

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
AFYONKARAHİSAR SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

REZİN ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN
YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNE
BEYAZLATICI DİŞ MACUNUNUN ETKİSİ

Dt. Cemile YILMAZ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Özgür KANIK

Bu Tez Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu
tarafından 17.DUS.03 proje numarası ile desteklenmiştir.

2019- AFYONKARAHİSAR

KABUL ve ONAY

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Restoratif Diş Tedavisi Programı

çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından

Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 22/04/2019

Doç.Dr. Batu Can YAMAN

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi

Jüri Başkanı

Dr. Öğr. Üyesi Özge KAM HEPDENİZ

Süleyman Demirel Üniversitesi

Üye

Dr. Öğr. Üyesi. Özgür KANIK

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Üye

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Cemile YILMAZ'ın
“**REZİN ESASLI RESTORATİF MATERYALLERİN YÜZEY
PÜRÜZLÜLÜĞÜNE BEYAZLATICI DİŞ MACUNUNUN ETKİSİ**” başlıklı
uzmanlık tezi 22/04/2019 günü saat 13.30’ da Lisanüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav
Yönetmeliği’nin ilgili maddeleri uyarınca değerlendirilerek kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ahmet Muhtar GÜROL
Fakülte Dekan V.

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca, bilgi ve deneyimleri ile bana her konuda yol gösteren ve destekleyen değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Özgür KANIK'a,

Tezime olan ilgi ve katkılarından dolayı jüri başkanım Sayın Doç.Dr. Batu Can YAMAN'a, lisans eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım tez jüri üyelerim Sayın Dr. Öğr. Üyesi Özge KAM HEPDENİZ ve Dr. Öğr. Üyesi Burak TEMEL'e,

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Sinan SARAÇLI'ya,

AFM ve SEM analizlerinde yardımcı olan Afyon Kocatepe Üniversitesi TUAM'da görev yapan Sayın Öğr. Görevlisi Serhat TIKIZ'a,

Restoratif Diş Tedavisi kliniğimizde samimi bir çalışma ortamı oluşturan değerli personelimiz Sedat AKGÜL ve hemşiremiz Kerime AKÇEŞME'ye

Beraber çalışmaktan büyük keyif duyduğum ve yardımlarını esirgemeyen Hocalarıma, Araştırma Görevlisi Arkadaşlarıma ve Mesai Arkadaşlarıma,

Hayatımın her aşamasında bana destek olan, sevgilerini hiç eksik etmeyen, tek hazinem biricik aileme; her zaman her koşulda motivasyon kaynağım olan, gölgesinde dinlendiğim, soluklandığım Canım Babam Adnan YILMAZ'a, her halimi seven, beni sevgiyle büyüten Canım Annem Fatmana YILMAZ'a, yaşantıma renk ve farklılık katan, Biricik Kardeşlerim Sevde YILMAZ ve Menfuse YILMAZ'a,

En içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.



Canım Aileme İthafen...

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	ii
ÖNSÖZ.....	iii
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
GRAFİKLER	x
RESİMLER	xii
TABLolar	xv
1. GİRİŞ.....	1
1.1. DİŞ SERT DOKULARI.....	1
1.1.1. Minenin Kimyasal ve Yapısal Özellikleri	1
1.1.2. Minenin Yüzey Pürüzlülüğü.....	5
1.2. KOMPOZİT REZİNLER	7
1.2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihsel Gelişimi.....	7
1.2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı	8
1.2.2.1. Organik Polimer Matriks.....	9
1.2.2.2. İnorganik Doldurucu Partiküller	12
1.2.2.3. Ara Faz-Bağlayıcı Ajan.....	12
1.2.2.4. Başlatıcı-Hızlandırıcı Sistem.....	13
1.2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	14
1.2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere Göre Kompozit Rezinler	16
1.2.3.1.1. Makrofil Kompozit Rezinler	16
1.2.3.1.2. Mikrofil Kompozit Rezinler	16
1.2.3.1.3. Nanofil Kompozit Rezinler	17
1.2.3.1.4. Hibrit Kompozit Rezinler	17
1.2.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	19
1.2.3.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler	19
1.2.3.2.2. Işıklı Polimerize Olan Kompozit Rezinler	20
1.2.3.2.3. Hem Kimyasal Hem De Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler	21
1.2.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler	21
1.2.3.3.1. Akışkan (Flowable) Kompozit Rezinler.....	21
1.2.3.3.2. Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Rezinler.....	22
1.2.3.4. Farklı Özellikte Güncel Kompozit Rezinler.....	23
1.2.3.4.1. Ormoserler (Organik Modifiye Edilmiş Seramikler)	23
1.2.3.4.2. İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler	24
1.2.3.4.3. Antibakteriyel Kompozit Rezinler	24
1.2.3.4.4. Çok Az Büzülme Gösteren Kompozit Rezinler	25
1.2.3.4.5. Nanoteknoloji ve Nanokompozit Rezinler (Nano Partiküllü ve Nanohibrit Kompozit Rezinler).....	26

1.2.3.4.6.	Giomerler.....	30
1.2.3.4.7.	Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler	30
1.2.3.4.8.	Dual-cure Kompozit Rezin Simanlar	31
1.2.3.4.9.	Kendinden Adezivli Kompozit Rezinler	31
1.2.3.4.10.	Tek Kütle Olarak Uygulanan Kompozit Rezinler	33
1.2.3.4.11.	İndirekt Kompozit Rezinler.....	40
1.3.	KOMPOZİT REZİNLERİN POLİMERİZASYONUNDA KULLANILAN	
	İŞİK KAYNAKLARI	44
1.3.1.	Kuartz-Tungsten-Halojen (QTH) Işık Kaynakları.....	44
1.3.2.	LED Işık Kaynakları.....	45
1.3.3.	Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)	47
1.3.4.	Lazer Işık Kaynakları	47
1.4.	BİTİRME VE CİLALAMA İŞLEMLERİ.....	48
1.4.1.	Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme, Cila Disk ve Bantları.....	48
1.4.2.	Aşındırıcı İçeren Lastikler	49
1.4.3.	Tek Aşamalı Sistemler.....	50
1.5.	DIŞ MACUNU.....	51
1.5.1.	Diş Macunlarının İçeriklerinde Bulunan Maddeler	52
1.5.1.1.	Aşındırıcılar (Mekanik Temizleyiciler).....	52
1.5.1.2.	Nemlendiriciler.....	53
1.5.1.3.	Sabunlar ve Deterjanlar	54
1.5.1.4.	Bağlayıcılar	54
1.5.1.5.	Tatlandırıcılar	54
1.5.1.6.	Renklendiriciler	54
1.5.1.7.	Su.....	55
1.5.1.8.	Koruyucular.....	55
1.5.2.	İçerdikleri Maddelere Göre Diş Macunlarının Sınıflandırılması.....	55
1.5.2.1.	Çürük Önlemeye Yönelik Olan Diş Macunları	55
1.5.2.2.	Plak Oluşumunu Önleyen, Antibakteriyel Özelliğe Sahip Diş Macunları	56
1.5.2.3.	Diş Taşı Oluşumunu Azaltıcı Etki Gösteren Diş Macunları	58
1.5.2.4.	Diş Hassasiyetini/Dentin Duyarlılığını Gideren Diş Macunları.....	58
1.5.2.5.	Beyazlatıcı Diş Macunları	59
1.5.2.6.	Mavi Kovarin (Blue-Covarin) İçeren Beyazlatıcı Diş Macunları	60
1.5.2.7.	Aktif Kömür/Karbon İçeren Beyazlatıcı Diş Macunları	61
1.6.	DIŞ FIRÇASI	62
1.7.	DIŞ FIRÇALAMA SİMULATÖRÜ.....	64
1.8.	YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME	
	YÖNTEMLERİ	65
1.8.1.	Profilometreler	65
1.8.1.1.	Mekanik Profilometreler	65
1.8.1.2.	Optik Profilometreler	67
1.8.2.	Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)	67
1.8.3.	Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM).....	69
2.	MATERYAL VE METOT.....	70
2.1.	ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI	72
2.1.1.	Mine Örneklerinin Hazırlanması	72

2.1.2. Kompozit Resin Materyal Örneklerinin Hazırlanması	72
2.2. GRUPLARIN OLUŞTURULMASI	77
2.3. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜM VE DEĞERLENDİRİLMESİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER	81
2.3.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Mekanik Profilometre ile Ölçümü	81
2.3.2. Yüzey Pürüzlülüğünün Kontak Modda AFM Cihazı ile Ölçümü ve Üç Boyutlu Olarak Görüntülenmesi	81
2.3.3. Yüzey Pürüzlülüğünün SEM ile İki Boyutlu Görüntülemesi	82
2.4. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME.....	82
3. BULGULAR.....	83
3.1. BAŞLANGIÇ, 30000 DÖNGÜ VE 30000-BAŞLANGIÇ FARKI VERİLERİNİN DEĞİŞKENLERE BAĞLI OLARAK MATERYAL VE DÖNGÜ DÜZEYİNDE İSTATİSTİKSEL ANALİZLERİ	88
3.1.1. Taylor Hobson Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Analizi	88
3.1.2. AFM Line ile Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Analizi	90
3.1.3. AFM Surface ile Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Analizi	92
3.2. BAŞLANGIÇ VE 30000 DÖNGÜ VERİLERİNİN DEĞİŞKENLERE BAĞLI OLARAK ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ VE FIRÇALAMA SOLÜSYONLARI DÜZEYİNDE İSTATİSTİKSEL ANALİZİ	94
3.2.1. Ölçüm Yöntemleri Düzeyinde Verilerin İstatistiksel Analizi	94
3.2.2. Fırçalama Solüsyonları Düzeyinde Verilerin İstatistiksel Analizi	98
3.3. AFM'DE İKİ VE ÜÇ BOYUTLU GÖRÜNTÜLEME İLE YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ANALİZİ	99
3.4. TAYLOR HOBSON PROFİLOMETRE CİHAZI İLE ELDE EDİLEN VERİLERİN DEĞİŞKENLERE BAĞLI İSTATİSTİKSEL ANALİZİ	108
3.4.1. Taylor Hobson Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Başlangıç, 5000, 15000, 30000 Döngü ve Döngü Farkları Verilerinin Materyal ve Döngü Düzeyinde İstatistiksel Analizi	108
3.4.2. Taylor Hobson Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 Döngü Verilerinin Fırçalama Solüsyonu Düzeyinde İstatistiksel Analizi	112
3.5. SEM İLE İKİ BOYUTLU GÖRÜNTÜSÜ ALINAN YÜZEYİN PÜRÜZLÜLÜK ANALİZİ	121
4. TARTIŞMA.....	126
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	144
ÖZET.....	146
SUMMARY	147
KAYNAKLAR	148
EKLER.....	168
ÖZGEÇMİŞ.....	169

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
~	Yaklaşık
>	Büyüktür
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
Ark.	Arkadaşları
BAP	Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü
Bis-DMA	Bisfenol A Dimetakrilat
Bis-EMA	Etoksile Bisfenol-A-Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
CaF ₂	Kalsiyum Fluorür
dk	Dakika
DM	Diş Minesi
E	Elastik Modül
EDMA	Etilen Dimetakrilat
EGDMA	Etilen Glikol Dimetakrilat
Er:YAG	Erbium: Yttrium Aluminium Garnet
F	Fluorür (Fluorid)
GPa	Giga paskal
GPDM	Gliserol Fosfat Dimetakrilat
grF	Gramkuvvet
H	Sertlik Modül
HAP	Hidroksiapatit
HEMA	Hidroksietil metakrilat
He-Ne	Helyum-Neon
HP	Hidrojen Peroksit
HXU	Herculite XRV Ultra
ISO	Uluslararası Standartlar Örgütü
KCl	Potasyum Klorür
KP	Karbamit Peroksit
kV	Kilovolt
LED	Light Emitting Diode
MDB	Mine-Dentin Birleşimi
MDPB	12-metakriloiloksi dodesil piridinyum bromür
4-MET	4-Metakriloksi Etil Trimellitik Asit
MMA	Metil Metakrilat
MSB	Mine-Sement Birleşimi
MPa	Mega paskal
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mm/sn	Milimetre bölü saniye
mm ²	Milimetrekaare

μm	Mikrometre
μm^2	Mikrometrekare
mW/cm^2	Milliwatt bölü santimetrekare
MAPO	Monoasil Fosfin Oksit
$\text{MPa m}^{1/2}$	Megapaskal çarpı karekök metre
n	Örnek Sayısı
N	Newton
NaF	Sodyum fluorür
N,N-Bis	Aromatik tersiyer amin
Nd:YAG	Neodymium:Yttriyum-Alüminyum Garnet
nm	Nanometre
p	İstatistiksel Anlamlılık
PAC	Plazma Ark
PEG-32	Perkütan Endoskopik Gastrostomi-32
pH	Hidrojen İyonları Konsantrasyonu
PMMA	Polimetil metakrilat
PPF	Prepolimerize Doldurucu
PPD	1-fenil-1,2-fenilpropanodil
psi	İnç Kareye Pound Cinsinden Uygulanan Kuvvet
Rpm	Dakikadaki Devir Sayısı
Ra	Ortalama pürüzlülük değeri
Rmax	En büyük pürüzlülük değeri
Rq	Ortalama pürüzlülük karelerinin karekökü
Rz	On nokta pürüzlülüğü ortalama değeri
QTH	Kuartz Tungsten Halojen
s	Saniye
Seromer	CERamic Optimized polyMERS
SEM	Tarayıcı Elektron Mikroskobu
SDR	Smart Dentin Replacement
SLS	Sodyum lauril sülfat
SMFP	Sodyum mono fluoro fosfat
SnF_2	Kalay fluorür
SF2	SonicFill 2 Bulk Fill Kompozit Rezin
Si_3N_4	Silikon veya silisyum nitrit
SiO_2	Silika (silisyum oksit)
Si-O-Si	Silisyum Oksit Silisyum
SPSS	Sosyal Bilimler İstatistik Programı
S-PRG	Surface pre-reacted glass ionomer
SrCl_2	Stronsiyum klorür
TATL	Tescera Aqua Thermal Light
TCD	Trisiklodekan
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TUAM	Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi
TPO	Trimetil Benzoil Difenil Fosfin Oksit
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UEDMA	Alifatik Ürethan Dimetakrilatlat
UV	Ultraviyole
W	Watt
x	Büyütme Oranı

GRAFİKLER

Grafik 3.1. Distile su ile fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen Başlangıç, 5000, 15000, 30000 döngü ve döngü farklarının ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları 84

Grafik 3.2. Diş macunu solüsyonu ile fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen Başlangıç, 5000, 15000, 30000 döngü ve döngü farklarının ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları 84

Grafik 3.3 Distile su ve diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen Başlangıç, 30000 döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları 86

Grafik 3.4. Distile su ve diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının AFM Line ile elde edilen Başlangıç, 30000 döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları 86

Grafik 3.5. Distile su ve diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının AFM Surface ile elde edilen Başlangıç, 30000 döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları 87

Grafik 3.6. Distile suda fırçalama uygulanan DM grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü. 113

Grafik 3.7. Diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan DM grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü. 114

Grafik 3.8. Distile suda fırçalama uygulanan HXU grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü. 115

Grafik 3.9. Diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan HXU grubunun grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü. 116

Grafik 3.10. Distile suda fırçalama uygulanan SF2 grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü. 117

Grafik 3.11. Diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan SF2 grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü. 118

Grafik 3.12. Distile suda fırçalama uygulanan TATL grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü. 119

Grafik 3.13. Diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan TATL grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü. 120

RESİMLER

Resim 2.1. A: Metal Kalıp, B: Plastik Kalıplar, C: Dijital Kumpas (Üstte) ve Su Terazisi (Altta). 74

Resim 2.2. A: Negatif Kontrol Grubu Örneği (Diş Minesi), **B:** Pozitif Kontrol Grubu Örneği (Geleneksel Bir Nanohibrit Kompozit Rezin (Herculite XRV Ultra, Kerr, ABD), **C:** Sonik Aktivasyonlu Nanohibrit Direkt Bulk-Fill Kompozit Rezin Örneği (Sonicfill 2, Kerr, ABD), **D:** Güçlendirilmiş Mikrofil Partiküllü İndirekt Kompozit Rezin Örneği (Tescera, Bisco Dental Products, Seul, Kore). 74

Resim 2.3. A: Pozitif Kontrol Grubu (Geleneksel Bir Nanohibrit Kompozit Rezin (Herculite XRV Ultra, Kerr, ABD), **B:** Sonik Aktivasyonlu Nanohibrit Direkt Bulk-Fill Kompozit Rezin (Sonicfill 2, Kerr, ABD), **C:** Güçlendirilmiş Mikrofil Partiküllü İndirekt Kompozit Rezin (Tescera, Bisco Dental Products, Seul, Kore), **D:** Tescera ATL Processing Unit (Bisco, ABD). 75

Resim 2.4. A: Al₃O₂ Disk Zımparalar (Super Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Kyoto, Japonya), **B:** Tek Aşamalı Cila Lastiği (One-Gloss, Shofu, Kyoto, Japonya). 76

Resim 2.5. A: Işık Mikroskobu (LED Dual Illuminated Light Track Stand), **B:** Etüv Cihazı (NUVE EN55, Esetron, Ankara, Türkiye), **C:** LED Işık Cihazı (Elipar Deep Cure-S, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD). 76

Resim 2.6. A: Yumuşak Bir Diş Fırçası (Signal Sensitive Expert, Unilever, Almanya), **B:** Fırçalama Simulatörüne Göre Ayarlanan Fırça Başları, 79

Resim 2.7. A: İnsan Diş Minesi Test Örneği (Negatif Kontrol), **B:** Herculite XRV Ultra Kompozit Rezin Test Örneği (Pozitif Kontrol Grubu), **C:** SonicFill 2 Direkt Bulk-Fill Kompozit Rezin Test Örneği (Deney Grubu), **D:** Tescera İndirekt Kompozit Rezin Test Örneği (Deney Grubu). 80

Resim 2.8. A: Kontak Tarzda Mekanik Profilometre Cihazı (Surtronic S-128, Taylor Hobson, Leicester, İngiltere) ve ölçümlerin kaydedildiği TalyProfile Lite 7.1 programı, **B:** AFM (Parksistem), AFM Line ve AFM Surface ile yapılan ölçümler ve üç boyutlu görüntüleme, **C:** Taramalı Elektron Mikroskobu (LEO 1430 VP, Cambridge, İngiltere) ve karbon kaplanmış örnekler ve iki boyutlu görüntüleme. ... 80

Resim 3.1. DM grubuna ait bir örneğin distile su ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi..... 100

Resim 3.2. DM grubuna ait bir örneğin dış macunu solüsyonu ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi..... 101

Resim 3.3. HXU grubuna ait bir örneğin distile su ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi..... 102

