuous phase)
- 2-İnorganik faz (dispersed phase)
- 3-Ara faz (coupling agent) (44).

Organik matriks fazı

Rezin matriksi oluşturan yapılar, monomer sistem, serbest radikal polimerizasyonu için başlatıcılar, ultraviyole stabilizatörler ve inhibitörlerdir.

Monomer sistem

1962 yılında Bowen, dental kompozitlerde matriks olarak kullanılmak üzere glisidil metakrilat ve Bisfenol A epoksi içeren monomeri geliştirmiştir (47,48). Bisfenol-A glisidilmetakrilat (Bis-GMA) olarak bilinen bu monomer yapı oldukça visközdür. Viskozitenin azaltılması için trietilen glikol metakrilat (TEGDMA) monomer, matrikse ilave edilmiştir (49). UDMA, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında daha iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan bir monomerdir (50). Daha sonraları, düşük molekül ağırlığına sahip monomerler; bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) ve metil metakrilat (MMA) matriks yapısına eklenmiştir (51).

Polimerizasyon başlatıcılar (initiatör/akseleratör)

Kompozitler ışıkla veya kimyasal olarak aktive edilebilirler.

Işıkla sertleşen kompozitlerde initiatör olarak kamforokinon gibi diketon fotoaktivatörler; 4-N,N-dimetilaminofenitil alkol gibi tersiyer alifatik aminlerle birlikte kullanılır (51,52).

Kimyasal aktivasyonda ise oda sıcaklığında organik aminin organik peroksit ile reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturması ve onların da karbon çift bağlarına reaksiyonu sonucunda polimerizasyon gerçekleşir (53).

İnhibitörler

Normal saklama koşullarında dimetakrilat monomerlerin kendiliğinden polimerize olmasını engellemek için kompozit rezinlerin içerisinde polimerizasyon önleyiciler bulunur. Polimerizasyonu önlemek amacıyla hidrokinon monometileter ve bütül hidroksitoluen kullanılır (51).

Ultraviyole stabilizatörler

Kompozit rezin matriks içerisine ultraviyole stabilizatörleri, polimerize olmayan artık ürünlerin ultraviyole ışığın etkisi ile renklenmeye yol açmasını engellemek için ilave edilir.

2-hidroksi-4- metoksi benzofenon en çok kullanılan UV stabilizatörüdür (51).

İnorganik faz

Değişik şekilde ve boyutta doldurucular rezinlerin yapısına eklenir. İnorganik doldurucular, kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin ana belirleyicisidirler. Doldurucu partiküllerin boyutları ve miktarları, kompozitin tipini ve klinikte kullanım alanını belirlemektedir (54).

İnorganik faz, organik matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, kolloidal silika, boroksilat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko ve yitriyum cam, baryum alüminyum silikat, stronsiyum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur (44).

Kompozit rezinlerin radyoopak görüntü vermesi ve aşınmaya dirençli olması için stronsiyum, baryum, çinko ve zirkonyum doldurucuların yapısına ilave edilmiştir.

Silika partikülleri, kompozit rezinin yapısını güçlendirir, ışığı geçirir ve yayar, mineye benzer yarı şeffaf özellik kazandırır. Saf silika, kristalin (kristobalit, tridimit veya kuartz) ve nonkristalin (cam) formlarında bulunur. Kristalin formları daha serttir ve kompozit rezinin bitirme ve polisaj işlemini zorlaştırır. Bu nedenle kompozitler günümüzde silikanın nonkristalin formu kullanılarak üretilmektedir (44,55).

Baryum, çinko ve yitriyum-modifiye silikat camlar en popüler dolduruculardır (56).

Ara faz

Kompozit rezinlerde, mekanik ve fiziksel özellikleri güçlendirmek için, inorganik doldurucu partiküllerle, rezin matriksin iyi bağlanması gerekmektedir. Bu bağlantı, üretim sırasında inorganik faz ile organik faz karıştırılmadan önce, doldurucu partiküllerin yüzeyine bağlayıcı ajanın uygulanması ile sağlanır. En sık kullanılan bağlayıcı ajan silan olarak adlandırılan organik silikon bileşikleridir (53).

Silan bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonludur; bir ucu silika partikülleri yüzeyi boyunca uzanan hidroksil gruplarına, diğer ucu ise matriksteki monomerlerin çift bağları ile bağlanır. Silan bağlayıcı ajanlar en iyi silika partikülleri ile bağlantı sağlarlar. Bu nedenle kompozitlerin çoğunda silika içeren doldurucular kullanılmıştır. Silan bağlama ajanları rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği gibi rezin-partikül ara yüzü boyunca su geçişini engelleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, rezinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (44).

2.4.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Lutz ve Phillips 1983 yılında kompozit rezinlerin ilk sınıflandırılmasını doldurucu boyutlarına göre yapmışlardır (57). Günümüzde kompozit rezinler inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (44).

İnorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kompozitlerin içindeki doldurucu partiküllerin oranı, ağırlık veya hacim yüzdesi olarak ifade edilir (58).

50-100 μm inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne sahip kompozitlere megafil kompozit rezinler denir. 1960’larda geliştirilen makrofil kompozitlerin doldurucu partikülleri 10-100 μm arasındadır. Makrofil kompozitler, **geleneksel** veya **büyük partiküllü kompozitler** olarak adlandırılırlar (44,59). Bu kompozitlerde inorganik doldurucular kuartz partikülleridir. Partiküllerin ortalama boyutları 8-12 μm arasındadır ve yapı içerisinde ağırlıkça %70-80, hacimce %60-70 oranında bulunmaktadır (60). Partiküller büyük ve sert olduğundan, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına yol açıp yüzey pürüzlülüğü ve renklemeler oluşturur (44,56).

1970’lerde inorganik partikül büyüklüğü 0,01-0,1 μm olan mikrofil kompozitler üretilmiştir (59). Mikrofil kompozitler bitirme ve cila işlemlerinden sonra oldukça düzgün bir yüzeye sahip olduklarından *fine finishing* ya da *polishable* kompozitler olarak isimlendirilirler. Ancak bu kompozitlerin kırılma dayanıklılıkları ve mekanik özellikleri oldukça zayıftır (44). Daha sonra inorganik partikül büyüklüğü 1-10 μm olan midifil kompozitler üretilmiştir (44,59). Bu kompozitler mikrofil kompozitlerden daha dayanıklı olup, makrofil kompozitlere göre daha iyi cilalanabilirler (59).

Partikül büyüklüğü 0,1-10 μm olan kompozitlere minifil veya küçük partiküllü kompozit rezinler denir. Partiküller matriks içerisinde serbestçe dağılabildiğinden, partikül miktarı artmış ve yüzdesi ağırlıkça %75-85’e ulaşmıştır. İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü 0,005-0,01 μm olan kompozitler, nanofil kompozitlerdir.

1980’lerde midifil, minifil veya mikrofil partiküller içeren hibrit kompozitler kullanılmaya başlanmıştır. “Hibrit” tanımı submikron boyuttaki (0.04 μm) inorganik doldurucu partiküller ile küçük partiküllerin (1 μm -4 μm) karışımını ifade etmektedir. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşısa da, büyük partikül hibrit kompozitin adını belirler. Ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 1 μm ve üzeri

olanlar hibrit; ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 1 μm 'nin altında olanlar mikrohibrit olarak tanımlanır. Hibrit kompozitlerde yüksek doldurucu oranının sağlanması ile aşınma direnci ve dayanıklılık arttırılmıştır (59). Mikrohibrit kompozitlere daha küçük partiküllerin ilave edilmesi onları geleneksel hibrit kompozitlerden ayırmaktadır ve daha iyi cilalanabilme sağlamaktadır. Ancak, mikrohibrit kompozitlerin fiziksel özellikleri geleneksel mikrofil kompozitlerden üstün olmasına rağmen, cilalanabilirlikleri daha iyi değildir (59).

Günümüzde nanodoldurucuların geliştirilmesi ile nanohibrit kompozit rezinler üretilmiştir. Nanohibrit kompozitler nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0,005–0,01 μm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin kombinasyonunu içermektedir. Nanohibritler, mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozitlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini bir arada bulunduran hem ön hem de arka dişlerde kullanılan kompozit rezinlerdir (3,61). Nanokompozitler olarak adlandırılan bu yeni geliştirilmiş materyaller, kompozit üretiminde dayanım ve estetik kalite özelliklerini birleştiren nanoteknolojiyi kullanırlar (62).

Nanoteknoloji ve Nanokompozitler

Nano kelimesi Latince cüce kelimesinden türemiştir. Nano terimi milyarda biri, nanometre ise metrenin milyarda birini ifade eden bir ölçü birimidir (63). Nanoteknoloji; moleküler nanoteknoloji veya molekül mühendisliği olarak da isimlendirilmektedir. Bilim ve teknoloji alanındaki 0,1 nm ile 100 nm arasındaki büyüklükler nanoteknoloji olarak tanımlanmıştır (64,65).

İnorganik doldurucuları nano boyutta olan kompozitler, nanokompozit olarak isimlendirilir. Nanopartiküllü kompozit rezinlerin organik yapısı, geleneksel ve hibrit kompozitlerinkine benzeyen polimer yapılardan oluşmaktadır. Nanopartiküllerin üretimi ise geleneksel partiküllerin üretiminden farklıdır. Nanopartikül teknolojisinde partikül, atomun atoma, molekülün moleküle eklenmesi ile elde edilir (66). Nanopartiküller nanomerler ve nano kümecikler (nanocluster) olmak üzere iki ayrı kısımdan oluşmaktadır (62). Nanomerler 5–75 nm boyutlarında, bir araya getirilmemiş (non aggregated) ve toplanmamış (non agglomerated) tek tek bulunan silika partiküllerini ifade etmektedir.

Silan ile muamele gören doldurucular rezine bağlanırlar. Nanodoldurucular geleneksel mikrodolduruculara göre daha küçük olduklarından, organik yapı ile temas eden yüzey alanının artmasına ve inorganik faz-organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olduğu bildirilmiştir (62,66). Partiküller nano düzeyde olduğundan nanokompozitler daha yüksek oranda doldurucu içerebilirler. Yüksek oranda doldurucu içerik sonucunda azalmış polimerizasyon büzülmesi, artmış bükülme ve kırılma dayanıklılığı sağlanır (66).

Kompozitin organik yapısına katılan nano kümecikler ise zirkonyum ve silika partikülleri olmak üzere iki farklı doldurucu tipine sahiptir. Nanokümecikler 50 nm'den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile oluşturduğu 20-75 nm boyutundaki yapılardır. Nano kümecikler, restorasyona gelen kuvvetler karşısında tek bir büyük partikül şeklinde direnç gösterirler ve restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomerik düzeyde kopmalar oluşur (66).

Nanofil kompozitler nanometrik boyutta partiküllerin rezin matriksin içine ilavesi şeklinde üretilirken, nanohibrit kompozitler ise nanometrik boyutta partiküllerin geleneksel teknoloji ile üretilen partiküllerle birleşimi ile elde edilirler (3). Nanohibrit kompozit rezinlerin doldurucu ağırlığı ve hacmi hibrit kompozitlerle benzerdir (67).

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

I-Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler:

İki pattan oluşurlar. Birinci patta kimyasal polimerizasyonu başlatmak için benzoil peroksit, diğerinde ise tersiyer amin bulunur. Bu iki pat karıştırıldığında serbest radikaller ortaya çıkar ve polimerizasyon sürecini başlatır. Çalışma zamanı polimerizasyon zamanına bağlıdır. Karıştırma hazırlama sırasında homojen yapılamazsa tüm kompozit kütlelerinde düzgün bir biçimde polimerizasyon reaksiyonu gerçekleşemeyebilir (68).

II. Işıkla polimerize olan kompozitler:

Işık ile aktive olan kompozit rezinler kamforakinon içeren tek bir pat sisteminden oluşup, görünür ışıkla polimerize olurlar. Kamforakinon yaklaşık 470 nm dalga boyu ışığa maruz kaldığında, amin ile reaksiyona girer ve serbest radikaller oluşup, monomerin polimerizasyon reaksiyonu başlar (44). Günümüzde genellikle

QTH (quartz tungsten halojen) ve LED (light emitting diode) ışık kaynaklarından elde edilir (69). Işık ile polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi ışık kaynağına doğru olur. Bu durum kompozitin kenar uyumunda sorunlara yol açabilir. Bu olay asitle pürüzlendirme ve adeziv sistemlerin uygulanması ile bir miktar önlenir (44).

Bu sistemlerde çalışma zamanı hekimin kontrolü altındadır.

III. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler:

Hem ışık hem de kimyasal olarak aktive olan kompozit rezinlerdir. İki ayrı pat formunda bulunurlar. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu sistemler, özellikle rezin simanlarda kullanılmaktadır (44).

Viskozitelerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Kondanse Olabilen Kompozitler

Kondanse olabilen kompozit rezinler, 1990'ların sonunda amalgam gibi kaviteye basınç uygulayarak yerleştirilebilen kompozitler geliştirmek amacı ile üretilmişlerdir. Kavite duvarlarına daha iyi adaptasyonları ve komşu dişle daha iyi ara yüz teması oluşturmaları Sınıf II kavitelerde başarılı bir şekilde kullanımlarını sağlar (70,71).

Kondanse olabilen kompozit rezinlerin doldurucu miktarı fazla ve doldurucuların dağılımı geleneksel kompozitlerden farklı olduğu için viskoziteleri yüksektir ve yapışkanlıkları azdır (60). Ancak kondanse olabilen kompozitlerin geleneksel hibrit kompozitlerden daha büyük doldurucu partikül içermesinden dolayı, polisaj sonrasında daha pürüzlü bir yüzey elde edilir ve bu yüzden kondanse olabilen rezinlerin kullanımları arka dişlerle sınırlanır.

Akışkan kompozitler

Küçük partiküllü doldurucu içeren kompozit rezinler ile hibrit rezinlerin karışımından elde edilen akışkan kompozitler, 1995'ten bu yana kullanılmaktadır.

Akışkan kompozitler;

- Pit ve fissür koruyucu olarak,

- Kule aşınma ve çürüklerinin restorasyonlarında,
- Küçük Sınıf III kavitelere,
- Elastisite modülü düşük olduğu için servikal lezyonlarda,
- Sınıf II kavitelere aproksimal kavitenin ilk tabakası olarak, özellikle *packable* kompozitlerin altında stres kırıcı bir bariyer olarak,
- Posterior kompozitlerin bitiminden sonra restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikroçatlakların kapatılmasında,
- Mine defektlerinin tedavisinde,
- Amalgam, kompozit ve porselen kronlarda veya çiğneme kuvvetinden uzak alanlarda oluşan küçük kırıkların tamirinde, air abrazyon preparasyonlarının restorasyonlarında
- Dentin hassasiyetinin tedavisinde kullanılırlar (44,72-74).

Kompozitin akışkanlığı, içerdiği doldurucu oranının azaltılması ile sağlanmıştır. Akışkan kompozitler mikrofil kompozitlerin birçoğundan daha az doldurucu içerirler (75). İçeriklerindeki rezin miktarının artması ile kaviteye daha iyi adapte olurlar. Hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında rezin matriks miktarının fazla olması polimerizasyon büzülmesi ve aşınmanın artmasına, dayanıklılığın ise azalmasına neden olmuştur (44,72,73,76). Geleneksel akışkan kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri standart hibrit kompozit rezinlerden daha düşüktür (72). Akışkan kompozitler ile pit ve fissür koruyucular arasındaki en önemli fark, akışkan rezinlerin daha yüksek doldurucu oranına sahip olmasıdır.

Yeni nesil akışkan kompozit rezinlerin doldurucu miktarı daha yüksektir ve Sınıf I,II, III, IV ve V kavitelere, özellikle konservatif kavite preparasyonlarında uygun restoratif materyaldir (50). Akışkan kompozit rezinlerin, klinik kullanımları özel uygulama teknikleri nedeni ile hızla artmaktadır.

2.5. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin özelliklerine ya da elde edilme yöntemine bağlı olarak oluşan yüzey dokusundaki düzensizliklerdir (77). Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü; plak birikimi, renklenme, aşınma ve estetik görünümünde temel etkindir (78). Pürüzlü yüzeyler sürtünme katsayısını artırır (79). Ayrıca

pürüzlü yüzeyler kırılmaya daha yatkındırlar. Bu nedenle yapılan bir çalışmada yüzeyi düzgün hale getirerek kırılma riskinin azaltılabildiği rapor edilmiştir (80).

Dişin yüzey enerjisi biyofilm oluşumu için önemlidir. Pürüzlü yüzeyler, yüzey enerjileri fazla olduğundan biyofilm oluşumuna yatkındırlar. Ayrıca ağız içindeki bakterilerin büyük bir kısmının hidrofobik yüzey özelliklerine sahip olduklarından, biyofilm oluşumunu hızlandırdıkları rapor edilmiştir (81-83).

Yüzeyi düzgün olan kompozit rezin restorasyonlarda plak retansiyonu azalır. Böylece gingival irritasyonların, yüzeyde oluşan renklenmelerin, hasta memnuniyetsizliğinin ve rekürrent çürüklerin önüne geçilebilir (11,84-87).

Kompozit rezinlerin doldurucu tipi ve oranı yüzey pürüzlülüklerini etkilemektedir (42). Bitirme işlemlerinden sonra kompozit rezin restorasyonların yüzeyinde eşit miktarda aşınma görülmez ve doldurucu partiküllerinin arasında çukurcuklar gözlenmektedir. Özellikle büyük partiküllere sahip makrofil kompozit rezinlerin yüzeylerinde daha büyük çukurcuklar oluşur ve böylece daha fazla pürüzlülük gözlenir. Mikrofil kompozitlerde ise doldurucu partiküller daha küçüktür ve bu sayede yüzey daha parlak ve pürüzsüz görünür. Hibrit ve küçük partiküllü kompozit rezinlerde de parlak ve düzgün bir yüzey elde edilebilir ama mikrofil kompozitler kadar kolay cila yapılamamaktadır (88).

Klinik olarak en iyi fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklere yüksek miktarda doldurucu partikül içeren kompozit rezinler sahipken, küçük partiküller içeren rezinler ise bitirme ve cila işlemleri yönünden üstünlük gösterirler (89). Nanokompozitlerde kullanılan partiküller mikrohibrit kompozitlerde kullanılan partiküllerden daha küçüktür. Nanokompozitler nanoteknoloji sayesinde daha yüksek doldurucu içermektedirler. Nanokompozitlerin yüzeyinde daha fazla ve daha küçük partiküller bulunduğundan, bu rezinler daha düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerine sahiptirler (90). Nanokompozitlerin yüzeyindeki kopmalar hibrit kompozitlerde görüldüğü gibi büyük parçacıkların kopması şeklinde olmayıp, nanopartiküllerin güçlü kimyasal bileşimi sayesinde, kendi içinde daha küçük parçalara ayrışması şeklinde meydana gelmektedir (66).

Yüzey Pürüzlülüğü Ölçme Yöntemleri

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirilmek amacıyla yüzey profili analizi (Profilometre) gibi sayısal yöntemler ve tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) gibi nitel yöntemler kullanılmaktadır. Son yıllarda ise yeni bir yöntem olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) da yüzey pürüzlülüğü ölçümünde kullanılmaktadır (91).

Profilometreler

Mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tipte profilometre bulunmaktadır. Her ikisinde de benzer pürüzlülük parametreleri kullanarak sayısal ölçümler yapılmaktadır (92).

I-Mekanik Profilometreler

İki-boyutlu ölçüm yapan mekanik profilometreler elmas bir uç ile örnek yüzeyine temas ederek doğrusal olarak yüzeyin taranması işlemini gerçekleştirirler. Mekanik sensörler yüzeyde 20-50 μm çözünürlükte tarama yaparlar. Yüzeydeki olukların değerleri etkilememesi için farklı açılardan ölçümler alınmalıdır (78). Sensör X eksenini boyunca hareket edip, dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesapladığından, çalışılan yüzeyin paralelliği ve sensörün eksen dönüştürümü dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır (92).

R_a ; belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin mutlak toplamının aritmetik ortalamasını belirtir.

R_{max} ; belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi belirtir.

R_z ; belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını belirtir.

Yüzey pürüzlülüğü (R_a) genellikle aritmetik ortalama olarak ifade edilir.

II-Optik Profilometreler

Optik profilometreler üç-boyutlu ölçüm yaparlar. Yüzey ile mekanik bir temas halinde olmayıp, optik ışınla yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları

arasındaki mesafede tarama yapmaktadır (92). Bu tip profilometrenin optik kısımları $100 \mu\text{m}^2$ 'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir (92).

Optik profilometrelerde yüzey topografisi 3 boyutlu olduğundan, yüzeyin doğal karakteri gözlenebilmektedir (91).

Optik sensörlerin mekanik sensörlere göre daha yüksek pürüzlülük değerleri verdiği bildirilmiştir. İkisinin de Ra değerlerinde uyumlu sonuçlar alınırken; Rz, Rpm ve Rt ölçümlerinde farklılıklar görülmektedir (78).

Tarama Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, taranan yüzey boyunca çok ince ($10 \mu\text{m}$) bir elektron demetinin bir noktadan bir noktaya ardı ardına hareket etmesi yöntemi ile çalışır (93). Bir yüzeyde bulunan çiziklerin ve bozuklukların incelendiği en çok kullanılan yöntemlerden biri SEM olmasına rağmen, yüzey topografisinin belirlenmesinde bazı sınırlamalar vardır ve üç-boyutlu yüzey özelliği görüntülenememektedir (91).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, örnek yüzeyini çok ince bir manivela (sivri uç) ile tarar (94). Genellikle 40-60 nm çapındaki uç yüzeyi tararken, AFM uç ve yüzey arasındaki etkileşimi kaydeder.

3 boyutlu ölçüm yapması, vakum veya örnekler için özel bir işlem (kaplama vb) gerektirmemesi gibi avantajlarının yanı sıra; düşük hızda taraması, örnek sayısının az olması ve undercutları belirleyememesi gibi dezavantajları vardır (94).

2.6. Diş Plağı

Diş plağı, diş yüzeyinde bulunan yumuşak ve basınçlı su ile uzaklaştırılamayan, ancak diş fırçası ile mekanik olarak uzaklaştırılabilen bir materyaldir. Mikrobiyal diş plağı, dişin üzerinde mikroorganizmalar, tükürük glikoproteinleri, yiyecek artıkları, lökositler, ölü epitel hücrelerinin oluşturduğu, ağız içerisindeki diş yüzeyine, sabit ya da hareketli protezler gibi diğer sert yüzeylere yapışan sarımsı organize bir biyofilmden oluşur (95).

Tüm diş yüzeyini saran plak, bakteriler ve onların ürünleri için bir depo görevi görür ve çürük oluşumuna neden olur. Plak, mikroorganizma topluluklarının

bir yüzey üzerine tutunduğu bir biyofilmdir. Bakteri popülasyonunun oluşturduğu topluluğun özellikleri onu oluşturan bileşenlerin özelliklerinden daha fazladır (96).

Diş plağının oluşum aşamaları:

Pellikül oluşumu: Pellikül, tükürükten sağlanan, temiz diş yüzeyi üzerinde tükürük glikoproteinlerinden oluşan, hücreli yapıdır. Başlangıç pellikül oluşumu için net olmasa da iki mekanizma üzerinde durulmaktadır. İlki; çözünmüş tükürük bileşenlerinin yüzeye yapışması, ikincisi ise supramoleküler pellikül habercilerinin mine yüzeyine yapışması ve kümelenmesidir. Pellikül, farklı bakteri türlerinin yapışmasını sağlayan reseptörlere sahiptir. Çoğunlukla tükürük moleküllerden oluşan pellikül, fizyolojik ağız sıvılarından da köken almaktadır (97,98).

Pellikül organize olmamakla birlikte, diş yüzeyine, dişetine ve plağa gevşekçe tutunur. Su spreyi yardımıyla uzaklaştırılabilir. İçeriğinin büyük bir kısmını mikroorganizmaların oluşturduğu ince bir film tabakadır (95). Bu film tabaka diş yüzeyinin yükünü ve serbest enerjisini değiştirip, bakteri tutunmasının etkinliğini artırır. Bazı bakterilerin kamçılara ve ekstrasellüler polimerik maddelere sahip olması pellikula kolayca bağlanabilmelerini sağlar. Bunlara sahip olmayan bakteriler ise daha uzun sürede tutunabilirler. Pellikula sarılı diş ve bakteri arasında uzun dönemli fizikokimyasal etkileşimler başlar ve bu etkileşimin sonucunda elektrostatik yük değişimleri ve van der Waals kuvvetleri meydana gelip, zayıf bir çekim alanı yaratılır. Bu alanın oluşması ile dönüşümlü (reversible) bir bağlanma sağlanır. Çoğu oral streptokokta görülen antijen I/II multifonksiyonel reseptörler, tükürük glikoproteinlerine, diğer bakteri hücrelerine ve kalsiyuma tutunmayı sağladıkları için önemlidirler. Bu aşamayı geçince, pellikula bakteriler dönüşümsüz (irreversible) olarak bağlanır ve pellikül **mikrobiyal dental plak** adını alır. Mikrobiyal dental plak, bakterilerin tükürük akışı ve dil hareketleri ile diş yüzeyinden uzaklaşmalarını engeller (99,100). Yeni bakterilerin tutunması ve ekstrasellüler polimerlerin sentezi devam ettiğinden bakterilerin kapladığı alan artmaktadır (101).

Bakteri kolonizasyonu 0-4 saat içinde gerçekleşir. Kolonize olan bakterilerin büyük bir kısmı Streptokoklar (*S.sanguis*, *S.oralis*, *S.mitis*) olmasına rağmen sadece %2'si Mutans streptokoklarıdır. Ayrıca Aktinomiçes türleri ve Gr (-) bakteriler de bulunmaktadır. Tutunmuş olan bakteriler sonraki 4-24 saat içinde büyür ve belirgin

mikrokoloniler meydana gelir. 1-14. günlerde ise plakta Aktinomiçesler, çoğunluğu Streptokokların elinden alır. Bu şekilde popülasyonun değişmesine mikrobiyal yer değiştirme denir. Yeni bakteri türleri dental plağa katılıp, kolonideki bakteri sayısını ve çeşitliliğini artırır. Oksijeni kullanarak karbondioksit oluşturan aerob ve fakültatif anaerob bakteriler, zorunlu anaerob bakterilerin çoğalmasına olanak sağlarlar. Zorunlu anaerob bakteriler ise Streptokok ve Aktinomiçes gibi türlere tutunurlar ve buna koadezyon denir (99,102,103).

Plak, çürük oluşmasında rol alan ana etkidir. Diş plağının 1 mm³ 'ünde (1 mg ağırlığında) 200 milyon civarında bakteri vardır. Mikoplazma ve Protozoa gibi diğer mikroorganizmalar da olgun plağın içerisinde bulunurlar (104).

Plak ve ağız florası içerisinde 300'den fazla bakteri türü bulunmaktadır (99,105,106). Ancak, bu bakterilerin birçoğunun çürüğün etiyolojisinde rolü yoktur. Bu yüzden çürük oluşumunu engellenmek için sadece spesifik bakterilere karşı önlemler alınmalıdır (107).

Plağın organik matriksi glikoproteinler, lipitler, proteinler ve polisakkaritlerden oluşmaktadır. İnorganik içeriği ise kalsiyum (Ca), fosfor (P), az miktarda sodyum (Na), potasyum (K), ve florür (F) oluşur. Alınan besinlerin tipine göre plak pH'sı, bazik ya da asidik olabilir (108).

S.mutans, glikoziltransferaz ve fruktoziltransferaz enzimlerinin enzimatik reaksiyonuyla sükrözdan ekstrasellüler polisakkaritler, sentezler. Bunlar glukan ve fruktandır. *S.mutans*'ın yanı sıra bazı *Mitis* grupları ve *A.naeslundii* tarafından sükrözdan üretilen ekstrasellüler glukanlar ve fruktanlar da bakteriler arası tutunmayı ve akümüasyonu kolaylaştırır (109,110). Bu polisakkaritlerden özellikle glukanın, diş plağı oluşumunda rolü ve diş çürüğü patogeneğinde önemli bir yeri vardır. Ekstrasellüler polisakkaritlerin yanı sıra birçok plak bakterisi, çeşitli tipte şekerlerin yüksek konsantrasyonlarında intrasellüler polisakkaritleri sentezlerler. *S.mutans*'ın birçok serotipi de patojenitesinin artmasını sağlayacak depo intrasellüler polisakkarit sentezleyebilir (110).

Dental Plağın Mikrobiyolojik Yapısı

Dişin farklı yüzeylerine göre plak mikrobiyolojisi değişkenlik göstermektedir (102). Fissürlerde Gr (+) tipte mikroflora vardır ve Streptokoklar baskın türdür.

Özellikle *S.mutans* çürüğün oluşmadığı yüzeylerde bile bulunabilir. Gr (-) türler ve zorunlu anaerob bakteriler plakta az sayıda bulunup, nadiren izole edilirler. Dişeti oluğundaki plakta daha farklı türler mevcuttur ve genellikle Gr (-), zorunlu anaerob bakteriler bulunur. Aproksimal bölgelerde bu iki grup karışık olarak bulunmaktadır.

Streptokoklar

Billroth 1874 yılında, cerahat örneklerinde zincir yapan kokların varlığını fark edip, bunları *Streptococcus* olarak tanımlamıştır. 1879'da Pasteur Streptokokları kan kültürlerinden üretilip, 1882-1883'de ise Fehleisen, saf kültürlerini elde etmiştir. 1919'da bu bakteri, Brown tarafından alfa, beta ve gama olarak gruplara ayrılmıştır. R. Lancefield 1933 yılında, serogruplandırma prensiplerini bildirmiştir (111).

Ağız mikroflorasının büyük bir kısmı Streptokoklardan oluşmaktadır. Ağızın her bölgesinden izole edilmişlerdir. Tükürükte %46, dilde %45, dişeti oluğunda %29 ve supragingival plaktaki mikroflorada ise %28 oranında Streptokok izolasyonu mevcuttur (112). Oral streptokoklar, plak yaşı ve diyetten bağımsız olarak dental mikrofloranın en baskın mikroorganizmaları olup, genç plakta kolonileşen toplam organizmaların %50'sini meydana getirirler (103).