Resim 3.4. HXU grubuna ait bir örneğin dış macunu solüsyonu ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi..... 103

Resim 3.5. SF2 grubuna ait bir örneğin distile su ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi..... 104

Resim 3.6. SF2 grubuna ait bir örneğin dış macunu solüsyonu ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi..... 105

Resim 3.7. TATL grubuna ait bir örneğin distile su ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi..... 106

Resim 3.8. TATL grubuna ait bir örneğin dış macunu solüsyonu ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.....	107
Resim 3.9. Başlangıç ve 30000 döngü sonunda distile su ve dış macunu solüsyonuyla fırçalanan DM grubuna ait bir örneğin x500, x1000, x2000 ve x5000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi.	122
Resim 3.10. Başlangıç ve 30000 döngü sonunda distile su ve dış macunu solüsyonuyla fırçalanan HXU grubuna ait bir örneğin x500, x1000, x2000 ve x5000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi.	123
Resim 3.11. Başlangıç ve 30000 döngü sonunda distile su ve dış macunu solüsyonuyla fırçalanan SF2 grubuna ait bir örneğin x500, x1000, x2000 ve x5000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi.	124
Resim 3.12. Başlangıç ve 30000 döngü sonunda distile su ve dış macunu solüsyonuyla fırçalanan TATL grubuna ait bir örneğin x500, x1000, x2000 x5000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi.	125

TABLÖLAR

Tablo 2.1. Çalışmamızda kullanılan materyaller ve içerikleri.	71
Tablo 2.2. Çalışmamızda oluşturulan gruplar.	77
Tablo 3.1. Taylor Hobson profilometre cihazı ile distile suda fırçalanan örneklerin ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	83
Tablo 3.2. Taylor Hobson profilometre cihazı ile diş macununda fırçalanan örneklerin ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	83
Tablo 3.3. Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkının, fırçalama solüsyonu, ölçüm yöntemi ve materyal düzeyinde ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	85
Tablo 3.4. Taylor Hobson profilometre cihazı ile distile suda fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	88
Tablo 3.5. Taylor Hobson profilometre cihazı ile diş macunu solüsyonu fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	89
Tablo 3.6. AFM Line yöntemi ile elde edilen distile suda fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	90
Tablo 3.7. AFM Line yöntemi ile elde edilen diş macunu solüsyonu fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	91
Tablo 3.8. AFM Surface yöntemi ile elde edilen distile suda fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	92

Tablo 3.9. AFM Surface yöntemi ile elde edilen diş macunu solüsyonu fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	93
Tablo 3.10. Distile su ve diş macunu ile fırçalanan Başlangıç ve 30000 Döngü sonunda DM grubu için elde edilen verilerin Post Hoc LSD testi ile ölçüm yöntemleri düzeyinde istatistiksel analizleri.	94
Tablo 3.11. Distile su ve diş macunu ile fırçalanan Başlangıç ve 30000 Döngü sonunda HXU grubu için elde edilen verilerin Post Hoc LSD testi ile ölçüm yöntemleri düzeyinde istatistiksel analizleri.	95
Tablo 3.12. Distile su ve diş macunu ile fırçalanan Başlangıç ve 30000 Döngü sonunda SF2 grubu için elde edilen verilerin Post Hoc LSD testi ile ölçüm yöntemleri düzeyinde istatistiksel analizleri.	96
Tablo 3.13. Distile su ve diş macunu ile fırçalanan Başlangıç ve 30000 Döngü sonunda TATL grubu için elde edilen verilerin Post Hoc LSD testi ile ölçüm yöntemleri düzeyinde istatistiksel analizleri	97
Tablo 3.14. Materyal gruplarının Başlangıç ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı, AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle yapılan ölçümlerinde fırçalama solüsyonlarının yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	98
Tablo 3.15. Distile su ile fırçalanan materyal gruplarının Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	108
Tablo 3.16. Distile su ile fırçalanan materyal gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile ölçülen verilerden istatistiksel olarak elde edilen 5000-Başlangıç, 15000-Başlangıç, 30000-Başlangıç farklarının ortalama pürüzlülük farkı değerleri (Ra) ve standart sapmaları.	109

Tablo 3.17. Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan materyal gruplarının Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları. 110

Tablo 3.18. Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan materyal gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile ölçülen verilerden istatistiksel olarak elde edilen 5000-Başlangıç, 15000-Başlangıç, 30000-Başlangıç farklarının ortalama pürüzlülük farkı değerleri (Ra) ve standart sapmaları. 111

Tablo 3.19. Distile su ve diş macunu ile fırçalanan materyal gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve verilerin fırçalama solüsyonu düzeyinde istatistiksel analizi. 112

1. GİRİŞ

1.1. DİŞ SERT DOKULARI

1.1.1. Minenin Kimyasal ve Yapısal Özellikleri

Vücudumuzdaki en sert doku olan diş minesi, dişleri koruyucu bir örtü görevi görür ve çok çeşitli fonksiyonel ve fonksiyonel olmayan yüklere dayanabilir. Mine, ağırlıkça %94-96 oranında inorganik içerik, ağırlıkça %1 oranında organik matriks ve %4-5 oranında sudan oluşan hiyerarşik bir biyolojik bileşimdir. İnorganik içerik, mine çubuklarını oluşturmak için bir protein tutkalı (hidrofobik enamelin) ile sıkıca paketlenmiş uzun ince hidroksiapatit kristallerinden meydana gelmektedir. Kristalin örgü şeklindeki hidroksiapatit en fazla bulunan mineral bileşendir ve hacimce %90 ile 92 arasındadır (Elfallah, H. M. ve ark., 2015).

Kimyasal olarak mine büyük ölçüde mineralize olmuş kristal bir yapıdır. Kristallerin çaprazlanmasıyla oluşan hidroksiapatit (%96) minenin en büyük mineral bileşenidir. Diğer mineraller ve eser elementler daha küçük miktardadırlar. Minenin geri kalan kısmı organik matriks proteinleri (%1) ve su (%3) içermektedir (Wu, Y.-Q. ve ark., 2017).

Değişik boyut ve şekillerde küçük ve uzun milyonlarca apatit kristalleri mine prizmalarının esas bileşenleridir. Bal peteği görünümünde, altıgen şeklinde bir yapıya sahip olan apatit kristallerinin çapları ortalama 50 nm, uzunluğu ise genelde 100 nm'den fazladır. Hidroksiapatit (HAP) kristalleri farklı doğrultularda sıkı bir şekilde paketlenmiş halde bulunurlar. Mine prizmalarının dayanıklılık ve yapısal özelliklerini bu yapı sağlamaktadır. Değişik şekillerde alınan kesitlerinde mine prizmaları; uzun akslarına dikey alındığında hekzagonal, balık pulu şeklinde ya da at nalı şeklinde, uzun aksına paralel alındığında boğumlu bir sütun ve kesimin hafif eğik alındığı durumlarda ise anahtar deliği şeklinde izlenmektedir (Roberson, T. M. ve ark., 2002).

HAP kristalleri 20-120 nm'lik bir kalınlığa sahiptir ve mine prizmalarında farklı yönelimler gösterirler. Prizma baş kısmında HAP kristalleri prizma eksenine paraleldir, kuyrukta ise kristal c-ekseni ile prizma eksenini arasında 60 derecelik bir açı gözlenir. Prizma başı ve kuyruğu arasındaki bölgelerde, kristallerin c-ekseni, 60 dereceye kadar bir açıyla prizma eksenine doğru giderek eğimlidir (An, B. ve ark., 2012).

Bu anahtar deliği şeklindeki prizmalar yaklaşık 3-6 mm çapındadır (Brady, A. ve ark., 2007). Prizmalar ve interprizmalar ikinci hiyerarşik düzeyi oluşturmaktadır. Bu mikroyapısal düzeyde prizmaların her biri birbirine paraleldir ve mine yüzeyine yaklaşık olarak diktir. Özellikle, minenin yüzeyi (100 µm derinliğe kadar), prizmatik mineden daha fazla mineralize olan aprizmatik mineden meydana gelmektedir (Lippert, F. ve ark., 2004b). Hiyerarşik yapı, ağız ortamındaki karmaşık yükleme koşullarına uyum sağlamak için minenin mekanik özelliklerini düzenlemektedir (Wu, Y.-Q.ve ark., 2017). Bu çubuklar 0,8-1,1 mm kalınlığında; ince, protein açısından zengin bir organik kılıf (başlıca hidrofilik ameloblastin) içermektedir (Elfallah, H. M.ve ark., 2015).

Mine-sement birleşiminde (MSB) sonlanıncaya kadar mine kademeli olarak incelmektedir. Okluzal ve kesici bölgelerde daha kalındır. Kesicilerin insizal sırtlarında ortalama 2 mm kalınlığında iken; premolarların tüberkül tepelerinde 2,3-2,5 mm kalınlığında ve molarların tüberküllerinde ise ortalama 2,5-3,0 mm kalınlığındadır. Lobların birleşmesiyle oluşan ossifikasyon merkezleri posterior dişlerin tüberküllerinde ayrı ayrı başlamaktadır. Posterior dişlerin (küçük azı ve azı dişler) gelişimsel tüberküllerinin birleşim bölgelerinde mine kalınlığı genelde azalır, hatta bazen birleşim bölgesinin tam kaynaşmamış olduğu fissürlerde sıfıra yaklaşır (Harald, O. ve ark., 2013; West, N. X. ve Joiner, A., 2014).

Yapısal olarak mine milyonlarca mine çubuğu ya da prizmasından, prizma kınından ve interprizmatik matriksten meydana gelmektedir. İnterprizmatik madde ya da kılıf; bir mine prizmasının kuyruk kısmının diğerinin baş kısmıyla karşılaştığı yerde farklı yönlenmiş kristaller arasındaki boşlukta artabilir. Bu boşlukta organik madde fazladır. Mine prizmalarının sayısının mandibular keser

dişlerde 5 milyon, maksiller molar dişlerde ise 12 milyon olduğu bildirilmiştir. Mine prizmaları sıkıca paketlenmiş ve dalgalı bir şekilde örtülmüştür. Mine prizmaları, hafif apikal yönde dışa doğru uzandığı daimi dişlerin servikal bölgeleri hariç; süt ve daimi dişlenme döneminde genelde mine-dentin birleşimine (MDB) ve dişlerin dış yüzeyine dik olarak uzanır. Süt dişlenmesi döneminde, kronun orta kısmında ve servikalinde bulunan mine prizmaları dişin uzun aksına diktir ve daimi dişlerde de kronun okluzal üçte ikilik kısmındaki prizmaların yönleri de aynı şekilde benzerdir.

Mine prizmalarının çapı dentin sınırına yakın alanda yaklaşık 4 μm , dişin yüzeyinde ise 8 μm 'dir. MDB'deki dentin yüzeyi ile kron minesinin dış yüzeyi kıyaslandığında bu farklılıkla karşılaşılmaktadır. Mine-dentin birleşiminde (MDB) sertlik çok düşüktür. Ayrıca minenin yoğunluğu dişin dış yüzeyinden MDB'e kadar azalmaktadır. Mine hem sert hem de kırılğan (yüksek elastik modül, yüksek basınç dayanımı ve düşük gerilme dayanımı) olduğu için rijit bir yapıya sahiptir. Çiğneme kuvvetlerine dayanmasında dentin destek görevi görmektedir. Dentin sert ve elastik (düşük elastik modül, yüksek basınç dayanımı ve yüksek gerilme dayanımı) yapısıyla çok daha esnek bir yapıdır. Aslında daha çok yüzeysel minenin kırılma dayanımını arttırmaktadır. Dentin desteğini yitirmiş mine prizmaları, çürük ya da hatalı preparasyonda komşu prizmalardan uzaklaşp kolayca kırılabilirler. Diş preparasyonunda mine prizmaları dentin ile desteklendiğinde en uygun dayanımı sağlanmaktadır (Harald, O.ve ark., 2013).

Diş minesi insan vücudundaki en sert yapılardan biridir. Altındaki dentin ve sinirleri mekanik ve kimyasal etkilerden korumanın yanı sıra çiğneme kuvvetlerine dayanarak bir kalkan işlevi görmektedir (Lu, C. ve ark., 2012).

Bu nedenle diş aşınmasından dolayı en fazla hasara diş minesi uğrayabilir. Ayrıca diğer insan dokularının aksine, diş minesi hasar gördüğünde iyileşme ve rejenerasyon göstermemektedir. Bir insan dişi esas olarak içten dışa pulpa, dentin, mine-dentin birleşimi (MDB) ve mine olmak üzere dört yapıdan oluşmaktadır ve son üç yapı diş aşınması için daha önemlidir. Dentin ağırlık olarak %70 inorganik madde, %20 organik madde ve %10 sudan oluşmaktadır. Dentin kılıfı ve

intertübüler kollajen matriks ile çevrili hiyerarşik bir yapıya sahiptir. Dentin, mine ile karşılaştırıldığında yüksek organik içeriği nedeniyle elastik ve daha yumuşak bir yapıya sahiptir. MDB, dentin ve mine arasındaki fibriller güçlendirilmiş olarak kabul edilebilen biyolojik bir ara yüzüdür. Diş minesinden kaynaklı çatlakları önlemenin yanı sıra mineden dentine yükleri etkili bir şekilde aktarabilmektedir (Wu, Y.-Q.ve ark., 2017).

Mikrosertlik ve elastiklik modülünün en yüksek değerleri oklüzal yüzeydedir ve mineral yoğunluğu azaldıkça ve organik matriks arttıkça mine-dentin birleşimine (MDB) doğru azalır. Ek olarak, mine kırılma dayanıklılığı, diş minede $0,4 \text{ MPa m}^{1/2}$ 'den MDB yakınındaki iç bölgedeki $2,37 \text{ MPa m}^{1/2}$ 'ye kadar değişmektedir. Bu artış, protein köprüleri, çatlak deformasyonu ve mikro çatlakların oluşmasıyla çatlak yayılma direncine neden olan farklı prizma oryantasyonlarının (deşarj) ve organik matriksin artmasından kaynaklanmaktadır (Elfallah, H. M.ve ark., 2015).

Sertlik (H) ve elastik modül (E), bir malzemenin mekanik özellikleri için yaygın olarak kullanılan iki göstergedir ve ayrıca bir malzemenin aşınma direncinin belirlenmesinde önemli özelliklerdir. İnsan minesi için, sertlik 3 GPa'dan 6 GPa'ya ve elastik modül 70 GPa'dan 115 GPa'ya kadar değişmektedir. Bildirilen değerler, değerlendirme yöntemine, ölçülen pozisyona (örneğin, tüberkül ucu, servikal bölge, vb.), oryantasyona (prizma eksenine normal veya paralel), diş tipi ve diş donörüne (yaş ve cinsiyet) bağlı olarak değişir.

Gözlemlenen H ve E eğilimlerinin bazıları aşağıda özetlenmiştir:

- a)** H ve E, tüberkül uçlarının yakınında tepe değerlerine ulaşır ve yavaş yavaş MDB'ye doğru düşer;
- b)** Çiğneme sırasında daha yüksek yük yaşayan lingual taraf oklüzal yüzeyinde daha yüksek H ve E değerleri ve MDB'de bukkal tarafa göre daha düşük değerler gösterir. Ek olarak, tüberküller arası bölgelerde daha yüksek yükleri taşıyabilmesi için daha yüksek H ve E göstermektedir;

- c) Mine prizmaları dik olanlara göre paralel yönde yüksek H ve E ile anizotropiktir;
- d) İnterprizmalarla kıyaslandığında, prizmalar daha yüksek H ve E değerleri gösterir;
- e) Mikro ve nano ölçekli testlerden elde edilenlere kıyasla makro ölçekli testlerden düşük H ve E değerleri elde edilmiştir (Wu, Y.-Q.ve ark., 2017).

Diş minesinde mikroyapısal özelliklerin mekanik özelliklerinin bilinmesi, dişte stres yayılımının hesaplanması, biyomimetik restoratif materyallerin geliştirilmesi ve klinik diş preparatlarının uygulanmasında önemlidir. Mine'nin eşsiz mikroyapısı, mine-dentin birleşiminden (MDB) diş yüzeyine doğru yaklaşık olarak dik olarak uzanan, hizalanmış prizmalar veya çubuklardan oluşur. Bu prizmaların ideal yapısı, yaklaşık 5 mm'lik bir ortalama genişliğe sahip anahtar deliği gibidir (An, B.ve ark., 2012; Habelitz, S. ve ark., 2001).

1.1.2. Minenin Yüzey Pürüzlülüğü

Diş sert dokularının yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği araştırmalarda, insan daimi ve süt dişlerinde ayrıca sığır süt ve daimi dişlerinde abraziv özellikli materyallerin etkileri gözlemlenmiştir (Addy, M. ve ark., 2002; Azevedo, A. M. d. ve ark., 2008; Bollenl, C. M. ve ark., 1997; Giles, A. ve ark., 2009; Khalefa, M. ve ark., 2013; Macdonald, E. ve ark., 2010).

Son zamanlarda, bazı *in-vivo* çalışmalarda bakteriyel tutunma için eşik yüzey pürüzlülüğü ($Ra=0,2 \mu m$) önerilmiştir. Bununla birlikte, bu eşik yüzey pürüzlülüğünün üzerindeki yüzey pürüzlülüğündeki artış, plak birikiminde eşzamanlı bir artışa neden olarak, hem çürük hem de periodontal iltihaplanma riskini arttırmaktadır.

Pinto ve arkadaşları (2004) beyazlatma ajanlarının mine yüzeyi üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında 2 hafta boyunca yapay tükürükte depolanan kontrol grubundaki örneklerin, Knoop mikro sertliğinde, yüzey pürüzlülüğünde veya morfolojisinde hiçbir değişiklik göstermediğini tespit etmişlerdir. Ra

parametresinin başlangıç ortalama pürüzlülük değerini $0,17 \pm 0,06 \mu\text{m}$, final ortalama pürüzlülük değerini $0,23 \pm 0,04 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır. Bu nedenle, yapay tükürüğün mine yüzeyi üzerinde hiçbir etki yapmadığı kanısına varmışlardır.

Kim ve arkadaşları (2007) yapmış oldukları çalışmalarında 20 adet küçük azı dişinin mine yüzeyini incelemişler ve Ra parametresinin ortalama pürüzlülük değerini $0,45 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır.

Özer ve arkadaşları (2010) mine yüzeyini mümkün olduğunca orijinaline yakın haline getirmek için farklı temizleme protokollerini uyguladıktan sonra diş yüzeylerini incelemişlerdir. Ra parametre ortalama pürüzlülük değeri $0,40 \pm 0,19 \mu\text{m}$ 'dir.

Faria-Júnior ve arkadaşları (2015) yapmış oldukları çalışmalarında 10 adet ortodonti hastasının üst çene santral dişlerine yerleştirilen metal braketlerin çıkarılmasından sonra cila işlemleri sonunda mine yüzeyini incelemişler ve Ra parametresinin ortalama pürüzlülük değerini $0,37 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır.