Streptokoklar küresel veya oval şekilli, 0,7-0,9 µm çapında, özellikle sıvı ortamda üretildiklerinde, kısa veya uzun zincirler oluşturan bakterilerdir (113). Streptokok zincirleri 2-12 veya daha fazla kottan meydana gelir. Anilin boyaları ile kolay boyanıp Gr (+) olarak tanımlanırlar. Aerop ve fakültatif anaerob mikroorganizmalardır. Sporsuz bakteriler olup genelde hareketsiz olan streptokoklar, gaz üretmezler, metabolizmaları fermentatifdir, katalaz içermezler ve ideal olarak 37°C'de çoğalırlar. Üst solunum yolları ve oral mikrofloranın büyük bir çoğunluğunu oluşturup, birçok alt gruplara ayrılırlar (110,113-115). Streptokok cinsinin çok sayıda türü vardır; bunlardan bazıları saprofit, bazıları normal flora üyesi, bazıları da insan için önemli patojenler olarak karşımıza çıkmaktadır (116). Bu streptokokların büyük bir kısmı kanlı agarda hemoliz yaparlar ve bunlar viridans streptokoklar olarak tanımlanmışlardır. Ancak, hemolizin streptokokları ayırt etmede güvenilir bir özellik olmadığı belirtilmektedir. Çoğu suş, alfa, beta veya gamma hemolitikdir. Taksonomik çalışmalarda viridans streptokoklar iyi tanımlanmış türlere ayrılmıştır.

Viridans streptokok veya *Streptococcus viridans* terimleri birbirinden farklı özelliklere sahip birçok türü tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır (112).

Streptokoklar koloni morfolojilerine ve fizyolojik özelliklerine göre yedi gruba ayrılmaktadır. Bu gruplar ve bazı türler Tablo 2.6.1.'de gösterilmiştir (116).

Tablo 2.6.1. Streptokok türleri (116)

Grup no	Grup adı	Türler	Alternatif grup adı
I	Piyojenik	<i>S. pyogenes</i> (A grubu) <i>S. agalactiae</i> (B grubu) <i>S. equi subsp. equi</i> (C grubu) <i>S. equi subsp. zooepidemicus</i> (C grubu) <i>S. dysgalactiae subsp. dysgalaetiae</i> (C ve L grubu) <i>S. dysgalaetiae subsp. equisimilis</i> (C ve G grubu) <i>S. canis</i> (G,L ve M grubu) <i>S. iniae</i> (gruplanamayan) <i>S. porcinus</i> (E,P,U ve V grubu) <i>S. phocae</i> (C,F ve gruplanamayan) <i>S. urinae</i> (gruplanamayan)	Piyojenik
II	Sanguinis	<i>S. sanguinis</i> (<i>S. sanguis</i> , 3 biyotip) <i>S. parasanguinis</i> (<i>S. parasanguis</i>) <i>S. gordonii</i> <i>S. sinensis</i>	Oral
III	Mitis	<i>S. mitis</i> <i>S. pneumoniae</i> <i>S. crista</i> <i>S. peroris</i> <i>S. infantis</i> <i>S. australis</i> <i>S. oralis</i>	Oral
IV	Mutans	<i>S. mutans</i> <i>S. sobrinus</i> <i>S. cricetus</i> <i>S. downei</i> <i>S. rattus</i> (<i>S. rattl</i>) <i>S. macacae</i> <i>S. ferus</i>	Oral
V	Salivarius	<i>S. salivarius</i> <i>S. vestibularis</i> <i>S. infantarius</i> <i>S. thermophilus</i> <i>S. hyointestinalis</i>	Oral
VI	Anginosus	<i>S. constellatus</i> <i>S. anginosus</i> <i>S. intermedius</i>	Oral
VII	Bovis	<i>S. bovis</i> / <i>S. equinus</i> <i>S. gallolyticus subsp. gallolyticus</i> (5 bovis i) <i>S. gallolyticus subsp. pasterianus</i> (5 bovis 11.2) <i>S. infantarius subsp. infantarius</i> (5 bovis 11.1) <i>S. alactolyticus</i> <i>S. suis</i> (R,S ve T grubu)	Diğer

Mutans Streptokokları (MS)

MS, katalaz negatif olup, hareketsiz, kısa ve orta uzunlukta zincirler oluşturan Gr (+) koklardır. Mitis Salivarius Agar (MSA) üzerinde, yüzeyleri buzlu cama benzeyen opak konveks koloniler oluştururlar. Ancak koloni morfolojileri, kültür ortamına bağlı olarak oldukça değişkendir (111).

MS, mannitol, sorbitol gibi karbonhidratları fermente ederler, sakkarozdan çözünebilen ya da çözünemeyen ekstrasellüler polisakkarit üretirler. Diyetle karbonhidrat alımını yetersiz ise karbonhidrat deposu olarak görev yapan intrasellüler polisakkarit sentezi yaparlar. MS fermente edilebilen karbonhidratlardan asit oluşturup, bu asit ortamda büyüüp yaşamlarını idame ettirebilirler. Bu sayede, *S.ferus* dışında karyojenik olan streptokoklardır ve diş çürüğü patojenitesinde yer alırlar (117,118). MS mine yüzeyinde glukanla kaplı halde bulunduklarından, tükürüğün tamponlayıcı etkisi engellenir ve glikoliz boyunca büyük oranda üretilen laktik asit mine yüzeyinden uzaklaştırılmaz (119,120). Deney hayvanları şekerli diyet ile beslendiğinde, *S.mutans* ve *S.sobrinus*'un tüm diş yüzeylerini etkileyerek büyük ölçüde karyojenik olduğu bildirilmiştir (117).

MS, dişlerin ya da başka sert yüzeylerin varlığında kolonize olabilirler. Bu yüzden dişlerin sürmesinden sonra izole edilmektedirler (120,121). Çocuklarda erken dönemde MS ile enfekte olunmuşsa, yüksek çürük riski gözlenir (122). Biberon çürüğü görülen çocuklarda çürüğün ya da plak mikroflorasının neredeyse tamamını, oldukça yüksek miktarlara ulaşan MS oluşturabilir (117).

MS'nın, hücre duvarında yer alan karbonhidrat antijenlerinin serolojik özelliklerine bağlı olarak sekiz farklı serotipi vardır (123). MS grubuna ait özellikler Tablo 2.6.2'de belirtilmiştir (124).

Tablo 2.6.2. Mutans streptokok grubunun özellikleri

	Serotip	Hücre duvarında bulunan polisakkaritler
<i>S. mutans</i>	C,e,f	Rha, Glc
<i>S. sobrinus</i>	D,g	Rha, Glc, Gal
<i>S. cricetus</i>	A	Rha, Glc, Gal
<i>S. rattus</i>	B	Rha, Gal, Gro
<i>S. macacae</i>	C	T
<i>S. downei</i>	H	T
<i>S. ferus</i>	C	Rha, Glc

Rha: Ramnoz Glc: Glikoz T: Tanımlanamamış

Gro: Gliserol Gal: Galaktoz

Streptococcus mutans

S.mutans, ilk defa 1924 yılında J. Kilian Clarke tarafından İngiltere’de izole edilmiştir. Derin dentin çürüklerinde saptadığı küçük zincirler oluşturan kokobasillerin mutasyona uğramış Streptokoklar olduğunu düşünen Clarke, bunları *Streptococcus mutans* olarak tanımlamıştır (125).

S.mutans, c, e veya f karbonhidrat antijenlerine sahip olan suşlardan oluşmaktadır. Grup c antijeni ramnoz ve glikozdan, grup e antijeni D-glikoz-L-ramnoz-L-ramnoz oligosakkarit sekansından, grup f antijeni ise eşit oranda ramnoz ve glikozdan oluşur (103).

S.mutans’ın kapsülü levan ve glukandan oluşur. Peptidoglikanlar, lipoteikoik asit, polisakkaritler, proteinler ve lipoproteinler hücre duvarının içinde yer alırlar (103,124,126). Bazı β -hemolitik suşları olsa da genellikle α veya γ hemoliz yaparlar. Anaerobik ortamda kanlı agarda, 48 saatte beyaz ya da gri renkli, bazen oldukça sert ve besi yeri üzerinde yapışık koloniler meydana getirirler. Asidik ve katı ortamlarda ise 1,5-3 μ m uzunluğunda çubuklar oluştururlar (110,124,127).

Aktif çürüğü olan kişilerden alınan plak örneklerinden yüksek sayıda *S.mutans* izole edilir (103,114). Diş üzerinde sırasıyla en çok posterior aproksimal bölgeler, fissürler, anterior aproksimal bölgeler ve diğer düz yüzeylerde bulunur (103,124).

Başlangıçta *S.mutans*'ın ön yüzeyinde bulunan fibrillerdeki fonksiyonel kısımlar pelikula tutunur ve bu durum geri dönüşebilir. Bakteri, pelikula kaplı yüzeylere tutunmayı sağlayan Pl (veya I/II, B, IF, SR, PAc) proteinlerine sahiptir. Daha sonra ise glukanlar ve hücre yüzeyinde bulunan reseptörler (adhesinler) akümüasyonu sağlar (99,102,124,128). *S.mutans*, ekstrasellüler dekstranlar içindeki α 1-6 bağlarını parçalayan endodekstranaz enzimi üreterek, glukan içeren başlangıç mikrobiyal dental plağı içine invaze olabilir (129).

Diğer Streptokoklardan daha asidürik olup fermente edilebilir karbonhidratlardan hızlı bir şekilde organik asitler üretir ve membrana bağlı *proton-translocating ATP-ase* enzimi ile H⁺ iyonlarını hücre dışına pompalayıp hücre içi asit konsantrasyonunu azaltarak asit ortama diğer bakterilerden daha fazla dayanabilirler (103,124,130).

Bakterilerin, diğer mikroorganizmaların üremesini engellemek için sentezledikleri proteinlere **bakteriyosin**, Mutans streptokokların ürettiği bakteriyosine ise **mutasin** adı verilir. Kötü ağız hijyeni ve beslenme alışkanlıklarına sahip bireylerde mutasin sentezleyen Streptokokların daha uzun süre kolonize oldukları bildirilmiştir (131).

S.mutans'ın bazı vitaminler haricinde çoğalması için özel şartlara ihtiyacı yoktur. Nitrojen kaynağı olarak sadece amonyağı kullandığından, dental plağın derinlerinde, anaerobik bir ortamda ve amonyağın yeterli olduğu durumda, eksojen amino asitlere ihtiyaç duymadan yaşamlarını sürdürebilirler (124).

2.7. Antimikrobiyal ajanlar

Dişleri fırçalamak ve diş ipi kullanmak dişlerin yüzeyinde oluşan biyofilmi uzaklaştırmak için en sık kullanılan yöntemlerdir. Bunlara ilaveten kullanılan kimyasal plak kontrol ajanları da dental biyofilmle mücadelede oldukça yarar sağlamaktadırlar.

Klorheksidin Glukonat (CHX) C₂₂Cl₂N₁₀H₃₀

Klorheksidin katyonik bir biguaniddir. Gr (+) ve Gr (–) bakteriler, mayalar ve bazı virüsleri içine alan geniş spektrumda bir antibakteriyel etkinliği vardır (132).

CHX, güçlü katyonik özellikler gösterir ve bu katyonik molekül negatif yüklü bakteri duvarına bağlanır. Düşük konsantrasyonlarda bakteriyostatik etki gösterir. Bakteri hücresinin osmotik dengesini değiştirerek potasyum ve fosfor gibi düşük ağırlıklı moleküllerin salınımını sağlar (133). Yüksek konsantrasyonlarda ise bakterisidal etki gösteren CHX, bakteri hücre zarının geçirgenliğini artırır. Böylece, hücre protein yapısı değişerek temel hücre içi bileşenleri salar, sitoplazmik içeriğin presipitasyon ve koagülasyonuna neden olarak hücre ölümüne yol açar (133,134).

CHX, uygulandığı dokulara bağlanır ve antibakteriyel etkisini 8-12 saat sürdürür (135). Dişlerin fırçalanmadığı zamanlarda, günde 2 kere 60 s boyunca 10 ml %0,2'lik CHX solüsyonu ile çalkalamanın plak büyümesini %60 durdurabileceği bildirilmiştir (136).

Tat alma duyusunda bozukluk ve dişlerde renklenmeye yol açması, sık görülen yan etkilerindendir (137).

Setilpridinyum klorid (CPC) $C_{21}H_{38}NCl \cdot H_2O$

Beyaz toz şeklindedir. Diş hekimliğinde CHX'ten sonra en sık kullanılan ajanlardan biridir.

Katyonik bir yüzey aktif ajan olup, Gr (+) patojen ve mayalara karşı antibakteriyel etki göstermektedir (5).

Bonesvoll ve Gjermo (138) yaptıkları bir çalışmada, CPC ile klorheksidini karşılaştırmışlar ve günde 4 kere %0,08 CPC içeren gargaraların kullanımının plak inhibisyon etkisinin klorheksidine yakın olduğunu rapor etmişlerdir.

CPC, ya tutunur tutunmaz aktivitesini kaybeder ya da hızlı yüzeysel salınır. Bu nedenle substantivitesi (bir ajanın etkisinin sürekliliği), sadece 3-5 saattir (139).

Benzalkonyum klorid (BC) $C_6H_5CH_2N(CH_3)_2RCl$

Kuaterner amonyum bileşiğidir. Beyaz toz ya da likit şeklindedir. Katyonik yapıda bir yüzey aktif ajandır. Gr (+) bakterilerin hücre duvarının teikoik asitlerinin fosfat gruplarına, Gr (-) bakterilerin ise hücre duvarlarındaki fosfat gruplarına ve membran lipopolisakkaritlerine katyonik bağlanarak etkisini gösterdiği düşünülmektedir (5).

Klorheksidin gibi BAC'ün de rezidüel antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğu rapor edilmiştir (140).

2.8. Antimikrobiyal nanopartiküller

2.8.1. Metal nanopartiküller

Gümüş (Ag)

Son yıllarda, gümüşün protez kaide rezinlerinde ve medikal aletlerde kullanım alanları üzerine araştırmalar yapılmaktadır (141,142). Gümüşün cam iyonomer simanların içine yerleştirildiğinde, oral bakterilere karşı inhibisyon etkisi gösterdiği bildirilmiştir (143).

Ag^+ iyonlarındaki pozitif yük, antimikrobiyal aktivite için kritiktir, bakteri hücre membranının negatif yükü ile pozitif yüklü nanopartiküllerin arasında elektrostatik etkileşimi sağlar. Gümüş nanopartikülleriyle temasta olan bakteri hücreleri Ag^+ iyonlarını alır, solunum enzimleri inhibe olur ve serbest radikallerin oluşumu ile hücre membranları zarar görür (144).

Bakır (Cu)

Gümüş gibi bakırın da, kilit mikrobiyal enzimlerin –SH gruplarıyla birleşerek aktivite gösterdiği düşünülmektedir (145). Hücre içine salınan bakır iyonları, nükleik asit ve kilit enzimleri bozabilir (146).

1 mg/mL nanobakır varlığında, Gr (+) ve Gr (-) bakterilerin 2 saat içerisinde sırasıyla %68 ve %65 oranında azaldığı bildirilmiştir (147).

Altın (Au)

Altın, gümüş ve bakıra oranla zayıf antimikrobiyal etki gösterir. Altın nanopartiküllerinin potansiyel uygulamalarına rağmen, bu partiküllerin mikroorganizmalara nasıl etki ettiği konusunda çok az bilgi vardır (145).

Hernandez ve diğ., *S.mutans*'a karşı gümüş, çinko oksit ve altın nanopartiküllerinin antibakteriyel etkinliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, gümüşün diğerlerine oranla yüksek antibakteriyel etkinliği olduğunu göstermişlerdir (148).

2.8.2. Metaloksit nanopartiküller

Metaloksit nanopartikülleri, yüksek yüzey alanları ve fazla sayıda uç, köşe ve potansiyel reaktif alanları içeren farklı kristal morfolojileri sayesinde, antimikrobiyal ajan olarak kullanımları konusunda ilgi görmektedirler (149).

Bakır oksit (CuO ve Cu₂O)

Bakır oksit, monoklinik yapıda bir yarı iletkenidir. Bakır oksit nanopartikülleri, potansiyel antimikrobiyal uygulamalar için fiziksel ve kimyasal olarak karakterize edilmiştir ve bakteriyel patojenlere aktivitesi olduğu gösterilmiştir (147).

Diş yüzeyini bakır oksit nanopartikülleriyle kaplamanın, *S.mutans* biyofilmi oluşumunu inhibe ettiği rapor edilmiştir (17).

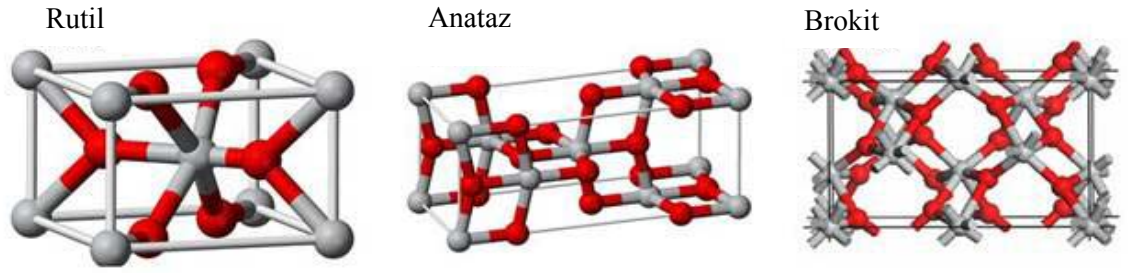
Çinko oksit (ZnO)

Diğer metal ve metaloksit nanopartiküllerde olduğu gibi çinko oksitin antibakteriyel mekanizması da tam olarak anlaşılamamaktadır. Çinko oksit nanopartiküllerinin *E.coli* suşuna karşı antimikrobiyal özelliklerinin araştırıldığı bir çalışmada, bakteri hücrelerinde morfolojik değişiklikler gözlenmiştir. Hücre içi bileşenlerinin dışarı sızdığı ve membran düzensizliğinin olduğu, lipit ve protein bantlarının yoğunluğunun arttığı bildirilmiştir (150).

Çinkooksit nanopartiküllerinin, akışkan kompozit rezin içine yerleştirildiğinde *S.mutans*'a karşı antibakteriyel etki gösterdiği ve rezinin bağlanma dayanıklılığını arttırdığı rapor edilmiştir (151).

Titanyum dioksit (TiO₂)

Titanyum dioksit; 79,87 gr molekül ağırlığında, beyaz toz yapısında bir maddedir (152). Titanyum dioksitin molekül formülü TiO₂'dir, 1855 °C 'de erir, 2750 °C'de kaynar ve kokusu yoktur (153). Ucuz ve bol bulunan bir yarı iletken olup, rutil, anataz ve brokit formlarında üç farklı kristal yapısı bulunur (154) (Şekil 2.8.2.1).



Şekil 2.8.2.1. Rutil, anataz ve brokit formlardaki Titanyum dioksitin kristal yapıları (155,156)

TiO_2 , su, hidroklorik asit, nitrik asit, seyreltik mineral asitler ve organik çözücülerde çözünmezken; sıcak sülfürik asitte yavaş, hidroflorik asitte ise kolaylıkla çözünür (152,154).

Kırılma indisi 2,52-2,71 arasında olan TiO_2 'in, %5'lik dispersiyonunun pH'sı 3-7,5 arasında değişmektedir (157).

Titanyum dioksitin belirtilen herhangi bir karsinojenik ve teratojenik etkisi yoktur. Ancak; toz şeklinin inhalasyonu ile akciğer ve üst solunum yollarına toksik etki gösterebilir (153).

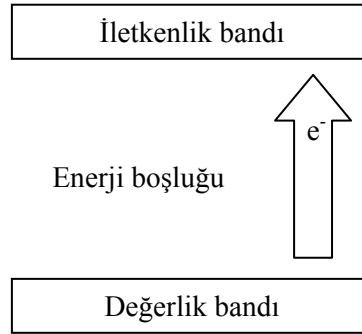
Ultraviyole veya görünür bölge ışıklarını kullanarak sulu ortamda yarı iletken titanyum dioksitin katalizör olarak görev almasıyla " TiO_2 - Fotokatalitik sistemler" ortaya çıkmıştır. Fotokatalitik sistem, su içinde düşük konsantrasyonlarda bulunan organik kirleticileri (pestisitler, herbisitler) uzaklaştırmak için 1976 yılında öne sürülmüştür (158).

Sulu ortamda yarı iletken TiO_2 ışıkla etkileşir ise, suda fotokatalitik parçalanma meydana gelir ve güçlü yükseltgen hidroksil radikalleri ($\cdot\text{OH}$) oluşur. Bu radikaller, bulundukları ortamdaki organik türleri yükseltgeyerek parçalanmalarına yol açarlar (159,160).

Fotoaktivitesi fazla olduğundan, özellikle saf anataz formundaki TiO_2 (%99,0 saflıkta) kullanılır. TiO_2 'in anataz formu dikey olarak kristallenmiş bir yapıda olup, kristalin ortalama partikül çapı 325 mesh civarındadır.

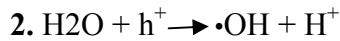
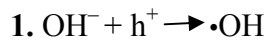
Boş enerji düzeylerini içeren boş iletkenlik bandı (*Conductance band*)'na ve yarı iletken elektronlar ile dolu bir değerlik bandı (*Valence band*)'na sahiptir. Bu bantların birbirinden ayrılmasını bir enerji boşluğu sağlar. TiO_2 tarafından absorblanan fotonun enerjisi, değerlik bandından iletkenlik bandına elektron transferini sağlayabilmek için, değerlik ve iletkenlik bantları arasındaki bu boşluğun enerji değerinden daha fazla olmalıdır.

Dalga boyu 385 nm'den küçük olan ışığın enerjisi, TiO_2 üzerinde elektron boşluk çifti meydana getirir. Böylece, TiO_2 fotonu absorbe edince değerlik bandındaki elektronlar uyarılır ve iletkenlik bandına geçerler (Şekil 2.8.2.2).



Şekil 2.8.2.2. Elektronların değerlik bandından iletkenlik bandına geçişi

Bir elektronun değerlik bandından iletkenlik bandına geçmesi, değerlik bandında bir enerji boşluğunu meydana getirir. Bu boşluğa, pozitif yüklü çukurlar (h^+) denir. Pozitif yüklü çukurlar, su ya da yüzeyden absorblanan OH^- iyonları ile reaksiyona girip hidroksil radikallerini ($\cdot\text{OH}$) oluşturabilirler (25).



Ortamda oksijen gibi bir elektron alıcı yoksa elektron-boşluk birleşmesi olabilir. Oksijen var ise, iletkenlik bandındaki elektron moleküler oksijeni indirgeyerek süperoksit radikali oluşturur ve yeniden birleşme engellenmiş olur (161).

Fotokatalitik sistemde oksijen varlığında, $\bullet\text{OH}$ ve süperoksit radikallerinden başka H_2O_2 , hiperperoksit radikali ($\text{HO}_2\bullet$) ve O_2 de oluşabilir (25). Eğer TiO_2 partikülleri küçük çapta ise hücrenin içine girebilir ve süreç hücre içinde gerçekleşebilir. TiO_2 'in ışık ile muamelesi sonucu oluşan $\bullet\text{OH}$ çok aktif olduğundan, kısa ömürlüdür. Daha uzun ömürlü olan süperoksit radikalleri ise negatif yükleri nedeniyle hücre zarından geçemezler. Bu iki tür ile H_2O_2 karşılaştırıldığında, H_2O_2 daha az zararlıdır, bununla birlikte hücre içine girebilir (161).

Genellikle, TiO_2 yapısındaki elektronlar absorblanan ışın nedeniyle, değerlik bandından iletkenlik bandına geçiş yapabilmektedir.

TiO_2 parçacıklarında, elektronların etkilenip daha sonra eski enerji düzeylerine geri dönmeleri, 10^{-6} - 10^{-11} s gibi kısa bir zamanda meydana gelmektedir (162,163).

Işık ile muamele edilmiş TiO_2 fotokatalizörü, suyun oksidasyonu ile oluşan hidroksil radikalleri ve değerlik bandında oluşan boşluklar ile organik bileşikler oksitleyerek parçalarlar. Organik bileşiklerde bu türden fotokatalitik oksidasyonların oluşması ise mikroorganizmalara zarar verir (164). Yapılan bir çalışmada, fotokatalitik reaksiyonların hücre geçirgenliğinin artmasına yol açtığı ve hücre bileşenlerinin bozulan hücre membranlarından dışarıya çıkması ile hücre ölümünün gerçekleştiği gösterilmiştir (24). Başka bir çalışmada ise, radikal oksidatif türlerin hücre membranında düzensizliğe neden olduğu ve potasyum iyonlarını azalttığı, K^+ iyonlarının azalması ile hücre ölümü arasında da paralellik olduğu rapor edilmiştir (165). Sökmen ve diğ. (166), TiO_2 'in fotokatalitik reaksiyonunun lipidlerin perokside olmasına yol açarak, sağlam membranın solunum aktivitesi gibi normal fonksiyonlarını kaybetmesine ve böylece hücre ölümüne neden olduğunu bildirmiştir. TiO_2 ile yapılan çalışmalarda, çok sayıda mikroorganizmaya karşı antibakteriyel özellik gösterdiği bildirilmiştir (167) (Tablo 2.8.2).

Tablo 2.8.2. TiO₂ ile fotodegradasyona uğrayan patojenik organizmalar (167)

Patojenik organizmalar	
Gr (-) bakteriler	<i>Escherichia coli</i> <i>Enterobacter cloacae</i> <i>Salmonella typhimurium</i> <i>Salmonella choleraesuis</i> <i>Serratia marcescens</i> <i>Streptococcus faecalis</i> <i>Hyphomonas polymorpha</i> <i>Vibrio parahaemolyticus</i> <i>Micrococcus luteus</i> <i>Pseudomonas aeruginosa</i> <i>Listeria monocytogenes</i>
Gr (+) bakteriler	<i>Streptococcus mutans</i> <i>Streptococcus sobrinus AHT</i> <i>Bacillus subtilis</i> <i>Lactobacillus helveticus</i>
Enzim	<i>Horseradish peroxidase</i>
Protozoa	<i>Giardia lamblia</i>
Mantar	<i>Aspergillus niger</i>
Alg	<i>Chlorella vulgaris</i>
Virüsler	<i>Lactobacillus casei phage PL-1</i> <i>Bacterioides fragilis bacteriophage</i> <i>Phage MS 2</i> <i>Poliovirus 1</i>
Kanser hücreleri	<i>HeLa</i> <i>T 24</i> <i>U 937</i>

2.9. Titanyum dioksidin ultraviyole (UV) ile fotoaktivasyonu

Literatürde TiO_2 'in ultraviyole ile aktive olup, mikroorganizmalar üzerinde fotokatalitik etkisini gösterdiğine dair çeşitli çalışmalar bulunmaktadır (168-170).

UV radyasyonu, elektromanyetik spektrumun X ışınları ve görülebilen radyasyon arasında yer alan kısmıdır. Biyolojik amaçlar için 100 nm'den, 400 nm'ye kadar dalga boylarına UV denilebilir (171).

Ultraviyole ışını X ışınından daha az, görünür bölge ışınlarından ise daha fazla enerjiye sahiptir. Kısa dalga boyuna sahip ışınların enerjisi daha yüksek olduğundan ultraviyole ışın, X ışınından daha uzun ve görünen ışından daha kısa dalga boyuna sahiptir (172).

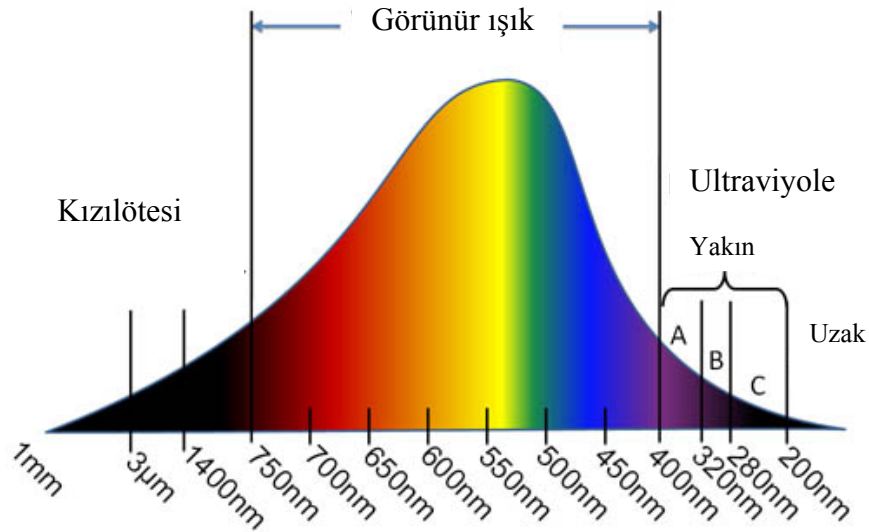
UV ışınları 4 alt sınıfa ayrılmaktadır

UV-A (320-400 nm): İnsan vücudunda bronzlaşmaya neden olur.

UV-B (280-320 nm): Cilt yanıkları ve cilt kanserine yol açar.

UV-C (200-280 nm): Germisidal etkilidir.

UV vakum (100-200 nm): Tüm maddeler tarafından absorbe edilebildiğinden sadece vakum altında yayılabilir (173-175) (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Elektromanyetik spektrum www.chemistryland.com

UV ışınlarını dağıtarak etkisini gösteren TiO_2 'in parçacık boyutu küçüldükçe, ışınları emerek de etki gösterdiği bildirilmiştir. UVA, UVB ve hatta görünür bölgede de etkili olduğu rapor edilmiştir (163).

2.10. Titanyum dioksidin FTIR (Fourier transform infrared spectroscopy) ile karakterizasyonu

Kızılötesi (infared) (IR) absorpsiyon spektroskopisi bir tür titreşim spektroskopisidir. Molekülleri oluşturan atomlar sürekli hareket halindedirler. Bu hareketler; molekülün öteleme, bir eksen etrafında dönme ve titreşim hareketlerini oluşturur. Moleküllerde oluşan titreşimler ise gerilme ve eğilme hareketlerine yol açar. Bir molekülün titreşim veya dönme hareketinde bir değişiklik olursa, molekül infrared ışınını absorplayabilir. Molekülün doğal titreşim frekansına uygulanan ışının frekansı uyarsa moleküler titreşim genliğinde bir değişikliğe neden olan net bir enerji alış verişi ortaya çıkar (176).

Bir molekülün titreşim enerjisini arttırmak için, molekülün titreşim frekansına eşit frekansa sahip bir foton ile etkileştirmek gerekir. Elektromanyetik spektrumun kızılötesi bölgesindeki fotonlar moleküllerde titreşim enerji düzeyleri arasındaki geçişleri sağlayabilirler.

IR spektrumlarında dalga sıklığı ve enerji arasındaki miktar orantısı, dalga sayısı sıklığı olarak tanımlanır. Absorpsiyonda moleküler titreşim sıklığı etkilidir.

Günümüzde her dalga boyunu ayrı ayrı tarama gerekmeksizin hızlı, güvenilir ve yüksek çözünürlükte olmasından dolayı FTIR yaygın olarak kullanılmaktadır. Şimdiye kadar birçok çalışmada kompomer, rezin simanlar ve kompozit rezinlerin reaksiyonları ile ilgili Fourier transform infrared spektrofotometrelerinden yararlanılmıştır (177-180).

Nanokompozit materyallerin yapımında matriks ve doldurucu arasında herhangi bir kimyasal bağlanma oluşturulmazsa, tam bir etkileşim sağlanamaz (181). Matriksle optimum bağlanmayı sağlamak için, doldurucu olarak kullanılan nanomateriyallere fonksiyonelleştirme işlemi yapılmaktadır. TiO_2 'in matrikse eklendiği araştırmalarda da, fonksiyonelleştirilmiş gruplar FTIR ile karakterize edilmektedir (182-184).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

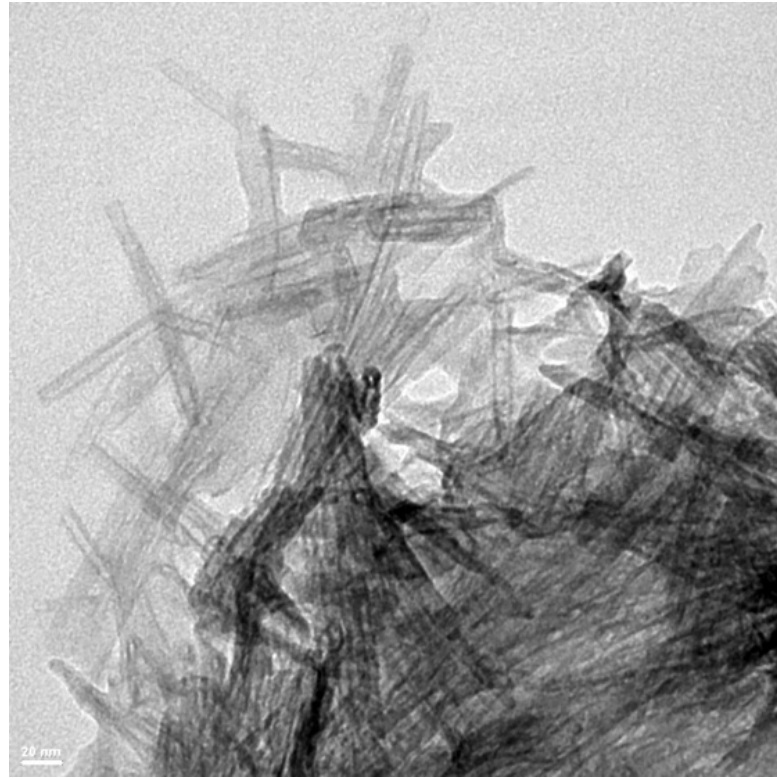
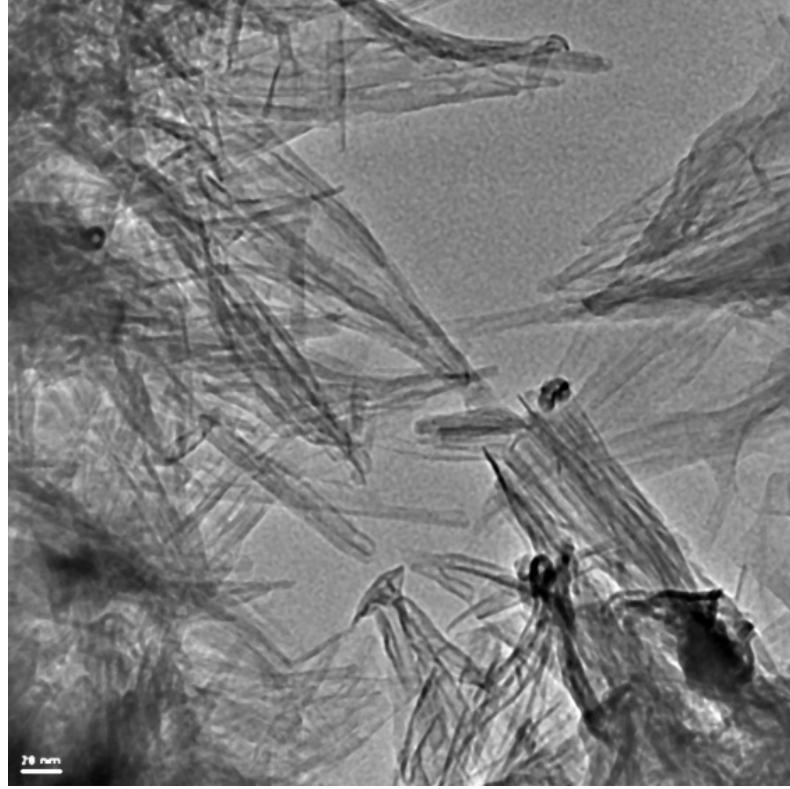
Bu *in vitro* çalışma, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi Nanoteknoloji ve Nanotıp Anabilim Dalı, Bilkent Üniversitesi Ulusal Nano Araştırma Merkezi ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protez Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya ait verilerin istatistiksel değerlendirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Temel Tıp Bilimleri Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Bu tez çalışması bakteriyel biyofilm oluşumu, yüzey pürüzlülüğü ve kesme bağlanma dayanıklılığı incelemesi olmak üzere üç bölümde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmadaki deneylerde Titanyum dioksit ticari tozu (15 nm, AlfaAesar), sodyum hidroksit (Sigma-aldrich), 2- propanol (Sigma-aldrich), metakrilik asit (Sigma-aldrich) malzemeleri kullanılmıştır.

3.1. Titanyum dioksit (TiO₂) nanotüplerin sentezlenmesi

Nanoteknoloji ve Nanotıp Anabilim Dalında titanyum dioksit nanotüplerin sentezleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Titanyum dioksit tozundan 0,3 gr tartıldıktan sonra üzerine 10 M 25 ml sodyum hidroksit (NaOH) solüsyonu eklenip, 110 °C deki yağ banyosunda 20 saat süreyle karıştırılmıştır. Yağ banyosundan alınan numune 4000 rpm'de 20 dk süreyle santrifüj (Eppendorf, 5804R, Almanya) edilerek pH=7 olana kadar saf su ile birkaç kez yıkanmıştır. Yıkama işlemi tamamlandıktan sonra elde edilen TiO₂ nanotüp tozları, 120 °C 'deki etüvde 14-16 saat kurumaya bırakılmıştır (185). Sentezlenen titanyum dioksit tüplerin morfolojik olarak karakterizasyonu TEM analizi ile elde edilmiştir. TEM görüntülerine göre 5-10 nm çapında ve 100-200 nm uzunluğunda TiO₂ nanotüplerin olduğu belirlenmiştir (Şekil3.1.1. ve Şekil 3.1.2.).



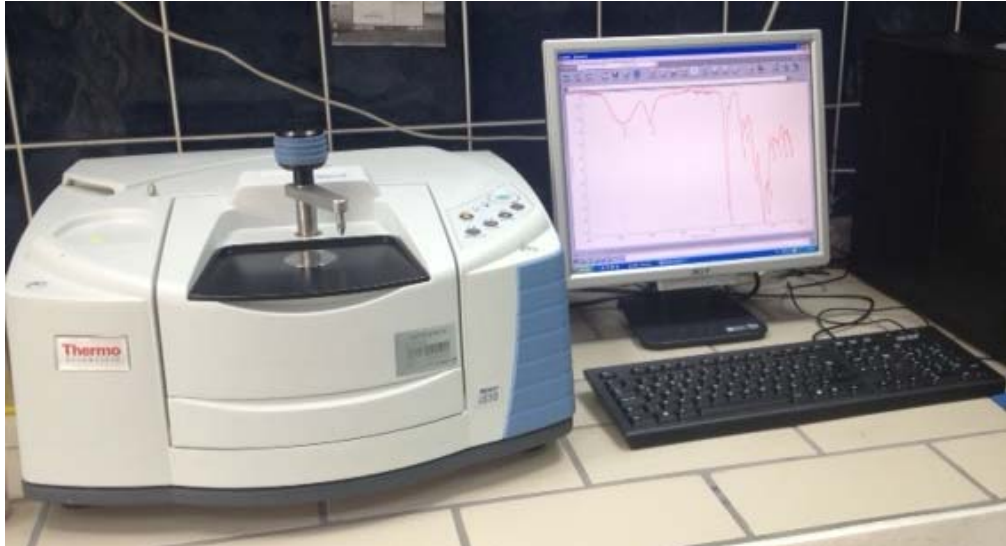
Şekil 3.1.1. ve Şekil 3.1.2. Sentezlenen TiO₂ nanotüplerin TEM fotoğrafları (20 nm)

3.2. Sentezlenen TiO₂ nanotüplerin fonksiyonlaştırılması

Sentezi gerçekleştirilip kurutulmuş TiO₂ nanotüplerin homojen dağılmasını ve kompozite daha iyi bağlanmasını sağlamak amacıyla, nanotüplere metakrilik asit ile fonksiyonlaştırma işlemi yapılmıştır.

Fonksiyonlaştırma işlemi için öncelikle kurutulmuş haldeki TiO₂ nanotüp tozlarından 0,3 gr tartılıp, üzerine 6 ml 2-propanol eklenip ultrasonik banyoda yarım saat bekletilerek dağıtılmıştır. 3,6 ml metakrilik asit (MA) eklenerek, 80 °C 'de 16 saat karıştırılmıştır. Daha sonra oluşan solüsyon 6000 rpm 'de 15 dk süreyle santrifüj edilip, saf su ile 4 kez yıkanmıştır. Yıkanan fonksiyonel TiO₂ nanotüpler, 80°C 'de vakum altında 5 saat süreyle kurutulmuştur (182).

FTIR (Perkin Elmer SpectrumOne, ABD) ile TiO₂ nanotüpler ve metakrilik asit ile fonksiyonelleştirilmiş TiO₂ nanotüpler karakterize edilmiştir (Şekil 3.2.). 2 mg örneğin KBr (potasyumbromid) ile 100 mg'a seyreltilmesiyle hazırlanan karışımdan alınan 80 mg örnek, 10 ton basınç altında preslenmiş ve pelet haline getirilmiştir. Veriler transmisyon modunda 4000-1000 cm⁻¹ aralığında tarama yapılarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.2. FTIR spektrometresi ile fonksiyonel grupların karakterizasyonu

3.3. TiO₂ nanotüplerin akışkan kompozit rezin ile karıştırılması

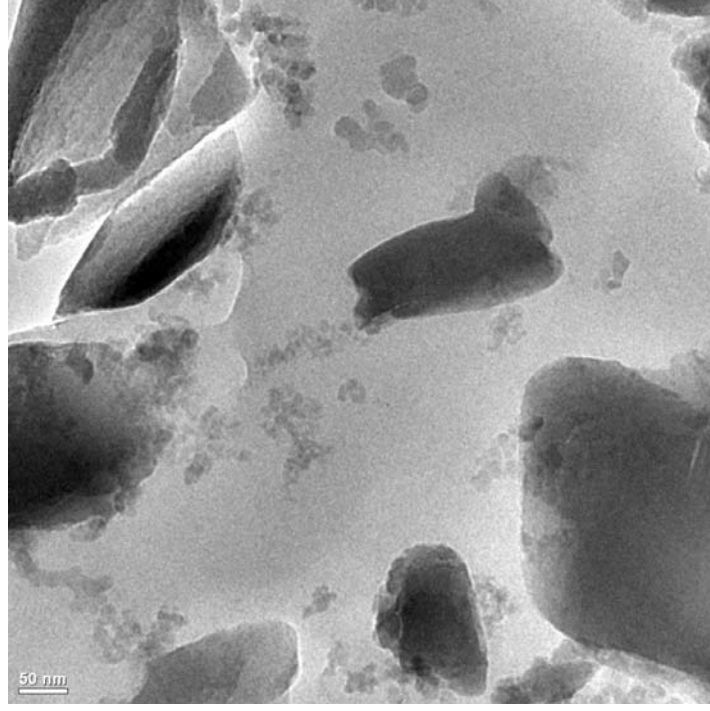
Farklı yüzdelerde (Ağırlıkça %0,5, %1, %1,5 ,%2) fonksiyonlaştırılmış TiO₂ nanotüpler elde etmek için, hassas terazi ile tartma işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.3.1.). Daha sonra kompozit tüplerinin pistonu çıkartılarak, nanotüpler spatülasyon ile akışkan rezin ile karıştırılmıştır. Daha iyi bir karışım sağlanması için kompozit rezin tüpleri ultrasonik banyoda 1 gün boyunca bekletilmiştir. Bu çalışmada akışkan bir kompozit rezin olan Aelite Flo LV (Bisco Inc., Schaumburg, Illinois, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3.3.2.). Tüm gruplarda kullanılan kompozit rezinin rengi standardizasyonu sağlamak amacıyla A2 olarak belirlenmiştir. Aelite Flo LV'nin, TiO₂ nanotüpler karıştırılmadan önce (Şekil 3.3.3.) ve karıştırıldıktan sonra (Şekil 3.3.4.) TEM görüntüsü elde edilmiştir.



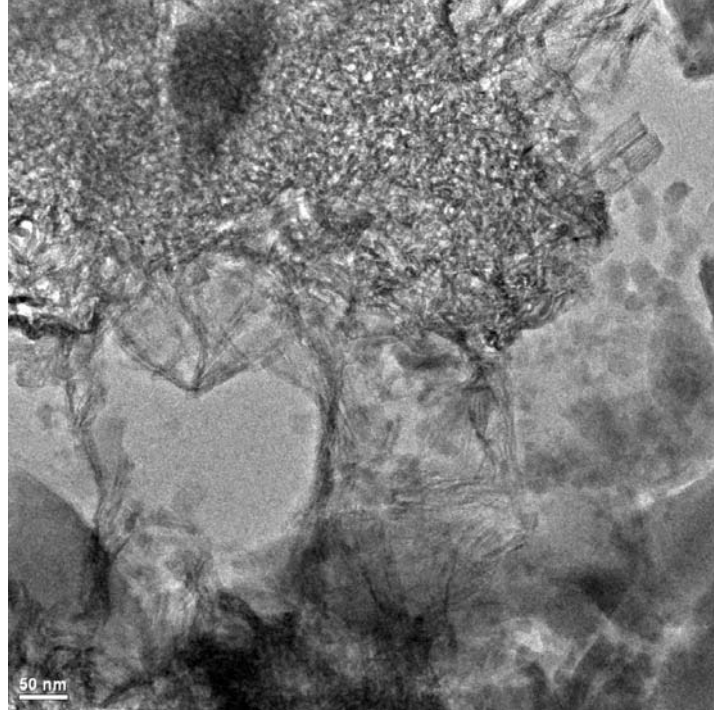
Şekil 3.3.1. Fonksiyonlaştırılmış TiO₂ nanotüplerin hassas terazi ile tartılması



Şekil 3.3.2. Akışkan kompozit



Şekil 3.3.3. Akışkan kompozit rezinin TEM fotoğrafı (50 nm)

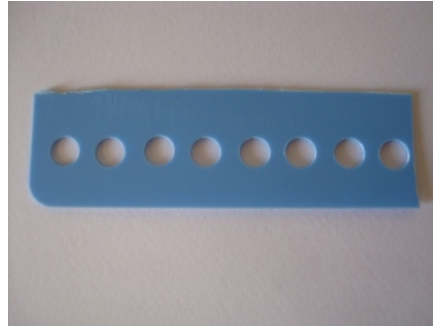


Şekil 3.3.4. %1 TiO₂ nanotüp eklenmiş akışkan kompozit rezinin
TEM fotoğrafı (50 nm)

3.4. Bakteriyel biyofilm oluşum testi

3.4.1. Örneklerin hazırlanması

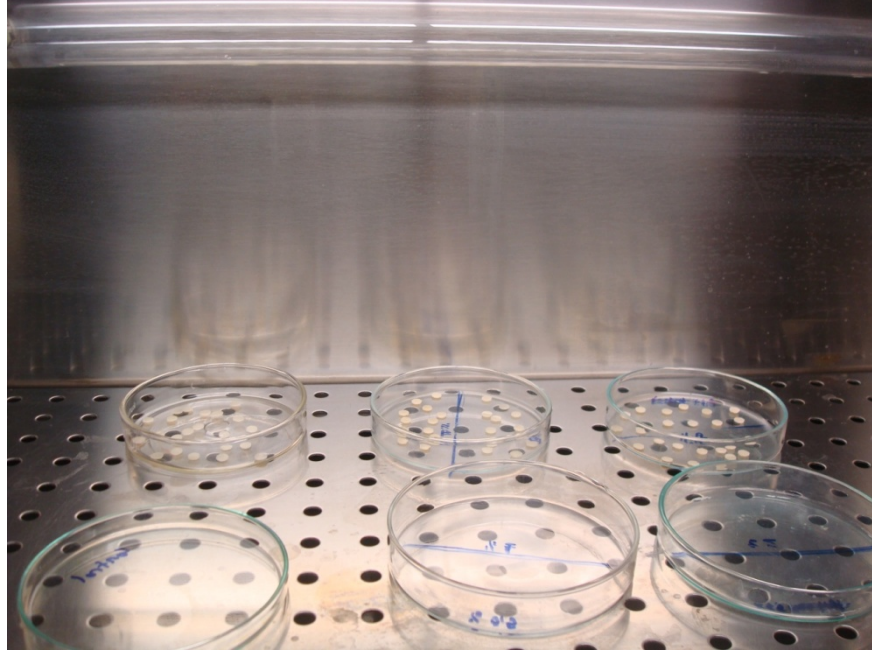
Kontrol, %0,5, %1, %1,5 ve %2 nanotüp içeren gruplardan, PVC'den (polivinilklorür) hazırlanan kalıp kullanılarak toplam 60 tane disk şeklinde örnek (ap:6 mm, yükseklik:1mm) (n=12) elde edilmiştir (şekil 3.4.1.1.). Kalıbın altına siman camı koyulduktan sonra, kompozit rezin kalıbın içine yerleştirilip, üzerine şeffaf bant ve sonra düz bir yüzey elde etmek için 1 mm kalınlığında ince bir mikroskop camı koyulmuştur. LED ışık cihazının (Radii Plus SDI, Victoria, Avustralya, 460 nm, 1500 mW/cm²) ucu cama temas ettirilerek 20 s süre ile polimerize edilmiştir.



şekil 3.4.1.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan kalıp

Hazırlanan rnekler 24 saat boyunca 37°C'de etüvde distile suda bekletilmiřlerdir.

Herbir grup kendi içerisinde rastgele ikiye bölünerek 10 alt grup (n=6) elde edilmiştir. Grupların yarısı 30 dk boyunca ultraviyole ışığına maruz bırakılmıştır (312 nm, 8 W) (şekil 3.4.2.).



Şekil 3.4.1.2. Örneklerin UV ışığına maruz bırakılması

Deney grupları şu şekildedir:

Grup 1.1: Aelite Flo LV

Grup 1.2: Ağırlıkça %0,5 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV

Grup 1.3: Ağırlıkça %1 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV

Grup 1.4: Ağırlıkça %1,5 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV

Grup 1.5: Ağırlıkça %2 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV

Grup 2.1: Aelite Flo LV + UV

Grup 2.2: Ağırlıkça %0,5 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV + UV

Grup 2.3: Ağırlıkça %1 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV + UV

Grup 2.4: Ağırlıkça %1,5 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV + UV

Grup 2.5: Ağırlıkça %2 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV + UV

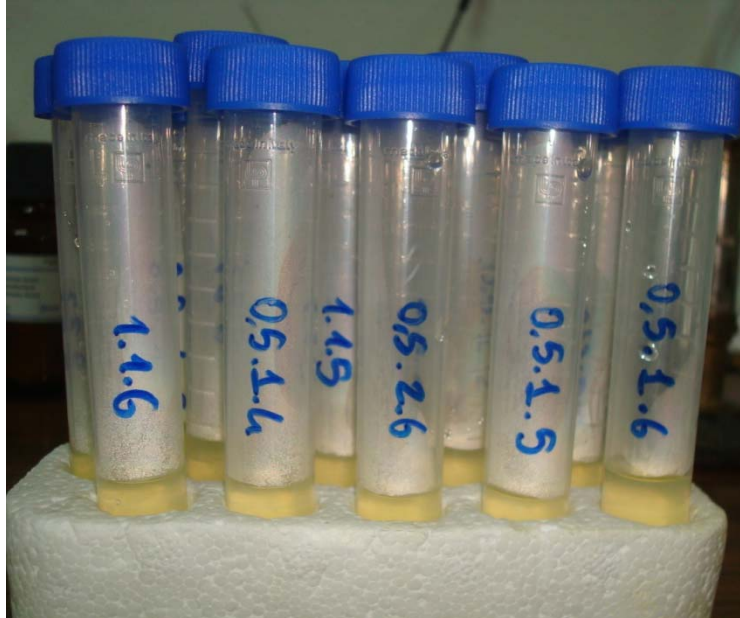
3.4.2. Bakteriyel biyofilm oluşumunun saptanması

Bu çalışmada Hıfzıssıhha 676 nolu *Streptococcus mutans* kullanılmıştır. *S.mutans*, 5 ml *Nutrient Broth* içerisinde 37°C' de 24 saat inkübe edilerek belli bir konsantrasyona (*McFarland 0.5*) ulaşmaları sağlanmıştır. 5 ml besiyerine 50 mikro

litre %1 TTC (2,3,5-Triphenyltetrazoliumchloride) solüsyonu ve diskler eklenmiştir (Şekil 3.4.2.1 ve Şekil 3.4.2.2). Pozitif kontrol olarak disk bulunmayan içerisinde *S.mutans* ve TTC solüsyonu içeren besiyeri, negatif kontrol olarak ise besiyerine *S.mutans* ekimi yapılmadan sadece disk eklenmiştir.



Şekil 3.4.2.1 TTC solüsyonunun eklenmesi



Şekil 3.4.2.2 Solüsyon ve disk eklenmiş tüpler



Şekil 3.4.2.3. Bakterilerin inkübasyonu

Bakterilerin 24 saat inkübasyonundan sonra, tüm diskler %80 etanol ile steril edilip, oda sıcaklığında 2 kez 20 dk süre ile pH 7,4 PBS (fosfat tampon solüsyonu) ile yıkanmıştır. Tüm diskler boş ve temiz ayrı bir tüpe yerleştirilmiştir ve üzerine 5 ml İzopropanol-HCl eklenerek 30 dk karanlıkta inkübe edilmiştir (Şekil 3.4.2.3) (186). Bu aşamada eğer disklerin üzerinde bir biyofilm tabakası oluşmuşsa çözünerek İzopropanol-HCl solüsyonuna geçmektedir. Daha sonra, üst faz 96 kuyucuklu plaklara alınmıştır. Plaktaki ilk sıraya “blank” solüsyonu eklenmiştir. Blank, analiz etmek istediğimiz solüsyonun içerik olarak aynısı olup, sadece ölçülmesi istenen komponent eksiktir. Böylece, ölçülmesi istenen komponentin dışındaki maddelerin dalga boyunu ne kadar absorbe ettiğini belirleyebiliriz. Ortamda bulunan biyofilm tabakasının yoğunluğuna göre ışık biyofilm tabakası tarafından absorbe edilir, absorbe edilmeyen kısım kuyucuğun karşı tarafına gider. Bu çalışmada plak, optik okuyucuda 530 nm dalga boyunda okutulmuştur. Optik okuyucu gönderdiği ve geri aldığı ışığın miktarındaki azalmaya göre değer vermektedir.

3.5. Yüzey pürüzlülüğü testi

Bu çalışmada kontrol ve farklı yüzdelerde (Ağırlıkça %0,5, %1, %1,5, %2) titanyum dioksit nanotüp içeren Aelite Flo LV kullanılarak 5 grup oluşturulmuştur (n=12) (Tablo 3.5.).

Tablo 3.5. Çalışma grupları

Grup 1 (Kontrol)	Aelite Flo LV
Grup 2	Ağırlıkça %0,5 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 3	Ağırlıkça %1 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 4	Ağırlıkça %1,5 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 5	Ağırlıkça %2 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV

Bir cam tabakanın üzerine önce şeffaf matriks bant yerleştirilerek, üzerine silindirik metal bir kalıp (10x1 mm) konulmuştur. Kompozit rezin, kalıbın içine yerleştirildikten sonra üzerine şeffaf bant ve sonra 1 mm kalınlığında ince bir mikroskop camı koyulmuştur. Bu sırada hafif baskı uygulanıp, fazla rezinin taşması sağlanmış ve düzgün bir yüzey elde edilmiştir. LED ışık cihazının (Radii Plus SDI, Victoria, Avustralya, 460 nm, 1500 mW/cm²) polimerize edici ucu siman camına temas ettirilerek örneğin merkezine gelecek şekilde yerleştirilip 20 s polimerize edilmiştir. Işıkla polimerizasyonun ardından şeffaf bantlar uzaklaştırılıp (Şekil 3.5.1.), bu işlemler her gruptaki örnekler için tekrarlanmıştır. Hazırlanan örnekler 24 saat boyunca 37°C’de distile suda bekletilmiştir. Örneklerin üst yüzeylerine, düşük hızlı mikromotorla tek yönde hareket ile Swiss-Flex disk kiti (Coltene/Whaledent AG, İsviçre) (Şekil 3.5.2.) kullanarak 30 s boyunca bitirme ve polisaj yapılmıştır. Her bir diskten sonra örnekler yıkanıp kurulanmıştır ve diskler her kullanımdan sonra yenisiyle değiştirilmiştir.

**Şekil 3.5.1.** Metal kalıp içindeki kompozit örneği



Şekil 3.5.2. Swiss-Flex disk kiti

Örneklerin yüzey pürüzlülüğü optik profilometre cihazı (Zygo, Newview 7200, ABD) ile ölçülmüştür (Şekil 3.5.3).



Şekil 3.5.3. Optik profilometre cihazı

3.6. Kesme bağlanma dayanıklılığı testi

Bu çalışma için Hacettepe Üniversitesi etik kurulundan (12 Aralık 2012 tarihli, 2012/12 sayılı toplantı ve LUT 12/93-23 sayılı karar) onay alınmıştır (Bkz. Ek 1).

3.6.1. Örneklerin hazırlanması

Çalışmada ortodontik ve periodontal nedenlerle çekilmiş çürük içermeyen 150 adet insan üst premolar dişi kullanılmıştır. Restorasyonlu, çatlak ya da defektli dişler çalışmaya dahil edilmemiştir. Deneyde kullanılacak dişlerin doku artıkları periodontal küret yardımıyla uzaklaştırılıp, dişler deney aşamasına kadar +4°C’de distile suda bekletilmiştir. Dişlerin kökleri elmas separe ile su soğutması altında mine-sement sınırının 1 mm altından kesilip uzaklaştırılmıştır. Dişlerin kronları bukkal yüzeyleri açıkta kalacak şekilde 2x2x2,5 cm ebatlarındaki PVC kalıpların içerisine tamir akriliği yardımıyla (Meliodent, Heraus Kulzer, Almanya) gömülmüştür.

Kesme bağlanma dayanıklılığı çalışmasında kullanılan materyaller Tablo 3.6.1’de verilmiştir.

Tablo 3.6.1. Kesme bağlanma dayanıklılığı çalışmasında kullanılan materyaller

Marka	Üretici firma	İçerik
Etch-37	Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD	% 37 fosforik asit, Benzalkonyum klorid
One-step universal dental adeziv	Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD	Bifenil dimetakrilat Hidroksietil metakrilat Aseton
Aelite Flo LV mikrohibrit kompozit	Bisco, Inc. Schaumburg, IL, ABD	Etoksile Bis-GMA Glass Filler Trietilenglikol dimetakrilat

3.6.2. Mineye kesme bağlanma dayanıklılığının saptanması

75 adet örnek, mineye kesme bağlanma dayanıklılığının ölçümünde kullanılmıştır. Örneklerin merkez kısımları, aprizmatik mineyi uzaklaştırmak ve daha düzgün bir yüzey elde etmek için mine düzeyinde kalacak şekilde 600 rpm hızla dönen polisaj cihazında (PRESI, Mecapol, P 230, Fransa) (Şekil 3.6.2.1.) 600 gritlik silikon karbit zımpara ile zımparalanmıştır (Şekil 3.6.2.2.).

Mineye bağlanma dayanıklılığı testinde mine 30 s % 37'lik fosforik asitle (Etch-37, Bisco, ABD) (Şekil 3.6.2.3.) pürüzlendirildikten sonra, akan su altında 10 s yıkama işlemi yapılmıştır. Mine yüzeyi hava spreyi ile 5 s kurutulup, 2 kat etch-and-rinse adeziv (One step, Bisco, ABD) (Şekil 3.6.2.4.) fırça yardımı ile uygulanmıştır. 10 s hava spreyi ile hafifçe kurutulup, 10 s LED ışık kaynağı (Radii Plus SDI, Victoria, Avustralya) ile polimerize edilmiştir. Hazırlanan örnekler rastgele 5 gruba ayrılmıştır (n=15) (Tablo 3.6.2.).