Fan ve arkadaşlarının (2017) yapmış oldukları çalışmanın amacı; 48 adet, üst çene küçük azı dişinde, iki farklı debondig yöntemi ve üç farklı cila tekniğini (Elmas frez+One-Gloss, Super-Snap, One-Gloss) uyguladıktan sonra, dişlerin yüzey pürüzlülüğü ve mine morfolojisini karşılaştırarak ortodontik debonding yöntemlerini değerlendirmektir. Ra parametreleri ortalama pürüzlülük değerleri; Elmas frez+One-Gloss; $0,443 \pm 0,172$, Super-Snap; $0,141 \pm 0,073$, One-Gloss; $0,082 \pm 0,046$ ve mine yüzeyi $0,073 \pm 0,048 \mu\text{m}$ 'dir.

1.2. KOMPOZİT REZİNLER

1.2.1. Kompozit Resinlerin Tarihsel Gelişimi

1843 yılında Alman kimyager J. Redtenbacher'in yeni bir asiti keşfiyle kıvılcımlanan resin monomerlerin hikâyesi; bu yeni aside “akrilik asit” adını vermesiyle tamamen başlar. Direkt estetik restorasyonlar için Thomas Fletcher tarafından 1878 yılında diş hekimliğinde geliştirilen ilk materyal silikat simandır. 1800'lü yılların sonlarına doğru tanıtılan antikaryojenik özelliği ile önem kazanan silikat siman; toz ve likit karışımından (alüminyum silikat cam ve fosforik asit) elde edilmiştir. En önemli avantajı yavaş flor salınımı yapmasıdır. Ağız ortamında ortalama ömrünün, asidik ortamda çabuk bozulması sebebiyle 4-5 yıl olduğu bildirilmiştir. Polimerizasyon büzülmesinin fazla olması, yüksek termal genleşme katsayısı, ciddi renklenme problemi, ciddi pulpa hasarı meydana getirmesi ve sıklıkla sekonder çürüğe neden olması kullanımını sınırlamıştır. Silikat simanın; ağız sıvılarında yüksek derecede çözünmesi renklenmesine ve mekanik özelliklerini kaybetmesine sebep olması araştırmacıları yeni bir materyal için arayışa çıkmalarına sebep olmuştur (Albers, H. F. ve 2002; Dayangaç, B., 2000).

1945 yılında silikat simanların yerine akrilik rezinler piyasada kullanılmak üzere sunulmuştur. Akrilik rezinler silikat simanlara göre daha az çözünme göstermiştir ve renkleri daha stabil kalmıştır. Ayrıca kullanımları silikat simanlara göre daha kolaydır, daha iyi parlatılabilirler ve başlangıç estetik özellikleri daha iyidir. Ancak polimerizasyon sırasında büzülmeleri, termal boyutsal değişimleri ve aşınma oranlarının yüksek olması dezavantajlarıdır (Roberson, T. M.ve ark., 2002).

Dr. Ray Bowen, Bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) adlı monomeri 1956 yılında geliştirmiştir ve ilk olarak 1960 yılların başlarında doldurucusuz akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek ve olumsuzluklarını en aza indirmek için, konservatif diş hekimliği alanına sunulmuştur. Diş dokusuna adezyonu ve mekanik özellikleri daha iyi olan Bis-GMA adlı monomerin geliştirilmesi ile akrilik ve silikat materyallerden daha iyi mekanik özelliklere,

yapım esnasında daha az boyutsal değişime sahip olan kompozit rezin materyaller kullanıma sunulmuştur. Yüksek aşınma dirençleri, düşük termal genleşme katsayıları ve düşük boyutsal değişim göstermeleri ile klinik performansları akrilik rezinlere kıyasla oldukça geliştirilmiştir (Lindberg, A., 2005; Powers, J. ve Sakaguchi, R., 2006). Hastaların son zamanlarda estetik restorasyonlara ilgisinin giderek artması ve civa içeren alaşımlardan kaçınmaları nedeniyle 1990'lardan itibaren kompozit rezinlere olan talep oldukça artmıştır (Sabbagh, J. ve ark., 2004). Amalgam içerisinde bulunan çeşitli bileşenlerin toksisitesinin aşırı duyarlılık reaksiyonlarına, kişilik bozukluklarına, santral sinir sistemi hasarlarına ve Alzheimer hastalığına neden olduğu bildirilmiştir. Ayrıca amalgamın çevreye olumsuz etkileri, estetik olmaması ve adeziv kompozit rezinlere göre diş dokusunun daha fazla uzaklaştırılması gerekliliği kullanımını oldukça azaltmış ve bu durum kompozit rezinlerin büyük bir popüleriteye sahip olmasını sağlamıştır (Wakefield, C. W. ve Kofford, K. R., 2001). Amalgam ile kompozit rezinlerin mekanik özellikleri arasındaki farklılıkların azaltılmasının bir sonucu olarak kompozit rezinlerin posterior bölgelerde de kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır (Burgess, J. ve ark., 2002).

1970'li yılların ortalarında, 1960'larda kullanılan büyük doldurucu partiküllü kompozit rezinler yerine, küçük boyutlu doldurucu partiküller içeren kompozit rezinler geliştirilmiştir. 1980'li yıllardan itibaren de doldurucu partikül boyutu küçük olan kompozit rezinler ile gelişmiş bonding ajanlar kullanılmaya başlanmıştır (Jackson, R. D. ve Morgan, M., 2000).

1.2.2. Kompozit Resinlerin Yapısı

Günümüz kompozit rezinlerinin temel yapısında rezin matriks, organik doldurucu partiküller ve inorganik doldurucu partikülleri ile rezin matriks arasında bağlantıyı sağlayan silan bulunur. Kompozit rezine mekanik, fiziksel ve optik özelliklerini verecek olan UV stabilizatörler, aktivatör, pigmentler, inhibitörler de kompozit rezin içinde yer alır (Dayangaç, B., 2000; Ferracane, J. L., 2011; Goldstein, R. E., 2014; Zimmerli, B. ve ark., 2010).

Kompozit rezinler başlıca 4 farklı yapıdan oluşurlar; (Powers, J. ve Sakaguchi, R., 2006).

- 1- Organik Polimer Matriks
- 2- İnorganik Doldurucu Partiküller
- 3- Bağlayıcı Ajan
- 4- Başlatıcı-Hızlandırıcı Sistem

1.2.2.1. Organik Polimer Matriks

Organik matriks polimer bir yapı olup, monomerlerin birbirlerine bağlanarak polimer zincirlerini oluşturmasıyla meydana gelir. Kompozit rezinler, esas olarak inorganik doldurucu partikülleri çevreleyen rezin matriksten meydana gelirler (Burgess, J.ve ark., 2002).

1962 yılında ilk olarak Bowen tarafından, dental kompozit rezinlerde matriks olarak kullanılmak üzere glisidil metakrilat ve Bisfenol A epoksi içeren çift fonksiyonlu Bis-GMA monomeri geliştirilmiştir. Uzun ve rijit bir difonksiyonel monomer olması sayesinde çapraz bağlı polimer oluşumu ve düşük polimerizasyon büzülmesine (%4-6) sahiptir. Bis-GMA'nın renk stabilitesi yoktur ve yüksek viskoziteye sahiptir (Roberson, T. M. ve ark., 2006). Bis-GMA veya "Bowen rezini" olarak bilinen bu monomer yapı oldukça visköz olduğundan dolayı sınırlı sayıda doldurucu partikül ile birleştirilebiliyordu (Puckett, A. D. ve ark., 2007).

Foster ve Walker 1974 yılında diğer bir difonksiyonel monomer olan üretan dimetakrilat UDMA'yı tanıtmışlardır. UDMA, Bis-GMA'ya göre daha akışkan bir monomerdir. Bu nedenle de UDMA, kompozit rezinlere kıvam vermek amacıyla eklenir. Fakat molekül ağırlığı Bis-GMA'ya oranla daha küçük olduğu için daha fazla polimerizasyon büzülmesine uğrar (Murchison, D. F. ve ark., 2006). Bis-GMA monomerinden daha düşük moleküler ağırlığa (470 g/mol) sahip olsa da visköz bir monomer olup restoratif materyalin viskozitesinin artmasına neden olmaktadır. Bu monomer yapının da viskozitesini azaltarak klinik kullanımda

uygun viskoziteye gelmesini sağlamak için rezin matriks içerisine TEGDMA, etilen dimetakrilat (EDMA) ve etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) gibi düşük viskoziteli monomerler ilave edilmektedir.

Düşük molekül ağırlığına sahip bu monomerler; bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), metil metakrilat (MMA) veya yüksek molekül ağırlığına sahip üretan dimetakrilat'tır (UDMA) (García, A. H. ve ark., 2006).

Etoksile bisfenol-A-dimetakrilat (Bis-EMA) yüksek moleküler ağırlığa sahip olup ağırlık birimi başına daha az karbon çift bağa sahip bir yapısı vardır ve TEGDMA monomerine oranla daha az büzülme göstermektedir. Bu nedenle, TEGDMA monomeri pek çok kompozit rezinin yapısında UDMA ve Bis-EMA monomeri ile değiştirilerek, büzülme, yaşlanma ve nem, asidik ortam ile ısısal değişimler gibi çevresel faktörlerin negatif etkilerinin azaltılması sağlanmıştır (Yap, A. ve ark., 2000).

Çok katı ve oligomerleri oldukça fazla olan Bis-GMA ve UDMA monomerleri, fazla visköz olduklarından dolayı, daha az visköz olan ko-monomer (TEGDMA) ile seyreltilirler. UDMA, Bis-GMA ile kıyaslandığında renk değişimine daha dirençli olan ve daha iyi adezyon sağlayan bir yapı oluşur. Bis-GMA'dan daha az visköz olan UDMA'nın molekül ağırlığı açısından kıyaslandığında benzerdir. TEGDMA, etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) ve metil metakrilat (MMA) gibi düşük viskoziteye sahip ko-monomerler UDMA ve Bis-GMA içeren kompozit rezinlere eklenerek rezinin viskozitesini azaltırlar (Roberson, T. M.ve ark., 2006).

Bis-GMA'ya oranla daha küçük ve daha esnek yapıda olan trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), kompozit rezinlerde oluşan viskoziteyi azaltmak ve inorganik partiküllerin yapıya katılabilmesi için materyallere eklenmiştir. TEGDMA, kompozit rezinlerde, aşınmaya karşı direnci düşürürken, marjinal dayanıklılık ve esneklik artmasına sebep olur.

Günümüzde de başarı ile kullanılan Bis-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve ürethan dimetakrilat (UDMA) gibi metakrilat bazlı sistemlerin daha düşük viskoziteli monomerlerin elde edilmesi amacıyla modifiye edilmesi ile monomer kimyasındaki değişiklikler olmuştur. Buna örnek olarak, daha düşük viskoziteye sahip olan hidroksil içermeyen Bis-GMA, alifatik ürethan dimetakrilat (UEDMA), aromatik ürethan dimetakrilatlar ve metakrilatlar verilebilir. Bununla birlikte, spiro-ortokarbonatlar gibi açılabilir halka monomerler kompozit rezinlere eklenerek polimerizasyon büzülmesinin hiç oluşmaması veya çok az miktarda oluşması hedeflenmiştir. Dimer asit bazlı dimetakrilat monomer, Trisiklodekan (TCD)-üretan ve organik modifiye seramikler gibi yüksek molekül ağırlığına sahip monomerler de yine aynı amaçla geliştirilmiştir. Nanohibrit kompozit rezinlerin matrikslerinde dimer asit bazlı dimetakrilat monomer (N'Durance, Septodont) ve Trisiklodekan (TCD)-üretan (Venus Diamond, Heraeus Kulzer) gibi yeni tür monomerler tanıtılmıştır (Schmidt, C. ve Ilie, N., 2012).

Dimer asit bazlı dimetakrilat monomerler ise geleneksel Bis-GMA ve UDMA monomerlerden daha yüksek molekül ağırlığına ve düşük viskoziteye sahiplerdir. Monomer dönüşüm dereceleri daha yüksek, polimerizasyon büzülmesi, su Emilimi değerleri ve elastisite modülleri ise daha düşüktür (Schmidt, C. ve Ilie, N., 2012; Trujillo- Lemon, M. ve ark., 2006) TCD-üretan yapısındaki monomerler de daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Molekülün üretan gruplarının yüksek reaktivitesi ile birlikte, yeni monomerin Bis-GMA'ya bir alternatif olduğu görülmektedir (Schmidt, C. ve Ilie, N., 2012).

Bu çalışmada kullanıldığımız; Herculite XRV Ultra (Kerr) geleneksel nanohibrit kompozit rezinin yapısında; Bis-GMA, TEGDMA; SonicFill 2 (Kerr) sonik aktivasyonlu nanohibrit direkt bulk-fill kompozit rezinin yapısında Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA ve Tescera (Bisco) güçlendirilmiş mikrofil partiküllü indirekt kompozit rezinin yapısında EBis-GMA, UDMA bulunmaktadır.

1.2.2.2. İnorganik Doldurucu Partiküller

İnorganik doldurucular organik matriks içerisine dağılmış farklı büyüklük ve şekildeki kuartz, baryum, zirkonyum, koloidal silika, çinko, borosilikat cam, baryum alüminyum silikat, lityum alüminyum silikat, stronsiyum ve yitrium cam gibi doldurucu partiküllerden meydana gelir. İnorganik doldurucuların organik matrikse eklenmesi kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini güçlendirir, termal genleşme katsayısını küçülterek polimerizasyon büzülmesini azaltır, radyoopasite sağlar, kullanımı kolaylaştırır ve kompozit rezinin estetik özelliklerinin geliştirilmesine katkı sağlar (Banerjee, A. ve ark., 2011; Bayne, S. C. ve ark., 2006; Burgess, J.ve ark., 2002; Dayangaç, B., 2000; Ferracane, J. L., 2001; Kim, K.-H. ve ark., 2002). Ayrıca çinko, ytterbium, baryum ve stronsiyum gibi elementler kompozit rezine radyoopasite verir (Croll, T. P. ve Nicholson, J., 2002).

Silika partikülleri ile karışan yapının mekanik özellikleri ve ışık geçirgenliği artar. Kompozit rezinlere mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırılır. Saf silikanın, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam) olmak üzere iki formu bulunur. Günümüzde kompozit rezinler genellikle silikanın non kristalin formu kullanılarak üretilmektedir. Bir dezavantaj olarak, kristalin formlarının sert olması kompozit rezinin bitirme ve cila işlemlerini güçleştirir (Craig, R. G. ve ark., 2005).

Bu çalışmada kullandığımız geleneksel nanohibrit kompozit rezin Herculite XRV Ultra (Kerr), baryum cam (0,4 μm), silisyum dioksit (0,02-0,05 μm); sonik aktivasyonlu nanohibrit direkt bulk-fill kompozit SonicFill 2 (Kerr), zirkonyum oksit; güçlendirilmiş mikrofil partiküllü indirekt kompozit rezin Tescera (Bisco) amorf silika, cam doldurucu içermektedir.

1.2.2.3. Ara Faz-Bağlayıcı Ajan

Organik polimer matriks ile inorganik faz arasındaki bağlantıya ara faz denir. Bu bağlantı bağlayıcı ajan, ara faz, coupling agent gibi adlarla anılan

organik silisyum bileşici olan silanlardan oluşur (Dayangaç, B., 2000; Powers, J. ve Sakaguchi, R., 2006). Kimyasal olarak dayanıklı ve inert olan bu bileşikler sıvı halden esnek katı hale kadar çeşitli hallerde bulunabilirler. Bunlar iki fonksiyonlu moleküllerdir. Bir taraftan organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yaparken diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşir ve suya dirençli materyali oluştururlar. Bağlayıcı ajan olarak 3-metakriloksi propil trimetoksi silan veya vinil trietoksi silan gibi organosilanlar daha yaygın olarak kullanılmaktadırlar. 1950'li yılların başında Bjorksten ve Yeager seramik partiküller ve epoksi rezin arasında bağlantı sağlayan, yaygın olarak kullanılan organik silikon bileşikleri olan silan bağlayıcı ajanını geliştirmişlerdir.

Silan bağlanma ajanları kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini pozitif yönde etkilediği gibi organik matriks ve inorganik doldurucu ara yüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, su emilimini ve kompozit rezinin çözünürlüğünü azaltır (Dayangaç, B., 2000).

1.2.2.4. Başlatıcı-Hızlandırıcı Sistem

Kompozit rezinler ışıkla veya kimyasal olarak aktive edilebilirler. Genellikle kullanılan polimerizasyon hızlandırıcısı (fotoaktivatör) kamforokinondur. Bu ışık üretici tarafından %0,2-%1 arasında monomere eklenen, görünür ışık spektrumunda mavi bölgeye denk gelen 400-500 nm arasında ortalama 468 nm dalga boyunda absorpsiyona sahip kamforokinon tarafından emilerek aktivasyon sağlanır. Kamforokinon reaktivitesi, karbon çift bağları içeren organik amin indirgeyici ajan ilavesiyle hızlandırılır. Oligomer oda sıcaklığında muhafaza edildiği ve ışığa maruz kalmadığı sürece içerdiği amin ve kamforokinon da stabildir (Lindberg, A., 2005; Mills, R. ve ark., 2002; Yoon, T. H. ve ark., 2002).

Kimyasal olarak aktive olan rezinler iki pat şeklinde hazırlanmışlardır. Birinde benzoil peroksid başlatıcı görevi görürken, diğerinde bir tersiyer âmin (N,N-dimetil-p-toluidin) aktivatörü mevcuttur. Kimyasal aktivasyonda oda

sıcaklığında organik aminin organik peroksit ile reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturması ve onların da karbon çift bağlarına saldırması sonucunda ilave polimerizasyon gerçekleşir (Powers, J. ve Sakaguchi, R., 2006).

Kamforokinon dışındaki diğer fotoaktivatörler, 380 nm civarında dalga boyunda absorbsiyona sahip ve bir amin tipi yardımcı başlatıcıdan bağımsız olarak çalışabilen bir foto başlatıcı olan trimetil benzoil difenil fosfin oksit (TPO), 393 nm dalga boyunda absorbsiyona sahip 1-fenil 1,2-propanodil (PPD) veya 380 nm dalga boyunda absorbsiyona sahip monoasil fosfin oksit (MAPO)'tir (Lima, A. F. ve ark., 2016; Schneider, L. F. J. ve ark., 2012).

Kamforokinondan daha yüksek bir ışık aktivasyonuna sahip olan, 4 mm'lik katmanlarda hızlı ve derin polimerizasyon sağlayan germanyum bazlı bir polimerizasyon hızlandırıcısı (Ivocerin, Ivoclar) piyasaya sürülmüştür (Moszner, N. ve ark., 2008). Genellikle geleneksel başlatıcılar içeren kompozit rezinlerin restoratif tedavilerde translüsensi, renk ve sertleştirme derinliğinden ödün verilmemesi istenmektedir. Yüksek derecede reaktif Ivocerin, 10 saniye (1000 mW/cm^2) ışık verme süresi sağlarken maksimum estetik sağlayabilen bir seviyede translüsensi sunmaktadır (Dayangaç, B., 2000).