Şekil 3.6.2.1. Polisaj cihazı



Şekil 3.6.2.2. Polisajlanmış mine örneği



Şekil 3.6.2.3. Fosforik asit



Şekil 3.6.2.4. Etch-and-rinse adeziv

Tablo 3.6.2. Mineye kesme bağlanma çalışması grupları

Grup 1.1 (Kontrol)	Aelite Flo LV
Grup 2.1	Ağırlıkça %0,5 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 3.1	Ağırlıkça %1 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 4.1	Ağırlıkça %1,5 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 5.1	Ağırlıkça %2 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV

2,38 mm çapında ve 2 mm derinlikte silindirik bir boşluk içeren ve bağlanma alanı 4,45 mm² olan bir teflon jig (Ultradent, Inc., South Jordan UT, ABD)

yardımıyla 1. gruba Aelite Flo LV, 2. gruba %0,5 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV, 3. gruba %1 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV, 4. gruba %1,5 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV, 5. gruba %2 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV kompozit rezinler tek tabaka olarak mine üzerine yerleştirilmiş ve LED ışık cihazı ile 20 s polimerize edilmiştir.

3.6.3. Dentine kesme bağlanma dayanıklılığının saptanması

75 adet örnek dentine kesme bağlanma dayanıklılığının ölçümünde kullanılmıştır. Örnekler dentin açığa çıkacak şekilde uniform bir dentin yüzeyi ve standart bir smear tabakası elde etmek için 600 rpm hızla dönen polisaj cihazında 600 gritlik silikon karbit zımpara ile zımparalanmıştır (Şekil 3.6.3.1.).



Şekil 3.6.3.1. Polisajlanmış dentin örneği

Dentine bağlanma dayanıklılığı testinde dentin 15 s % 37'lik fosforik asitle (Etch-37, Bisco, ABD) pürüzlendirildikten sonra akan su altında yıkama işlemi yapılmıştır. Dentin hafifçe hava spreysi ile kurutulup, 2 kat etch-and-rinse adeziv (One step, Bisco, ABD) fırça yardımı ile uygulanmıştır. 10 s hava spreysi ile hafifçe kurutulup, 10 s LED ışık kaynağı (Radii Plus SDI, Victoria, Avustralya) ile polimerize edilmiştir.

Örnekler rastgele 5 gruba ayrılmıştır (n=15) (Tablo 3.6.3.).

Tablo 3.6.3. Dentine kesme bağlanma çalışması grupları

Grup 2.1 (Kontrol)	Aelite Flo LV
Grup 2.2	Ağırlıkça %0,5 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 2.3	Ağırlıkça %1 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 2.4	Ağırlıkça %1,5 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV
Grup 2.5	Ağırlıkça %2 TiO ₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV

2,38 mm çapında ve 2 mm derinlikte silindirik bir boşluk içeren ve bağlanma alanı 4,45 mm² olan bir teflon jig yardımıyla 1. gruba Aelite Flo LV, 2. gruba %0,5 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV, 3. gruba %1 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV, 4. gruba %1,5 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV, 5. gruba %2 TiO₂ nanotüp içeren Aelite Flo LV kompozit rezinler tek tabaka olarak dentin üzerine yerleştirilmiş ve LED ışık cihazı ile 20 s polimerize edilmiştir.

Polimerize edildikten sonra jigten çıkarılan tüm mine ve dentin örnekleri 37 °C’de 24 saat etüvde distile suda bekletilmiştir.

Restorasyonu tamamlanan tüm örneklerin kompozit-diş birleşim bölgelerine, universal bir test cihazında (LRX, Lloyd instruments Ltd, Fareham, İngiltere), bıçak şeklindeki çelik bir uç yardımıyla 1 mm/dk kafa hızı ile yük uygulanmıştır (Şekil 3.6.3.2.). Restoratif materyale kırılma anında uygulanan kuvvet Newton şeklinde bilgisayara kaydedilip MPa’a çevrilmiştir. Kırılmanın gerçekleştiği yüzeyler stereomikroskop (Leica MZ12, Leica CLS 100, Almanya) ile incelenip, kırılma tipleri belirlenmiştir.



Şekil 3.6.3.2. Universal test cihazı

3.6.4. Kırılma tipi analizi

Tüm örneklerde kırılmanın gerçekleştiği yüzey, 10x büyütmeli bir stereomikroskop (Şekil 3.6.4.) ile incelenip, kırılma tiplerinin fotoğrafları yine bu mikroskopa bağlı bir fotoğraf makinesi ile çekilmiştir. Kırılma tipleri aşağıdaki sınıflamaya göre belirlenmiştir (187):

Adeziv: Kırılmanın %75 ve daha fazlası diş ve restoratif materyal arasındadır.

Koheziv: Kırılmanın %75 ve daha fazlası restoratif materyalin ya da dişin kendi içindedir.

Karma: Adeziv-kompozit-diş dokusunda karma başarısızlık gözlenmektedir.



Şekil 3.6.4. Stereomikroskop

3.7. İstatistiksel değerlendirme

UV ışığına maruz bırakılmayan gruplar antibakteriyel etkinlik açısından normal dağılım gösterdiği ve varyanslar homojen olduğu için tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile incelenmiştir. UV ışığına maruz bırakılan gruplar antibakteriyel etkinlik açısından normal dağılım göstermediği için Kruskal Wallis testi ile karşılaştırılmıştır. İkişerli grup karşılaştırması Dunn's testi ile incelenmiştir. Aynı nanotüp miktarı içeren UV ışığına maruz bırakılan ve bırakılmayan gruplar, iki ortalama arasındaki farkın anlamlılık testi (Independent sample T-test) ile karşılaştırılmıştır.

Pürüzlülük verileri normal dağılım göstermedikleri için gruplar Kruskal Wallis testi ile karşılaştırılmıştır. İkişerli grup karşılaştırması Dunn's testi ile incelenmiştir.

Mine ve dentin grupları, bağlanma verileri normal dağılım göstermedikleri için Kruskal Wallis testi ile incelenmiştir. Mine açısından ikişerli grup karşılaştırması Dunn's testi ile incelenmiştir. Aynı nanotüp miktarı içeren mine ve dentin grubu iki ortalama arasındaki farkın anlamlılık testi ve Mann Whitney U testi ile incelenmiştir.

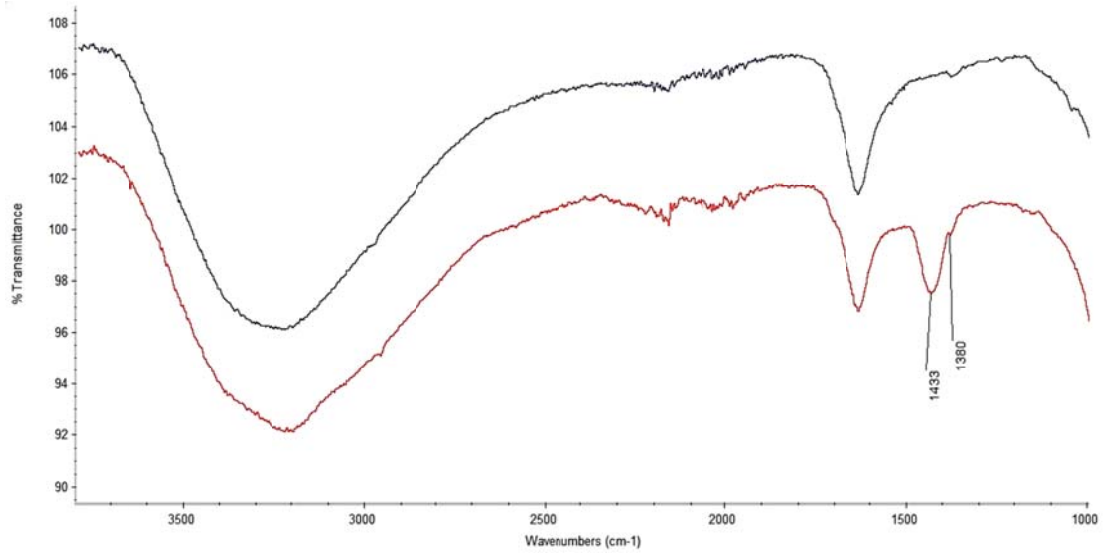
Tanımlayıcı istatistik olarak, normal dağılan veriler için aritmetik ortalama ve standart sapma, normal dağılmayan veriler için medyan, minimum ve maksimum değerleri verilmiştir.

$p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. FTIR bulguları

FTIR spektrometresi ile TiO_2 nanotüpler ve fonksiyonlaştırılmış gruplar karakterize edilmiştir. Her iki spektrumdaki 1630 cm^{-1} ve 3200 cm^{-1} dalgasayısındaki titreşimler absorplanan sudan kaynaklanmaktadır. Metakrilik asit ile fonksiyonelleştirilmiş nanotüplerin FTIR spektrumundaki 1433 cm^{-1} titreşimi CH_3 grubunun bükülmesinden 1380 cm^{-1} titreşimi ise CH_2 grubunun bükülme titreşiminden ileri gelmektedir (Şekil 4.1.). FTIR spektrumu metakrilik asidin TiO_2 nanotüplere başarılı bir şekilde bağlandığını göstermiştir.



Şekil 4.1. FTIR ile fonksiyonel grupların karakterizasyonu

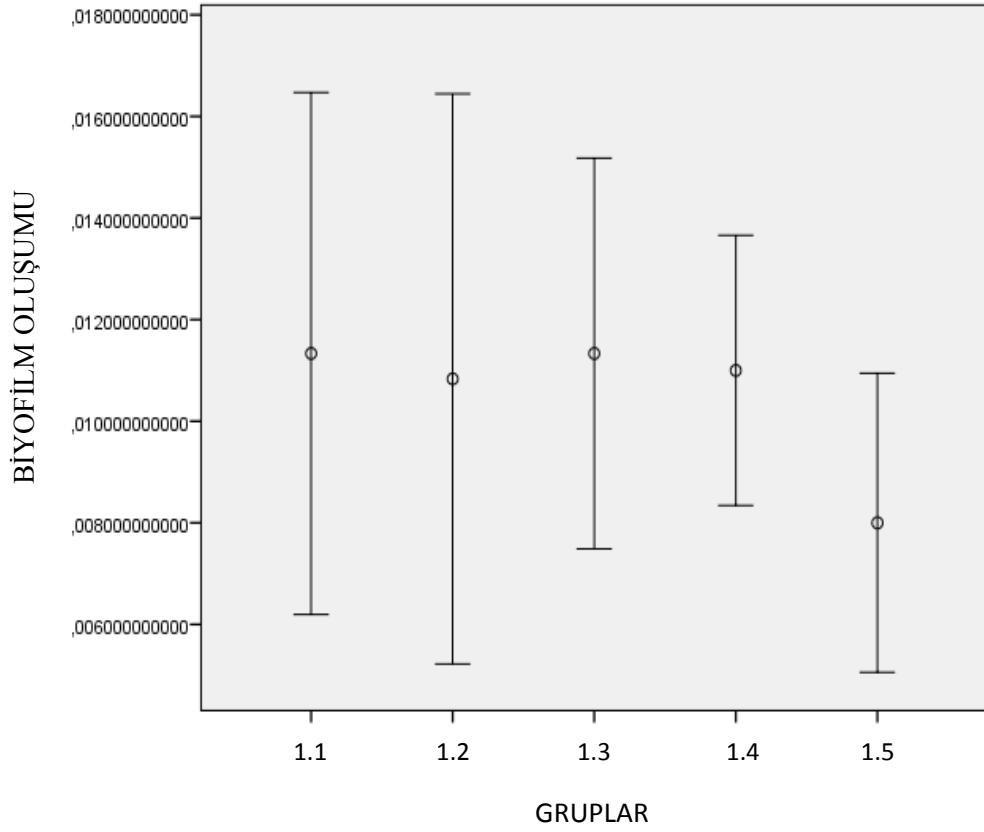
4.2. Biyofilm testi bulguları

Biyofilm testindeki tüm grupların ortalama, standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.2.'de gösterilmektedir.

Tablo 4.2. Biyofilm testinde grupların ortalama, $\pm$ standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri

Grup	Biyofilm oluşum ortalama	$\pm$ Standart sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
1.1	,01133	,00513	,00883	,00633	,01833
1.2	,01083	,00561	,00883	,00533	,02033
1.3	,01133	,00384	,01083	,00633	,01733
1.4	,01100	,00265	,01133	,00633	,01433
1.5	,00800	,00294	,00783	,00333	,01233
2.1	,01266	,00413	,01183	,00833	,02033
2.2	,00783	,00550	,00833	,00166	,01333
2.3	,00666	,00882	,00383	,00033	,02433
2.4	,00400	,00258	,00433	,00133	,00633
2.5	,00383	,00539	,00433	,00366	,00933

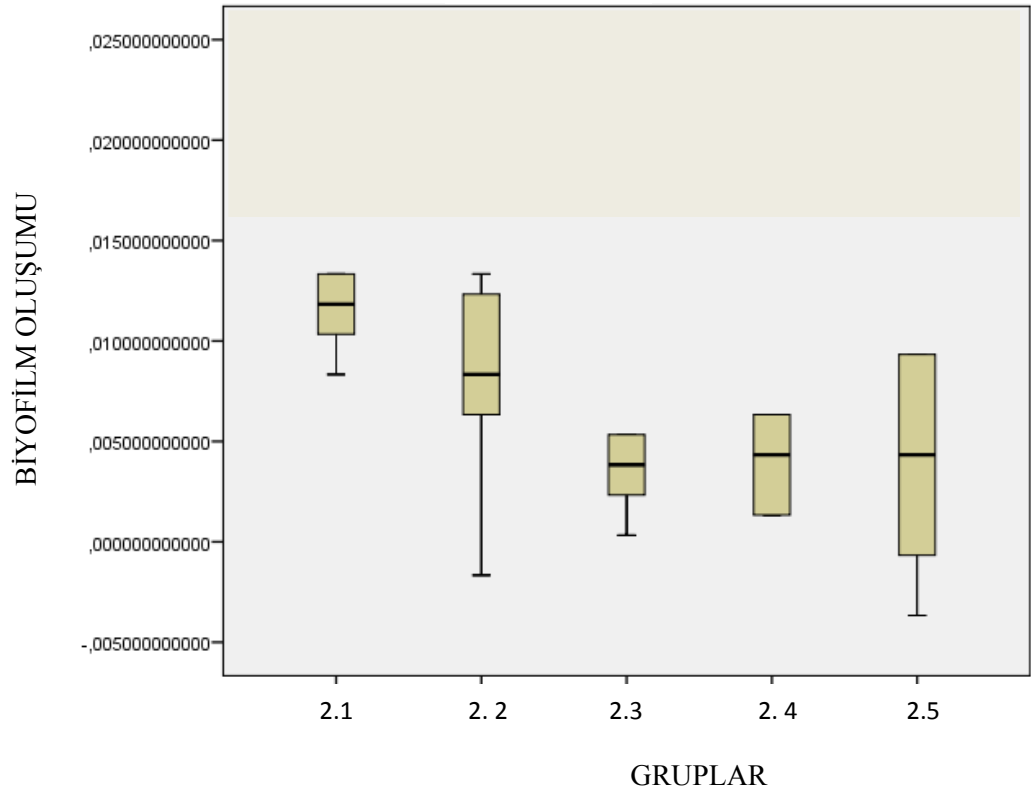
Yapılan istatistiksel değerlendirmede, 1. Gruptaki verilerin normal dağılım gösterdiği bulunmuştur. Tek yönlü varyans analizi sonucuna göre, Grup 1'in altgrupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,613$) (Şekil 4.2.1.).



Şekil 4.2.1. Grup 1'in alt gruplarının ortalama $\pm$ standart sapma grafiği

2. gruptaki veriler normal dağılım göstermediğinden, Kruskal Wallis analizi ile incelenmiş ve gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,031$) (Şekil 4.2.2.). İstatistiksel olarak arasında anlamlı fark bulunmayan gruplar Grup 2.1 ve 2.2, Grup 2.2 ve 2.3, Grup 2.2 ve 2.4, Grup 2.2 ve 2.5, Grup 2.3 ve 2.4, Grup 2.3 ve 2.5 ile Grup 2.4 ile 2.5'tir ($p>0,05$).

Grup 2.3, Grup 2.4 ve Grup 2.5'in antibakteriyel etkinliği Grup 2.1 'den istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).



Şekil 4.2.2. Grup 2'nin alt gruplarının minimum, maksimum ve medyan değerleri grafiği

İki ortalama arasındaki farkın anlamlılık testi ile Grup 1 ve 2'nin altgrupları birbirleriyle karşılaştırılmıştır. UV ışığına maruz bırakılan ya da bırakılmayan kontrol grupları (Grup 1.1 ve 2.1) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,631$). Grup 1.2 ve 2.2 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,372$). Grup 1.3 ve 2.3 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p=0,065$). Grup 1.4'ün antibakteriyel etkinliği Grup 2.4'ten istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük çıkmıştır ($p=0,004$). Grup 1.5 ve 2.5 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,128$).

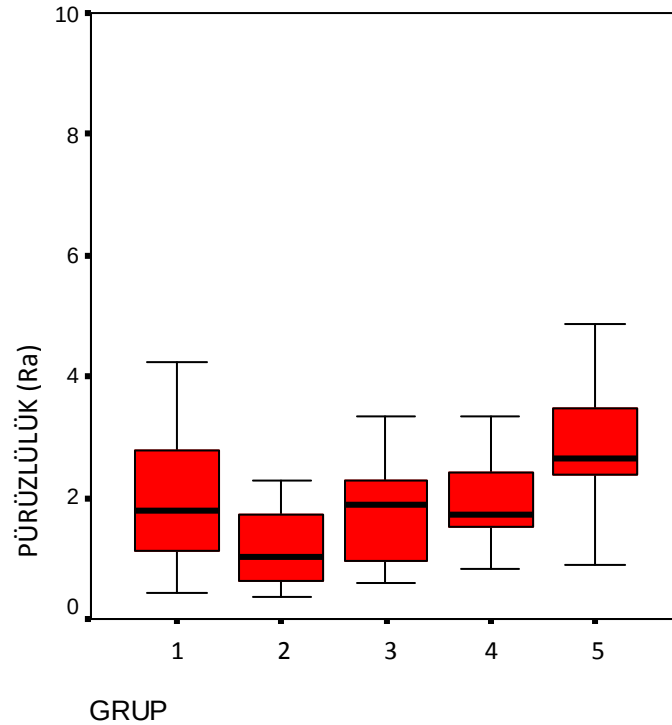
4.3. Pürüzlülük testi bulguları

Test edilen örneklerin ortalama, standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.3.'de verilmiştir.

Tablo 4.3. Grupların ortalama, $\pm$ standart sapma, medyan, minimum ve maksimum pürüzlülük değerleri (Ra)

Grup	Ortalama (Ra)	$\pm$ Standart sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
1	1,9225	1,1190	1,7755	,444	4,244
2	1,7938	2,4352	1,0245	,373	9,309
3	1,7919	,8342	1,8985	,608	3,347
4	2,0295	,8946	1,7290	,818	3,919
5	3,1591	1,8373	2,6565	,885	8,070

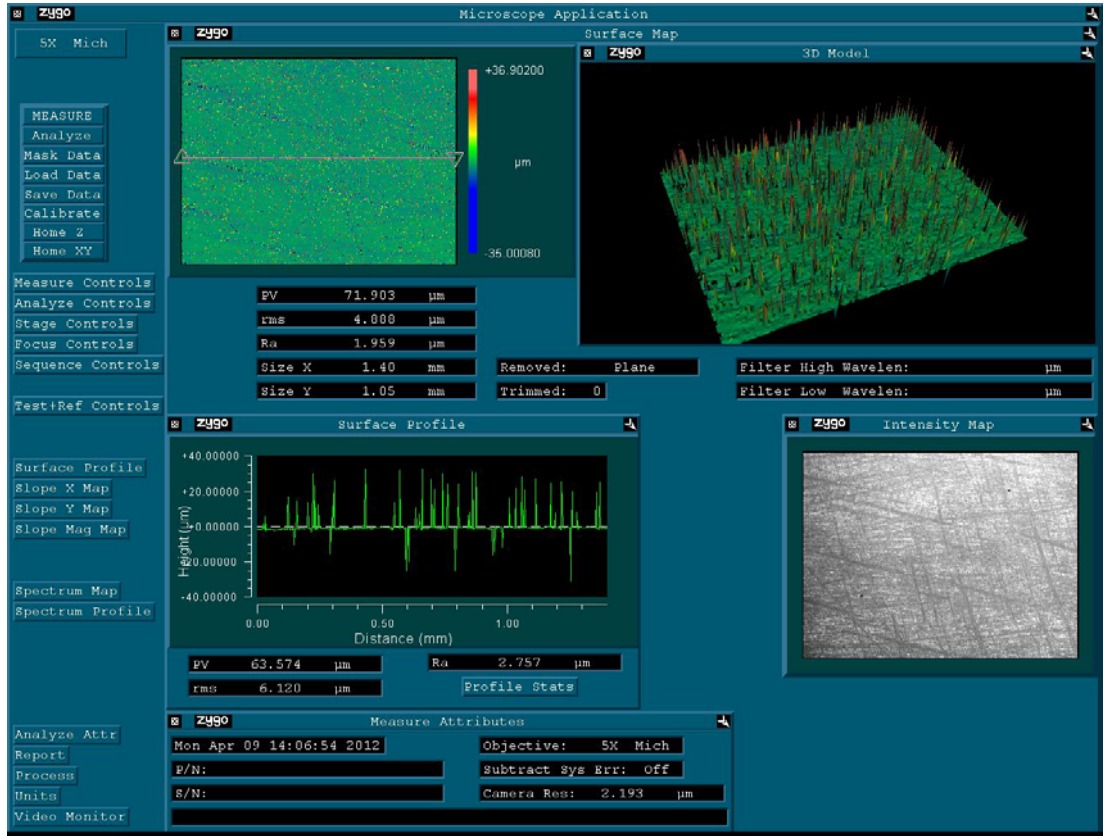
Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Şekil 4.3.1.). Grup 1, Grup 2 ile Grup 3 'ün pürüzlülük değerleri Grup 5'ten istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p < 0,05$). Grup 5 en yüksek ortalama pürüzlülük değerine sahiptir. Grup 1, Grup 2, Grup 3 ve Grup 4 benzer pürüzlülük değerleri göstermektedir ($p > 0,05$) (Tablo 4.3.).



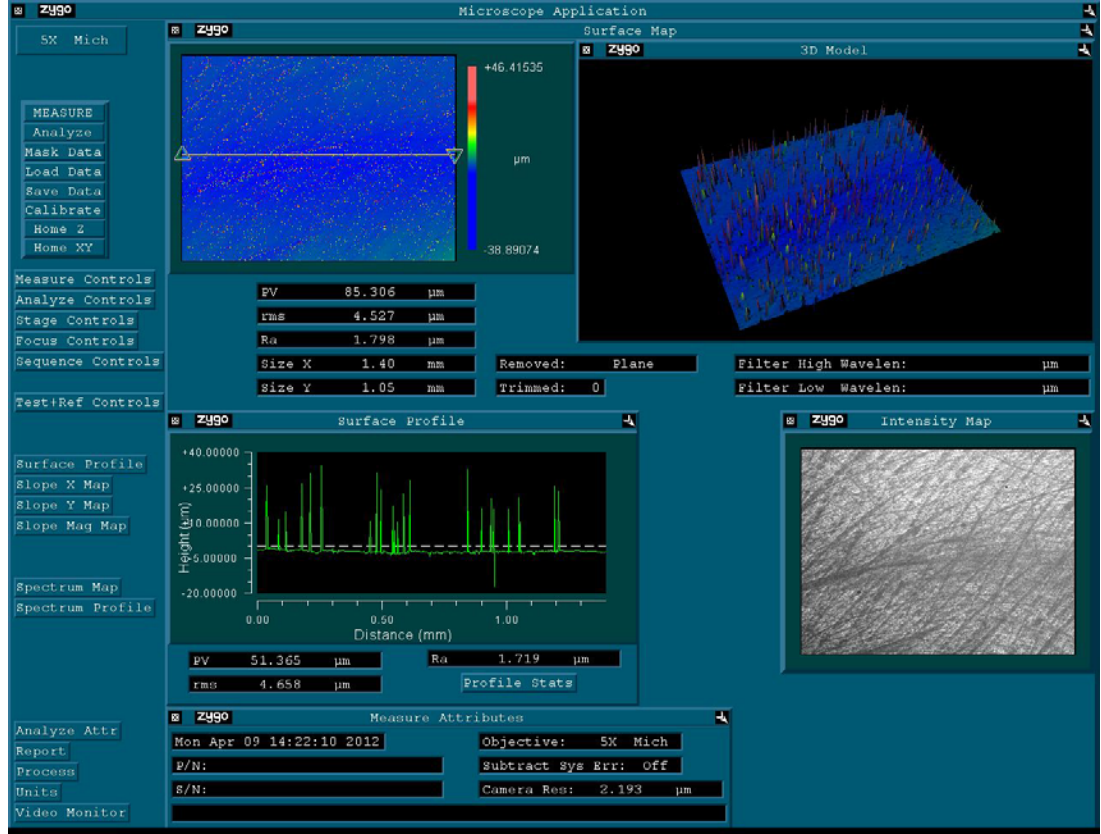
Şekil 4.3.1. Grupların pürüzlülük minimum, maksimum ve medyan değerleri grafiği

Grupların optik profilometre görüntüleri

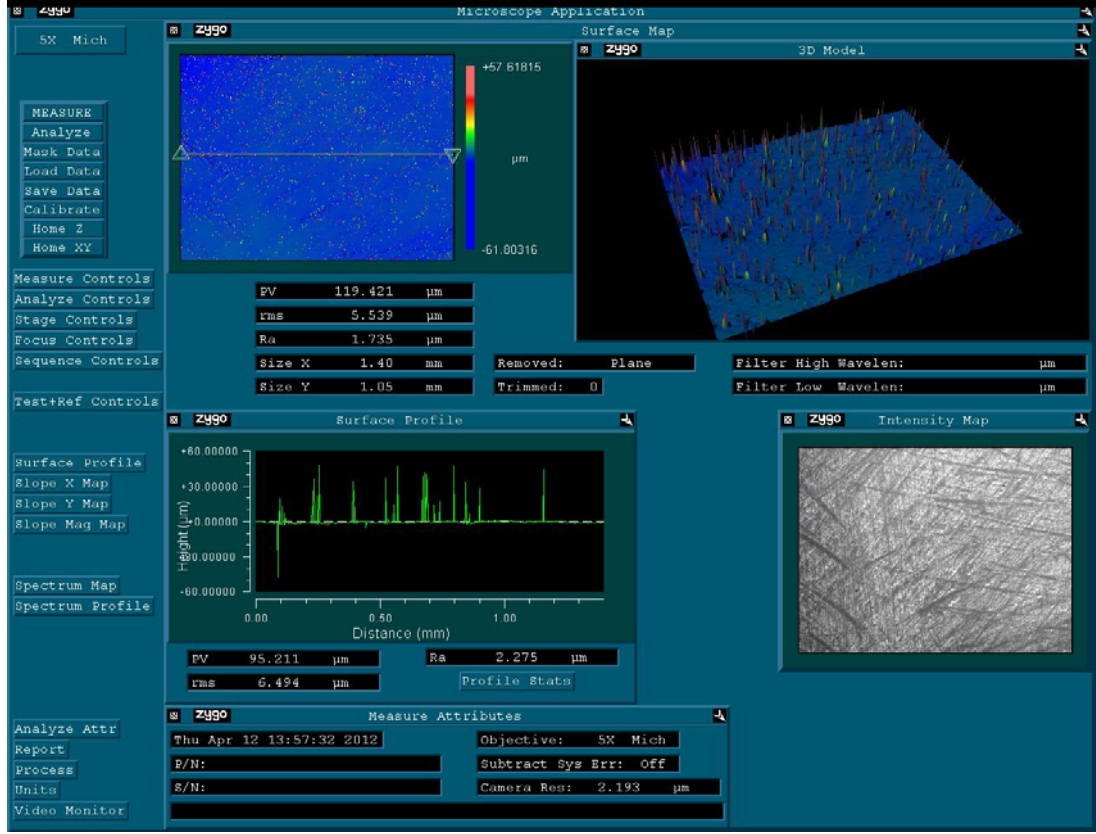
Gruplardaki tüm örneklerin optik profilometre grafikleri ve üç boyutlu yüzey görüntüleri elde edilmiştir (Şekil 4.3.2., Şekil 4.3.3., Şekil 4.3.4., Şekil 4.3.5. ve Şekil 4.3.6.). Örneklerin X düzleminde 1,4 mm, Y düzlemindeyse 1,05 mm’lik alanları profilometre cihazı ile taranmış, girintili çıkıntılı yüzeylerinin uzunluklarına göre üç boyutlu haritaları çizilmiştir ve Ra değerleri belirlenmiştir.



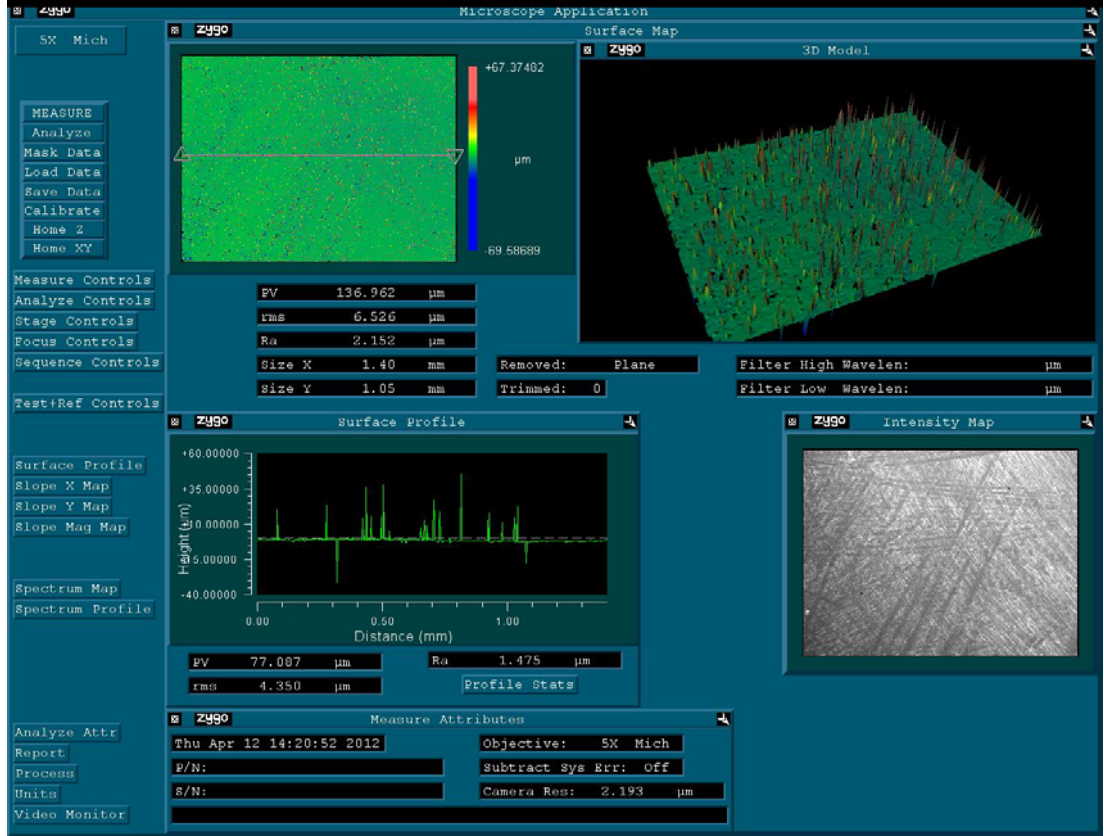
Şekil 4.3.2. Grup 1'in ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 1,959 μm olarak ölçülmüştür.