1.2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin ilk sınıflandırılması Lutz ve Phillips tarafından doldurucu boyutlarına göre yapılmıştır (Lutz, F. ve ark., 1983). Daha sonra birçok araştırmacı tarafından kompozit rezinler doldurucuların bileşimlerine, boyutlarına ve yüzdelere göre sınıflandırılmıştır (Sabbagh, J.ve ark., 2004). Günümüzde geçerliliğini koruyan Lutz ve Philips'in sınıflamasında kompozit rezinlerin doldurucu boyutlarına göre sınıflandırılmasının nedeni, doldurucu boyutlarının cilası/estetiği, polimerizasyon derinliğini ve fiziksel özellikleri etkilemesidir. Bir kompozit rezinin doldurucu boyutlarının ve yüzdesinin bilinmesi o kompozit rezinin mekanik özellikleri ve cilalanabilirliği ile ilgili ipucu vermektedir (Burgess, J.ve ark., 2002; Dayangaç, B., 2000; Roberson, T. M.ve ark., 2002).

Kompozit rezin restorasyonlardaki ilerlemelerle birlikte doldurucu partiküllerin boyutları ve dağılımları da değişmiş ve estetik özelliklerin yanı sıra mekanik özellikleri de geliştirilmiş olan kompozit rezinler üretilmiştir (Puckett, A. D.ve ark., 2007).

Özelliklerine göre kompozit rezinler şu şekilde sınıflandırılabilirler:

1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelere Göre Kompozit Rezinler (Megafil, Makrofil, Midifil, Minifil, Mikrofil, Hibrit, Nanofil).
2. Polimerizasyon Başlatma Yöntemlerine Göre (Kimyasal Yolla Polimerize Olan “Self-Cured”, UV Işıklarıyla Polimerize Olanlar, Görünür Işıklarıyla Polimerize Olan “Light-Cured”, Lazer Işığı İle Polimerize Olanlar, Hem Kimyasal Hem De Işıklarıyla Polimerize Olan “Dual- Cured”).
3. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler (Kondanse Olabilen “Packable”, Akışkan “Flowable”).
4. Doldurucu Partikül Türüne Göre Kompozit Rezinler (Homojen Dolduruculu, Hibrit Dolduruculu, Heterojen Dolduruculu).
5. Farklı Özellikteki Güncel Kompozit Rezinler (Ormoserler, İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler, Antibakteriyel Kompozit rezinler, Nano Partiküllü ve Nanohibrit Kompozit Rezinler, Giomerler, Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler, Dual-cure Kompozit Rezin Simanlar, Kendinden Adezivli Kompozit Rezinler, Tek Kütle Olarak Uygulanan Kompozit Rezinler (Bulk-Fill Kompozit Rezinler), Çok Az Büzülme Gösteren Kompozit Rezinler, İndirekt Kompozit Rezinler) şeklinde sınıflandırılabilir.

1.2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri ve Yüzdelatine Göre Kompozit Rezinler

1.2.3.1.1. Makrofil Kompozit Rezinler

Büyük partiküllü kompozit rezinler olarak isimlendirilen makrofil kompozit rezinler ilk olarak 1960’larda sunulmuştur ve doldurucu partikülleri 10-100 µm arasındadır (Burgess, J.ve ark., 2002). Doldurucu partikül olarak kuartz, borosilikat, seramik ya da cam partiküllerden oluşmakta olup, bu partiküller organik matriks içerisine ağırlıkça %70-80, hacim olarak da %55-65 oranında eklenmiştir. Partiküllerin büyük ve sert olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına yol açtığından yüzey pürüzlülüğü ve renklenmelere sebep olmaktadır (Bayne, S. ve ark., 2002; Dayangaç, B., 2000). Aşınma direncinin zayıf olması ve yüzey pürüzlülükleri nedeniyle makrofil kompozit rezinler artık kullanılmamaktadır.

1.2.3.1.2. Mikrofil Kompozit Rezinler

1970’li yıllarda inorganik partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm arasında değişen ve partiküller amorf koloidal silika yapıda olan mikrofil kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur. Pek çok küçük partikül, aynı ağırlıktaki tek bir büyük partiküle oranla daha büyük bir yüzey alanına sahip olduğu için, rezin matriks içerisine yüksek hacimde mikrofiler doldurabilmek oldukça güçtür. Bu nedenle mikrofil kompozit rezinlerde hacim olarak en fazla %20-55 arasında doldurucu içeriği rezin matriks içerisine konulabilmektedir. Hacim olarak düşük miktardaki bu partikül içeriği materyalin düşük aşınma direnci ve daha büyük polimerizasyon büzülmesi göstermesi gibi zayıf fiziksel özellikler sergilemesine neden olmaktadır. Bu zayıf fiziksel özelliklerin üstesinden gelebilmek için bazı üretici firmalar tarafından mikrofil doldurucular rezin matriks ile karıştırılıp polimerize edildikten sonra sertleşmiş materyalin tekrardan öğütülerek 10-20 µm arasında değişen partiküller şeklinde (prepolimerize partiküller) rezin matrikse ekleyerek organik faz içerisinde daha fazla mikrofil doldurucu partikül ilave etmişler ve bu

sayede materyalin fiziksel özelliklerinin artmasını sağlamışlardır (Hatrack, C. ve Eakle, W., 2016).

Mikrofil kompozit rezinler bitirme ve cila işlemlerinden sonra oldukça düzgün bir yüzey sergiledikleri için “cılalanabilir”, “fine finishing” veya “polishable” kompozit rezinler diye de adlandırılırlar. Ancak bu kompozit rezinlerin hacimce partikül içerikleri az olduğundan, yük gelen arka bölge restorasyonları için uygun materyaller değildir; kırılma dayanıklılıkları ve mekanik özellikleri oldukça zayıftır (Dayangaç, B., 2000).

1.2.3.1.3. Nanofil Kompozit Resinler

Nanoteknolojinin diş hekimliği alanında kullanılması ile geliştirilen “nanofil kompozit rezinler” doldurucu partiküllerin büyüklüğü 0,005-0,01 µm arasında olup görünür ışık dalga boyutundan daha küçüktür. Bu nedenle görünür ışıkla absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Nanofil kompozit rezinler diğerlerine göre daha iyi estetik özelliklere sahip materyallerdir. Nanofil kompozit rezinlerin yapısı, silika nano doldurucular (nanomer) ve nanomer gruplarından (nanocluster) oluşmaktadır. Nanomerler kümeleşmemiş partiküller, nanomer grupları ise nanomerlerin kümeleşerek oluşturdukları yapılardır. Nanokompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin yanı sıra optik özellikleri de oldukça iyidir. Geniş renk ve opasite seçenekleri, hekimlere estetik restorasyonlar yapmak açısından kolaylık sağlamaktadır. Pek çok firma ürettikleri mikrohibrit kompozit rezinlerin yapısına nano doldurucular ilave etmişlerdir. Bu tip kompozit rezinler “nanohibrit kompozit rezinler” adını alırlar ve gerçek anlamda nanofil kompozit sayılmazlar (Sakaguchi, R. ve Powers, J., 2012b)

1.2.3.1.4. Hibrit Kompozit Resinler

1980’lerde midifil, minifil veya mikrofil partiküller içeren hibrit kompozit rezinler kullanılmaya başlanmıştır. Kliniklerde günümüzde kullanılmakta olan kompozit rezinlerin çoğu genel bir terim olan “hibrit kompozit rezinler” olarak sınıflandırılmaktadır. Geniş sınıflandırma geleneksel hibrit, mikrohibrit ve

nanohibrit kompozit rezinleri içermektedir. “Hibrit” tanımı submikron boyuttaki (0,04 μm) inorganik doldurucu partiküller ile küçük partiküllerin (1-4 μm) karışımını ifade etmektedir. Farklı büyüklüklerde inorganik doldurucu içeren kompozit rezinlere hibrit kompozit rezinler denilmektedir. Hibrit kompozit rezinler hem makrofil hem de mikrofil olmak üzere iki çeşit doldurucu partikül birleşiminden oluşmaktadırlar. Hacimce doldurucu içerikleri %50-70 arasındadır (Dayangaç, B., 2000).

Modern hibrit kompozit rezinlerin doldurucularının çoğu kolloidal silika (0,04 μm) ve öğütülmüş cam partiküllerinden oluşmaktadır (0,6-2 μm). Toplam doldurucu içerikleri ağırlık olarak %75-80’dir. “Hibrit kompozit rezinler”in adlandırılmasında hacimce yüzdesi fazla olan partiküllerin adı kullanılır: minihibrit, mikrohibrit, vb. Farklı boyutlardaki doldurucu partiküllerin birleşimi fiziksel özelliklerde gelişmeye sebep olurken aynı zamanda cilalanabilirliği de yüksek seviyelere çıkarmaktadır. Organik rezin matriks yapısının azalmasına ve doldurucu içeriğinin artmasına bağlı olarak bu kompozit rezinlerde mekanik özellikler artarken, polimerizasyon büzülmesi de azalmıştır. Gelişmeler sayesinde geleneksel hibrit kompozit rezinlerin Sınıf III ve Sınıf IV kaviterlerde kullanımlarının yanı sıra Sınıf I ve Sınıf II gibi fazla yük alan posterior bölgelerdeki kaviterlerde de kullanımları uygundur (Burgess, J.ve ark., 2002).

Doldurucu teknolojisindeki gelişmeler neticesinde submikron boyuttaki (0,04 μm) partiküller ve daha küçük partiküllerin (0,1-1 μm) bileşimi ile ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 1 μm ’nin altında olanlar yeni bir kompozit rezin formülasyonu ortaya çıkmıştır. Bu materyaller “mikrohibrit” kompozit rezinler olarak sınıflandırılmıştır. Ancak mikrohibrit kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri geleneksel mikrofil kompozit rezinlerden üstün olmasına rağmen cilalanabilirlikleri daha iyi değildir (Albers, H. F., 2002; Burgess, J.ve ark., 2002). Mikrohibrit kompozit rezinlere daha küçük partiküllerin ilave edilmesi onları geleneksel hibrit kompozit rezinlerden ayırmaktadır ve daha iyi cilalanabilme ve uygulama kolaylığı sağlamaktadır (Albers, H. F., 2002). Hibrit ve özellikle mikrohibrit kompozit rezinler, mekanik özelliklerin estetik özelliklerle başarılı şekilde birleştirilmesi ile hem ön hem de arka bölge dişlerde kullanılabilen

kompozit rezin türleridir. Hibrit kompozit rezinlerde yüksek doldurucu oranının sağlanması ile aşınma direnci ve dayanıklılık arttırılmıştır (Burgess, J.ve ark., 2002; Dayangaç, B., 2000; Ferracane, J. L., 1995; Vieira, C. A. B. ve ark., 2009).

Mikrohibrit kompozit rezinlerin son versiyonları ise nano doldurucu teknolojisi ile geliştirilen “Nanohibrit” kompozit rezinlerdir. Nanohibrit kompozit rezinler nanometre boyutunda doldurucu partiküller (0,005–0,01 µm) ile geleneksel tipteki doldurucu partiküllerin kombinasyonundan oluşmaktadır. Nanohibritler mikrofil kompozit rezinlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel hibrit kompozit rezinlerin fiziksel güçleri ve aşınma dirençlerini gerçek anlamda taşıyan universal kompozit rezinler olarak sınıflandırılabilir (Swift, E., 2005).

1.2.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

1.2.3.2.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler

İki pattan oluşurlar. Birinci patta kimyasal polimerizasyonu başlatmak için benzoil peroksit, diğerinde ise tersiyer amin bulunur. Bu iki pat karıştırıldığında (kimyasal aktivatör içeren bir pat ve bir kimyasal başlatıcı içeren bir pat) kombinasyonu, serbest radikal üretimi ile sonuçlanır ve polimerizasyon sürecini başlatır. Tersiyer aromatik amin N,N-bis(2-hidroksietil)-p-toluidin tarafından aktive edilen başlatıcı benzoil peroksit, kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerin çoğunun içerdiği bileşendir. Çok aşamalı bir süreç olan polimerizasyon işlemi polimerizasyon başlatıcı benzoil radikallerinin oluşumuyla başlar (Braem, M. ve ark., 1989). Kimyasal polimerizasyonun kullanımı, kullanılan komponentlerin renk stabilitesinin azlığı, iki bileşenin karıştırılması sonucu oluşan poroziteye bağlı azalmış mekanik özellikler, polimerizasyonun tutarsızlığı ve tedaviyi gerçekleştirmek için materyalin kullanım süresinin yetersizliği nedeni ile sınırlanmıştır (Kim, K. ve ark., 1994; Soderholm, K.-J., 1984). Çalışma zamanı polimerizasyon zamanına bağlıdır. Karıştırma hazırlama sırasında homojen

yapılamazsa tüm kompozit rezin kütlesinde düzgün bir biçimde polimerizasyon reaksiyonu gerçekleştiremeyebilir.

1.2.3.2.2. Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Bu tür kompozit rezinlere fotopolimerizan kompozit rezinler de denir. İnorganik doldurucular, monomer, ko-monomer gibi ultraviyole ışık, görünür ışık ve lazer varlığında harekete geçen polimerizasyon başlatıcılarını içeren tek bir pat sisteminden oluşur. Işık ile polimerizasyon, dental kompozit rezinlerin polimerizasyonunda günümüzde en çok kullanılan yöntemdir. En önemli avantajları, diş hekiminin çalışma süresini istediği gibi kontrol edebilmesidir. Polimerizasyonun olabilmesi için ışığın 450-500 nm dalga boyunda (bu mavi ışığın görünme aralığıdır) veya en az 300 mW/cm² de olması gerekir. Günümüzde genellikle QTH (quartz tungsten halojen) ve LED (light emitting diode) ışık kaynaklarından elde edilir. Kompozit rezinlerin içinde bu ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan inisiyatorler bulunmaktadır. Bu amaç için en çok kullanılan madde diketon olan kamforokinon (ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde foto başlatıcıdır ve 470 nm dalga boyunda mavi ışığa duyarlıdır) ve son zamanlarda karşımıza çıkan TPO, 1-fenil-1,2-propanodil (PPD), Ivocerin ve monoasil fosfin oksit (MAPO) alternatif olarak önerilmiştir (Bennett, A. W. ve Watts, D. C., 2004; Dayangaç, B., 2000). Işığın etkisiyle harekete geçerler ve bir serbest elektron açığa çıkarırlar, bu etki ile monomerler polimer yapıya dönüşürler. Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler lazer ile de polimerize edilebilirler. Bu amaç için Argon Lazerlerden yararlanılmaktadır. Daha büyük kompozit rezin kitlelerinin polimerizasyonunu sağlama üstünlüğü vardır. Görünür ışık ile polimerizasyonda 2 mm kalınlığında kompozit rezin kullanılırken Argon Lazer ile 3-4 mm kalınlığında kompozit rezin polimerize edilebilir. Bu ışık kaynağı, görünür ışıkla polimerize eden sistemlere göre daha kısa sürelerde kompozit rezinleri polimerize edebilmektedir. Fiyatlarının oldukça pahalı olması önemli dezavantajlarıdır (Fleming, M. G. ve Maillet, W. A., 1999; Hicks, M. J. ve ark., 2000).

1.2.3.2.3. Hem Kimyasal Hem De Işıık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Bu tür kompozit rezinler ışığa duyarlı aktivatörleri içermesinin yanında kimyasal katalizörlerde içerirler. Bu kompozit rezinlerde; kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır (Sakaguchi, R. L., 2006). İki pat şeklindedirler. Base ve Katalizör adı altında bu iki kısımda: base kamforokinon-amin fotoinisiatör sistem ve aromatik amin içerir. Base istenirse sadece ışık ile polimerize edilebilir. Katalizör ise: organik peroksit ve benzoil peroksit içerir. Polimerizasyon ışık ile başlar ve süreç kimyasal olarak devam ederek tamamlanır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde ve polimerize olmayan yüzeylerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden kaygı duyulan derin kaviteler, 2 mm'den kalın kompozit uygulamaları ve girişin zor olduğu aproksimal alanlar gibi durumlarda kullanılması önerilen bu tip kompozit rezinler, akışkan özelliğe sahip olduğu için daha çok yapıştırma malzemesi olarak kullanılmaktadırlar (Bayne, S. C.ve ark., 2006).

1.2.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler

1.2.3.3.1. Akışkan (Flowable) Kompozit Rezinler

Akışkan kompozit rezinler 1995 yılında klinik kullanıma sunulmuştur. Hacimce doldurucu/rezin oranları çok düşüktür. Bu kompozit rezinler iki işlemlerde edilirler: partikül boyutları arttırılarak, doldurucu miktarları azaltılarak. Yüksek viskoziteye sahip tepilebilir kompozit rezinlerin aksine akışkan kompozit rezinler daha düşük viskoziteye sahip olup, ağırlıkça %50-70, hacim olarak da %42-62 oranında doldurucu partikül içeriğine sahip materyallerdir. Akışkan kompozit rezinler mikrofil ve hibrit kompozit rezinlerle kıyaslandığında, daha az yapışkan ve çok daha kolay kullanım özelliklerine sahiptir. Yine mikrofil ve hibrit kompozit rezinlerle kıyaslandığında, termal genleşme katsayıları, aşınma oranları ve yüzey pürüzlülükleri daha fazladır ve fiziksel özellikleri de zayıftır. Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan aralık oluşumu ve streslerin zararlı etkilerini azaltmak amacıyla akışkan kompozit rezinlerin, direkt kompozit rezin restorasyonların altında bağlayıcı sistemlerin kullanılmasından

sonra ince bir tabaka şeklinde (0,5 mm) uygulanması önerilmektedir. Hibrit kompozit rezinlere oranla daha küçük partikül boyutu, daha fazla organik matris ve daha az doldurucu içermekte ve dolayısıyla daha akışkan olabilmektedirler. Bu kompozit rezinler, pit ve fissür gibi dar bölgelere veya undercutlı kavite kenarlarına rahatlıkla uygulanabilir. Minimal invaziv kavite preparasyonlarında, eski restorasyonların tamir işlemlerinde, Sınıf V kavitelere, hibrit ve kondanse olabilen kompozit rezin restorasyonların altında düşük elastiklik modüllerine bağlı olarak stres kırıcı kaide materyali olarak kullanılabilirler (Türkün, L. Ş., 2015).

1.2.3.3.2. Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Rezinler

Yüksek viskoziteli yapısından dolayı tıpkı amalgamlar gibi uygulanabilme özelliği nedeniyle amalgama alternatif olarak ve arka bölge dişlerinin restorasyonları için geliştirilmiş yüksek viskoziteli kompozit rezinlerdir. Basınç uygulandığında, materyal hacmi azaldığı için, sıkı sıkıya doldurma anlamına gelen “tepilebilir” veya “kondanse edilebilir” kompozit rezinler olarak isimlendirilmişlerdir. Ağırılıkça yüksek doldurucu içeriğe (%86) sahip olan bu materyallerde farklı büyüklükte (0,04-10 µm) doldurucu partiküller bir arada bulunmaktadır. Bu kompozit rezinler piyasaya sürüldükten kısa süre sonra ise, kompozit rezinlerin manipülasyonlarının ve yerleştirme tekniklerinin amalgam ile hiçbir benzerlik göstermediği, daha farklı tekniklerin kullanımının zorunlu olduğu fark edilmiştir. Hibrit kompozit rezinlerden daha fazla oranda doldurucu partikül içerdikleri ve partikül dağılımları da daha fazla olduğu için viskoziteleri artmıştır. Sıkıştırılabilme özelliklerine bağlı olarak, bu materyaller ile Sınıf II kavitelere aproksimal kontağın daha kolay oluşturulabileceği iddia edilmektedir. Üretici firmaların söylemlerine göre, 4 mm’lik tek kütle halinde aproksimal kavitelere de uygulanabilmektedirler. Klinikte bu kompozit rezinleri amalgamlara benzer şekilde işlemek oldukça zordur. Geleneksel matris sistemlerinin kullanılması, yaygın olarak geniş kontak alanlarına ve düz interproksimal konturlara neden olur. Bu problemin en iyi çözümü, üreticilerin farklı söylemlerine rağmen, kompozit rezinlerin tabakalar şeklinde yerleştirilmesi ve her tabakanın ayrı olarak ışıkla polimerize edilmesi ile gerçekleşir. Bazı kondanse edilen kompozit rezinler aynı üretici tarafından pazarlanan hibrit kompozit türleriyle aynı dolduruculara

sahiptir. Farklılık yalnız bunların rezin matrislerinin %1-2 daha fazla doldurucu içerecek şekilde üretilmiş olmasıdır. Bu ürün grubu sadece birkaç renk tonunda üretilmiş ve hibrit kompozit rezinlere göre daha düşük estetik ve cilalanma özelliklerine sahiptir (Türkün, L. Ş., 2015; Türkün, L. Ş. ve ark., 2003).

1.2.3.4. Farklı Özellikte Güncel Kompozit Rezinler

1.2.3.4.1. Ormoserler (Organik Modifiye Edilmiş Seramikler)

Kimya alanında uzun süreden beri bilinen, 1998 yılından beri restoratif diş hekimliği camiasına tanıtılmış olan organik modifiye edilmiş seramiklerin en önemli özelliği, bu materyalin gelişimine kadar kompozit rezinlerin inorganik partikül yapısında, oranında ve boyutunda değişiklikler yapılmaktayken; ormoserlerin geliştirilmesiyle birlikte kompozit rezinlerin organik matrisinde de yapısal değişiklikler yapılmış olmasıdır. Doldurucu partikülleri 1-1,5 µm büyüklüğünde olup, hacimce oranları %61'dir. Ormoserler, silanlanmış inorganik dolduruculara ek olarak inorganik-organik kopolimer yapılar içermektedir. Polimerizasyon büzülmesinin az olması, aşınma direncinin fazla olması, biyouyumlulukları ve çürük önleyici etkileri ormoserlerin avantajları olarak karşımıza çıkmaktadır. Ancak klinik uygulama basamakları, direkt kompozit rezinlerle hemen hemen aynıdır. Bu grupta, ön ve arka grup dişlerin restorasyonlarında, kor yapımında, splint ve vener uygulamalarında kullanılmak üzere geliştirilen tek bir kompozit rezin bulunmaktadır (Sakaguchi, R. ve Powers, J., 2012a; Türkün, L. Ş., 2015; Van Noort, R., 2013).

Ormoserler çok fonksiyonlu üretan ile tioter oligo metakrilat alkoksisisilanın inorganik-organik kopolimerlerinden oluşur. Silanın alkoksisisil grupları, hidroliz ve polikondansasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları da fotokimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir (Dayangaç, B., 2011). Ormoser molekülü silika ve oksijenden oluşan siloksan ağına sahiptir. Bu oksijenler siloksan içerisinde organik gruplarla yer değiştirerek üç boyutlu kristalize bir yapı oluşturur. Böylece ormoser içerikli kompozit rezinler geleneksel metakrilat içerikli kompozit rezinlere göre daha düşük organik içeriğe sahiptir. Bu

yapının kompozit rezinin biyouyumluluğunu arttırıp, polimerizasyon streslerini azalttığı ve mekanik özelliklerini geliştirdiği bildirilmiştir (Dayangaç, B., 2011). Yapıda bulunan SiO₂ termal genleşmeden sorumludur. Doldurucu partikülleri 1-1,5 µm arasında olup hacimce içerikleri %61 dir. Polimerizasyon büzölmeleri %1,97'dir. Ormoserlerin aşınma direnci geleneksel kompozit rezinlerden yüksek olup, onlara göre en önemli farkı, organik matriste temel komponent olarak metakrilat polisiloksan kullanılmasının dimetakrilat monomer miktarını azaltarak alerjik reaksiyon görölme riskini minimize etmesidir. Ormoserler, silanlanmış inorganik dolduruculara ek olarak inorganik-organik kopolimer içermektedirler. Düşük polimerizasyon büzölmesi, yüksek aşınma direnci, biyouyumluluğu ve çürük önleyici etkinliği ormoserlerin avantajları olarak karşımıza çıkmaktadır. Ancak klinik basamakları, direkt kompozit rezin uygulamaları ile hemen hemen aynıdır (Türkün, L. Ş., 2015).

1.2.3.4.2. İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler

Çok az sayıda kompozit rezinde florür salabilen ve tekrar şarj olabilen cam partiküller mevcuttur. Yine de bu materyallerden salınabilen florür miktarı cam iyonomerler, kompomerler ve rezin modifiye kompozit rezinlere oranla çok daha azdır. Bu kompozit rezinlere tek istisna, iyon salabilen bir kompozit rezin olan Ariston pHc (Vivadent)'dir. Restorasyonun çevresindeki pH seviyesi aktif demineralizasyona bağılı olarak düştüğünde, yapısında bulunan özel kimyasallardan salınan florür, kalsiyum ve hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar serbestlenir ve mikroorganizmalara ve ürettikleri asitlere karşı etki gösterir.

1.2.3.4.3. Antibakteriyel Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerle ilgili en büyük hedeflerden biri ağızdaki pH değışikliklerine göre iyon salabilen, sekonder çürüğü engelleyebilen ve çürüğe neden olan bakterileri inhibe edebilen materyallerin geliştirilmesidir.

Antibakteriyel özellik gösteren kompozit rezinlerin elde edilmesi iki yolla mümkün olmaktadır:

- a) Rezin matris yapısına çözünebilir antibakteriyellerin ilave edilmesi
- b) Antibakteriyel ajanların, rezin matrisin içinde sabit kalmasının sağlanması

Birinci yöntemde kullanılan ilave madde klorheksidindir. Restorasyon materyalinden salınarak etkinlik gösterir. İkinci yöntemdeki rezin materyaller antibakteriyel aktivite sağlamak için yeni bir monomer olan 12-metakriloiloksidodesil piridinyum bromür (MDPB) geliştirilmiştir. Matris içinde sabit kalan bu monomerin restorasyon dışına salınımı yoktur ancak bakteri üremesini ve bakteriyel plak birikimini önleyici etki göstermektedir (Imazato, S., 2003; Leprince, J. ve ark., 2010; Saku, S. ve ark., 2010; Türkün, L. Ş., 2015).

1.2.3.4.4. Çok Az Büzülme Gösteren Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzölmeleri; molekül ağırlıklarına, monomerlerin fonksiyonuna, içerdikleri doldurucu miktarına ve üretim teknolojilerine bağılı olarak farklılık göstermektedir. 1990’larda “spiro ortokarbonat monomerler” olarak adlandırılan ve polimerizasyon sırasında genleşmeyen monomerler geliştirilmiştir. Ancak, yetersiz biyouyumlulukları ve epoksi rezinlerin sertleşmesindeki yavaşlık bu monomerlerin gelişimini engellemiştir. Bis-GMA ve TEGDMA rezinlerin epoksi büzölmeyi azaltma etkisini çok aza indirgendiğinin görülmesi bu malzemelere yönelik çalışmaları durma noktasına getirmiştir. “Oksibismetakrilat monomerler”, yaygın olarak kullanılan dimetakrilatlarla karşılaştırıldığında rezinlerin yerine kullanılmasının, spiro ortokarbonat monomerlerinin, polimerizasyon büzölmesini %30-40 oranında azaltmaktadır (Ilie, N. ve Hickel, R., 2006; Pérez, M. M. ve ark., 2010; Weinmann, W. ve ark., 2005). Bunun yanı sıra, likit kristal monomer sistemlerin de polimerizasyon büzölmesini azaltacağını gösteren laboratuvar sonuçları da mevcuttur.

En son geliştirilen ise, Silorane ve Oxirane monomerdir ve Filtek Silorane (3M/ESPE) isimi ile piyasaya sürülmüştür. Silorane esaslı kompozit rezinde, olumlu biyouyumluluk, artmış mekanik özellikler, 8,5-10 mm'ye kadar polimerizasyon derinliği ve düşük polimerizasyon büzülmesi (hacimce %0,5-0,8) sonuçları elde edilmiştir (Ilie, N. ve Hickel, R., 2006; Pérez, M. M.ve ark., 2010; Weinmann, W.ve ark., 2005). Günümüz diş hekimliği pratiğinde kullanımları giderek artmaktadır ancak bu materyalle ilgili çok az sayıda uzun dönemli klinik çalışma yapılmış ve yayınlanmıştır. Bu az sayıdaki çalışmalarda ise genellikle hibrit kompozit rezinlerle karşılaştırmalar yapılmış ve çok fazla bir üstünlük gösterdikleri bulunmamıştır (Weinmann, W.ve ark., 2005).

1.2.3.4.5. Nanoteknoloji ve Nanokompozit Resinler (Nano Partiküllü ve Nanohibrit Kompozit Resinler)

“Nano” kelimesi Yunanca kökenli olup metrenin milyarda biri (1 nanometre = 10^{-9} metre) anlamına gelmektedir. Nanoteknoloji, nanometre ölçeğindeki fiziksel, kimyasal ve biyolojik olayların anlaşılması, kontrolü ve üretimi amacıyla, fonksiyonel materyallerin, cihazların ve sistemlerin geliştirilmesidir. Moleküler nanoteknoloji veya molekül mühendisliği olarak da adlandırılmaktadır ve çeşitli kimyasal ve fiziksel metotlarla 0,1 ile 100 nm aralığında fonksiyonel materyallerin ve yapıların üretimini içermektedir (1nm = 1/1000 μ m) (Mitra, S. B. ve ark., 2003a).

Nanokompozit resinlerin üretim amacı; mikrofil kompozit resinler gibi iyi cilalanabilme ve hibrit kompozit resinler gibi güçlü mekanik özellikleri bir arada bulundurarak ağızdaki bütün bölgelerde kullanılabilme özelliğini sağlayabilmeleridir. Nano partiküllerin üretimi diğer geleneksel partiküllerin üretim şeklinden farklılıklar göstermektedir. Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesiyle elde edilir. Ancak bu işlemlerle 100 nm'den daha küçük doldurucu partiküller üretilemez. Nano partikül teknolojisinde elde edilen partikül ise atomun atoma, molekülün moleküle ilavesiyle olmaktadır (Mitra, S. B.ve ark., 2003a).

Günümüzde nano partikülleri içeren mevcut dental kompozit rezinlerin iki farklı tipi vardır:

- a) Nanofiler:** Resin matriks içerisinde 1-100 nm arasında partiküller içerir. Daha iri temel parçacıklar mevcut değildir.
- b) Nanohibritler:** Nano boyutlu partiküllere ek olarak 0,4 ile 5 μ arasında partiküller içeren nanohibrit materyallerdir ve gerçek nanofil değildirler. Gerçek nanofil kompozit rezinlerin tüm doldurucu partikülleri nanometre boyutundadır.

Nanofil kompozit rezinler, resin matriksin içerisine nanometrik boyutta partiküllerin eklenmesi ile elde edilirken, nanohibrit kompozit rezinler nanometrik boyutta partiküllerin konvansiyonel teknoloji ile üretilen partiküllerle kombinasyonu ile elde edilirler (Swift, E., 2005).

Nano partiküllü kompozit resin materyallerin organik yapısı da diğer geleneksel ve hibrit kompozit rezinler gibi benzer polimer yapılardan meydana gelmektedir. İnorganik yapıyı meydana getiren nano partiküller ise iki ayrı bölümden oluşmaktadır (Davis, N., 2003);

- a) Silika nano doldurucular (nanomerler) 20-75 nm**
- b) Zirkonya/Silika nano öbekler (nanoclusterlar) 5-20 nm**

Dental kompozit rezinlere nano doldurucu katılmasının çeşitli amaçları vardır. Nano partiküllerin boyutunun görünür ışığın (400-800 nm) oldukça altında olması nedeniyle saydam materyal oluşturabilmesi ilk amaçtır. Diğer amaçsa, nano partiküllerin yüzey alanı/hacim oranının oldukça geniş olmasıdır.

Nano doldurucuların geleneksel mikro dolduruculara göre daha küçük olmaları, organik yapı ile temas eden yüzey alanının artmasına ve inorganik faz-organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olduğu bildirilmiştir (Mitra, S. B.ve ark., 2003a).

Nanomerler, kompozit rezin organik yapısında kümeleşmemiş, tek tek bulunan silika partikülleridir. Kompozit rezin organik yapısına katılan nano kümecikler ise zirkonyum ve silika partikülleri olmak üzere iki farklı doldurucu tipine sahiptir. Nano kümecikler 50 nm'den küçük nanomerlerin topluluk şeklinde gevşek bağlar ile oluşturduğu 20-75 nm boyutundaki yapılar olup, kümelerin ortalama partikül boyutu 0,60-1,4 µm arasında değişir. Zayıf bağlantılı kümeler, termodinamik faktörler yardımıyla, tek bir ünite gibi hareket eder. Bu nano kümecikler, restorasyona gelen kuvvetler karşısında tek bir büyük partikül şeklinde direnç gösterirler ve restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomerik düzeyde kopmalar meydana gelir (Mitra, S. B.ve ark., 2003a).

Nano partiküllü kompozit rezinler, çok güzel cilalanabilmekte, rahatlıkla tabakalanabilmekte ve kolayca uygulanabilmektedirler (Endo, T. ve ark., 2010; Ergücü, Z. ve Türkün, L., 2007; Jandt, K. D. ve Sigusch, B. W., 2009; Mitra, S. B. ve ark., 2003b). Bununla beraber, polimerize olmuş materyalin basma direnci çok artmıştır çünkü materyalde oluşabilecek herhangi bir çatlak nano partiküllerin dağılımları sebebiyle materyal içinde ilerlemeden yüzeyde kalmaktadır. Işıkla polimerize olan diş rengindeki restoratif materyallerin estetik, düşük polimerizasyon büzülmesi ve çiğneme kuvvetlerine direnç gibi olumlu özellikleri nano dolduruculu kompozit rezinlerde bir araya getirilmiştir. Organik matris yapılarına nanomer ve nanomer grupları ilave edilerek ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu partikül içeriğine sahip nano dolduruculu kompozit rezinler üretilmiştir. Yapılan çalışmalar bu hipotezi destekler nitelikte sonuçlar vermiştir. Bu kompozit rezinlerin inorganik partikül büyüklükleri, ışığın dalga boyundan daha küçük olduğundan, görünür ışık ile emilim ya da saçılım gibi etkileşimlere girmedikleri düşünülmektedir. Ayrıca, bu doldurucuların silika kökenli olması da gerekmemektedir. Partikül boyutunun çok küçük olmasına bağlı olarak, çeşitli

polimer zincirleri arasına uyumlu bir şekilde yerleşebildikleri görülmüştür (Endo, T.ve ark., 2010; Ergücü, Z. ve Türkün, L., 2007; Jandt, K. D. ve Sigusch, B. W., 2009; Mitra, S. B.ve ark., 2003b).

Nano partiküllerinin ve nanomer gruplarının kombinasyonu yüksek oranda doldurucu içeriği sağlayarak aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, yüzey özelliklerinin de uzun süre devam edebilmesini sağladığı bildirilmiştir (Davis, N., 2003; Duke, E. S., 2003; Mitra, S. B.ve ark., 2003a).

➤ Dental Adezivlerde Nanoteknoloji

Son yıllarda dental adezivlerin koheziv dayanıklılığını arttırmak için polimerize silanla işlem görmüş doldurucu partiküller kullanılmaktadır. Adezivler yeterince visköz olmadığından doldurucu partiküller depolanma süresince çökmeye yatkındırlar; bu da verimliliklerini etkilemektedir. Dental adezivlerin dezavantajlarını en aza indirmek için, farklı silanla işlem görmüş 5-7 nm boyutunda silika veya zirkon nano partiküller dental adezivlere eklenmiştir (Davidson RS ve ark., 2007).

Son zamanlarda klinik olarak kullanım kolaylığı sağlayan tek aşamalı self-etch adezivlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik çalışmalar sonucunda "Universal" veya "Multi mode" olarak isimlendirilen ürünler ortaya çıkarılmıştır. Bu ürünler hem self-etch, hem minenin seçici asitlenmesi, hem de etch&rinse olarak kullanılabilirler (Hanabusa, M. ve ark., 2012). Singlebond Plus (3M ESPE, St.Paul, ABD) ve Scotchbond SE (3M ESPE, St. Paul, ABD) adezivler nano partikül içeren adeziv sistemlere örnektir. Tokuyama Universal Bond çift bileşenli, ışıkla zorunluluğu olmaksızın kendi kendine polimerize olabilen hem direkt hem indirekt restorasyonlarda kullanılabilen bir adeziv sistemdir. Geliştirilen adeziv sistemlerde radyoopasiteyi sağlamak için yapıya zirkon nano partiküller eklenmiştir (Davidson RSve ark., 2007).