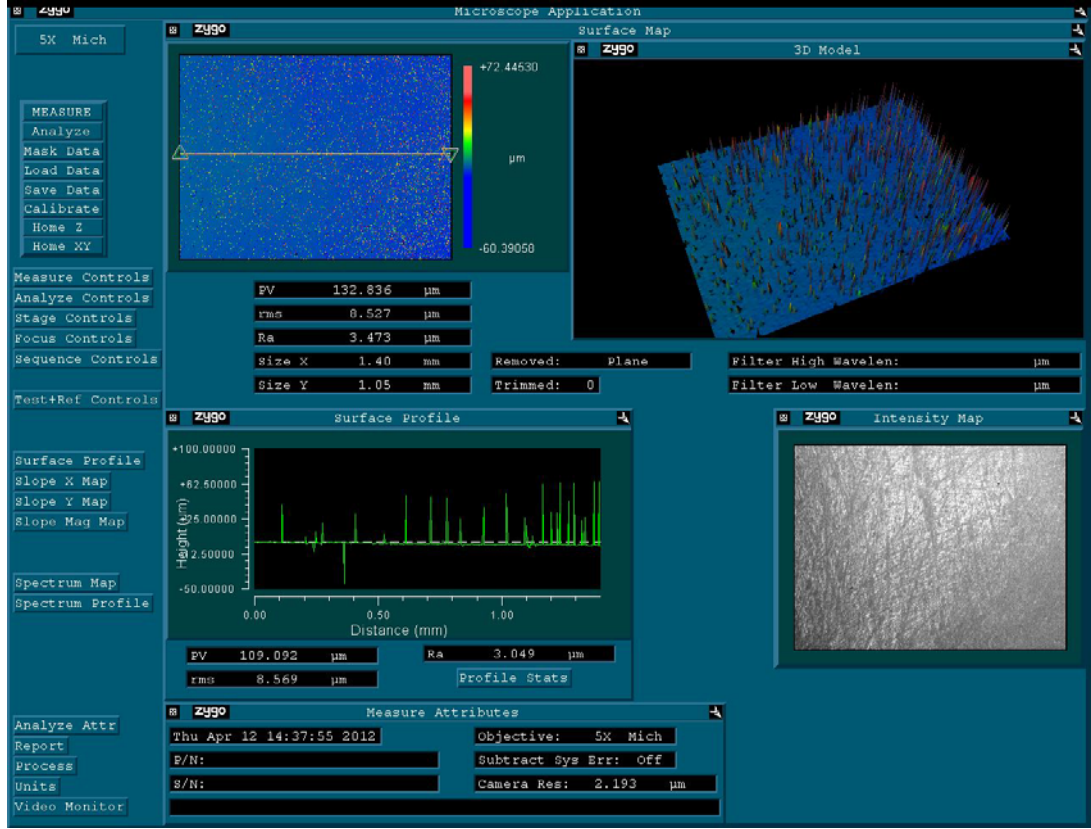
Şekil 4.3.3. Grup 2'nin ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 1,798 μm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.3.4. Grup 3'ün ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 1,735 μm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.3.5. Grup 4'ün ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 2,152 μm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.3.6. Grup 5'in ortalamasına yakın olan bir örneğin pürüzlülük değerinin üç boyutlu optik profilometre görüntüsü. Ra değeri 3,473 μm olarak ölçülmüştür.

4.4. Kesme bağlanma dayanıklılığı testi bulguları

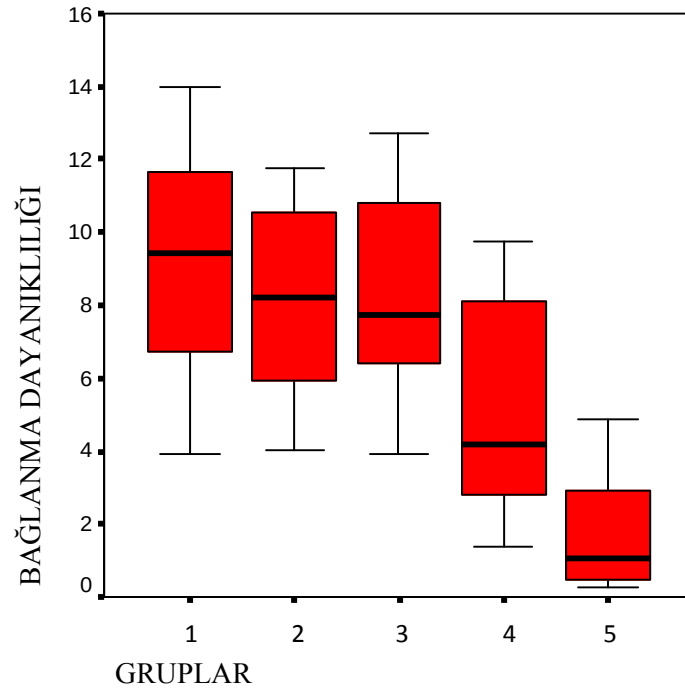
4.4.1. Mine bulguları

Kesme bağlanma dayanıklılığı testinde mine grupları bağlanma dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,05$) (Tablo 4.4.1.).

Grup 1.1, Grup 1.2 ile Grup 1.3 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Grup 1.4'ün bağlanma dayanıklılığı değerleri Grup 1.1, Grup 1.2 ve Grup 1.3'ten istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Grup 1.1, Grup 1.2, Grup 1.3 ve Grup 1.4, istatistiksel olarak anlamlı derecede Grup 1.5'ten daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerlerine sahiptir. Minede en düşük kesme bağlanma dayanıklılığı Grup 1.5'te görülmektedir (Şekil 4.4.1.).

Tablo 4.4.1. Grupların mineye bağlanma dayanıklılığı ortalama, $\pm$ standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri (MPa)

Grup	n	Bağlanma dayanıklılığı (MPa)	$\pm$ Standart sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
1.1	15	8,89	3,00	9,41	3,92	14,01
1.2	15	8,02	2,72	8,22	4,04	11,78
1.3	15	8,21	2,89	7,73	3,93	12,72
1.4	15	5,20	3,01	4,19	1,39	9,75
1.5	15	1,74	1,59	1,06	,24	4,86



Şekil 4.4.1. Grupların mineye bağlanma dayanıklılığı minimum, maksimum ve medyan değerleri grafiği

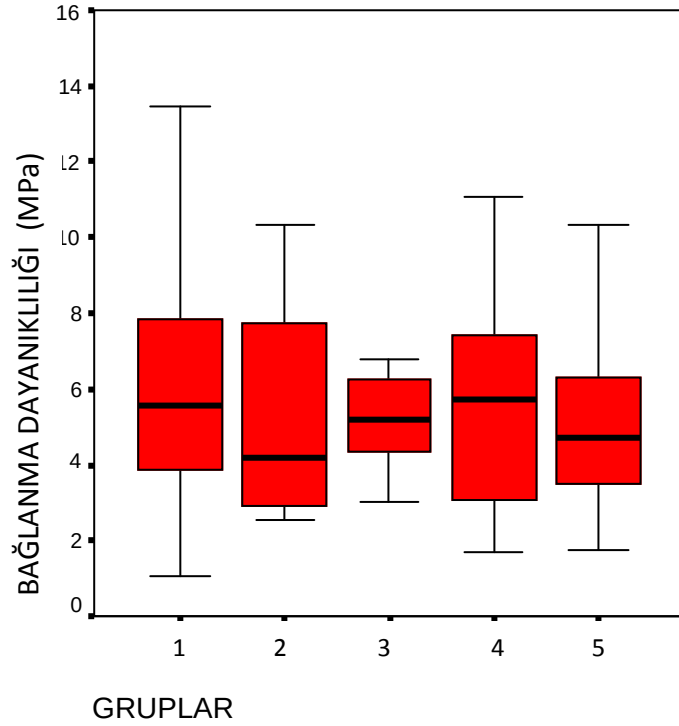
4.4.2 Dentin bulguları

Dentine kesme bağlanma dayanıklılığı benzer değerler göstermektedir (Tablo 4.4.2.).

Kruskall Wallis testi ile yapılan değerlendirmenin sonucunda dentinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0,964$) (Şekil 4.4.2.).

Tablo 4.4.2. Grupların dentine bağlanma dayanıklılığı ortalama, $\pm$ standart sapma, medyan, minimum ve maksimum değerleri (MPa)

Grup	n	Bağlanma dayanıklılığı (MPa)	$\pm$ Standart sapma	Medyan	Minimum	Maksimum
2.1	15	6,20	3,84	5,56	1,08	13,46
2.2	15	5,51	3,05	4,18	2,52	10,34
2.3	15	5,19	1,26	5,18	3,00	6,77
2.4	15	5,62	3,05	5,72	1,67	11,09
2.5	15	5,18	2,39	4,74	1,74	10,32



Şekil 4.4.2. Grupların dentine bağlanma dayanıklılığı minimum, maksimum ve medyan değerleri grafiği

4.4.3. Mine ve dentin gruplarının karşılaştırılması

Mine ve dentin kontrol yani Grup 1.1 ve Grup 2.1 arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,041$). Dentin kontrol grubunun kesme bağlanma dayanıklılığı daha düşüktür. Grup 1.2'nin bağlanma dayanıklılığı ortalaması istatistiksel olarak Grup 2.2'nin ortalamasından anlamlı derecede yüksektir ($p=0,021$). Grup 2.3'ün bağlanma dayanıklılığı ortalaması Grup 1.3'ten anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p=0,001$). Grup 1.4 ve Grup 2.4'ün dayanıklılık ortalamaları arasında istatistiksel olarak fark gözlenmemiştir ($p=0,806$). Grup 1.5'in kesme bağlanma dayanıklılığı ortalamaları istatistiksel olarak Grup 2.5'ten anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0,001$).

4.4.4. Kırılma tipi analizi bulguları

Kesme bağlanma dayanıklılığı testinde mine ve dentin örneklerinde oluşan kırılma tipleri ve yüzdeleri Tablo 4.4.4'de gösterilmektedir. Bütün örneklerde en çok

adeziv tipte kırılma gözlenmiştir. Mine örneklerinde gözlenen adeziv tip kırılma yüzdesi dentin örneklerinden daha az iken, koheziv tip kırılma yüzdesi daha fazladır.

Tablo 4.4.4. Kırılma tipi yüzdeleri

Grup	Adeziv (%)	Koheziv (%)	Karma (%)
1.1	6 (40)	5 (33,33)	4 (26,66)
1.2	7 (46,6)	8 (53,4)	0 (0)
1.3	8 (53,33)	7 (46,66)	0 (0)
1.4	8 (53,33)	5 (33,33)	2 (13,33)
1.5	10 (60,66)	2 (13,33)	3 (20)
2.1	7 (46,6)	8 (53,4)	0 (0)
2.2	12 (80)	3 (20)	0 (0)
2.3	7 (46,66)	6 (40)	2 (13,33)
2.4	11 (73,33)	3 (20)	1 (6,66)
2.5	9 (60)	3 (20)	3 (20)

Mine ve dentin gruplarından adeziv, koheziv ve karma tipte başarısızlığa birer örnek Şekil 4.4.4.'te sunulmuştur.



Şekil 4.4.4.1. Mine örneklerinde %52 adeziv kırılma tipi gözlenmiştir. Adeziv kırılma örneklerin kompozite daha zayıf bağlandığını gösterir.



Şekil 4.4.4.2. Mine örneklerinin %36'sında görülen kırılma tipi kohezivdir. Bu örneklerde adezyon daha güçlü gerçekleşmiştir.



Şekil 4.4.4.3. Mine örneklerinin %12'sinde karma başarısızlık gözlenmiştir. Kompozit materyal mine dokusuna iyi bağlanmıştır.



Şekil 4.4.4.4. Dentin örneklerinin %61,33'ünde adeziv tip başarısızlık izlenmektedir. Bu durum dentine bağlanmanın zayıf olduğunu gösterir.



Şekil 4.4.4.5. Dentin örneklerinin %30,66'sında görülen başarısızlık tipi kohezivdir. Kompozitin dentine oldukça güçlü bağlandığı söylenebilir.



Şekil 4.4.4.6. Dentin örneklerinin %8'inde karma tipte kırılma gözlenmiştir. Adeziv ve koheziv kırılmanın beraber görüldüğü bu örneklerin dentin dokusuna iyi bağlandığı söylenebilir.

5. TARTIŞMA

Günümüzde nanoteknoloji sayesinde özellikle tıp ve teknik bilim alanlarında devrim niteliğinde gelişmeler yaşanmaktadır. Nanoteknoloji nanometre düzeyinde çalışan bir bilimdir. Nanometrik materyaller toplam hacimlerine oranla daha fazla yüzey alanına sahiptirler.

Son yıllarda diş hekimliğinde kullanılan ürünler arasında nano partikül içeren kompozitler, bağlanma ajanları, polivinil silikon ölçü maddeleri, aşı, antibiyotik ve ilaç taşıyan nanokapsüller, nano sutur iğneleri ve kemik yapım materyalleri yer almaktadır. Nano diş hekimliği nanomateriyaller, doku mühendisliği ve nanorobotları kullanarak ağız sağlığını iyileştirmeyi sağlayabilir (188).

TiO₂, boyalarda beyaz pigment olarak, gıda (UV ışığından koruyup raf ömürlerini uzatır), kozmetik (özellikle güneş kremlerinde UV radyasyona karşı yüksek absorbanza sahiptir), ilaç endüstrisinde ve plastiklerde kullanılmaktadır. Günümüzde tıp ve mikrobiyolojide en sık kullanılan metal nanopartiküllerden biridir.

Bu tez çalışmasında da literatürde antibakteriyel özelliği olduğu ve mekanik özellikleri arttırdığı bildirilen TiO₂ nanopartikülleri, daha fazla yüzey alanına sahip olan nanotüp formuna çevirerek kullanılmıştır.

Nanopartiküller, üretildikten ve tatmin edici seviyeye kadar saflaştırıldıktan sonra bunların fonksiyonelleştirilmesi gerekebilir. Bu, nanopartikülleri bazı uygulamalarda kullanılmak üzere hazırlayan ara bir süreçtir. Nanopartiküller birçok farklı yoldan fonksiyonelleştirilebilir. Fonksiyonelleştirme için en sık kullanılan yöntemler, kaplama ve nanopartiküllerin kimyasal modifikasyonudur (189). Fonksiyonlaştırılmamış TiO₂ nanotüplerin matriksle kimyasal bağlanmayıp, zayıf adezyon gösterdiği, fonksiyonlaştırılmış nanotüplerin ise kuvvetli adezyon gösterdiği bildirilmiştir (183). Bu tez çalışmasında da nanopartiküllerden elde edilen nanotüpler metakrilik asit ile fonksiyonlaştırılmıştır.

Farklı monomer likitleri ve TiO₂ tozu karıştırılıp, rezinin polimerizasyon derinliği, sertliği, artık monomer miktarı ve kobalt-krom alaşımına bağlanma dayanıklılığının araştırıldığı bir çalışmada, TEGDMA esaslı kompozit rezinler MMA esaslılara oranla daha yüksek fiziksel özelliklere sahip bulunmuştur (190). Bu

nedenle bu tez çalışmasında TiO₂ nanotüpler, TEGDMA içeren bir kompozit rezin ile karıştırılmıştır.

In vitro şartlarda oluşturulan biyofilmle doğadaki biyofilm oluşum safhalarının benzer olduğu rapor edilmiştir (191). Bu çalışmada da *in vitro* ortamda biyofilm oluşturulmuştur. Biyofilmlerin çoğunda hücre akümüasyonu sırasında su kanallarının oluşması için ekstrasellüler polisakkaritlere ihtiyaç vardır. Bu polisakkaritler biyofilmlerde farklı yoğunlukta olabilirler. Oluşan biyofilmlerin çoğu, hücre birikimi aşamalarında, su kanallarının oluşması için gerekli ortamı sağlayan ekstrasellüler polisakkarit yoğunluğu konusunda biraz farklılık göstermektedir (192). En önemli virülans özelliği glukan sentezlemeleri olan Streptokoklar, beta-hemolitik, enterokok, pnömokok ve viridans olarak sınıflandırılırlar. Özellikle viridans Streptokoklar yüzeylere kolonizasyonlarını, dekstran ve glukan gibi ekstrapolisakkaritlerle sağlarlar (114). Dış çürüklerinden en sık izole edilen mikroorganizma olduğundan bu çalışmada *S. mutans* kullanılmıştır (103,124).

Biyofilmlere karşı antibakteriyel etkinliği tespit edebilmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Asidifiye jel yönteminde plak gelişimi ve antibakteriyel süreç iyi taklit edilemez. Agar Difüzyon testinde ise bakteri üremesi rahatça belirlenmektedir (193). Buna rağmen, bu testte inhibisyon zonunun genişliği, test edilen antibakteriyel materyalin bakteri üzerindeki toksisitesini gösterir. Ancak, materyalin çözünürlüğü ve agar içinde diffüze olabilmesi de zon çapının genişliğinde etkilidir. Agar içinde kolay diffüze olan bir ajan daha geniş çaplı bir zon oluşturacaktır ve bu nedenle antibakteriyel etkinliği tam olarak yansıtamayabilir (194,195). Bu yüzden bu çalışmada, mikroorganizmaların malzemelerin üzerinde biyofilm oluşturmaları ve bunun yoğunluğuna bakarak antibakteriyel ölçümlerin yapıldığı “Bakteriyel Biyofilm oluşum testi” kullanılmıştır.

Dental biyofilm üzerine mekanik ve kemoteröpatik girişimler ile çürük oluşumu durdurulabilir. Oluşan biyofilmi yüzeyden ayırmak oldukça zordur ve antibakteriyel ajanlara direnç gösterir. Biyofilmin patojenik özelliğini azaltmak için, uzun süreli salınım yapabilecek ürünlerin kullanılmasına ihtiyaç vardır (196,197). Ekstrasellüler polimerik maddeler antibakteriyallerin yayılımını yavaşlatıp, matriksle ilişkisini kesen bir bariyer rolü oynarlar (198).

Miller 1890 yılında, bakterileri öldürerek ya da miktarını ve aktivitelerini kısıtlayıp çürük oluşumunu durdurmayı ya da sınırlamayı önermiştir. Bu amaç için günümüze kadar uygun ajanlar geliştirilmeye çalışılmıştır (6).

Günümüzde adeziv teknolojisindeki gelişmeler, minimal invaziv yaklaşım ve hastaların estetik beklentilerinin artması sonucunda amalgamın yerini kompozit rezinler almaya başlamıştır. Ancak, kompozit rezinlerin üzerlerinde daha fazla biyofilm oluşumu gözlenmektedir (199,200).

Son yıllarda antibakteriyel etkinlik kazanmaları amacıyla restoratif materyallere antibakteriyel ajanlar eklenmesi ile ilgili çalışmalar yapılmaktadır. Othman ve diğ. (201), %0,25-%2,5 arasında değişen konsantrasyonlarda BC'i kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin Reliance Phase II içine yerleştirip, antimikrobiyal ve fiziksel özelliklerini incelemişlerdir. Agar disk difüzyon yöntemi ile örnekler *S.mutans* ile 48 saat inkübe edilmiş ve BC'in antibakteriyel özellik gösterdiğini rapor etmişlerdir. Botelho ve diğ. (202), cam iyonomer simana (Fuji IX) klorheksidin hidroklorid, setilpiridinyum klorid, setrimit ve benzalkonyum klorid ekleyip, antibakteriyel-cam iyonomer kombinasyonunun *Streptococcus*, *Lactobacillus* ve *Actinomyces* üzerine anlamlı derecede inhibisyon gösterdiğini bildirmişlerdir.

Kompozit rezinlere antibakteriyel özellik kazanmasını sağlayan yeni monomerler eklenmesi ile ilgili araştırmalar da yapılmaktadır. Li ve diğ. (203), bir pit ve fissür örtücüye (Helioseal F), antibakteriyel monomer olan metakriloksietil setil dimetil amonyum kloridi (DMAE-CB) ağırlıkça %1 olarak ekleyip, bu monomerin *S.mutans* üzerine inhibisyon etkisi olduğunu bulmuşlardır. He ve diğ. (204), Bis-GMA/TEGDMA rezin sistemine ağırlıkça %3 ve %5 2-dimetil-2-dodesil-1-metakriloksietil amonyum iyodin (DDMAI) ilave etmişlerdir. %5 DDMAI, genç *S.mutans* biyofilmi oluşumunu inhibe etmiştir. İmazato ve diğ. (205), MDPB (12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromide) ve MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate) monomerlerinin *S.mutans*'a karşı antibakteriyel etkinliğini rapor etmişlerdir.

Gümüş (Ag), çinko (Zn) ve bakır (Cu) gibi metallerin antibakteriyel özellikleri yüzyıllardır bilinmektedir ve modern tıpta da enfeksiyon kontrolünde

kullanılmaktadırlar (206). Metallerin yeni nanoölçekteki formları “nanometaller” olarak üretilmektedir (207).

Literatürde restoratif materyal-antibakteriyel nanometal kombinasyonu ile ilgili sınırlı sayıda çalışma vardır. Sevinç ve Hanley (19), ZnO nanopartiküllerini Aelite kompozitin içine yerleştirmiş ve bu partiküllerin *S.sobrinus* üzerinde antibakteriyel etkisi olduğunu göstermişlerdir. Yapılan çalışmalarda, Ag içeren amorf kalsiyum fosfat (208) ile polietilenimin (209) nanopartikül içeren kompozit rezinlerin de antibakteriyel özellik gösterdiği bildirilmiştir.

1972’de Fujishima ve Honda (210), TiO₂ elektrodu ile suyun fotoliz yöntemini bulduktan sonra, 1985 yılında Matsunaga ve diğ. (211), fotokimyasal sterilizasyonda yeni bir yaklaşımı tanımlamışlardır. Metal halide ampul altında 60-120 dk platinyum yüklü TiO₂ partiküllerine maruz kalan tüm hücreler fotoelektrokimyasal olarak oksitlenip, hücrelerin solunumları inhibe edilmiştir. Bu şekilde *L.acidophilus*, *S. cerevisiae* ve *E. Coli* tamamen steril edilmiştir.

TiO₂’in antibakteriyel etkinliği, reaktif oksijen türlerinin (özellikle hidroksil radikalleri) bakteri membran yapısını bozarak, fosfolipit peroksidasyonuna ve sonunda hücre ölümüne yol açmasıyla gerçekleşir (212,213). Yapılan bir çalışmada Gr (+) bakterilerin daha kalın hücre duvarı olsa da Gr (-) bakterilerle aynı sürede canlılıklarını kaybettikleri gösterilmiştir (214).

Roy ve diğ. (215), farklı antibiyotiklerin Metisilin Dirençli *S.aureus* (MRSA) üzerine antibakteriyel etkinliklerini değerlendirmişlerdir. Disk difüzyon yöntemi ile TiO₂ nanopartikül ile aynı ortamda bulunan antibiyotiklerin hepsinin antibakteriyel etkisinin çoğaldığı, nanopartikül yokluğunda ise MRSA’nın antibiyotiklere olan direncinin arttığı bildirilmiştir.

S.sobrinus üzerine TiO₂’in etkisinin incelendiği bir çalışmada, potasyum iyonlarının hücre dışına hızlı salınımıyla bakterinin 1 dk içinde öldüğü, protein ve RNA’nın ise 120 dk’lık bir sürede yavaşça dışarı çıktığı rapor edilmiştir (165).

Literatürde TiO₂’in UV ışığı altında antibakteriyel özellik gösterdiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (169,170,216). Chun ve diğ. (216), ortodontik telleri TiO₂ ile kaplamışlardır. TiO₂’in, UV ışığı altında *S.mutans* ve *P.gingivalis*’e karşı antiadherent ve bakterisidal etkisi olduğunu göstermişlerdir. Ortodontik braketlerin

TiO₂ ile kaplandığı benzer bir çalışmada, UV ışığı altında *L.acidophilus*'a karşı antibakteriyel etkinlik gösterdiği ve bakterinin braketlere adezyonunun engellendiği bildirilmiştir (168).

Tsuang ve diğ. (169), yaptıkları *in vitro* bir çalışmada, ortopedik bir implanta enfeksiyona karşı fotokataliz etkisinde yararlanmak amacıyla TiO₂ partikülleri yerleştirip, *E.coli*, *P.aeruginosa*, *S.aureus*, *E.hirae* ve *B.fragilis* üzerindeki etkisini araştırmışlardır. 20 dk UV ışığına maruz bırakılma sonunda bakterilerin kolonilerinde azalma görülmüş, 60 dk sonunda ise neredeyse tamamı ölmüştür. Bakteriler metabolik olarak daha aktif olduklarından ve daha hızlı bölündüklerinden, TiO₂'in fotoöldürme etkisinin bakterilere karşı konak dokudan daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Cai ve diğ. (217), TiO₂ nanopartikül içeren adezivin UV ışığı altında *S. mutans*'a olan antibakteriyel etkinliğini incelemişlerdir. UV dozu arttıkça biyofilm canlılığında büyük ölçüde azalma olduğunu gözlemlemişlerdir.

Choi ve diğ. (170), titanyum ve titanyum gümüş metallerini TiO₂ ile kaplayıp *S.mutans*'a karşı antibakteriyel etkinliği değerlendirmişlerdir. 20-100 dk arası UV'ye maruz kalan örneklerdeki koloni sayısı TiO₂ ile kaplanmayan örneklerden anlamlı derecede düşük bulunmuştur.

Bu çalışmada da, 30 dk UV ışığına maruz bırakılan %1, %1,5, %2 (Grup 2.3, Grup 2.4, Grup 2.5) TiO₂ nanotüp içeren örneklerin, kontrol grubuna göre daha fazla antibakteriyel etki gösterdiği saptanmıştır. UV ışığına maruz kalmayan grupların ortalamalarına bakıldığında TiO₂ nanotüp oranı arttıkça ortalamalarda sayısal olarak artış görülmesine rağmen, istatistiksel olarak gruplar arasında anlamlı fark bulunmamaktadır. Bu bulgular, Elsaka ve diğ. 'nin (218) araştırmasının bulgularına ters düşmektedir. Araştırmacılar, geleneksel bir cam iyonomer simana (Kavitan plus) ağırlıkça %3, %5, %7 oranlarında TiO₂ nanopartikül ekleyip antibakteriyel etkinliği test etmişlerdir. Nanopartiküllü simanlar kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede antibakteriyel özellik göstermişlerdir. Bu duruma, bu tez çalışmasında Elsaka ve diğ.'nin (218) araştırmasından daha düşük yüzdelerde TiO₂ nanotüpler kullanılması neden olmuş olabilir.

Fenoglio ve diğ. (219), mikron ve nanoboyutta TiO_2 tozunun normal laboratuvar ışıklandırılması ya da karanlık ortamda serbest radikal oluşturmalarını *spin-trapping/ESR spektroskopisi* tekniğiyle incelemişlerdir. TiO_2 tozunun laboratuvardaki gün ışığı ya da karanlıkta bile serbest radikaller üretebildiğini göstermişlerdir.

Asahara ve diğ. (220), *S. aureus*'a karşı TiO_2 nanopartiküllerinin antibakteriyel özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, UV ışığı uygulanan örneklerde daha yüksek olmasına rağmen, UV ışığı uygulanmayan TiO_2 nanopartiküllü grupta da antibakteriyel etkinlik gözlemlenmiştir.

Lipovsky ve diğ. (18), nano- TiO_2 'in *S.aureus* ve *S.epidermitis* üzerine etkisini ölçtükleri araştırmalarında, nanopartiküllü kültür üzerine 415 nm'lik LED ışığını 5 dk boyunca uygulamışlar ya da kültürü karanlıkta bırakmışlardır. Fotokatalitik inaktivasyon her iki ortamda da gözlenmiştir. Ancak, karanlıkta kalan kültür üzerine bakterisidal etki gözlenmezken, görünür ışık ile inkübasyonda yüksek derecede sitotoksikite tespit edilmiştir. Lipovsky ve diğ. (221) yaptıkları başka bir çalışmada, tungsten halojen ile LED ışığı anataz ve rutil formdaki TiO_2 süspansiyonuna 5 dk boyunca uygulayıp reaktif oksijen türlerinin salınımını incelemişlerdir. Anataz formun sterilizasyon etkisinin daha çok olduğu rapor edilmiştir, Buna rağmen, LED uygulandığında rutil fazda süperoksit anyonlarında artış ve mavi ışığın rutil TiO_2 fazını daha etkili hale getirdiği bildirilmiştir.

Görünür ışık, UV ışığına göre daha güvenli bir ışık kaynağıdır. UV ışığına maruz kalmak insanların cilt ve gözlerinde büyük hasara yol açabilir (222,223). Son zamanlarda görünür ışığı da ışık emiliminin içine katmak için, TiO_2 'e geçiş iyon ya da anyonlarıyla yükleme yapmak sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. İletkenlik ya da değerlik bandının yakınında intra-band boşlukları yaratarak sub-band boşluk enerjilerinde görünür ışığın emilimini indüklerler (224,225). TiO_2 'e nitrojen, kalay, platinyum, karbon gibi elementler yüklemenin günışığında bile fotokatalitik ve inaktivasyon etkisi sağladığı bildirilmiştir (225-228).