1.2.3.4.6. Giomerler

Son yıllarda ise; aynı kompomer materyal grubu gibi, cam iyonomer simanların kötü estetik sonuçları ve nemden etkilenmeleri gibi klinik de javantajları en aza indirmek, ancak klinik avantajlarını da kullanmak üzere geliştirilen yeni bir grup hibrit kompozit rezin materyaller olan rezin esaslı giomerler piyasaya sürülmüştür. Bu materyallerde restoratif materyal içerisinde stabil halde cam iyonomer üretmek için önceden tepkimeye girmiş cam iyonomer teknolojisi (S-PRG) ile beraber, uretan dimetakrilat ve hidroksietil metakrilat kullanılmaktadır. Bu cam partiküller cam iyonomer simanlardaki fluorosilikat camlara çok benzemektedir ve materyale katılmadan önce poliakrilik asitle muamele görmüşlerdir. Fluralumina silikat cam, polialkenoik asit ile suda reaksiyona girdikten sonra silika dolduruculu uretan rezin içerisine katılırlar. Giomerler ışıqla sertleşirler, oldukça radyoopaktırlar ve dişe bağlanmak için mutlaka bir bağlayıcı sisteme ihtiyaç duymaktadırlar. Bu materyallerin florid salma ve depolama özellikleri vardır. Ayrıca üstün estetik özellikleri, kolay cilalanabilmeleri ve kompozit rezinler kadar dirençli olmaları gibi avantajları mevcuttur (Kimyai, S. ve ark., 2011; Türkün, L. Ş., 2015).

1.2.3.4.7. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, güncel sistemler arasında yer almaktadır. Karbon, aramid, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen ve cam fiber gibi farklı özellikteki fiber tipleri yapılarında bulunmaktadır ve kompozit rezinin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır. Rezin veya polimer matriks içinde gömülü olarak bulunmaktadır. Matriks yapının amacı materyale gelen kuvvetleri en güçlü kısım olan fiberlere aktarmak ve fiberleri nem etkisinden korumaktır. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin endikasyonları arasında, splint uygulamaları, geniş madde kayıplı ve kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonu bulunmaktadır. Tek kütle halinde uygulanan ve derin kaviterlerde, aşırı kuron harabiyeti olan dişlerde kullanılmak üzere geliştirilmiş, fiber ile güçlendirilmiş bir kompozit rezin (Ever-X Posterior, GC) de son yıllarda piyasaya sürülmüştür. EverX Posterior (GC Europe), hacimce %7,2 oranında kısa

fiberlerden oluşan, tek tabaka halinde yerleştirilebilen bir alt yapı materyalidir. Bu materyal de ilk grup bulk-fill kompozit rezinler gibi kavite tabanına kalın bir şekilde (4mm) uygulanmakta ve mutlaka restoratif bir kompozit rezin ile örtülenmektedir. Mine için kullanılan geleneksel kompozit rezinlerle birlikte kullanılmak için dizayn edilmiştir (Türkün, L. Ş., 2015).

1.2.3.4.8. Dual-cure Kompozit Resin Simanlar

Kompozit resin simanlar, kullanım özelliklerini kolaylaştırmak için, hibrit kompozit rezinlerden daha az doldurucu içerirler ve akışkan kompozit rezinlerin özelliklerine daha yakındırlar. Birçok ürün setinde, otopolimerizasyonu başlatmak amacıyla farklı viskozitede iki katalizatör bulunur. Materyalden beklenen; yüksek viskoziteye sahip bir ürün olarak daha iyi fiziksel özelliklere ve daha düşük termal genleşme katsayısına sahip olması ve uzun süreli kenar uyumu açısından daha yararlı olmasıdır. İnce bir indirekt kompozit resin ya da kompozit vener simante edileceği zaman bu sistemler yaygın olarak kullanılmakta ve ışıkla sertleştirilmektedir. İnley, onley, overley ve venerler yerleştirildiği zaman, ışığın ulaşamadığı bölgelerde simanın polimerizasyonundan emin olmak için otopolimerizan bir katalizör içermektedirler. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleştirilemeyeceği düşünülen derin kavitelerde, girişin zor olabileceği, derin ara yüzey bölgelerinde ve ışık demetinin ulaşamayacağı bölgelerde başarılı sonuçlar vermektedirler (Türkün, L. Ş., 2015).

1.2.3.4.9. Kendinden Adezivli Kompozit Resinler

Son yıllarda piyasaya sürülen ve diş dokularına kendiliğinden tutunan, akışkan kıvamda olup adeziv içeren ilk ürün Vertise Flow (Kerr)'dur. Bu ürünün içinde, işlevsel bir fosfat grubundan oluşan ve özel bir monomer olan GPDM (gliserol fosfat dimetakrilat) bulunmaktadır. Bu malzeme ayrıışmış formdadır ve diş sert dokusundaki kalsiyum ile kimyasal bağ kurmaktadır. Bir taraftan asidik olan fosfat grubu yüzeyi dağlayarak mikrorretantif bir yüzey oluşturarak kimyasal bağ oluştururken; öte yandan molekülün diğer ucunda bulunan metakrilat grupları başka monomerlerle bir ağ yapısı oluşturabilmektedir. Bir diğer ürün olan Fusio

Liquid Dentin (Pentron Clinical) ise 4-MET'i adeziv monomer olarak içermektedir. Cam iyonomer siman ile benzer olarak karboksilat grupları üzerinden diş sert dokularında bir tutuculuk sağlar. Geleneksel akışkan kompozit rezinlerden farklı olarak kendinden adezivli akışkan kompozit rezinler adezivle ön işlem gerektirmeden kavitelere uygulanmaktadırlar. Ancak bu ürünün dentin yüzeyi ile tutunması için aktif olarak ovalanarak uygulanması gerekmektedir. Vertise Flow'da uygulama bir fırça ile yapılmalıdır. Böylece akışkan kompozit rezin ovalama hareketi ile yaklaşık 0,5 mm kalınlığında bir tabaka halinde dentin yüzeyine dağıtılmalıdır. Bu aktif uygulama şekli ile asidik monomerlerin temas yüzeyi ile olan interaksiyonu güçlendirilmiş olacaktır. Daha sonra ürün ışık aktivasyonu ile 20 s'de sertleşmektedir. İçeriğinde bulunan hidrofilik fosfat grupları diş sert dokularındaki mikromekanik ve kimyasal bağlardan sorumluyken; mekanik dayanıklılık metakrilat gruplarının ağ yapısı oluşturmaları ile sağlanır (Türkün, L. Ş., 2015).

Bu ürünlerde bulunan hidrofilik fosfat grubu aynı zamanda su emiliminden de sorumlu olduğundan, bu ürünler diğer akışkan kompozit rezinlere göre belirgin oranda daha fazla su emmektedir (Wei, Y.-j. ve ark., 2011). Dentin dokusuna olan tutunması mineye göre daha yüksek olduğundan, kole defektlerinin restorasyonlarında kullanılırken mutlaka bir adeziv sistem ile kombine kullanılmaları önerilmektedir (Vichi, A. ve ark., 2010; Wajdowicz, M. ve ark., 2012). Ancak minede yüksek olmayan tutuculuk değerleri ortodontik braketlerin yapıştırılmasında bir avantaj haline gelmektedir. Kendinden asitli adeziv sistemlerle yapılan karşılaştırmalı çalışmalarda, hem *in-vitro* hem de *in-vivo* olarak Vertise Flow ile ortodontik braketlerin yapıştırılabileceği gösterilmiştir. Hatta braketler sökülürken, Etch-and-Rinse sistemlerinin aksine, minede kalıcı hasar görülmemektedir (Goracci, C. ve ark., 2013).

Şimdiye kadar piyasada mevcut olan kendinden adezivli akışkan kompozit rezinlerin minimal girişimsel kaviterler, dolgu kenarlarının tamiri, Sınıf II kaviterlerde liner ve braket yapıştırılması dışında güvenilir bir endikasyonları henüz yoktur (Türkün, L. Ş., 2015).

1.2.3.4.10. Tek Kütle Olarak Uygulanan Kompozit Rezinler

Yeni nesil nanohibrit kompozit rezin t r d rl r. Kompozit rezinin adı aynı zamanda tekniğin adını oluşturmaktadır. Günümüz şartları içerisinde ışık ile polimerize edilen kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğinin sınırlı olması ve tabakalı olarak uygulama gereksinimi, klinik çalışma zamanının kısaltılmaya çalışılması kompozit rezinlerin önemli bir dezavantajı olarak karşımıza çıkmaktadır. Işığın penetrasyon derinliği göz önüne alındığında kompozit rezin kalınlığı, en fazla 2 mm olarak belirlenmiştir. Kompozit rezin kalınlığının sınırlı olması; derin ve geniş kavitelerde işlem süresinin uzaması ve kompozit rezin eklemeleri sırasında oluşabilecek hava kabarcığı riskinin artması anlamına gelmektedir. Üreticiler bu sorunu çözmek için bulk-fill olarak adlandırılan yeni tip kompozit rezinleri üretmişlerdir (Ilie, N. ve ark., 2013a).

➤ Kor Materyali Olarak Kullanılan Tek Kütle Kompozit Rezinler

Piyasaya sürülen ilk bulk-fill kompozit rezin tarzı olan, Clearfil Photo-Core Posterior (Kuraray, Tokyo, Japonya)  zellikle core yapımı için geliştirilmiş, ışıkla polimerize edilen estetik hibrit bir kompozit rezin çeşididir. Çok miktarda doldurucu içeren bu kompozit rezin 20 s’de 9 mm’lik derinliğe kadar polimerize olabilme özelliği taşımaktadır. Klinisyenler  zellikle Kuraray Core Form kullanırken matris bantlarını ve tabakalamalı yerleştirmeyi ortadan kaldırarak prosedürleri basitleştirebilirler. Photo-Core, polimerize olduktan sonra dentinle benzer sertlikte olduğundan kesim işlemi daha kolay yapılabilir. Radyopak ve aletlere yapışmayan kompozit rezin, 334 MPa’lık basıncı dayanımı ile vital ya da devital dişler üzerinde k  k veya geniş core yapımı için idealdir (<https://kuraraydental.com/product/clearfil-photo-core/>).

➤ Bulk-Fill Kompozit Rezinler

Derin ve geniş kavitelere bulk-fill kompozit rezinlerin kaviteye 4-5 mm kalınlığında tek tabaka olarak yerleştirilmesi, klinikte geçen süreyi azaltarak klinisyenler için önemli bir avantaj sağlamaktadır (Benetti, A. ve ark., 2015). 4 mm derinliğe kadar tek tabaka halinde (bulk tekniğiyle) uygulanarak polimerize

edilebilen bulk-fill kompozit rezinler, hekime ve hastaya zaman tasarrufu sağlayan kompozit rezinlerdir (Manhart, J. ve ark., 2010).

Bulk-fill kompozit rezinlerin kimyasal yapısı geleneksel kompozit rezinlerle benzerlik göstermektedir. Organik rezin matriks yapısı Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve etoksile bisfenol-A-dimetakrilat (EBPDMA) gibi monomerleri içerirken, inorganik doldurucu kısmı baryum alüminyum silika, stronsiyum, ytterbium ve silika gibi partiküllerden oluşmaktadır.

Bulk-fill kompozit rezinlerin inorganik yapısında bulunan baryum ve ytterbium partikülleri, materyalin radyoopasitesini artırarak, ışık kaynağının etkisinin derinlere ulaşabilmesini sağlar. Ayrıca kompozit rezine mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük kazandırır (El-Safty, S. ve ark., 2012; Lazarchik, D. A. ve ark., 2007).

Piyasaya sunulan bulk-fill kompozit adı verilen bu rezin materyallerin birçok olumlu özelliğinin bulunması; hekimler tarafından tercih edilmelerine sebep olmaktadır. Bulk-fill kompozit rezinlerin düşük büzülme stresi ve buna bağlı olarak iyi kenar uyumu göstermesi, yeterli radyoopasiteye sahip olması, posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç göstermesi ve estetik özellik olarak iyi cilalanabilir özellikte olması olumlu özellikleri arasında sayılabilir. Bu materyallerin kaviteye yerleştirilmesi geleneksel kompozit rezinlere göre daha kolay olmaktadır. Ortam ışığı altında çabuk polimerize olmaması restorasyonun şekillendirilmesi için hekime yeterli süreyi tanımaktadır. Bulk-fill kompozit rezinlerde ışık penetrasyonun daha iyi gerçekleşmesi translusensi özelliklerinin artırılmasıyla ve içerdikleri fotobaşlatıcılar sayesinde olmaktadır. Bu sayede daha kalın tabakalarda daha derin bir polimerizasyon sağlanır (Czasch, P. ve Ilie, N., 2013; Fleming, G. J. ve ark., 2008; Flury, S. ve ark., 2012; Walter, R., 2013).

Yapılan araştırmalar tek kütle uygulanabilen kompozit rezinlerin belli özelliklere sahip olması gerektiğini ortaya koymuştur. Daha iyi bir kavite adaptasyonu için kıvamlarının daha akışkan olması, düşük polimerizasyon

büzülmesi göstermeleri, kolay uygulanabilmeleri, üstün fiziksel özellikleri ve en az 4 mm polimerizasyon derinliğine sahip olmaları bu özelliklerden bazılarıdır. Bu materyallerin içeriğindeki birbiriyle uyumlu ışık kırma indislerine sahip pigmentler, doldurucular ve monomer matris kompozisyonuna bağlı olarak 4 mm'lik tabakalar halinde yerleştirildiklerinde bile 20 s ışık uygulaması ile polimerize olabilmektedirler (Poskus, L. T. ve ark., 2004).

Bulk-fill kompozit rezinler düşük ve yüksek viskoziteli olarak ikiye ayrılır. Günümüzde kliniklerde kullanılan yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin son tabakalarının konvansiyonel kompozit rezinlerle restore edilmesine gerek yoktur (Ilie, N.ve ark., 2013a).

Birçok firmanın bu tip ürünleri piyasada mevcuttur. Bunların bir kısmı, SDR (Dentsply), Filtek Bulk-Fill (3M/ESPE), Venus Bulk-Fill (Hereaus Kulzer) ve X-tra Base (Voco) gibi sadece kalın kaide şeklinde uygulanıp üzerleri mutlaka bir kompozit rezin materyal ile örtülenmelidir. Bir kısmı ise tamamen restoratif materyal olarak kullanılabilmekte ve 4 mm'lik birkaç tabaka halinde uygulanabilmektedir. Bunlara örnek, X-tra Fill (Voco), Tetric Evo Ceram Bulk-Fill (Ivoclar Vivadent), QuiXfil (Dentsply), Filtek Bulk-Fill (3M ESPE) ve SonicFill (Kerr)'dir.

Bulk-fill kompozit rezinlerin öncüsü düşük viskoziteli olarak üretilen ve "Smart Dentin Replacement; Shrinkage Decreasing Resin-SDR" olarak isimlendirilen kompozit materyalidir (Ilie, N. ve Hickel, R., 2011). SDR (Dentsply, Konstanz, Almanya) konvansiyonel kompozit rezin altında 4 mm kalınlığında, dentine direkt veya dentini örtmek için uygulanabilen stresi azaltma amacıyla üretilmiş ilk bulk-fill akışkan kompozit rezindir. Kavite duvarlarına adezyonun iyi olması için akışkanlık özelliği verilmiştir (Jin, X. ve ark., 2009). Bunun yanında akışkanlık özelliği farklı avantajlar da getirir; kavitenin ulaşılması zor alanlarına rezinin ulaşmasını sağlar, tabakalama yapılmaması hava kabarcığı oluşma riskini azaltır ve yüksek esneme kabiliyetiyle kavite duvarlarını astarlamak için idealdir (Lassila, L. V. ve ark., 2012). Yapısındaki zayıf mekanik

özelliklerden dolayı bitirme aşamasının konvansiyonel kompozit rezinlerle yapılması önerilir (Ilie, N.ve ark., 2013a).

İnorganik doldurucu içeriği düşük olan akışkan yapıdaki bulk-fill kompozit materyali Surefil SDR Flow (Dentsply Caulk, Milford, DE, ABD) olarak piyasaya sunulmuş ve daha sonraları düşük viskoziteye sahip Venus Bulk-Fill (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya), X-tra Base (Voco, Cuxhaven, Almanya) ve Filtek Bulk-Fill Flow (3M ESPE) gibi materyallerde piyasada yerini almıştır (Ilie, N.ve ark., 2013a).

Piyasaya sürülen yüksek viskoziteye sahip olan ilk bulk-fill kompozit rezinler ise QuiXfil (Dentsply) ve X-tra Fill (Voco) olmuştur. Bu materyaller on yıldan daha fazla bir süre boyunca piyasada kalmıştır. Fakat gelişmiş polimerizasyon derinliklerine rağmen kısa bir süre piyasada kullanılmıştır. SureFill SDR, kaviteye 4 mm’lik tabaka halinde tek seferde yerleştirilebilir ve aşınmaya direçli bir kompozit rezinle üst yüzeyinin örtülenmesi gerekmektedir.

Tek kütle halinde uygulanan ve derin kavitelerde, aşırı kuron harabiyeti olan dişlerde kullanılmak üzere geliştirilmiş, fiber ile güçlendirilmiş bir kompozit rezin (Ever-X Posterior, GC) son yıllarda piyasaya sürülmüştür. Bu materyal de ilk grup bulk-fill kompozit rezinler gibi kavite tabanına kalın bir şekilde “4 mm” uygulanmakta ve mutlaka konvansiyonel kompozit rezin ile örtülenmesi gerekmektedir.

Leprince ve arkadaşları (2014) inorganik doldurucu içeriği ile materyalin mekanik özellikleri arasında doğrudan bir ilişki olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle düşük viskoziteye sahip doldurucu içeriği az olan bu materyallerin kaviteye yerleştirildikten sonra üst yüzeylerinin konvansiyonel kompozit rezin materyaller ile örtülenmesi gerekmektedir. Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin aksine yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin materyaller, herhangi bir üst yüzey örtülenmesine gerek kalmadan 4 mm hatta 5 mm derinlikteki kavitelere doğrudan yerleştirilebilmektedirler (Ilie, N. ve Stark, K., 2015).

Bulk-fill kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin gelişmiş olması çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç sağlamasına, geleneksel kompozit rezinlere göre daha az polimerizasyon büzülmesi göstermesine ve kavite duvarlarında daha düşük polimerizasyon büzülme stresi oluşturmalarını sağlamıştır (Ilie, N. ve Hickel, R., 2011).

Bulk-fill kompozit rezinlerin kullanılması restorasyon yapılırken, tabakalama tekniği esnasında oluşabilecek boşluk kalma ihtimalini ve tabakalar arasında kontaminasyon riskini önleyerek daha kompakt restorasyonlar elde edilmesini sağlar (Park, J. ve ark., 2008).

Standart Sınıf II kavitelerde kaspal hareketliliği azalttığı (Furness, A. ve ark., 2014; Moorthy, A. ve ark., 2012), kaspal defleksiyonla ilişkili mikrosızıntı (Ilie, N.ve ark., 2013a) ve yüksek bağlanma değerleri gösterdikleri bildirilmiştir (Van Ende, A. ve ark., 2013).