Karmaşık hücresel sistemlerde TiO_2 'in fotokatalitik reaksiyonuyla başlayan oksidasyon reaksiyonları bir kere başladı mı karanlıkta da zarar vermeye devam edebilir (23).

Oral patojenlerin biyomateryal yüzeylerine tutunması, kimyasal içerik, yüzey enerjisi, yüzey pürüzlülüğü ve fonksiyonel grupların varlığından etkilenir. Bu tutunmanın sonucunda biyofilm oluşur (229).

Pürüzlü restorasyona sahip dişler plak birikimine, tekrarlayan çürüklere, dişeti iltihaplarına ve periodontal ataçman kaybına daha yatkın hale gelirler. Restorasyonlar lekelenmeler ve renk değişimleri sebebiyle estetik olarak kabul edilemez duruma gelebilirler (230).

Üretici firmalar bitirme ve polisaj işlemleri için çeşitli sistemler geliştirmişlerdir. Bu sistemler; elmas, karpit frezler, aşındırıcı lastikler ve diskler ile polisaj patlarıdır (231). Rezin matriks ve doldurucu partiküller farklı seviyelerde sertliğe sahip olduklarından cila sırasında uzaklaştırılma seviyeleri de birbirinden farklı olmaktadır. Çoğu kompozit rezin cila işleminden sonra yapı değişikliği nedeniyle farklı seviyelerde yüzey pürüzlülüğüne sahiptir. Bu nedenle, kullanılan bitirme sisteminin aşındırıcı partikülleri kompozitin doldurucularından daha sert olmalıdır. Diğer türlü, polisaj ajanı sadece yumuşak rezin matriksi kaldırıp, doldurucu partikülleri çıkıntı oluşturacak biçimde yüzeyde bırakır. Doldurucularının boyutu geniş olan materyallerin, boyutu küçük olanlarla karşılaştırıldığında daha çok yüzey pürüzlülüğüne sahip oldukları bildirilmiştir (232-234).

Alüminyum oksit, kompozitlerde kullanılan dolduruculardan büyük ölçüde daha sert olup, doldurucu partikülleri yassı hale getirirken daha yumuşak olan matriksi de aynı ölçüde aşındırır (235). Nanofil kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünün incelendiği bir çalışmada, alüminyum oksit disk sistemlerinin silikon polisaj sistemlerine göre daha pürüzsüz yüzey oluşturdukları bildirilmiştir (236). Bu çalışmada da alüminyum oksit aşındırıcı içeren bir disk sistemi kullanılmıştır.

Profilometreler materyallerin Ra değerine göre µm veya µinch olarak yüzey pürüzlülüğünü ölçerken örnek uzunluğunun profil ordinatlarının orta hattan sapmalarının aritmetik ortalamasını verirler. Bu çalışmada beyaz ışık spektroskopisi ile çalışan bir optik profilometre kullanılarak 1,4 mm'lik bir alan tamamen taranmıştır. Çalışmamızda mekanik profilometreyi tercih etmememizin nedeni mekanik profiometre ile sadece belli birkaç doğrusal hat üzerinden ölçüm yapıp,

ortalamanın alınmasının, optik profilometre ile tüm alanı taramakla alınacak sonuçtan farklı olmasındandır.

1 μm 'den az Ra değerine sahip yüzeylerin gözle görülür derecede düzgün olduğu rapor edilmiştir (237). Yapılan bazı çalışmalarda, Ra 0,7–1,4 μm değerleri arasında olan yüzeylerin üstündeki plak birikiminde bir değişim görülmediği bildirilmektedir (11,238). Bu çalışmada tüm gruplarda yüksek Ra değerlerinin bulunma nedeni, optik profilometrelerin mekanik olanlara göre daha yüksek sonuçlar verebiliyor olması olabilir.

Literatürde restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü inceleyen çok sayıda çalışma vardır (232,236,239). Yap ve diğ. (232), bir rezin modifiye cam iyonomer, yüksek viskozitede cam iyonomer siman, kompomer, minifil, mikrofil, ormoser, nanomer ve nanocluster içeren kompozit materyallerle yaptıkları yüzey pürüzlülüğü deneylerinde, ormoser ve nanomer teknolojisine sahip kompozitlerin daha düzgün yüzeyli olduğunu tespit etmişlerdir. Nanocluster içeren kompozitin partikül büyüklüğünün, nanomer içerenden daha küçük olmasına rağmen, yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Nanomer içeren kompozitin doldurucu partiküllerinin saf silika, nanocluster içerenin ise zir konyum/silika olmasının bu duruma neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Gyo ve diğ. (240), deneysel rezin kompozitin içine politetrafloroetilen (PTFE) yerleştirmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğüne baktıklarında PTFE eklenen gruplarda daha yüksek değerler bulunurken, biyofilm oluşumu açısından tüm gruplarda fark gözlenmemiştir.

Ahn ve diğ. (241), deneysel bir ortodontik kompozit adezive, silika nanodoldurucular ve Ag nanopartiküller ekleyip, kontrol grubu olarak iki geleneksel kompozit ve rezin modifiye cam iyonomer adezivi ile karşılaştırmışlardır. Nanopartiküllü adezivin daha pürüzlü yüzeye sahip olmasına rağmen, Streptokok adezyonunun daha az olduğunu bildirmişlerdir.

Literatürde, TiO_2 nanotüp eklenmiş materyallerin yüzey pürüzlülüğünü inceleyen çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Bu tez çalışmasına en çok benzeyen araştırma, Sawada ve diğ. (242) 'nin, akrilik protez kaide rezinin içerisine, üç tip TiO_2 tozu (Fluorürapatit yüklü TiO_2 , TiO_2 , hidroksiapatit yüklü TiO_2 , ağırlıkça %5)

eklemeleridir. Fluorür apatit yüklü TiO_2 grubu *C.albicans*'a karşı en yüksek inhibisyon etkisini göstermesine rağmen, TiO_2 nanopartikül eklenen grupla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Tüm grupların yüzey pürüzlülükleri karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu tez çalışmasında yüksek miktarda TiO_2 eklemenin, rezinin yüzey pürüzlülüğünde artışa yol açtığı gözlenmiştir. Sawada ve diğ., rezinin içerisine bu çalışmada kullanılanlardan daha yüksek yüzdede nanopartikül eklemiştir. Buna rağmen, çalışmalarının yüzey pürüzlülüğü bulgularında kontrol ve TiO_2 nanopartikül grupları arasında fark bulunmadığından, bu çalışmanın bulgularını desteklememektedir. Bunun nedeni, deneylerin akrilik protez kaide rezini ve akışkan kompozit rezin gibi iki farklı materyalle yapılmış olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Materyallerin yüzey pürüzlülüklerinin farklı olması, esas olarak doldurucu partikül içeriği ve boyutu ile ilgili olsa da, doldurucu tipi, polimer matriksin konversiyon derecesi ve silan bağlayıcı da restoratif materyallerin polisajını etkileyerek değiştirebilir (243).

Thorat ve diğ. (180), Bis-GMA ve TEGDMA içeren rezinin içerisine ağırlıkça %50 oranında cam, silika ve TiO_2 partiküllerini koydukları deneylerinde konversiyon derecelerini incelemişler ve TiO_2 kompozit grubunun %10 gibi düşük bir değere sahip olduğunu göstermişlerdir. Polimerizasyondan sonra bile yüzeyin jelimsi ve yapışkan görüldüğü, bu durumun da tamamlanmamış polimerizasyonun işareti olduğunu bildirmişlerdir. TiO_2 örneklerinin tamamen polimerize olmamasının nedeni boyalarda da beyaz pigment olarak kullanılan bu materyalin yüksek reflektansına bağlı olabilir. Bu tez çalışmasının pilot deneylerinde, %2 TiO_2 nanotüplerinden daha yüksek oranları kullandığımızda, örneklerde yetersiz polimerizasyon göstergesi olan aynı jelimsi görüntüyü gördük. Bu durum, TiO_2 miktarı arttıkça nanotüplerin rezin matrikse olan bağlanmasını da etkileyebilir. Zayıf bağlanan nanotüpler polisaj sırasında matiksten ayrılabilirler. Bu durum da daha delikli yani daha pürüzlü bir yapı oluşturabilir. Bu da rezine %2 nanotüp eklenen grubun yüzey pürüzlülüğündeki artışın nedeni olabilir.

Genellikle ticari kompozit rezinlerde doldurucu olarak SiO_2 kullanılmaktadır (244,245). İçine konulduğu materyalin elektrik, kimyasal, mekanik ve optik

özelliklerini arttırabileceği görüşünden dolayı nanomateryallerin kullanımı üzerine yoğun ilgi vardır (246). Nanopartiküller polimer doldurucusu olarak kullanıldığında, yüzey alanlarının fazla olması polimer-doldurucu etkileşimini artırır böylece daha etkili bir destekleme sağlar.

Kompozitlerde; nanopartiküllerin kimyasına, en-boy oranına, dağılımına, polimer matriksle arayüz etkileşimlerine bağlı olarak mekanik özellikleri güçlendirmek mümkün olabilir (189). Literatürde TiO_2 doldurucuların rezin matriksle bağlanması ile ilgili çok fazla çalışma bulunmamaktadır.

Bağlanma dayanıklılığı, diş ile restorasyon ara yüzeyindeki birim alana düşen kuvvet olarak ifade edilir. Dental restoratif materyallerin bağlanma kuvveti değerleri ne kadar yüksekse, materyalin ve bağlandığı diş dokusunun ağız içindeki prognozu da o kadar iyi olacaktır. Bağlanma kuvvetleri, gerilme ve kesme bağlanma dayanıklılığı testleri ile ölçülebilir. Gerilme bağlanma dayanıklılığı testinde örnek yüzeyine dik kuvvetler uygulanırken, kesme bağlanma dayanıklılığı testinde ise örnek yüzeyine paralel gelen kuvvetler uygulanmaktadır. Bağlanma dayanıklılığını ölçebilmek için bağlanan yüzeyin alanının bilinmesi gereklidir. Materyale gelen kuvvet bileşkesini bağlanan yüzey alanına bölerek hesaplama yapılır (60). Kesme kuvvetine karşı bağlanma dayanıklılığı testinin uygulaması kolaydır ve *in vitro* deneylerde sıkça kullanılır.

Deneylerde birbirine benzer anatomi ve boyutlarda dişler kullanılmalıdır. Genellikle insan premolar ve molar dişleri tercih edilir. Deneyde kullanılan dişlerin çekimden testin uygulanacağı zamana kadar bekletilebileceği solüsyonlar üzerine yapılan bir çalışmada, dondurulmuş dişler, formalin, sodyum hipoklorit, kloramin, homofix ve distile suda bekletilen dişlerin dentine kesme bağlanma dayanıklılığında anlamlı fark bulunmazken, irradiasyonla sterilizasyon, timol, metanol ya da glutraldehidde bekletmek daha düşük değerler oluşmasına yol açmıştır (247).

Uluslararası Standartlar Örgütü'ne (ISO) göre; dişler çekildikten sonra 1-6 ay içinde bağlanma testlerinde kullanılmalıdır. Yine ISO standartlarına göre dişler $+4^{\circ}C$ distile su içinde bekletilmeli ya da en fazla 1 hafta %0,5 kloramin-T trihidrat içinde beklettikten sonra yine $+4^{\circ}C$ distile su içine alınmalıdır (248). Bu tez çalışmasında da dişler $+4^{\circ}C$ distile su içinde en fazla 6 ay bekletilmiştir.

Bu çalışmada yüzey düzgünlüğünü sağlamak ve standart bir smear tabakası elde etmek için 600 gritlik karpit zımpara ile örnekler zımparalanmıştır.

Derin dentine doğru gidildikçe bağlanma değerleri azalmaktadır (249-251). Derinliğe bağlı oluşan dentin kanallarındaki değişiklikler bukkal kısımda en aza indiğinden, bu bölgedeki yüzeyel dentinin kullanımı önerilmektedir (252,253). Bu çalışmada bağlanma değerlerini değiştirmemek için dişlerin bukkal yüzeyleri kullanılmış ve örnekler yüzeyel dentin açığa çıkana kadar zımparalanmıştır.

Hazırlanan örnekler kırılma testi uygulanana kadar geçecek sürede kuru ortamda bırakılmamalıdır. ISO standartlarına göre hazırlanan örnekler 24 saat 37°C suda, 6 ay 37°C suda bekleyebilir ya da 5-50°C arasında 500 termal siklus yapılabilir. Test için hazırlanan örneklerin distile su içinde bekleme sürelerine göre (10 dk, 24 saat, 1 hafta) bağlanma dayanıklılığı kuvvetlerini ölçen bir çalışmada, en yüksek kuvvetler 1 hafta, en düşük kuvvetler ise 10 dk bekleyen grupta bulunmuştur (254). Bu çalışmada örnekler 37°C'de distile suda 24 saat bekletilmiştir.

Bağlanma dayanıklılığı testlerinde ISO standartlarına göre; test cihazının kafa hızı $0,75 \pm 0,30$ mm/dk olmalıdır (248). Bir kesme bağlanma dayanıklılığı çalışmasında, örnekler 0,5-5,00 mm/dk arasında değişen hızlar uygulanmış ve hız arttıkça koheziv kırılma tipinin de arttığı görülmüştür (255). Bu çalışmada ISO standartlarına da uygun olarak test cihazının kafa hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır.

Literatürde antiplak ajanların restoratif materyallere ilave edilip, bağlanma dayanıklılığının ölçüldüğü çeşitli çalışmalar vardır (256,257). Takahashi ve diğ. (256), ağırlıkça %1/0, 2/0, 3/0, 1/1 ve 2/2 oranlarında klorheksidin diasetat ile kombine klorheksidin dihidrokloriti cam iyonomer simana ekleyip, simanların *S.mutans*, *L.casei* ve *A.naeshundii* bakterilerine karşı antibakteriyel özellikleri ve dentine olan gerilme bağlanma dayanıklılıklarını incelemişlerdir. Deneysel simanlar, her üç bakteriye karşı inhibisyon etkisi göstermişlerdir. Klorheksidin diasetatın %2 ve daha fazla oranda eklenmesi, bağlanma dayanıklılığında azalmaya yol açmıştır. Klorheksidin diglukonatın cam iyonomer simanların (Ketac Cem Easymix, Meron) içine katıldığı bir diğer çalışmada ise, gruplar arasında kesme bağlanma dayanıklılığı açısından fark bulunmamıştır (257).

Son zamanlarda yeni monomerlerin ve nanopartiküllerin adezivlere eklenmesi ile bu materyallerin biyofilm oluşumu ve bağlanma dayanıklılığına etkisini inceleyen çalışmalar yapılmaktadır. Zhang ve diğ. (258), Scotchbond Multi-Purpose Primer ve Adezivin içine dimetilaminododesil metakrilat (DMADDM) ve Ag nanopartikülleri ilave edip; bu yeni adezivin, biyofilmin metabolik aktivitesi ile canlılığını büyük ölçüde azalttığını ve dentine olan kesme bağlanma dayanıklılığını etkilemediğini bildirmişlerdir. QADM ve Ag nanopartiküllerinin Scotchbond Multi-Purpose Primer içine eklenmesi ile *S.mutans*'ın inhibe edildiği (259); MDPB ve Ag nanopartiküllerinin yine Scotchbond Multi-Purpose Primere ilavesiyle biyofilmin canlılığını ve asit üretimini büyük oranda azalttığı (260); Ag nanopartiküllerin, QADM ve amorf kalsiyum fosfat nanopartiküllerinin deneysel adezive eklenmesi ile biyofilm oluşumunun azaldığı çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir (261). Yapılan bu çalışmalarda, gruplar arasında dentine kesme bağlanma dayanıklılığı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu tez çalışmasında da yeni bir materyal olan TiO₂ nanotüpler kullanılmış ve bu çalışmalara benzer şekilde UV ışığı altında biyofilm inhibisyonu gerçekleşip, dentine olan kesme bağlanma dayanıklılığını da etkilemediği bulunmuştur.

Farklı materyallerin eklenmesi ile bağlanma dayanıklılığının arttığını gösteren çalışmalar da vardır. Atai ve diğ. (262), PMMA eklenmiş nanokili tek şişe dentin adezivin içerisine ekleyip; Sadat-Shojai ve diğ. (263), %0,2 oranında hidroksiapatit nanorodu yine tek şişe dentin adezivin içine yerleştirip; Solhi ve diğ. (264) ise deneysel adezivin içerisine %0,2 oranında poliakrilik asit ilaveli montmorillonite ekleyip, bağlanma dayanıklılığını tespit etmişlerdir. Bahsedilen bu çalışmalarda yeni materyallerin eklenmesi, dentine bağlanma dayanıklılığının artmasına neden olmuştur.

Akhavan ve diğ. (265), Ag ve hidroksiapatit nanopartiküllerini ortodontik adeziv olan Transbond XT'nin içine %1, %5, %10 oranlarında yerleştirip, braketlerin mineye kesme bağlanma dayanıklılığını incelemişlerdir. %1 ve %5 nanopartikül içeren gruplar bağlanma dayanıklılığını arttırırken, %10 nanopartikül eklenen grubun bağlanmaya negatif etkisi olduğu gözlenmiştir. Ahn ve diğ. (241) ise, silika nanodoldurucular ve Ag nanopartikülleri deneysel ortodontik adezive eklediklerinde,

mineye kesme bağlanma dayanıklılığında tüm gruplar arasında anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir.

Yoshida ve diğ. (266), 0,3 μm boyutunda ağırlıkça %10-100 arasında değişen değerlerde işlem görmemiş TiO_2 ile ağırlıkça %40-100 arasında değişen değerlerde $\text{SiO}_2/\text{Al}_2\text{O}_3$ ile kaplanmış TiO_2 içeren kompozit rezinin Ag-Pd-Cu-Au alaşımına kesme bağlanma dayanıklılığını ölçtükleri deneylerinde, %50 işlem görmemiş TiO_2 ile %40 ve 50 $\text{SiO}_2/\text{Al}_2\text{O}_3$ ile kaplanmış TiO_2 içeren rezinlerin en yüksek bağlanma kuvvetlerine sahip olduklarını göstermişlerdir. Bu çalışmada %2 TiO_2 ilavesi bile minede düşük bağlanma dayanıklılığı oluştururken, Yoshida ve diğ.'nin bu kadar yüksek yüzdelerde TiO_2 kullanıp bağlanma dayanıklılığını da yüksek bulmaları, çalışmalarında TiO_2 içermeyen bir kompozit kontrol grubunun olmamasına, karşılaştırmaların kontrol grubu yerine çeşitli yüzdelerde TiO_2 içeren kompozit rezinlerin arasında yapılmasına ve bu rezinlerin diş dokusu yerine metal alaşımına bağlanmasıyla ilgili olabilir.

Xia ve diğ. (267), modifiye nano- TiO_2 içeren kompozitin kontrol grubuna oranla daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu ve ağırlıkça %1 TiO_2 içeren rezinin %0,5'den daha iyi performans gösterdiğini bildirmişlerdir.

Nanokompozit materyalleri hazırlanmasındaki zorluklardan biri nanodoldurucuların polimer matriks içinde aglomerasyonudur. Bunun sonucu olarak, kompozitler zayıf performans gösterirler (181). Khaled ve diğ. (29), ticari bir akrilik simanın içerisine %0-2 arasında TiO_2 nanotüpler eklemişlerdir. Fonksiyonelleştirilmiş nanotüpler ve polimer matriks arasında artmış etkileşim ve güçlü bir adezyonun, eksternal mekanik stresleri doldurucu matriks arayüzüne doğru daha etkili bir şekilde transfer ettiği görülmüştür. Ancak, %1'lik ile karşılaştırıldığında ağırlıkça %2 TiO_2 eklemek, tüplerin matriks içinde aglomere olmasına ve matriksle zayıf etkileşime girmesine yol açar. Böylece, materyalin daha düşük mekanik özelliklere sahip olmasına neden olur. Bu çalışmada da bağlanma dayanıklılığı değerleri en düşük olan gruplar, %2 TiO_2 nanotüp kullanılanlardır. Fazla miktarda nanotüp eklemenin sonucunda aglomerasyona bağlı olarak bu sonuçlar alınmış olabilir.

TiO₂ nanopartiküllerin dental adezivlere ve cam iyonomer simanlara etkisi de incelenmiştir. Welch ve diğ. (4), Adper Scotchbond 1XT içerisine ağırlıkça %5, %10, %20 ve %30 oranında TiO₂ nanopartikül ekleyip, hidroksiapatite olan gerilme bağlanma dayanıklılığını incelemişlerdir. Nanopartiküllerin, bağlanma dayanıklılığını etkilemediğini bildirmişlerdir. El-Negoly ve diğ. (268), cam iyonomer simana farklı yüzdelerde TiO₂ nanopartikül eklemişlerdir. Ağırlıkça %7 nanopartikül ekledikleri grubun dentine kesme bağlanma dayanıklılığında, istatistiksel olarak anlamlı derecede artış olduğunu gözlemlemişlerdir. Elsaka ve diğ. (218), cam iyonomer simana çeşitli yüzdelerde TiO₂ nanopartikül ekledikleri çalışmalarında, grupların dentine olan mikrogerilme bağlanma dayanıklılığında anlamlı fark olmadığını rapor etmişlerdir. Bu çalışmada da nanotüplü kompozitlerin dentine olan kesme bağlanma dayanıklılığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Poosti ve diğ. (269), ağırlıkça %1 TiO₂ nanopartikül karıştırdıkları ortodontik kompozit (Transbond XT) ile mine yüzeyine braketleri yapıştırmışlardır. Geleneksel kompozit ve nanokompozit arasında kesme bağlanma dayanıklılığı kuvvetleri açısından fark görülmemiştir. Araştırmalarının diğer kısmında nanokompozitlerin *S.mutans*'a karşı antibakteriyel etkisini değerlendirmişlerdir. Hiçbir ışık kaynağı kullanmamalarına rağmen nanopartikül içeren kompozit antibakteriyel bulunmuştur.

Bu çalışmada örnekler kesme bağlanma dayanıklılığı testi sonrasında kırılma tiplerinin analizlerini yapabilmek için stereomikroskop ile incelenmiştir. Mine ve dentin gruplarında adeziv, koheziv ve karma olmak üzere her üç tip kırılma da gözlenmiştir. Gruplardaki örneklerde en çok diş dokusu ve adeziv materyal arasında görülen başarısızlık tipi olan adeziv başarısızlık gözlenmiştir. Adeziv tipte kırılma kompozit ve diş yüzeyi arasındaki zayıf bağlanmayı göstermektedir. Bu durumun nedeni; kesme bağlanma dayanıklılığı testinde kuvvetin adeziv ara yüzünde yoğunlaşarak restorasyonu diş yüzeyinden ayıracak şekilde etki göstermesi olabilir. Bu çalışmada yüksek miktarda TiO₂ nanotüp eklenen gruplarda genellikle adeziv tipte başarısızlık izlenmiştir. Özellikle mine gruplarında TiO₂ miktarı arttıkça bağlanma kuvvetlerinin azalmış olması da bu durumu desteklemektedir. Adeziv başarısızlığın izlendiği örneklerde, adeziv materyalin diş yüzeyinden tamamen ayrıldığı ya da kendi içinde ayrılmalarda olduğu gözlenmektedir. Adezivin mineden tamamen ayrılması zayıf bağlanmayı göstermektedir. Genellikle yüksek bağlanma

gösteren örnekler koheziv tipte başarısızlık gösterirler. Koheziv ve karma başarısızlık tipinin en fazla görüldüğü gruplar TiO_2 eklenmeyen kontrol gruplarıdır. Kompozit rezine kuvvet uygulandığında rezinin içinde, diş dokusunda ya da her ikisinde birlikte kırılma gözlenmesinin nedeni materyalin diş dokusuna kuvvetli bağlanması olabilir.

Bu çalışmada kontrol ve çeşitli yüzdelerde TiO_2 nanotüp eklenmiş akışkan kompozit rezin gruplarının dentine olan kesme bağlanma kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark görülmezken, mineye olan bağlanma kuvvetlerinin nanotüp yüzdesi ile ters orantılı olduğu gözlenmiştir. Mineye kesme bağlanma kuvvetlerinin TiO_2 miktarı arttıkça azalmasının nedeni; nanotüp sayısı rezin monomerin ıslatabileceği miktarın üstüne çıktığı için rezin matrikse güçlü bağlanma sağlayamamış olması, aglomerasyon olması ya da TiO_2 'in oksidasyon potansiyelinin ve yüksek aktivitesinin minenin bazı fiziksel özelliklerini etkileyerek bağlanmanın da etkilenebileceği olabilir. Mine ve dentin grupları kendi aralarında karşılaştırıldığında Grup 1.1, Grup 1.2 ve Grup 1.3'ün bağlanma dayanıklılığı değerleri Grup 2.1, Grup 2.2 ve Grup 2.3'ten istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Dentin dokusunun karmaşık histolojik yapısı, dentin sıvısı ve dentinin protein oranının yüksek olmasından kaynaklı düşük yüzey enerjisi restoratif materyallerin bağlanmasını güçleştiren etkenlerdir. Mineye adeziv uygulaması daha güvenli bir yöntem olarak görülürken, dentine bu sistemlerin uygulanması daha zor olmuştur. Dokular arasındaki histolojik değişiklikler, mineye oranla dentini daha karmaşık bir hale getirmiştir. Böylece adezivler daha az tutucu hale gelir (270).

Literatürde kompozit rezin içerisine yerleştirilmiş TiO_2 nanotüplerin, mine veya dentine olan bağlanma dayanıklılığını inceleyen çalışma bulunmamaktadır.

Bu tez çalışması *in vitro* ortamda yürütülmüştür. Çalışma deneyleri kısa süreli olup, laboratuvar ortamında yapıldığından ağız içi koşulları tam olarak taklit edememektedir. Deney bulgularının desteklenmesi için, *in vitro* ve *in vivo* çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* tez çalışmasında, akışkan bir kompozit rezine TiO₂ nanotüpler eklenmesinin, rezinin antibakteriyel özelliği, yüzey pürüzlülüğü ve mine ile dentine olan kesme bağlanma dayanıklılığı üzerindeki etkisi incelenmiştir.

Bu çalışmanın biyofilm oluşum testi bölümünde UV ışığına maruz kalmayan gruplar arasında TiO₂ miktarı arttıkça biyofilm oluşumunda sayısal olarak bir azalma gözlenmesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Deneylerin sonucunda sadece ultraviyole ışığına maruz kalan TiO₂ nanotüplü kompozit örneklerinde daha az biyofilm oluştuğu, %1, %1,5 ve %2 TiO₂ nanotüp eklenen gruplarla kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulunmuştur.

Çalışmanın yüzey pürüzlülüğü bölümünde, %2 TiO₂ nanotüp eklenen kompozit grubu yüksek pürüzlülük değerleri vermiştir. %0,5, %1, %1,5 ve kontrol gruplarının pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Kesme bağlanma dayanıklılığı bölümünde, gruplar arasında dentine bağlanma dayanıklılığı değerleri açısından istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Mineye olan bağlanma kuvvetleri nanotüp miktarı arttıkça azalmaktadır.

Mine ve dentin arasındaki kesme bağlanma dayanıklılığı ortalamalarına bakıldığında, kontrol, %0,5 ve %1 TiO₂ eklenen mine gruplarının dentin gruplarından daha yüksek bağlanma dayanıklılığı değerlerine sahip olduğu gözlenmiştir. Genellikle kompozit rezinin mineye olan bağlanma dayanıklılığı daha yüksek bulunurken, %2 nanotüp eklenen grubun mineye olan bağlanma dayanıklılığı dentine göre düşüktür.

TiO₂ nanotüplerin akışkan kompozit rezine eklenmesi UV uygulanan grupta antibakteriyel etkinlik açısından olumlu sonuçlar verse de, %2 nanotüp eklenen grupta yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanıklılığında olumsuz sonuç elde edilmiştir.

Yeni restoratif materyallerden yüksek fiziksel ve mekanik özelliklerin yanı sıra, bakteri adezyonuna direnç göstermesi beklenmektedir. Bu tez çalışması dış

hekimliğinde nanoteknolojinin kullanımının artmasına yönelik yapılan araştırmalardan biridir. Ancak, diş hekimliğinde nanomateryallerle ilgili *in vitro* ve *in vivo* olarak daha fazla çalışma yapılmasına ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

1. Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bacherius, L., Biebuyck, J.J., Vreven, J., Lambrechts, P. ve diğeri. (2004) Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil*, 31 (11), 1090-1101.
2. Ergücü, Z., Türkün, L.S. (2005) Nanokompozitlerin mikrosızıntısında adezivlerin önemi. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 26 (1), 59-64.
3. Swift, E.J. (2005) NANOCOMPOSITES. *J Esthet Restorative Dent*, 17 (1), 3-4.
4. Welch, K., Cai, Y., Engqvist, H., Stromme, M. (2010) Dental adhesives with bioactive and on-demand bactericidal properties. *Dent Mater*, 26 (5), 491-499.
5. Scheie, A.A. (1989) Modes of action of currently known chemical anti-plaque agents other than chlorhexidine. *J Dent Res*, 68 (Sp Issue), 1609-1616.
6. Scheie, A.A. (2003). The role of antimicrobials. O. Fejerskov, Kidd, E. (Ed.). *Dental Caries: The Disease and Its Clinical Management* (s. 179-188). Denmark, Copenhagen: Blackwell Publishing Ltd.
7. Greenwood, M., Seymour, R., Meechan, J. (2009). *Textbook of Human Disease in Dentistry* (1. bs.): Wiley-Blackwell.
8. Bowden, G.H.W., Li, Y.H. (1997) Nutritional Influences on Biofilm Development. *Adv Dent Res*, 11 (1), 81-99.
9. Nyvad, B., Kilian, M. (1990) Comparison of the initial streptococcal microflora on dental enamel in caries-active and in caries-inactive individuals. *Caries Res*, 24 (4), 267-272.
10. Shaw, J.H. (1987) Causes and control of dental caries. *N Engl J Med*, 317 (16), 996-1004.
11. Weitman, R.T., Eames, W.B. (1975) Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc*, 91 (1), 101-106.
12. Hachiya, Y., Iwaku, M., Hosoda, H., Fusayama, T. (1984) Relation of finish to discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent*, 52 (6), 811-814.
13. Ionescu, A., Wutscher, E., Brambilla, E., Schneider-Feyrer, S., Giessibl, F.J., Hahnel, S. (2012) Influence of surface properties of resin-based composites

- on in vitro *Streptococcus mutans* biofilm development. *Eur J Oral Sci*, 120 (5), 458-465.
14. Kantorski, K.Z., Scotti, R., Valandro, L.F., Bottino, M.A., Koga-Ito, C.Y., Jorge, A.O. (2009) Surface roughness and bacterial adherence to resin composites and ceramics. *Oral Health Prev Dent*, 7 (1), 29-32.
 15. Sarac, D., Sarac, Y.S., Kulunk, S., Ural, C., Kulunk, T. (2006) The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent*, 96 (1), 33-40.
 16. Nel, A., Xia, T., Madler, L., Li, N. (2006) Toxic potential of materials at the nanolevel. *Science*, 311 (5761), 622-627.
 17. Eshed, M., Lellouche, J., Matalon, S., Gedanken, A., Banin, E. (2012) Sonochemical coatings of ZnO and CuO nanoparticles inhibit *Streptococcus mutans* biofilm formation on teeth model. *Langmuir*, 28 (33), 12288-12295.
 18. Lipovsky, A., Gedanken, A., Nitzan, Y., Lubart, R. (2011) Enhanced inactivation of bacteria by metal-oxide nanoparticles combined with visible light irradiation. *Lasers Surg Med*, 43 (3), 236-240.
 19. Aydin Sevinc, B., Hanley, L. (2010) Antibacterial activity of dental composites containing zinc oxide nanoparticles. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 94 (1), 22-31.
 20. Morones, J.R., Elechiguerra, J.L., Camacho, A., Holt, K., Kouri, J.B., Ramirez, J.T. ve diğ erleri. (2005) The bactericidal effect of silver nanoparticles. *Nanotechnology*, 16 (10), 2346-2353.
 21. Verran, J., Sandoval, G., Allen, N.S., Edge, M., Stratton, J. (2007) Variables affecting the antibacterial properties of nano and pigmentary titania particles in suspension. *Dyes and Pigments*, 73 (3), 298-304.
 22. Blake, D.M., Maness, P.-C., Huang, Z., Wolfrum, E.J., Huang, J., Jacoby, W.A. (1999) Application of the Photocatalytic Chemistry of Titanium Dioxide to Disinfection and the Killing of Cancer Cells. *Sep Purif Reviews*, 28 (1), 1-50.

23. Maness, P.C., Smolinski, S., Blake, D.M., Huang, Z., Wolfrum, E.J., Jacoby, W.A. (1999) Bactericidal activity of photocatalytic TiO₂ reaction: toward an understanding of its killing mechanism. *Appl Environ Microbiol*, 65 (9), 4094-4098.
24. Huang, Z., Maness, P.C., Blake, D.M., Wolfrum, E.J., Smolinski, S.L., Jacoby, W.A. (2000) Bactericidal mode of titanium dioxide photocatalysis. *JPPA*, 130 (2), 163-170.
25. Fujishima, A., Hashimoto, K., Watanabe, T. (1999). TiO₂ Photocatalysis, Fundamentals and Applications. Japan: BKC, Inc Publishers.
26. Espinosa-Cristóbal, L.F., Martínez-Castañón, G.A., Martínez-Martínez, R.E., Loyola-Rodríguez, J.P., Patiño-Marín, N., Reyes-Macías, J.F. ve diğeri. (2009) Antibacterial effect of silver nanoparticles against Streptococcus mutans. *Materials Letters*, 63 (29), 2603-2606.
27. Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Levent, A. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi (c. 17). Ankara: A. Ü. Diş Hekimliği Fak Yayınları.
28. Marrs, B., Andrews, R., Rantell, T., Pienkowski, D. (2006) Augmentation of acrylic bone cement with multiwall carbon nanotubes. *J Biomed Mater Res A*, 77 (2), 269-276.
29. Khaled, S.M., Miron, R.J., Hamilton, D.W., Charpentier, P.A., Rizkalla, A.S. (2010) Reinforcement of resin based cement with titania nanotubes. *Dent Mater*, 26 (2), 169-178.
30. Bonilla, E.D., Yashar, M., Caputo, A.A. (2003) Fracture toughness of nine flowable resin composites. *J Prosthet Dent*, 89 (3), 261-267.
31. Attar, N., Tam, L.E., McComb, D. (2003) Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc*, 69 (8), 516-521.
32. Roberson, T.M. (2006). Cariology: The Lesion, Etiology, Prevention, and Control. T. M. Roberson (Ed.). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (5 bs.). St.Louis, Missouri: Mosby Elsevier

33. Barkowitz, B.K.B., Moxham, B.J., Holland, G.K. (2002). Enamel. Oral Anatomy, Histology and Embriology (3 bs., s. 101-118): Mosby Inc.
34. Fejerskov, O., Thylstrup, A. (1994). Clinical and Pathological Features of Dental Caries. T. A. Fejerskov O. (Ed.). Textbook Of Clinical Cariology (2 bs., s. 111-157). Copenhagen:Munksgaard
35. Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigao, J. (2006). Bonding to Enamel and Dentin. J. B. Summitt, Robbins, J.W., Hilton, T.J., Schwartz, R.S. (Ed.). Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach (s. 183-260). Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc.
36. Nicholson, J.W. (2006). Biologic Considerations. J. B. Summitt, Hilton, T. J., Schwartz, R.S. (Ed.). Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary approach. Chicago: Quintessence
37. Eick, J.D., Gwinnett, A.J., Pashley, D.H.,Robinson, S.J. (1997) Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med*, 8 (3), 306-335.
38. Marshall, G.W., Jr. (1993) Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int*, 24 (9), 606-617.
39. Thylstrup, A., Fejerskov,O. (1986). Textbook of cariology. Copenhagen: Munksgaard.
40. Marshall, G.W., Jr., Marshall, S.J., Kinney, J.H.,Balooch, M. (1997) The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25 (6), 441-458.
41. Fejerskov, O., Kidd, E. (2003). Dental caries: The disease and its clinical management. Oxford, US: Blackwell Munksgaard.
42. Lussi, A., Schlueter, N., Rakhmatullina, E.,Ganss, C. (2011) Dental erosion--an overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Res*, 45 Suppl 1, 2-12.
43. Kidd, E.A.M., Smith, B.G.N., Watson, T.F., Pickard, H.M (2003). Pickard's Manuel of Operative Dentistry (8 bs.). New York: Oxford University Press.
44. Dayangaç, B. (2000). Kompozit Rezin Restorasyonlar. Güneş Kitabevi: Ankara.

45. Buonocore, M.G. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34 (6), 849-853.
46. Vaidyanathan, T.K., Vaidyanathan, J. (2009) Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 88 (2), 558-578.
47. Bowen, R.L. (1962). Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate, United States Patent No. 3066112
48. Puckett, A.D., Fitchie, J.G., Kirk, P.C., Gamblin, J. (2007) Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am*, 51 (3), 659-675, vii.
49. Bowen, R.L., Rodriguez, M.S. (1962) Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 64, 378-387.
50. Roberson, T.M., Heymann H. O., Ritter, A. V. (2002). Introduction to Composite Restorations. T. M. Roberson, Heymann H. O., Swift E. J. (Ed.). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (4 bs., s. 488-499). Missouri: Mosby Inc
51. Hervas-Garcia, A., Martinez-Lozano, M.A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., Fos-Galve, P. (2006) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11 (2), E215-220.
52. Ferracane, J.L. (2011) Resin composite-state of the art. *Dent Mater*, 27 (1), 29-38.
53. Powers, J.M., Sakaguchi, R. L. (2006). Resin Composite Restorative Materials. Craig's Restorative Dental Materials (12 bs.). Missouri: Mosby Inc
54. Wakefield, C.W., Kofford, K.R. (2001) Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am*, 45 (1), 7-29.
55. Peutzfeldt, A. (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105 (2), 97-116.

56. Bayne, S.C., Thompson J. Y., Taylor, D. F. (2002). Dental Materials. T. M. Roberson, Heymann, H. O., Swift, E. J (Ed.). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (4 bs., s. 134-233). Missouri: Mosby Inc
57. Lutz, F.,Phillips, R.W. (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*, 50 (4), 480-488.
58. Bayne, S.C., Thompson J. Y. (2006). Biomaterials Missouri: Mosby Inc.
59. Burgess, J.O., Walker, R.,Davidson, J.M. (2002) Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24 (5), 465-479.
60. Anusavice, K.J. (2003). Phillip's Science of Dental Materials (11 bs.). St. Louis: Elsevier.
61. Chen, M.H. (2010) Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, 89 (6), 549-560.
62. Davis, N. (2003) A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent*, 24 (9), 662, 665-667, 669-670.
63. Ure, D.,Harris, J. (2003) Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, 30 (1), 10-15.
64. Sahoo, S.K.,Labhasetwar, V. (2003) Nanotech approaches to drug delivery and imaging. *Drug Discov Today*, 8 (24), 1112-1120.
65. Zhang, L.,Webster, T.J. (2009) Nanotechnology and nanomaterials: Promises for improved tissue regeneration. *Nano Today*, 4 (1), 66-80.
66. Mitra, S.B., Wu, D.,Holmes, B.N. (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134 (10), 1382-1390.
67. Ilie, N.,Hickel, R. (2009) Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig*, 13 (4), 427-438.
68. Baum, L., Phillips, R.W., Lund, M.R. (1985). Textbook of operative dentistry. Tooth colored restoratives (2 bs.). Philadelphia: Saunders.
69. Bennett, A.W.,Watts, D.C. (2004) Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater*, 20 (1), 72-79.

70. Jackson, R. D., Morgan, M. (2000) The new posterior resins and a simplified placement technique. *JADA*, 131 (3), 375-383.
71. Nash, R.W., Lowe, R.A., Leinfelder, K. (2001) Using packable composites for direct posterior placement. *J Am Dent Assoc*, 132 (8), 1099-1104.
72. Bayne, S.C., Thompson, J.Y., Swift, E.J., Jr., Stamatiades, P., Wilkerson, M. (1998) A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*, 129 (5), 567-577.
73. Craig, R.G., Powers, J.M. (2002). Restorative dental materials (2. bs.). St. Louis: The C.V. Mosby Co.
74. Attar, N., Turgut, M.D., Gungor, H.C. (2004) The effect of flowable resin composites as gingival increments on the microleakage of posterior resin composites. *Oper Dent*, 29 (2), 162-167.
75. Chuang, S.F., Jin, Y.T., Liu, J.K., Chang, C.H., Shieh, D.B. (2004) Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Oper Dent*, 29 (3), 301-308.
76. Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G. (1999) Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*, 15 (2), 128-137.
77. Paravina, R.D., Powers, J. M. (2004). Esthetic Color Training in Dentistry (1. bs.). China: Elsevier-Mosby.
78. Heintze, S.D., Forjanic, M., Rousson, V. (2006) Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dent Mater*, 22 (2), 146-165.
79. de Jager, N., Feilzer, A.J., Davidson, C.L. (2000) The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater*, 16 (6), 381-388.
80. Drummond, J.L., Jung, H., Savers, E.E., Novickas, D., Toepke, T.R. (1992) Surface roughness of polished amalgams. *Oper Dent*, 17 (4), 129-134.

81. Shahal, Y., Steinberg, D., Hirschfeld, Z., Bronshteyn, M., Kopolovic, K. (1998) In vitro bacterial adherence onto pellicle-coated aesthetic restorative materials. *J Oral Rehabil*, 25 (1), 52-58.
82. Auschill, T.M., Arweiler, N.B., Brex, M., Reich, E., Sculean, A., Netuschil, L. (2002) The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *Eur J Oral Sci*, 110 (1), 48-53.
83. Carlen, A., Nikdel, K., Wennerberg, A., Holmberg, K., Olsson, J. (2001) Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*, 22 (5), 481-487.
84. Fruits, T.J., Miranda, F.J., Coury, T.L. (1996) Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing differing polishing motions on selected restorative materials. *Quintessence Int*, 27 (4), 279-285.
85. Chan, K.C., Fuller, J.L., Hormati, A.A. (1980) The ability of foods to stain two composite resins. *J Prosthet Dent*, 43 (5), 542-545.
86. Bollen, C.M., Lambrechts, P., Quirynen, M. (1997) Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater*, 13 (4), 258-269.
87. Neme, A.L., Frazier, K.B., Roeder, L.B., Debner, T.L. (2002) Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*, 27 (1), 50-58.
88. O'Brien, W.J. (2002). Abrasion, Polishing and Bleaching. O. B. W.J. (Ed.). Dental Materials and Their Selection (s. 156-164). Canada: Quintessence Books
89. Bayne, S.C., Heymann, H.O., Swift, E.J., Jr. (1994) Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 125 (6), 687-701.
90. Jung, M., Sehr, K., Klimek, J. (2007) Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent*, 32 (1), 45-52.
91. Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., Silikas, N. (2007) Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning

- electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *J Mater Sci Mater Med*, 18 (1), 155-163.
92. Joniot, S., Salomon, J.P., Dejou, J.,Gregoire, G. (2006) Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent*, 31 (1), 39-46.
 93. Junqueira, L.C. (1992). Study Designs. L. C. Junqueira, Carneiro, J., Kelly, R. O. (Ed.). Basic Histology (7. bs., s. 1-17). Connecticut: Appleton& Lange
 94. Gadegaard, N. (2006) Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotech Histochem*, 81 (2-3), 87-97.
 95. Haake, S.K., Newman, M.G., Nisengard, R.J., Sanz, M (1999). Periodontal Microbiology. M. G. Newman, Takei, H.H., Caranza, F.A (Ed.). Caranza's Clinical Periodontology (9. bs., s. 432-453). Philadelphia: WB Saunders, Company
 96. Kidd, E.A.M. (2005). Introduction. Essentials of Dental Caries. Oxford: Oxford University Press.
 97. Vitkov, L., Hannig, M., Nekrashevych, Y.,Krautgartner, W.D. (2004) Supramolecular pellicle precursors. *Eur J Oral Sci*, 112 (4), 320-325.
 98. Scannapieco, F.A. (1994) Saliva-bacterium interactions in oral microbial ecology. *Crit Rev Oral Biol Med*, 5 (3-4), 203-248.
 99. Rosan, B.,Lamont, R.J. (2000) Dental plaque formation. *Microbes Infect*, 2 (13), 1599-1607.
 100. Listgarten, M.A. (1994) The structure of dental plaque. *Periodontol 2000*, 5, 52-65.
 101. Lang, N.P., Mombelli, A., Attström, R. (2003). Dental Plaque and Calculus. J. Lindhe, Karring, T., Lang, N.P. (Ed.). Clinical Periodontology and Implant Dentistry (4. bs., s. 81-105). Oxford: Blackwell Publishing Ltd
 102. Gibbons, R.J.,van Houte, J. (1973) On the formation of dental plaques. *J Periodontol*, 44 (6), 347-360.

103. Newbrun, E. (2000). Cariology (3. bs.). Chicago: Quintessence Publishing Co.Inc.
104. Axelsson, P. (2000). Internal Modifying Factors Involved in Dental Caries. C. Anderson (Ed.). Diagnosis and Risk Prediction of Dental Caries. Karlstad: Quintessence Publishing Co, Inc
105. Quirynen, M., Teughels, W., Haake, S.K., Newmann, M.G. (2006). Microbiology of Periodontal Diseases. M. G. Newman, Takei, H.H., Klokkevold, P.R., Carranza, F.A. (Ed.). Carranza's Clinical Periodontology (10. bs., s. 134-169). St. Louse- Missoure: Saunders Elsevier
106. Kidd, E.A.M., Joyston-Bechal S. (1998). Essentials of dental caries. The disease and its management (2. bs.). New York: Oxford University Pres.
107. van Amerongen, J.P., van Loveren, Cor, Kidd, E.A.M. (2006). Caries Management: Diagnosis and Treatment Strategies. J. B. Summitt, Robbins, J.W., Hilton, T.J., Schwartz, R.S. (Ed.). Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach (3. bs.). Illinois: Quintessence Publishing, Co, Inc
108. James, E.H. (1999). The Role of Dental Calculus and other predisposing factors. M. G. Newman, Takei, H.H., Caranza, F.A. (Ed.). Caranza's Clinical Periodontology (9. bs., s. 432-453). Philadelphia: WB Saunders Company
109. Vickerman, M.M., Jones, G.W. (1995) Sucrose-dependent accumulation of oral streptococci and their adhesion-defective mutants on saliva-coated hydroxyapatite. *Oral Microbiol Immunol*, 10 (3), 175-182.
110. Hamada, S., Slade, H.D. (1980) Biology, immunology, and cariogenicity of *Streptococcus mutans*. *Microbiol Rev*, 44 (2), 331-384.
111. Cengiz, A.T., Mısırlıgil, A., Aydın, M. . (2004). Tıp ve Dişhekimliğinde Genel ve Özel Mikrobiyoloji. Ankara: Güneş Kitapevi.
112. Marsh, P.D. (1992) Microbiological aspects of the chemical control of plaque and gingivitis. *J Dent Res*, 71 (7), 1431-1438.
113. Samaranayake, L.P. (2002). Essential Microbiology for Dentistry. China: Elsevier.

114. Loesche, W.J. (1986) Role of *Streptococcus mutans* in human dental decay. *Microbiol Rev*, 50 (4), 353-380.
115. Erganiş, O., Öztürk, A. (2003). Oral Mikrobiyoloji & İmmünoloji. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri.
116. Topçu, A.W., Söyletir, G., Doganay, M (2008). Enfeksiyon Hastalıkları ve Mikrobiyolojisi (3. bs., c. 2). İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri.
117. van Houte, J. (1994) Role of micro-organisms in caries etiology. *J Dent Res*, 73 (3), 672-681.
118. Hunter, P.B. (1988) Risk factors in dental caries. *Int Dent J*, 38 (4), 211-217.
119. Douglas, C.W., Russell, R.R. (1982) Effect of specific antisera on adherence properties of the oral bacterium *Streptococcus mutans*. *Arch Oral Biol*, 27 (12), 1039-1045.
120. Schachtele, C.F. (1982). Dental Caries: Prevention and control. R. E. Stallard (Ed.). A Textbook of Preventive Dentistry (2. bs., s. 241-254). Philadelphia: WB Saunders Company
121. Shaw, J.H. (1982). Etiology of dental caries: Prevention and control. R. E. Stallard (Ed.). A Textbook of Preventive Dentistry (2. bs., s. 32-49). Philadelphia: WB Saunders Company
122. Kreulen, C.M., de Soet, H.J., Hogeveen, R., Veerkamp, J.S. (1997) *Streptococcus mutans* in children using nursing bottles. *ASDC J Dent Child*, 64 (2), 107-111.
123. Holbrook, W.P., Beighton, D. (1987) *Streptococcus mutans* levels in saliva and distribution of serotypes among 9-year-old Icelandic children. *Scand J Dent Res*, 95 (1), 37-42.
124. Marsh, P.D., Martin, M.V. (2000). Oral Microbiology. Great Britain: MPG Books Ltd.
125. Clarke, J.K. (1924) On the bacterial factor in the aetiology of dental caries. *Brit.J.Exp.Pathol.*, 5, 141-147.

126. Russell, R.R. (1994) The application of molecular genetics to the microbiology of dental caries. *Caries Res*, 28 (2), 69-82.
127. Hardie, J.M. (1986). Oral streptococci. P. H. A. Sneath, Mair, N.S., Sharpe, M.E., Holt, J.G. (Ed.). *Bergey's Manual of Systematic Bacteriology* (s. 1054–1063). Baltimore: Williams & Wilkins
128. Crowley, P.J., Brady, L.J., Michalek, S.M., Bleiweis, A.S. (1999) Virulence of a spaP mutant of *Streptococcus mutans* in a gnotobiotic rat model. *Infect Immun*, 67 (3), 1201-1206.
129. Balakrishnan, M., Simmonds, R.S., Tagg, J.R. (2000) Dental caries is a preventable infectious disease. *Aust Dent J*, 45 (4), 235-245.
130. Bender, G.R., Sutton, S.V., Marquis, R.E. (1986) Acid tolerance, proton permeabilities, and membrane ATPases of oral streptococci. *Infect Immun*, 53 (2), 331-338.
131. Hillman, J.D., Dzubaek, A.L., Andrews, S.W. (1987) Colonization of the human oral cavity by a *Streptococcus mutans* mutant producing increased bacteriocin. *J Dent Res*, 66 (6), 1092-1094.
132. Jones, C.G. (1997) Chlorhexidine: is it still the gold standard? *Periodontology* 2000, 15 (1), 55-62.
133. Puig Silla, M., Montiel Company, J.M., Almerich Silla, J.M. (2008) Use of chlorhexidine varnishes in preventing and treating periodontal disease. A review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 13 (4), E257-260.
134. Jenkins, S., Addy, M., Wade, W. (1988) The mechanism of action of chlorhexidine. *J Clin Periodontol*, 15 (7), 415-424.
135. Bonesvoll, P. (1977) Oral pharmacology of chlorhexidine. *J Clin Periodontol*, 4 (5), 49-65.
136. L  e, H., Rindom Schi  tt, C. (1970) The effect of mouthrinses and topical application of chlorhexidine on the development of dental plaque and gingivitis in man. *J Periodontal Res*, 5 (2), 79-83.

137. Hoffmann, T., Bruhn, G., Richter, S., Netuschil, L.,Brecx, M. (2001) Clinical controlled study on plaque and gingivitis reduction under long-term use of low-dose chlorhexidine solutions in a population exhibiting good oral hygiene. *Clin Oral Investig*, 5 (2), 89-95.
138. Bonesvoll, P.,Gjerme, P. (1978) A comparision between chlorhexidine and some quaternary ammonium compounds with regard to retention, salivary concentration and plaque-inhibiting effect in the human mouth after mouth rinses. *Arch Oral Biol*, 23 (4), 289-294.
139. Addy, M. (2003). The use of antiseptics in periodontal therapy. J. Lindhe, Karring, T., Lang, N.P (Ed.). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry* (4. bs., s. 464- 493). Oxford: Blackwell Publishing Ltd.
140. Chan, D.,Lo, W. (1994) Residual antimicrobial action of benzalkonium chloride-containing etchant. *J Dent Res*, 73, 226.
141. Monteiro, D.R., Gorup, L.F., Takamiya, A.S., de Camargo, E.R., Filho, A.C.,Barbosa, D.B. (2012) Silver distribution and release from an antimicrobial denture base resin containing silver colloidal nanoparticles. *J Prosthodont*, 21 (1), 7-15.
142. Monteiro, D.R., Gorup, L.F., Takamiya, A.S., Ruvollo-Filho, A.C., de Camargo, E.R.,Barbosa, D.B. (2009) The growing importance of materials that prevent microbial adhesion: antimicrobial effect of medical devices containing silver. *Int J Antimicrob Agents*, 34 (2), 103-110.
143. Herrera, M., Carrion, P., Baca, P., Liebana, J.,Castillo, A. (2001) In vitro antibacterial activity of glass-ionomer cements. *Microbios*, 104 (409), 141-148.
144. Kim, J.S., Kuk, E., Yu, K.N., Kim, J.H., Park, S.J., Lee, H.J. ve diğ erleri. (2007) Antimicrobial effects of silver nanoparticles. *Nanomedicine*, 3 (1), 95-101.
145. Allaker, R.P. (2013). Nanoparticles and the control of oral biofilms. *Nanobiomaterials in clinical dentistry* (s. 203-227): Elsevier Inc.
146. Stohs, S.J.,Bagchi, D. (1995) Oxidative mechanisms in the toxicity of metal ions. *Free Radic Biol Med*, 18 (2), 321-336.

147. Ren, G., Hu, D., Cheng, E.W., Vargas-Reus, M.A., Reip, P., Allaker, R.P. (2009) Characterisation of copper oxide nanoparticles for antimicrobial applications. *Int J Antimicrob Agents*, 33 (6), 587-590.
148. Hernandez-Sierra, J.F., Ruiz, F., Pena, D.C., Martinez-Gutierrez, F., Martinez, A.E., Guillen Ade, J. ve diğ erleri. (2008) The antimicrobial sensitivity of *Streptococcus mutans* to nanoparticles of silver, zinc oxide, and gold. *Nanomedicine*, 4 (3), 237-240.
149. Stoimenov, P.K., Klinger, R.L., Marchin, G.L., Klabunde, K.J. (2002) Metal Oxide Nanoparticles as Bactericidal Agents. *Langmuir*, 18 (17), 6679-6686.
150. Liu, Y., He, L., Mustapha, A., Li, H., Hu, Z.Q., Lin, M. (2009) Antibacterial activities of zinc oxide nanoparticles against *Escherichia coli* O157:H7. *J Appl Microbiol*, 107 (4), 1193-1201.
151. Tavassoli Hojati, S., Alaghemand, H., Hamze, F., Ahmadian Babaki, F., Rajab-Nia, R., Rezvani, M.B. ve diğ erleri. (2013) Antibacterial, physical and mechanical properties of flowable resin composites containing zinc oxide nanoparticles. *Dent Mater*, 29 (5), 495-505.
152. U.S. Pharmacopeia National Formulary (c. USP XXIV/NF XIV). (2000). Easton: Mack Printing Company.
153. Material safety data sheet for Titanium dioxide (C.N. SLT2686, SLT1966, SLT3259) (2005) Chemtrec Houston, Texas.
154. Merck Index (11. bs.). (1989). New Jersey: Merck & CO. Inc.
155. Austin, R.H., Lim, S.-f. (2008) The Sackler Colloquium on promises and perils in nanotechnology for medicine. *PNAS*, 105 (45), 17217-17221.
156. Woodley, S.M., Catlow, C.R.A. (2009) Structure prediction of titania phases: Implementation of Darwinian versus Lamarckian concepts in an Evolutionary Algorithm. *CMS*, 45 (1), 84-95.
157. Mitsui, T. (1997). Body Cosmetics New Cosmetic Science (1. bs., s. 446-478). Amsterdam: Elsevier Science

158. Ollis, D.F. (1998). Photocatalysis and Environment Trends and Applications. S. M (Ed.). (s. 663). Dondrecht: Kluwer Academic
159. Makowski, A., Wardas, W. . (2001) Photocatalytic degradation of toxins secreted to water by cyanobacteria and unicellular algae and photocatalytic degradation of the cells of selected microorganism. *CTB*, 25 (1), 19-25.
160. Wist, J., Sanabria, J., Dierolf, C., Torres, W.,Pulgarin, C. (2002) Evaluation of photocatalytic disinfection of crude water for drinking-water production. *JPPA*, 147 (3), 241-246.
161. Aslan, A. (2006). Fotokatalitik sistemler (Titayum dioksit (TiO₂) süspansiyon) ile Giardia intestinalis'in giderimi. Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas.
162. Anderson, M.W., Hewitt, J.P., Spruce, S.R. (1997). Broad-spectrum physical sunscreens: Titanium dioxide and zinc oxide. N. J. Lowe, Shaath, N.A., Pathak, M.A. (Ed.). Sunscreens development, evaluation, and regulatory aspects (s. 353-397). New York: Marcel Dekker
163. Dunford, R., Salinaro, A., Cai, L., Serpone, N., Horikoshi, S., Hidaka, H. ve diğerleri. (1997) Chemical oxidation and DNA damage catalysed by inorganic sunscreen ingredients. *FEBS Lett*, 418 (1-2), 87-90.
164. Kikuchi, Y., Sunada, K., Iyoda, T., Hastimoto, K., Fujishima, A. (1997) Photocatalytic bactericidal effect of TiO₂ thin films: dynamic view of the active oxygen species responsible for effect. *JPPA*, 106, 51-56.
165. Saito, T., Iwase, T., Horie, J.,Morioka, T. (1992) Mode of photocatalytic bactericidal action of powdered semiconductor TiO₂ on mutans streptococci. *JPPB*, 14 (4), 369-379.
166. Sökmen, M., Candan, F.,Sümer, Z. (2001) Disinfection of E. coli by the Ag-TiO₂/UV system: lipidperoxidation. *JPPA*, 143 (2-3), 241-244.
167. Carp, O., Huisman, C.L.,Reller, A. (2004) Photoinduced reactivity of titanium dioxide. *Prog Solid State Ch*, 32 (1-2), 33-177.
168. Shah, A.G., Shetty, P.C., Ramachandra, C.S., Bhat, N.S.,Laxmikanth, S.M. (2011) In vitro assessment of photocatalytic titanium oxide surface modified

- stainless steel orthodontic brackets for antiadherent and antibacterial properties against *Lactobacillus acidophilus*. *Angle Orthod*, 81 (6), 1028-1035.
169. Tsuang, Y.H., Sun, J.S., Huang, Y.C., Lu, C.H., Chang, W.H., Wang, C.C. (2008) Studies of photokilling of bacteria using titanium dioxide nanoparticles. *Artif Organs*, 32 (2), 167-174.
 170. Choi, J.Y., Chung, C.J., Oh, K.T., Choi, Y.J., Kim, K.H. (2009) Photocatalytic antibacterial effect of TiO₂ film of TiAg on *Streptococcus mutans*. *Angle Orthod*, 79 (3), 528-532.
 171. Şeker, S.Ş., Çerezci, O. (1997). Çevremizdeki Radyasyon ve Korunma Yöntemleri. İstanbul: Boğaziçi Yayınları.
 172. Emir, F., Salabas, A. (2000) Ultraviole ile Suyun Dezenfeksiyonu. *Arıtım Dünyası*, 23, 51-55.
 173. Guerrero-Beltrán, J.A., Barbosa-Cánovas, G.V. (2004) Advantages and limitations on processing foods by UV light. *Food Sci Technol Int*, 10, 137-147.
 174. Keyser, M., Müller, I.A., Cilliers, F.P., Nel, W., Gouws, P.A. (2008) Ultraviolet radiation as a non-thermal treatment for the inactivation of microorganisms in fruit juice. *Innov Food Sci Emerg*, 9 (3), 348-354.
 175. Koutchma, T. (2009) Advances in Ultraviolet Light Technology for Non-thermal Processing of Liquid Foods. *Food and Bioprocess Technology*, 2 (2), 138-155.
 176. Skoog, D.A., F. Holler J., Crouch S.R. . (2007). Principles of Instrumental Analysis (6. bs.). Australia Brooks/Cole: Thomson Learning.
 177. Eliades, G., Kakaboura, A., Palaghias, G. (1998) Acid-base reaction and fluoride release profiles in visible light-cured polyacid-modified composite restoratives (compomers). *Dent Mater*, 14 (1), 57-63.
 178. Tonetto, M.R., Pinto, S.C., Rastelli Ade, N., Borges, A.H., Saad, J.R., Pedro, F.L. ve diğerleri. (2013) Degree of conversion of polymer-matrix composite assessed by FTIR analysis. *J Contemp Dent Pract*, 14 (1), 76-79.