Düşük polimerizasyon ve iyi bir kenar uyumu büzülmesi özellikleri nedeniyle postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı ve sekonder çürük olasılığını azalttığı bildirilen bulk-fill materyallerin tek seferde uygulanabilmeleriyle, klinisyenler ve hastaların klinikte geçirdikleri süreyi azaltarak önemli bir zaman kazancı oluşturdıkları, hem de daha az stresli ve daha konforlu restorasyonlar yapılmasına olanak sağladıkları belirtilmektedir (El-Safty, S.ve ark., 2012).

Bulk-fill kompozit rezinlerin, kaviteye 4-5 mm derinlikte uygulanabileceği, pürüzsüz ve krem kıvamındaki yapısıyla, kaide materyali kullanmadan kavite tabanında ve duvarlarında yüksek kenar uyumu sağladığı belirtilmektedir. Büzülme streslerini hafifletici teknolojisiyle kenar bütünlüğünü arttırıp, polimerizasyon büzülmesini; düşük bir büzülme stres değeri olan 1,13 MPa'ya ve düşük bir büzülme hacmi olan 1,9'a indirmiştir (Vasquez, D., 2012).

Bulk-fill kompozit rezinlerin restorasyonlarda kullanımıyla ilgili en büyük endişe şüphesiz 4 mm kalınlığında uygulanmaları sebebiyle kavitede oluşan polimerizasyon büzülme stresi ve monomerlerin polimere dönüşüm oranıdır. Bu

nedenle, bulk-fill kompozit rezinler modifiye edilmiş, doldurucu monomer büyüklüğü arttırılmış ve monomerin organik matriksteki oranı azaltılmıştır (Ilie, N.ve ark., 2013a). Geleneksel kompozit rezinlere göre büyük dolduruculara (>20 µm) ve düşük doldurucu matriks oranına sahip olmaları doldurucu-matriks arayüz alanının azalarak ışığın daha az saçılmasını ve mavi ışığın daha derinlere penetre olmasına sebep olur (Ilie, N.ve ark., 2013a).

Bulk-fill kompozit rezinler yeni nesil bir nanohibrit kompozit rezin türüdür. Üretici firmalara göre değişkenlik göstermekle birlikte genel olarak; ytterbium triflorid (Filtek Bulk-Fill, 3M/ESPE, St. Paul, MN, ABD), baryum camı (Tetric EvoCeram Bulk-Fill, Ivoclar/Vivadent, Principality of Liechtenstein), karma oksit (Tetric EvoCeram Bulk-Fill, Ivoclar/Vivadent, Principality of Liechtenstein), proakrilat, zirkonyum/silika (Filtek Bulk-Fill, 3M/ESPE, St. Paul, MN, ABD) partiküllerini içermektedir. İnorganik doldurucu oranı da firmalara göre farklılıklar göstermektedir (El-Safty, S.ve ark., 2012; Lazarchik, D. A.ve ark., 2007). Tüm bunların yanısıra kimyasal içeriklerine bakıldığında; bulk-fill kompozit rezinlerin, restoratif diş hekimliğine; yüksek molekül ağırlığında monomer (Surefil SDR) ve yeni başlatıcı sistemler (Tetric EvoCeram, İvocerin) gibi bir takım yenilikçi değişimler getirdikleri söylenebilir. Yüksek viskoziteli kompozit rezinlerden olan SonicFill, sonik aktivasyon sistemi ile aktive edilen ve akışkan kompozit rezinler gibi kaviteye uygulanan ancak yüksek doldurucu oranına sahip kompozit rezinler gibi işlenebilmekte ve 4-5 mm'lik polimerizasyon derinliği kullanılan ışık cihazına ve materyalin renk tonuna bağlı olarak değişebilen bulk-fill kompozit rezindir. Son üretilen yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler bir üst tabaka ile örtülenmeye gereksinim duymamaktadır (Moorthy, A.ve ark., 2012).

➤ **Sonik Aktivasyonlu Bulk-Fill Kompozit Resin Sistem**

Sonik aktivasyonlu bulk-fill kompozit resin sistem (SonicFill, Kerr Corp, ABD/KaVo, Almanya) posterior bölgedeki kompozit resin restorasyonlar için piyasaya sürülmüş, 4-5 mm kalınlığında kaviteye uygulanabilen nanohibrit bir kompozit rezindir. SonicFill sistem tek uygulamalık uçlarda bulunan yeni bir kompozit resin materyalinden oluşan, KaVo (Almanya) tarafından tasarlanan el

aleti ile sonik aktivasyon teknolojisini kullanan bulk-fill sistemidir. Sonik enerji düşükten yükseğe doğru (1 ila 5) beş farklı seviyeye sahip el aleti ile uygulandığı zaman, kompozit rezin çıkış oranını kontrol ederek değişen yoğunluklarda sonik enerji sayesinde kavite duvarlarına adaptasyonu kolaylaştırmak için kompozit rezinin akışkanlığının artmasını ve viskozitesinin %84'e kadar düşmesini sağlamaktadır. Sonik enerji uygulaması durdurulduğu zaman, kompozit rezin şekillendirmeye ve istenen anatomik formu oluşturmaya izin veren daha visköz, stabil bir duruma dönmektedir (Kalra, K. ve Bindal, D., 2017).

SonicFill sistem; %84 oranında yüksek doldurucu ve düşük büzülme özelliğine sahip bir rezin içeriğine sahiptir. Diğer bileşenleri ise cam, oksit, kimyasallar (%10–30), 3-trimetoksisilil propil metakrilat (%10–30), silisyum dioksit (%5–10), etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat (%1–5), bisfenol A bis (2 hidroksi metakriloksipropil) eter (%1–5) ve trietilen glikol dimetakrilat (%1–5)'dir. SonicFill sistem yüksek esneklik ve basınç dayanımı değerlerine (sırasıyla 163,47 MPa; 316,15 MPa) sahip olmasının yanı sıra yüksek doldurucu içeriğine (%83,5) de sahiptir (Orłowski, M. ve ark., 2015).

SonicFill 2, SonicFill ile karşılaştırıldığında mükemmel adaptasyon ve kullanım, yüksek bir sertleşme derinliği, kalıcı marjinal bütünlük ve geliştirilmiş estetik ve dayanıklılık özelliklerine sahiptir. SonicFill ve SonicFill 2'nin ikisi de aynı patentli sonik aktivasyon teknolojisini kullanır. Sonic sistemindeki özel modifiye ediciler, yerleştirme sırasında el cihazından uygulanan sonik enerjiye etkileyici bir tepki gösterir. Bu etkinin malzemenin viskozitesini %84'e kadar azaltıp, kompozit rezin ve bağlanan yüzey arasında sıkı bir uyum sağlamak için akıcı kompozit rezinlere benzer bir adaptasyon yarattığı söylenir. Buna ek olarak, SonicFill 2'nin yeni doldurucu sistemi, mükemmel parlaklık, renk uyumu, aşınma direnci ve daha kolay uygulama ve dayanıklılık sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. SonicFill 2 minimum 650 mW/cm^2 ışık yoğunluğuna ve 400-520 nm aralığında bir ışık dalga boyu çıkışına sahip bir halojen veya LED ışığı cihazı ile kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Optilux ($650\text{-}1000 \text{ mW/cm}^2$ ışık yoğunluğu) için 20 s; Demi Ultra/Demi Plus ışık yoğunluğu $>1000 \text{ mW/cm}^2$) için 10 s olarak önerilmiştir.

Posterior bölgedeki restorasyonlarda, dişin bukkal ve lingual yüzeyleri üzerinde ek 10 s ışık uygulaması önerilmektedir.

1.2.3.4.11. İndirekt Kompozit Rezinler

Direkt kompozit rezinlerin her ne kadar diş dokuları için daha konservatif oldukları bildirilse de tamamlanmamış polimerizasyonu ve zayıf mekanik özellikleri direkt kompozit rezin materyallerinin klinik uygulamalarına bazı kısıtlamalar getirmektedir (Vaishnavi, C. ve ark., 2010). Direkt kompozit rezin uygulamalarının en önemli dezavantajlarından biri kenar sızıntısı ve hassasiyete yol açan polimerizasyon büzülmesidir (Souza, R. O. ve ark., 2010).

Derin interproksimal bölgelerde polimerizasyonun yetersiz olması, geniş arka bölge restorasyonlarında, özellikle de servikal kenarları dentinde sonlanan kavitelere oluşan büzülme streslerinin, bonding ajanın dişe bağlanma kuvvetlerini aşması sonucu polimerizasyon büzülmesi sonucu kenar bozulmaları oluşabilir. Bu da proksimal kontakların ve konturun restorasyonu sonrasında kenar bozulmaları oluşabilir ve bunun sonucunda mikrosızıntı gelişir. Klinisyenlerin karşılaştığı kompozit rezin restorasyonların bazı eksikliklerinin üstesinden gelinmesi için bir alternatif olarak, ilk nesil laboratuvar kompozit rezinleri 1980'lerde geliştirilmiştir (Kakaboura, A. ve ark., 2003).

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar seramik polimerler, 2. jenerasyon laboratuvar kompozit rezinleri ya da “polyglass”lar olarak da adlandırılan dental seromerlerin (CERamic Optimized polyMERS) geliştirilmesini sağlamıştır. Seromerler; seramik, altın alaşımları ve kompozit rezin restoratif materyallerinin avantajlarının birleştirilmesi hedeflenerek geliştirilmiş indirekt restoratif rezin materyalleridir (Trushkowsky, R., 1997). Seramik ve direkt kompozit rezinlere alternatif olarak geliştirilen 2. jenerasyon indirekt kompozit rezinler, kompozit rezin ve seramik teknolojilerinin hibridizasyon olarak tanıtılsa da, gerçekte bu materyaller, farklı doldurucular içeren bir kompozit rezin matriksten oluşmaktadır (Mandikos, M. N. ve ark., 2001; Zanin, F. R. ve ark., 2008).

Temel yapıları kompozit rezinlerle aynı olmakla birlikte matriks yapıyı güçlendirmek amacıyla geleneksel direkt ve indirekt kompozit rezinlere oranla daha yüksek oranda inorganik doldurucu içerirler. Bu inorganik doldurucular bazı ürünlerde seramik partikülleri iken bazı ürünlerde fiber parçacıklarıdır (Trushkowsky, R., 1997).

Doldurucu olarak genellikle matriks ile güçlü kovalent bağlar oluşturabilmelerini sağlayan silanol grubu içeren silisyum dioksit (SiO_2) ve baryum alüminyum silikat camları kullanılmaktadır. Polimerizasyondan sonra feldspatik porseleninkinden daha yüksek bir bükülme direnci, çok küçük bir polimerizasyon büzülmesi ve mineninkine yakın bir aşınma direnci gösterirler (Douglas, R. D., 2000).

Işık, basınç-ısı, ışık-vakum veya ışık-ısı kullanılarak laboratuvarında polimerize edilen seromer restorasyonlar, konvansiyonel kompozit rezin materyali ile hazırlanan restorasyonlara oranla daha homojen ve düzenli bir yapıya sahiptirler. Ağız dışında “postcuring” ve ilave ısı işlemleri materyalin mekanik özelliklerini dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığını artırır. Doğal mineye yakın olan aşınma dirençleri sayesinde karşıt dişte fazla aşınmaya sebep olmazlar. Seramik restorasyonlarla karşılaştırıldıklarında okluzal yükleri daha iyi absorbe ederler. İçerdikleri seramik partikülleri estetik özelliklerini seramik restorasyonlara yaklaştırır (Dietschi, D. ve ark., 1994).

Konvansiyonel kompozit rezinler sadece Bis-GMA gibi bifonksiyonel moleküller içerirken, seromer teknolojisi daha komplike polifonksiyonel gruplar içerir. Bu konfigürasyon, daha yüksek derecelerde çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü sağlayarak materyalin dayanıklılığını artırır. Polimerizasyon işlemi ağız ortamında gerçekleşmediğinden, büzülme stresleri ve bağlantı başarısızlıkları daha azdır. Bu da teorik olarak kenar sızıntısı riskini azaltır (Vallittu, P. K., 2004).

Kompozit rezinlerle diş dokusu arayüzünde oluşan polimerizasyon büzülmesinin etkisiyle meydana gelen stres direkt kompozit rezin restorasyonların bir dezavantajıdır. Stres kompozit rezin ile diş arasındaki bağlantı kuvvetini

Inc.), Targis (Ivoclar, ABD), Heliomolar, Concept, Estenia (Kuraray, Japonya), Gradia (GC, Leuven, Belçika), Tescera (Bisco, Inc., Schaumburg, ABD).

Bir seromer sistemi olan Tescera ATL (Bisco, Inc., Schaumburg, ABD), 2002 yılında Bisco firması tarafından geliştirilmiştir. Mikrohibrit yapıdadır. Organik matriksinde etoksilli Bis-GMA ve UDMA bulunur. İnorganik doldurucu olarak eritilmiş cam hamuru, amorf silika içerir. Partikül boyutu ortalama 3,5 nm'dir (Yıldırım, Y., 2013). Kuvvet özelliklerinin diğer indirekt kompozit rezin sistemlerine göre daha üstün olduğu bildirilen bu sistemin kendine ait kompozit rezin materyalleri, dişin orijinal yapısına yakın translüsensi restorasyon yapımına izin vermektedir. Işıkla polimerize olan geleneksel kompozit rezinlere göre Tescera ATL sistemde polimerizasyon daha yüksek derecede olmaktadır. Restorasyonların fiziksel ve yüzey özellikleri geliştirilmiş ve yüzeylerindeki porözite azalmıştır. Bu sistemin amacı; sağlam ve estetik restorasyonlar yapmaktır (Uzun, İ. ve ark., 2006).

İndirekt kompozit rezin restorasyonlarda bağlanma hem dual-cure simanlar hem de ışıkla polimerize olan simanlar ile sağlanır (Ferrari, M. ve ark., 2003). Dual-cure simanlar, az ışık varlığında bile polimerizasyon sağlayan “self-cure” komponentlere sahip olduklarından, hem ışıkla hem de kendi kendine polimerize olabilirler (Irie, M. ve Suzuki, K., 2001). Fakat fazla akışkan olmaları ve iki pat sisteminden oluşmaları en önemli dezavantajlarıdır (Radovic, I. ve ark., 2008).

İndirekt kompozit rezin sistemleriyle dual-cure rezinlerle yapıştırılabilen inley, onley, overley veya lamina veneerler yapılabilir. İndirekt kompozit rezin restorasyonlar karşıt dişleri çok az aşındırır. Hem klinikte hem de laboratuvar da yapılabilir ve hibrit kompozit rezinlerle tamir edilebilirler. Hibrit kompozit rezinlerle kıyaslandığında, indirekt kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri, polimerizasyon derecesinin %100'e yakın olması sebebiyle çok daha iyidir. Polimerizasyonundaki bu artış laboratuvar da oksijensiz bir ortamda, toplam polimerizasyonu uyaran yüksek basınç, ısı ve çok yoğun ışıkla sağlanmaktadır (Albers, H. F., 2002; Dayangaç, B., 2000; Sakaguchi, R. ve Powers, J., 2012a).

1.3. KOMPOZİT REZİNLERİN POLİMERİZASYONUNDA KULLANILAN IŞIK KAYNAKLARI

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin polimerizasyon reaksiyonunun başlatılması için ışık kaynakları kullanılmaktadır. Kullanılan ışık kaynağı tipinin materyalin mekanik özellikleri, polimerizasyon büzülmesi ve tüberkül hareketliliği üzerine etkisi vardır (Addy, M.ve ark., 2002; Fleming, G. ve ark., 2007).

Işık kaynağı kullanılarak polimerize edilen sistemlerde esas mekanizma, rezin matriks içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcıların aktive edilmesi sonucu serbest radikallerin oluşması esasına dayanmaktadır. Mekanizmanın gerçekleşebilmesi için kullanılan ışığın dalga boyu ile polimerizasyon başlatıcılarının birbirine yakın dalga boylarına sahip olması gerekmektedir (O'Brien, W., 2008; Van Noort, R., 2013).

Günümüzde sıklıkla kullanılan ışık kaynakları, ışık tipine göre dört farklı kategoriye ayrılmaktadır. Bunlar; kuartz-tungsten-halojen (QTH), ışık yayan diyot lambalar (modifiye tip görünür mavi ışık cihazları) (Light Emitting Diode, LED), plazma ark (PAC) ve lazer (özellikle argon-lazer ışık üniteleri) ışık kaynaklarıdır (Jiménez-Planas, A. ve ark., 2008; Küçükeşmen, Ç., 2006; O'Brien, W., 2008; Van Noort, R., 2013).

1.3.1. Kuartz-Tungsten-Halojen (QTH) Işık Kaynakları

70'lerin başında kullanıma sunulan; UV sistemlerden sonra geliştirilen ışık kaynaklarıdır. Geleneksel ışık cihazları olarak da isimlendirilen bu sistemlerde ışık kaynağı olarak “halojen tungsten ampul” kullanılır. Görünür mavi ışık üreten bu cihazlarda ışık dalga boyu 380-520 nm arasında değişmekte olup 300-850 mW/cm² yoğunlukta ışık yaymaktadırlar (Küçükeşmen, Ç., 2006; Park, S. H. ve ark., 2002; Park, S. H. ve ark., 2006; Rueggeberg, F. A. ve ark., 2000). Halojen ışık kaynakları beyaz ışığı absorbe ederek polimerizasyon için gerekli olan mavi ışığı üreten ve diğer dalga boylarındaki ışığın filtre edildiği sistemlerdir (Jiménez-

Planas, A.ve ark., 2008). Oluşan ışık demeti, fiber optik veya polimer esaslı bir tüp aracılığı ile restorasyona iletilir (Küçükeşmen, Ç., 2006; Strydom, C., 2005). Bu cihazlarda etkili en düşük ışık yoğunluğu 300 mW/cm^2 civarındadır ve klinik uygulanma süreleri genellikle 40 s'dir. Bazı dezavantajları; halojen ampullerin limitli etkinlik süresine sahip olmaları ve cihazda yüksek ısılar oluştuğu takdirde, ışık gücü ve çalışma süresinin azalmasıdır (Küçükeşmen, Ç., 2006). Bu sistemler görünür mavi ışık üreten sistemler olup, standart, yumuşak (soft-start) ve kademeli polimerizasyon gibi farklı ışık uygulama modları eklenmiştir (Rueggeberg, F. A.ve ark., 2000).

1.3.2. LED Işık Kaynakları

450-485 nm aralığında dalga boyuna sahip görünür mavi ışık üreten, başlatıcı olarak bulunan kamforokinonun aktivasyonu için gerekli dalga boyuna sahip, ısı açığa çıkarmadan ve gereken dalga boyunda ışık üretildiği için ışığın filtre edilmesine gerek kalınmayan cihazlardır (Jiménez-Planas, A.ve ark., 2008; Santini, A., 2010). Halojen ışık cihazlarına göre göre oldukça uzun ömürlü lambalar olup (~10,000 saat) sistem içerisinde fan bulunmadığı için ışık şiddetinde değişiklikler gözlenmez (Soh, M. ve ark., 2004).