179. Passos, S.P., Kimpara, E.T., Bottino, M.A., Santos, G.C., Jr., Rizkalla, A.S. (2013) Effect of ceramic shade on the degree of conversion of a dual-cure resin cement analyzed by FTIR. *Dent Mater*, 29 (3), 317-323.
180. Thorat, S., Patra, N., Ruffilli, R., Diaspro, A., Salerno, M. (2012) Preparation and characterization of a BisGMA-resin dental restorative composites with glass, silica and titania fillers. *Dent Mater J*, 31 (4), 635-644.
181. Jordan, J., Jacob, K.I., Tannenbaum, R., Sharaf, M.A., Jasiuk, I. (2005) Experimental trends in polymer nanocomposites—a review. *MSEA*, 393 (1–2), 1-11.
182. Khaled, S.M., Sui, R., Charpentier, P.A., Rizkalla, A.S. (2007) Synthesis of TiO(2)-PMMA nanocomposite: using methacrylic acid as a coupling agent. *Langmuir*, 23 (7), 3988-3995.
183. Khaled, S.M., Charpentier, P.A., Rizkalla, A.S. (2010) Synthesis and characterization of poly(methyl methacrylate)-based experimental bone cements reinforced with TiO₂-SrO nanotubes. *Acta Biomater*, 6 (8), 3178-3186.
184. Sun, J., Forster, A.M., Johnson, P.M., Eidelman, N., Quinn, G., Schumacher, G. ve diğerleri. (2011) Improving performance of dental resins by adding titanium dioxide nanoparticles. *Dent Mater*, 27 (10), 972-982.
185. Kasuga, T., Hiramatsu, M., Hoson, A., Sekino, T., Niihara, K. (1999) Titania Nanotubes Prepared by Chemical Processing. *Advanced Materials*, 11 (15), 1307-1311.
186. Reslinski, A., Mikucka, A., Szmytkowski, J., Głowacka, K., Szczęsny, W., Gospodarek, E., Dąbrowiecki, S. (2010) Biofilm Detection on the Surface of Hernia Mesh Implants. *Adv Clin Exp Med*, 19 (6), 685-690.
187. Dundar, M., Ozcan, M., Comlekoglu, M.E., Sen, B.H. (2011) Nanoleakage inhibition within hybrid layer using new protective chemicals and their effect on adhesion. *J Dent Res*, 90 (1), 93-98.
188. Kanaparthi, R., Kanaparthi, A. (2011) The changing face of dentistry: nanotechnology. *Int J Nanomedicine*, 6, 2799-2804.

189. van den Wildenberg, W. (2005). *Roadmap Report on Nanoparticles*. European Commission 6. Congress Spain, +34932082136
190. Yoshida, K., Matsumura, H., Tanaka, T., Atsuta, M. (1992) The relationship between monomer composition and physical properties of light-cured opaque resin. *Dent Mater*, 8 (2), 137-139.
191. Gilbert, P., Evans, D.J., Brown, M.R.W. (1993) Formation and dispersal of bacterial biofilms in vivo and in situ. *JAM*, 74, 67S-78S.
192. Davey, M.E., O'Toole G, A. (2000) Microbial biofilms: from ecology to molecular genetics. *Microbiol Mol Biol Rev*, 64 (4), 847-867.
193. Yap, A.U., Khor, E., Foo, S.H. (1999) Fluoride release and antibacterial properties of new-generation tooth-colored restoratives. *Oper Dent*, 24 (5), 297-305.
194. Estrela, C., Ribeiro, R.G., Estrela, C.R.A., Pécora, J.D., Sousa-Neto, M.D. (2003) Antimicrobial effect of 2% sodium hypochlorite and 2% chlorhexidine tested by different methods. *Braz Dental J*, 14, 58-62.
195. Meiers, J.C., Miller, G.A. (1996) Antibacterial activity of dentin bonding systems, resin-modified glass ionomers, and polyacid-modified composite resins. *Oper Dent*, 21 (6), 257-264.
196. Steinberg, D., Friedman, M. (2000) Development of sustained-release devices for modulation of dental plaque biofilm and treatment of oral infectious diseases. *Drug Develop Res*, 50 (3-4), 555-565.
197. Liljemark, W.F., Bloomquist, C.G., Reilly, B.E., Bernards, C.J., Townsend, D.W., Pennock, A.T. ve diğerleri. (1997) Growth dynamics in a natural biofilm and its impact on oral disease management. *Adv Dent Res*, 11 (1), 14-23.
198. Donlan, R.M., Costerton, J.W. (2002) Biofilms: survival mechanisms of clinically relevant microorganisms. *Clin Microbiol Rev*, 15 (2), 167-193.
199. Zalkind, M.M., Keisar, O., Ever-Hadani, P., Grinberg, R., Sela, M.N. (1998) Accumulation of *Streptococcus mutans* on light-cured composites and amalgam: an in vitro study. *J Esthet Dent*, 10 (4), 187-190.

200. Beyth, N., Domb, A.J., Weiss, E.I. (2007) An in vitro quantitative antibacterial analysis of amalgam and composite resins. *J Dent*, 35 (3), 201-206.
201. Othman, H.F., Wu, C.D., Evans, C.A., Drummond, J.L., Matasa, C.G. (2002) Evaluation of antimicrobial properties of orthodontic composite resins combined with benzalkonium chloride. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (3), 288-294.
202. Botelho, M.G. (2003) Inhibitory effects on selected oral bacteria of antibacterial agents incorporated in a glass ionomer cement. *Caries Res*, 37 (2), 108-114.
203. Li, F., Li, F., Wu, D., Ma, S., Gao, J., Li, Y. ve diğerleri. (2011) The Effect of an Antibacterial Monomer on the Antibacterial Activity and Mechanical Properties of a Pit-and-Fissure Sealant. *JADA*, 142 (2), 184-193.
204. He, J., Söderling, E., Lassila, L.V.J., Vallittu, P.K. (2012) Incorporation of an antibacterial and radiopaque monomer in to dental resin system. *Dent Mater*, 28 (8), e110-e117.
205. Imazato, S., Imai, T., Russell, R.R., Torii, M., Ebisu, S. (1998) Antibacterial activity of cured dental resin incorporating the antibacterial monomer MDPB and an adhesion-promoting monomer. *J Biomed Mater Res*, 39 (4), 511-515.
206. Weber, D.J., Rutala, W.A. (2001). Use of metals as microbicides in preventing infections in healthcare. S. S. Block (Ed.). Disinfection, sterilization, and preservation (s. 415-427). Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins
207. Shaw, B.J., Handy, R.D. (2011) Physiological effects of nanoparticles on fish: a comparison of nanometals versus metal ions. *Environ Int*, 37 (6), 1083-1097.
208. Cheng, L., Weir, M.D., Xu, H.H., Antonucci, J.M., Lin, N.J., Lin-Gibson, S. ve diğerleri. (2012) Effect of amorphous calcium phosphate and silver nanocomposites on dental plaque microcosm biofilms. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 100 (5), 1378-1386.
209. Beyth, N., Yudovin-Fearber, I., Domb, A.J., Weiss, E.I. (2010) Long-term antibacterial surface properties of composite resin incorporating polyethyleneimine nanoparticles. *Quintessence Int*, 41 (10), 827-835.

210. Fujishima, A., Honda K. (1972) Electrochemical Photolysis of Water at a Semiconductor Electrode. *Nature*, 238 (5358), 37-38.
211. Matsunaga, T., Tomoda, R., Nakajima, T., Wake, H. (1985) Photoelectrochemical sterilization of microbial cells by semiconductor powders. *FEMS Microbiology Letters*, 29 (1-2), 211-214.
212. Cho, M., Chung, H., Choi, W., Yoon, J. (2005) Different Inactivation Behaviors of MS-2 Phage and Escherichia coli in TiO₂ Photocatalytic Disinfection. *JAEM*, 71 (1), 270-275.
213. Nadtochenko, V., Denisov, N., Sarkisov, O., Gummy, D., Pulgarin, C., Kiwi, J. (2006) Laser kinetic spectroscopy of the interfacial charge transfer between membrane cell walls of E. coli and TiO₂. *JPPA*, 181 (2-3), 401-407.
214. Block, S.S., Seng, V.P., Goswami, D.W. (1997) Chemically Enhanced Sunlight for Killing Bacteria. *J Sol Energ*, 119 (1), 85-91.
215. Roy, A.S., Parveen, A., Koppalkar, A.R., Prasad, M.V.N.A. (2010) Effect of nano-titanium dioxide with different antibiotics against methicillin-resistant S.aureus. *JBNB*, 1, 37-41.
216. Chun, M.J., Shim, E., Kho, E.H., Park, K.J., Jung, J., Kim, J.M. ve diğ erleri. (2007) Surface modification of orthodontic wires with photocatalytic titanium oxide for its antiadherent and antibacterial properties. *Angle Orthod*, 77 (3), 483-488.
217. Cai, Y., Stromme, M., Melhus, A., Engqvist, H., Welch, K. (2013) Photocatalytic inactivation of biofilms on bioactive dental adhesives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*.
218. Elsaka, S.E., Hamouda, I.M., Swain, M.V. (2011) Titanium dioxide nanoparticles addition to a conventional glass-ionomer restorative: influence on physical and antibacterial properties. *J Dent*, 39 (9), 589-598.
219. Fenoglio, I., Greco, G., Livraghi, S., Fubini, B. (2009) Non-UV-induced radical reactions at the surface of TiO₂ nanoparticles that may trigger toxic responses. *Chemistry*, 15 (18), 4614-4621.

220. Asahara, T., Koseki, H., Tsurumoto, T., Shiraishi, K., Shindo, H., Baba, K. ve diğ erleri. (2009) The bactericidal efficacy of a photocatalytic TiO₂ particle mixture with oxidizer against *Staphylococcus aureus*. *Jpn J Infect Dis*, 62 (5), 378-380.
221. Lipovsky, A., Levitski, L., Tzitrinovich, Z., Gedanken, A., Lubart, R. (2012) The different behavior of rutile and anatase nanoparticles in forming oxy radicals upon illumination with visible light: an EPR study. *Photochem Photobiol*, 88 (1), 14-20.
222. Sliney, D.H. (1997) Optical radiation safety of medical light sources. *Phys. Med. Biol.*, 42 (5), 981.
223. Slominski, A., Pawelek, J. (1998) Animals under the sun: effects of ultraviolet radiation on mammalian skin. *Clin Dermatol*, 16 (4), 503-515.
224. Asahi, R., Morikawa, T., Ohwaki, T., Aoki, K., Taga, Y. (2001) Visible-Light Photocatalysis in Nitrogen-Doped Titanium Oxides. *Science*, 293 (5528), 269-271.
225. Kisch, H., Macyk, W. (2002) Visible-Light Photocatalysis by Modified Titania. *ChemPhysChem*, 3 (5), 399-400.
226. Sakthivel, S., Kisch, H. (2003) Daylight photocatalysis by carbon-modified titanium dioxide. *Angew Chem Int Ed Engl*, 42 (40), 4908-4911.
227. Mitoraj, D., Janczyk, A., Strus, M., Kisch, H., Stochel, G., Heczko, P.B. ve diğ erleri. (2007) Visible light inactivation of bacteria and fungi by modified titanium dioxide. *Photochem Photobiol Sci*, 6 (6), 642-648.
228. Arpac, E., Sayilkan, F., Asilturk, M., Tatar, P., Kiraz, N., Sayilkan, H. (2007) Photocatalytic performance of Sn-doped and undoped TiO₂ nanostructured thin films under UV and vis-lights. *J Hazard Mater*, 140 (1-2), 69-74.
229. Kondo, Y., Takagaki, T., Okuda, M., Ikeda, M., Kadoma, Y., Yamauchi, J. ve diğ erleri. (2010) Effect of PMMA filler particles addition on the physical properties of resin composite. *Dent Mater J*, 29 (5), 596-601.

230. Warren, D.P., Colescott, T.D., Henson, H.A., Powers, J.M. (2002) Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material. *J Esthet Restor Dent*, 14 (4), 245-251.
231. Lu, H., Roeder, L.B., Powers, J.M. (2003) Effect of Polishing Systems on the Surface Roughness of Microhybrid Composites. *J Esthet Restor Dent*, 15 (5), 297-304.
232. Yap, A.U., Lye, K.W., Sau, C.W. (1997) Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent*, 22 (6), 260-265.
233. Nagem Filho, H., D'Azevedo, M.T., Nagem, H.D., Marsola, F.P. (2003) Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *Braz Dent J*, 14 (1), 37-41.
234. Tjan, A.H., Chan, C.A. (1989) The polishability of posterior composites. *J Prosthet Dent*, 61 (2), 138-146.
235. Uctasli, M.B., Bala, O., Gullu, A. (2004) Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs. *J Oral Rehabil*, 31 (12), 1197-1202.
236. Baseren, M. (2004) Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *J Biomater Appl*, 19 (2), 121-134.
237. Chung, K.H. (1994) Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater*, 10 (5), 325-330.
238. Shintani, H., Satou, J., Satou, N., Hayashihara, H., Inoue, T. (1985) Effects of various finishing methods on staining and accumulation of *Streptococcus mutans* HS-6 on composite resins. *Dent Mater*, 1 (6), 225-227.
239. Celik, C., Ozgunaltay, G. (2009) Effect of finishing and polishing procedures on surface roughness of tooth-colored materials. *Quintessence Int*, 40 (9), 783-789.

240. Gyo, M., Nikaido, T., Okada, K., Yamauchi, J., Tagami, J.,Matin, K. (2008) Surface response of fluorine polymer-incorporated resin composites to cariogenic biofilm adherence. *Appl Environ Microbiol*, 74 (5), 1428-1435.
241. Ahn, S.J., Lee, S.J., Kook, J.K.,Lim, B.S. (2009) Experimental antimicrobial orthodontic adhesives using nanofillers and silver nanoparticles. *Dent Mater*, 25 (2), 206-213.
242. Sawada, T., Sawada, T., Kumasaka, T., Hamada, N., Shibata, T., Nonami, T. ve diğ erleri. (2013) Self-cleaning effects of acrylic resin containing fluoridated apatite-coated titanium dioxide. *Gerodontology*
243. Nagem Filho, H., D'Azevedo, M.T.F.S., Nagem, H.D.,Marsola, F.P. (2003) Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *Braz Dent J*, 14, 37-41.
244. Khan, A.M., Suzuki, H., Nomura, Y., Taira, M., Wakasa, K., Shintani, H. ve diğ erleri. (1992) Characterization of inorganic fillers in visible-light-cured dental composite resins. *J Oral Rehabil*, 19 (4), 361-370.
245. Hosoda, H., Yamada, T.,Inokoshi, S. (1990) SEM and elemental analysis of composite resins. *J Prosthet Dent*, 64 (6), 669-676.
246. Whitesides, G.M.,Christopher Love, J. (2001) The art of building small. *Sci Am*, 285 (3), 38-47.
247. Titley, K.C., Chernecky, R., Rossouw, P.E.,Kulkarni, G.V. (1998) The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol*, 43 (4), 305-311.
248. Internatinoal Organization For Standardization. (2003) Dental Materials Guidance On Testing Of Adhesion To Tooth Structure. ISO TR 11405.
249. Villela-Rosa, A.C., Goncalves, M., Orsi, I.A.,Miani, P.K. (2011) Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. *Braz Oral Res*, 25 (2), 109-115.
250. Sattabanasuk, V., Shimada, Y.,Tagami, J. (2004) The bond of resin to different dentin surface characteristics. *Oper dent*, 29 (3), 333-341.

251. Akagawa, H., Nikaido, T., Takada, T., Burrow, M.F., Tagami, J. (2002) Shear bond strengths to coronal and pulp chamber floor dentin. *Am J Dent*, 15 (6), 383-388.
252. Burke, F.J., Hussain, A., Nolan, L., Fleming, G.J. (2008) Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 16 (4), 158-165.
253. Oilo, G. (1993) Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J*, 43 (5), 492-498.
254. Reis, A., Rocha de Oliveira Carrilho, M., Schroeder, M., Tancredo, L.L., Loguercio, A.D. (2004) The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent*, 6 (1), 7-11.
255. Hara, A.T., Pimenta, L.A.F., Rodrigues Jr, A.L. (2001) Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater*, 17 (2), 165-169.
256. Takahashi, Y., Imazato, S., Kaneshiro, A.V., Ebisu, S., Frencken, J.E., Tay, F.R. (2006) Antibacterial effects and physical properties of glass-ionomer cements containing chlorhexidine for the ART approach. *Dent Mater*, 22 (7), 647-652.
257. Farret, M.M., de Lima, E.M., Mota, E.G., Oshima, H.M., Barth, V., de Oliveira, S.D. (2011) Can we add chlorhexidine into glass ionomer cements for band cementation? *Angle Orthod*, 81 (3), 496-502.
258. Zhang, K., Cheng, L., Wu, E.J., Weir, M.D., Bai, Y., Xu, H.H. (2013) Effect of water-ageing on dentine bond strength and anti-biofilm activity of bonding agent containing new monomer dimethylaminododecyl methacrylate. *J Dent*, 41 (6), 504-513.
259. Cheng, L., Zhang, K., Weir, M.D., Liu, H., Zhou, X., Xu, H.H. (2013) Effects of antibacterial primers with quaternary ammonium and nano-silver on *Streptococcus mutans* impregnated in human dentin blocks. *Dent Mater*, 29 (4), 462-472.
260. Zhang, K., Cheng, L., Imazato, S., Antonucci, J.M., Lin, N.J., Lin-Gibson, S. ve diğ erleri. (2013) Effects of dual antibacterial agents MDPB and nano-silver in

- primer on microcosm biofilm, cytotoxicity and dentine bond properties. *J Dent*, 41 (5), 464-474.
261. Melo, M.A., Cheng, L., Weir, M.D., Hsia, R.C., Rodrigues, L.K., Xu, H.H. (2013) Novel dental adhesive containing antibacterial agents and calcium phosphate nanoparticles. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 101 (4), 620-629.
 262. Atai, M., Solhi, L., Nodehi, A., Mirabedini, S.M., Kasraei, S., Akbari, K. ve diğ erleri. (2009) PMMA-grafted nanoclay as novel filler for dental adhesives. *Dent Mater*, 25 (3), 339-347.
 263. Sadat-Shojai, M., Atai, M., Nodehi, A., Khanlar, L.N. (2010) Hydroxyapatite nanorods as novel fillers for improving the properties of dental adhesives: Synthesis and application. *Dent Mater*, 26 (5), 471-482.
 264. Solhi, L., Atai, M., Nodehi, A., Imani, M., Ghaemi, A., Khosravi, K. (2012) Poly(acrylic acid) grafted montmorillonite as novel fillers for dental adhesives: synthesis, characterization and properties of the adhesive. *Dent Mater*, 28 (4), 369-377.
 265. Akhavan, A., Sodagar, A., Mojtahedzadeh, F., Sodagar, K. (2013) Investigating the effect of incorporating nanosilver/nanohydroxyapatite particles on the shear bond strength of orthodontic adhesives. *Acta Odontol Scand*, 71(5), 1038-42
 266. Yoshida, K., Tanagawa, M., Atsuta, M. (2001) Effects of filler composition and surface treatment on the characteristics of opaque resin composites. *J Biomed Mater Res*, 58 (5), 525-530.
 267. Xia, Y., Zhang, F., Xie, H., Gu, N. (2008) Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. *J Dent*, 36 (6), 450-455.
 268. El-Negoly, S.A., El-Fallal, A.A., El-Sherbiny, I.M. (2013) A New Modification for Improving Shear Bond Strength and Other Mechanical Properties of Conventional Glass-ionomer Restorative Materials. *J Adhes Dent*.
 269. Poosti, M., Ramazanzadeh, B., Zebarjad, M., Javadzadeh, P., Naderinasab, M., Shakeri, M.T. (2012) Shear bond strength and antibacterial effects of

orthodontic composite containing TiO₂ nanoparticles. *Eur J Orthod*, 35 (5), 676-9.

270. Swift, E.J., Jr., Perdigao, J., Heymann, H.O. (1995) Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int*, 26 (2), 95-110.

EK 1



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

06100 Sıhhiye-Ankara
 Telefon: 0 (312) 305 1082 • Faks: 0 (312) 310 0580
 E-posta: goetik@hacettepe.edu.tr

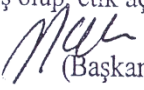
Sayı: B.30.2.HAC.0.05.07.00 /20

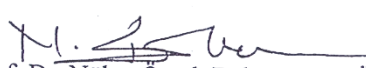
03 Ocak 2013

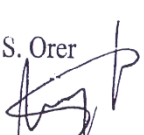
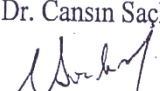
ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 12 ARALIK 2012 ÇARŞAMBA
Toplantı No : 2012/12
Proje No : LUT 12/93 (Değerlendirme Tarihi 26.07.2012)
Karar No : LUT 12/93 - 23

Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı, öğretim üyelerinden Prof. Dr. Nuray Attar'ın sorumlu araştırmacı olduğu Dt. İldem Üstümkol'un tezi olan LUT 12/93 kayıt numaralı ve *"Titanyum Dioksit Nanotüpler Akışkan Kompozit Resinin Fiziksel, Mekanik ve Antibakteriyel Özelliklerine Etkisi"* başlıklı proje önerisi Kurulumuzda değerlendirilmiş olup etik açıdan uygun bulunmuştur.

- | | |
|---|--|
| 1. Prof. Dr. Nurten Akarsu

(Başkan) | 9 Prof. Dr. Melahat Görduysus

(Üye) |
| 2. Prof. Dr. Nüket Örnek Buken

(Üye) | 10. Doç. Dr. R. Köksal Özgül

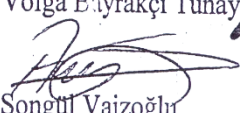
(Üye) |
| İZİNLİ | |
| 3. Prof. Dr. Hakan S. Orer

(Üye) | 11. Prof. Dr. Cansın Saçkesen

(Üye) |
| 4. Prof. Dr. Sevdâ F. Müftüoğlu

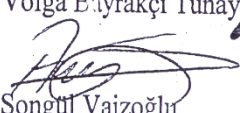
(Üye) | 12. Doç. Dr. Ayşe Lale Doğan

(Üye) |
| 5. Prof. Dr. Cenk Sökmensüer

(Üye) | İZİNLİ |
| 6. Prof. Dr. Volga Bayrakçı Tunay

(Üye) | 13 Doç. Dr. S. Kutay Demirkan

(Üye) |
| 7. Prof. Dr. Songül Vaizoglu

(Üye) | 14. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev Turnagöl

(Üye) |
| 8. Prof. Dr. Yılmaz Selim Erdal

(Üye) | 15. Av. Meltem Onurlu

(Üye) |

EK 2
ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU
(Hasta Grubu)

Hekimin Açıklaması

Günümüzde kompozit rezinler dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılmaktadır. Kompozit rezinler estetik olmalarından ötürü hastalar tarafından tercih edilmektedir. Son yıllarda mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirilmelerine rağmen hala bir miktar polimerizasyon büzülmesine uğrarlar. Bu nedenle dişle restorasyon arasında açıklık oluşur ve bu açıklığa bakterilerin girmesi sonucu restorasyonun altında çürük gelişebilir. Çeşitli araştırmalarda TiO₂ nanopartiküllerin çürüğün ana etkeni olan S. mutans' a karşı antibakteriyel etkinliği gösterilmiştir. Yine bazı çalışmalarda nanopartiküllerden elde edilen nanotüplerin antibakteriyel etkisi rapor edilmiştir. Ticari olarak kullanılan bir kompozit rezine TiO₂ nanotüpleri ekleyerek kompozite antibakteriyel etkinlik verilmek istenmektedir. Aynı zamanda nanotüplerin kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini de arttırdığı düşünülmektedir.

Bu amaçla; **‘Titanyum dioksit nanotüplerin akışkan kompozit rezinin fiziksel, mekanik ve antibakteriyel özelliklerine etkisi’** başlıklı bir çalışma tarafımızdan planlanmıştır. Bu çalışma çekilmiş insan dişleri üzerinde gerçekleştirilecektir.

Çekilmesi planlanan ve bizim çalışmamıza uygun dişleriniz bulunması nedeniyle sizi bu konuda bilgilendirmek isteriz. Çekilmesi uygun görülmüş olan dişlerinizden çalışmamıza uygun olanlar üzerinde, belirlediğimiz yöntemlere göre çeşitli deneyler yapılacaktır. Deneyler sonucu elde edilen veriler bilimsel olarak değerlendirilecektir.

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesi, sizin çekilmiş dişlerinizin kullanılması için gönüllü olmanıza bağlıdır. Deneyler boyunca kimliğiniz saklı tutulacak, dişler belirtilen bu deneyler dışında başka bir amaçla kullanılmayacak ve deneylerin ardından imha edilecektir. Çalışmaya katılımınız için size herhangi bir ücret ödenmeyecek ve herhangi bir ücret talep edilmeyecektir. Çalışmaya katılmaya gönüllü olmamanız halinde diğer dişlerinizle ilgili olarak hekimimizin planlanmış olan tedavileriniz aynı şekilde devam edecektir.

Katılımcının/Hastanın Beyanı

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülecek olan tıbbi bir çalışma için Dt. İldem Üstümkol tarafından yukarıdaki bilgiler doğrultusunda bilgilendirilerek, katılımcı olarak bu çalışmaya davet edildim.

Araştırma sırasında kimlik bilgilerimin saklı tutularak başka amaçlarla kullanılmayacağı ve çekilmiş dişlerimin sadece bu çalışma amacıyla kullanıldıktan sonra imha edileceği konusunda bilgilendirildim. Bu çalışma için herhangi bir ödenek talebinde bulunmayacağım ve aynı şekilde çalışmanın yürütülmesi için herhangi bir maddi katkıda bulunmayacağım. Çalışmaya katılmayı reddetmem durumunda şahsıma uygulanacak tedavilerde herhangi bir değişiklik olmayacağı tarafıma izah edildi. Bu çalışmaya katılımımın tamamen gönüllülük prensibine dayandığını ve kararın tamamen şahsımın özgür iradesine bağlı olduğunu bilincindeyim.

Yapılan tüm açıklamaları net olarak anlamış bulunmaktayım.

Bu bilgiler ışığında hakkında bilgilendirildiğim bilimsel çalışmaya katılmayı gönüllülükle ve kendi isteğim ile hiçbir baskı yapılmaksızın kabul ediyorum.

İmzalı bu belgenin bir kopyası tarafıma verilecektir.

Katılımcı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza

Görüşme tanığı

Adı, soyadı:

Adres:

Tel.

İmza:

Katılımcı ile görüşen hekim

Adı soyadı, Ünvanı: İldem Üstümkol, Araştırma Görevlisi

Adres: Hacettepe Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi Bölümü

Tel : (0312) 3052270

İmza

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler:

Adı-Soyadı: İldem Üstümkol Ceylan

Doğum yeri ve tarihi: İstanbul 1979

Medeni Hali: Evli

Yabancı Dil: İleri seviyede İngilizce, temel seviyede Almanca

E-mail: ildemustunkol@gmail.com

Eğitim:

1997-2003: Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1995-1997: Mehmet Çelikel Süper Lisesi

1986-1995: TED Zonguldak Koleji İlk ve Ortaokulu

Yayınlar:

1. **Üstümkol İ**, Güçüz Doğan B, Gökalp S. Sağlıkla İlgili Fakültelerin Birinci Sınıfındaki Öğrencilerin Ağız-Diş Sağlığı İle İlgili Uygulamaları. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2013, 5(4): 993-1000
2. **Ustunkol I**, Yazici AR, Gorucu J, Dayangac B. Influence of laser etching on enamel and dentin bond strength of Silorane System Adhesive. Lasers Med Sci. 2013, doi 10.1007/s 10103-013-1409-z
3. Yazici AR, **Ustunkol I**, Ozgunaltay G, Dayangac B. Three year clinical evaluation of different types of restorative resins in Class I restorations (Operative Dentistry tarafından yayınlanmak üzere kabul edilmiştir)

Sözlü sunumlar:

1. Gorucu J, Gurgan S, Yalcin Cakır F, Bicer C.O, Gorucu H., **Ceylan I**. Microleakage of direct composite laminate veneer restorations after preparation with ErCr:YSGG laser. 28-30 July 2008. World Federation for Laser Dentistry, Hong Kong

2. **Ceylan I**, Dayangac B, Gorucu J. Microleakage assesment of different self-etch adhesives after additional acid and Er,Cr:YSGG laser etching. 14 -17 May 2009. 2nd Congress of the World Federation For Laser Dentistry European Division İstanbul, Turkey

Poster sunumları:

1. **Ceylan I**, Yazici A.R., Ertan A., Dayangac B., Ozgunaltay G. Fracture resistance of Class II slot cavities restored with composites. 9-12 September 2009. IADR-CED Munich, Germany
2. **Ceylan I**, Gorucu J., Yazici A.R., Dayangac B. Influence of additional etching procedures on enamel bond strength of Silorane. 9-11 March 2010, World Federation For Laser Dentistry Dubai, UAE
3. Yazici A.R., Ceylan I., Ozgunaltay G., Dayangac B. Six-Month Clinical Performance of Different Types of Restorative Resins.14-17 July 2010. IADR Barcelona,Spain
4. Vural T, Bozokalfa G, Ustunkol I, Attar N, Dayangac B, Denkbaz E.B. Titania nanotubes as a novel filler for dental composites. 25–29 Haziran 2012. VIII. Türkiye Nanobilim - Nanoteknoloji Kongresi ve IANM 3rd World Congress. Ankara, Türkiye