LED ışık kaynakları, avantajları ile güvenli bir çalışma ortamı sunmakla birlikte, ısı üretmemesi ve bu nedenle fan gibi, aygıtın hacmini arttıracak bir yapısının bulunmaması nedeniyle daha kullanışlı bir yapıya sahiptirler. Böylece, aygıtın daha hijyenik olması da sağlanabilmektedir. Ayrıca; enerjinin çok daha verimli kullanılabilmesi, bu aygıtların şarj edilebilir pillerle çalışabilen bir yapıda olabilmelerini, bu da aygıtın mobil ve daha rahat kullanımını sağlamaktadır (Kurachi, C. ve ark., 2001; Leonard, D. L. ve ark., 2002; Meyer, G. R. ve ark., 2002).

LED ışık kaynaklarının ilk jenerasyonu daha düşük güçte ışık çıkışına sahiptirler ve halojen ışık kaynakları kadar iyi performans gösterememişlerdir (Kobayashi, M. ve ark., 2000; Leonard, D. L.ve ark., 2002; Tsai, P. C. ve ark., 2004).

Birinci jenerasyon LED ışık kaynaklarında gücün düşük olmasının sebebi, kullanılan yarı iletkenlerin yapısı ve bunların dar alanda ancak belirli sayıda kullanılabilmeleriyle ilgilidir (Caughman, W. F. ve Rueggeberg, F., 2002).

İkinci jenerasyon LED ışık kaynaklarında ise, geniş tabanlı yarı iletkenler kullanılarak ışık gücü 900 mW/cm^2 nin üzerine çıkarılmıştır. İkinci jenerasyon LED ışık kaynakları daha yüksek güçte ışık çıkışıyla, farklı spektral dağılıma sahiptirler. Böylece daha iyi performans gösterirken, daha kısa ışıklatma süresi sağlarlar (Caughman, W. F. ve Rueggeberg, F., 2002).

İlk iki jenerasyon LED ışık kaynakları 450 ile 480 nm dalga boyları arasında spektral dağılım göstermektedirler (Uhl, A. ve ark., 2004). Bu dalga boyu aralığı, kamforokinon içeren kompozit rezin materyallerini polimerize etmek için uygundur. Ancak, daha düşük dalga boylarında aktive olan fotobaşlatıcı içeren kompozit rezinler üzerinde etkileri zayıf bulunmuştur (Park, Y.-J. ve ark., 1999).

Birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazları, PAC ışık cihazları gibi dalga boyu aralığı uyumlu olmadığından dolayı bazı kompozit rezinlerin polimerizasyonunu gerçekleştirememektedirler. Bu yüzden bazı üreticiler 405-410 nm dalga boyu aralığında da ışık gücü üretebilen, üçüncü nesil LED ışık kaynakları ise içerdikleri ekstra LED'ler ile daha düşük dalga boylarındaki foto başlatıcıları aktive etmekte, yüksek güçteki geniş tabanlı yarı iletken içeren ana LED lambası ile de dar spektrumda kamforokinonu aktive etmek için kullanılmaktadır (Price, R. B. ve ark., 2006). Üçüncü nesil LED ışık cihazları, ikinci nesil LED ışık cihazlarında olduğu gibi mavi diyod bulunmakta ancak bir ya da daha fazla düşük güçte diyod içermektedirler. Böylece mor diyodu oluşturabilmektedirler. Üçüncü nesil LED ışık cihazları mor ve mavi diyodu içermektedirler. Bu sayede kamforokinon ve diğer başlatıcıları (Irgacure, Lucerin) aktive edebilmektedirler (Rueggeberg, F. A. ve ark., 2005).

Price ve arkadaşlarının (2006), üçüncü nesil LED ışık kaynakları ile yaptıkları çalışmada, bu kaynakların polimerizasyon kapasitelerinin İkinci nesil LED ışık cihazlarına göre eşit ya da daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Bu

durumun kompozit rezin içerisindeki fotobaşlatıcıların aktive olduğu dalga boyuna bağlı olarak ortaya çıktığını vurgulamışlardır (Price, R. B.ve ark., 2006).

1.3.3. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)

PAC; iyonize moleküller ve elektronların gaza benzeyen bir karışımından oluşur. Lambası; Xenon ark lambasıdır ve 470 nm civarında dalga boyunda ışığa sahiptir. Bu ünitelerde, 650-850 mW/cm² civarında yüksek ışık gücü yoğunluğu meydana gelir ve 5-10 s gibi çok kısa ekspoz süreleri kullanılır. Cihazda halojen ışık kaynaklarındaki gibi filtreler bulunmakta olup, bu filtreler sadece mavi ışığa izin verirken diğerlerini filtre etmektedir. Halojen lambalara göre daha geniş bir dalga boyu aralığına sahip cihazlardır. (Malhotra, N. ve Kundabala, M., 2010) Ancak yapılan araştırmalar, cihazın yüksek ışık gücü yoğunluğu nedeniyle rezin materyallerin polimerizasyonunda büzülmelere yol açtığı ve kenar aralıklarını arttırdığını göstermektedir (Aw, T. ve Nicholls, J., 2001; Peutzfeldt, A. ve ark., 2000; Stritikus, J. ve Owens, B., 2000).

1.3.4. Lazer Işık Kaynakları

Diş hekimliği ve tıp gibi sağlık alanlarında yaygın olarak kullanılan, farklı dalga boylarına sahip hem yumuşak dokuda hem de sert dokularda kullanılabilecek lazer sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemlerden sadece 450-502 nm dalga boyuna sahip Argon lazerler kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılmaktadır. Isı enerjisini ışık enerjisine dönüştüren lazer genel olarak, her iki tarafında yansıtıcı ayna bulunan optik rezonans odası ve lazerin ismini belirleyen lazer aktif maddesini rezonans odasına yollayan pompa sisteminden oluşur (Caughman, W. F. ve Rueggeberg, F., 2002; Gonzalez, C., 1996; Hicks, M. ve ark., 1993; Küçükeşmen, Ç., 2006).

Dalga boylarına göre; mor ötesi (140-400 nm), mavi (görünür) (400-700 nm) ve kızıl ötesi (700 nm) spektrum olarak üç grupta toplanabilen lazerler tıbbi ve dental uygulamalar için yumuşak ve sert lazerler olmak üzere ikiye ayrılırlar. Yumuşak lazerler, tıp ve diş hekimliğinde, ağrı ve ödemin azaltılması, iyileşmenin

hızlandırılması için kullanılan düşük enerjili, atermik (soğuk) lazerlerdir. Helyum-Neon (He-Ne), Galyum-Arsenid (Ga-As) ve Galyum-Alüminyum-Arsenid (Ga-Al-As) lazerler gibi. Sert lazerler; yüksek enerjili, termik lazerlerdir. Tıp ve diş hekimliğinde en çok; Karbondioksit, Neodymium:Yttriyum-Alüminyum Garnet (Nd:YAG), Er:YAG, Argon ve Excimer sert lazerleri kullanılır (Gonzalez, C., 1996; Görgül, G. ve ark., 2005; Küçükeşmen, Ç., 2006; Lloret, P. R. ve ark., 2004). Lazer, başlangıç halindeki çürüklerin teşhisinde de kullanılabilir (Longbottom, C. ve Pitts, N., 1993).

Kompozit rezinlerin, Argon lazerle, görünür ışık kaynağından daha kısa sürelerde polimerize edildiği bildirilmiştir. Argon lazerin minenin çözünürlüğünü azalttığı, düşük enerji seviyelerinde çürük oluşumuna ve başlamış kök yüzey çürüklerinin ilerlemesine karşı belirgin direnç sağladığı da gösterilmiştir. Ayrıca lazer uygulanmış mine yüzeylerinin asitle dağlama sonrasına benzer pürüzlü-opak bir görünüm, dentinin ise asitlere karşı dirençli, sert ve kırılğan bir hal alarak, bu yüzeylere rezin retansiyonunun arttığı bildirilmektedir (Küçükeşmen, Ç., 2006). Lazer kullanılarak yapılan çalışmalarda kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olduğu, artık monomer oranının ise geleneksel sistemlerden daha az olduğu bildirilmiştir (Hicks, M. J.ve ark., 2000). Sistemin dalga boyu aralığının dar olması nedeniyle kompozit rezinlerin yapısında bulunan farklı tip polimerizasyon başlatıcıları aktive edemeyeceği ve pahalı olması gibi dezavantajları bildirilmiştir.

1.4. BİTİRME ve CİLALAMA İŞLEMLERİ

1.4.1. Aşındırıcı Kaplanmış Bitirme, Cila Disk ve Bantları

Aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar, ince polimer veya plastik bir zemin üzerine aşındırıcı partiküllerin yapıştırılması ile elde edilirler. Genellikle alüminyum oksit ile kaplanmaktadır. Disklerin üzerinde ince bir tabaka aşındırıcı olduğundan klinik kullanım etkinliği kısa sürelidir ve bundan dolayı tek kullanımlıktırlar. Belli bir sıra ile kullanılırlar, kaba grenli disk ile başlanır ve çok ince grenli disk ile bitirilir. Aşındırıcı kaplanmış diskler ve bantlar özellikle düz

veya konveks yüzeylerde kullanılırlar. İnsizal kenar ve embraşürleri içine alan ön bölgedeki restorasyonlarda ve interproksimal alanlardaki küçük fazlalıkların kaldırılmasında iyi sonuç verirler. Ancak bu tip malzemelerde dişeti ve kök yüzeyine zarar vermemek için özen gösterilmelidir. Arka bölgedeki kompozit rezin restorasyonların bukkal-lingual alanlarında, oklüzal yüzeylerde ve ön bölgedeki konkav lingual alanlarda sınırlı kullanıma sahiptirler. Bu alanlarda, aşındırıcı emdirilmiş fırçalar ve aşındırıcı lastiklerin sivri uçlu ve bardak tipleri daha iyi sonuç vermektedir. Esnek olan bu diskler basınç uygulamadan aralıklı olarak su spreyi altında kullanılırlar.

Aşındırıcı kaplanmış disk ve bantlar için; Sof-Lex System (3M ESPE), FlexiDisc (Cosmedent), Moore-Flex Polishing System ve Moore-Silicon Carbide Discs (E.C. Moore), OptiDisc (Kerr Corporation) ve Super-Snap (Shofu) örnek verilebilir (Jefferies, S. R., 2007; Ölmez, A. ve Kisbet, S., 2013).

1.4.2. Aşındırıcı İçeren Lastikler

Kompozit rezinlerin yüzey bitim ve cila işlemlerinde kullanılmak üzere aşındırıcı içeren çeşitli lastikler kullanılmaktadır. Cila lastiklerinde kullanılan aşındırıcı tipleri silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksittir. Diskler gibi, bitim ve cila işlemlerinde kullanılan lastikler de mevcuttur. Lastiklerin disklere göre en avantajlı olduğu konu, diş üzerindeki anatomik girinti ve çıkıntılara ulaşabilmeyi sağlayan çeşitli şekillerinin olmasıdır. Çeşitli boyutlarda olmak üzere tekerlek, bardak ve sivri uçlu şekilleri vardır. Diş hekimlerinin çeşitli diş boyutları ve şekillerine uygun olarak kullanabilmeleri için farklı şekillerde, boyutlarda ve sertlik derecelerinde setler halinde satılırlar. Bu lastikler genellikle düşük turlu cihazlarla kullanılmaktadırlar. Bazıları sterilizasyon sonrası tekrar kullanılabilir şekilde üretilmiştir. Cila lastiklerinde kullanılan aşındırıcı tipleri silikon karbid, alüminyum oksit, elmas, silikon dioksit ve zirkonyum oksittir. Başlangıç bitirme ve anatomik şekillendirme işlemleri için alüminyum oksit içerikli bitirme lastikleri ve ön cila işlemleri için silikon veya elmas içerikli cila lastikleri kullanışlı olmaktadır.

Cila lastikleri için Astropol (Ivoclar Vivadent), Enhance (Dentsply/Caulk), Comprepöl ve Composhine (Diatech Dental), Flexicups (Cosmedent), Identoflex (Kerr Corporation), Silicone Points C type (Shofu), Sof-Lex Spiral Finishing/Polishing Wheels (3M ESPE), Diacomp Plus Twist (EVE), PoGo (Dentsply), One Gloss (Shofu) örnek verilebilir. Alüminyum oksit partikülü içeren Enhance (Dentsply/Caulk) ve elmas partikülü içeren PoGo (Dentsply/Caulk) bitirme ve cila enstrümanlarında üretilen elastik polimer kullanılmaktadır. Elmas içeren lastikleri kullanırken yüzeyde ısı oluşumunu önlemek için fazla baskı uygulamadan kullanmak gerekmektedir (Jefferies, S. R., 2007; Ölmez, A. ve Kisbet, S., 2013).

1.4.3. Tek Aşamalı Sistemler

Uygun bitirme ve cila işlemlerinin uygulanması, kompozit rezin restorasyonların estetiğini, renklenmeye karşı dirençlerini ve ağızda kalış sürelerini arttıran önemli basamaklardan birisidir (Venturini, D. ve ark., 2006). Ayrıca uygun şekilde cilalanan kompozit rezinlerin yüzey sertliği artar ve postoperatif hassasiyetleri azaldığı tespit edilmiştir. Polimerizasyon sonrasında kompozit rezin materyallerin cilalanması estetik bir gereksinim olmakla beraber oral sağlık açısından da önemli bir prosedürdür (Koh, R. ve ark., 2008). Kompozit rezinlerde düzgün yüzeyler elde edilmesinde materyalin yapısı ve içeriği kadar kullanılan bitirme ve cila sistemi de önem taşımaktadır. Bitirme işlemi, ideal anatomik formun elde edilmesi amacıyla yapılan şekillendirme, cila işlemi ise bitirme işlemi sırasında yüzeyde oluşan düzensizliklerin giderilmesi ve pürüzlülüğün azaltılması işlemidir. Estetik restorasyonların bitirme ve cila işlemleri için karbid ve elmas frezler, alüminyum oksit partikülleri içeren aşındırıcı diskler, zımparalar ve cila patları kullanılmaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda, alüminyum oksit partikülleri içeren çok-aşamalı esnek diskler ile oldukça pürüzsüz yüzeyler elde edildiği gösterilmiştir (Jefferies, S. R., 2007).

Kompozit rezin restorasyonlarda kullanılmak üzere piyasada birçok bitirme ve cila sistemi bulunmaktadır. Her yeni geliştirilen sistem ile hem düzgün yüzeyler elde edilmesi hem de işlem basamaklarının azaltılarak klinik

uygulamanın kolaylaştırılması hedeflenmektedir. Bu amaçla mikro elmas partikülleri içeren aşındırıcı lastik, silikon karbid abrasiv partikülleri ilave edilmiş fırça gibi tek aşamalı sistemler geliştirilmiştir.

Yap ve arkadaşları (2004b) tek aşamalı cila sistemlerinin çok aşamalı sistemlerle benzer sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir. Bunun yanında harcanan zamanı, maliyeti azaltmak ve ayrıca çapraz enfeksiyon riskinin daha az olması için kompozit rezin materyallerin cilalanmasında tek aşamalı sistemlerin kullanılmasını önermişlerdir (Yap, A.ve ark., 2004b). Diğer bir çalışmada tek ve çok aşamalı cila sistemlerinin farklı kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisinin materyale bağımlı olduğu belirtilmiştir (Bashetty, K. ve Joshi, S., 2010).

Tek aşamalı cila sistemlerinde şekillendirme, bitirme ve cila işlemleri tek bir malzeme ile tamamlanabilmektedir. Bu sistemler sayesinde daha kısa zamanda pürüzsüz yüzeyler elde edilmektedir. Tek aşamalı elmas cila lastikleri için One-gloss (Shofu), Optrapol (Ivoclar) ve Pogo (Dentsply/Caulk) örnek verilebilir.

1.5. DİŞ MACUNU

Çürük oluşumunun başlıca etmeni olan bakteri plağının uzaklaştırılması amacıyla diş macunu ve diş fırçası kullanımı, yaygın bir yöntemdir. Dış kaynaklı renklenmelerin kaldırılmasında etkilidirler. Bakteri metabolizmasının son ürünü olan bu renklenmeler, yeşil ve sarıdan siyaha kadar olabilir. Lekelere ayrıca yiyecek, çay, kahve, kola içerikli içecekler ve kırmızı şarap da neden olabilir (Harris, N. O. ve Garcia-Godoy, F., 2004; Rover, J.-A. ve Leu-Wai-See, P., 2014). Yıllar içerisinde diş macunlarının içeriklerinin geliştirilmesi; diş plağı ve diş taşı oluşumunu önleme, başlangıç beyaz nokta lezyonlarını engelleme ve beyazlatma gibi çoklu amaçlarla diş macunlarının kullanılmasının önünü açmıştır (Davies, R. ve ark., 2010).

Diş macunlarının içeriğinde, mekanik temizleyiciler, nemlendiriciler, köpürtücüler, koku maddeleri, tat maddeleri, koruyucu maddeler, su, bağlayıcı ve ayırt edici (çürük önleyici, antitartar, beyazlatıcı, hassasiyet giderici vs.) ajanlar bulunur (Davies, R.ve ark., 2010).

Diş macunları bakteri plağı ve yüzeyel lekelenmeleri uzaklaştırmalı ancak mine gibi diş sert dokularında ve restoratif materyallerde çok az abrazyon ve yüzey pürüzlülüğüne neden olmalıdır (Senawongse, P. ve Pongprueksa, P., 2007). Ancak aşındırıcılara bağlı mine yüzeyinin sertliğinde azalmalar ve pürüzlenmeler bildirilmektedir (Hilgenberg, S. P. ve ark., 2011). Diş macunlarına katılan aşındırıcıların bakteri plağı ve dışsal renklenmeleri yüzeyden uzaklaştırarak oluşturduğu pürüzlenmelerin, bakteri plağı tutunma indeksini (0,2 µm) geçmemesi gereklidir (Bollenl, C. M.ve ark., 1997).

1.5.1. Diş Macunlarının İçeriklerinde Bulunan Maddeler

1.5.1.1. Aşındırıcılar (Mekanik Temizleyiciler)

%10-40 oranında bulunmaktadır. Diş macunlarının en önemli fonksiyonu, diş yüzeylerini temizlemektir. Bu temizleme fonksiyonu, plak eliminasyonu ve gıda artıklarının uzaklaştırılması ile sağlanır. Bunların kaynağı gıdalar, çay, kahve, kırmızı şarap ve tütün gibi alışkanlıklardır (Clarkson, J. J. ve McLoughlin, J., 2000).

İdeal bir diş macunu düşük aşındırıcı yapıda ve tübülleri tıkayıcı özellikte olmalıdır. Aşındırıcı sistem, sıvıda çözünmeyen, inert, toksik olmayan ve tercihen beyaz olmalıdır (Moore, C. ve Addy, M., 2005). Diş macunu yapısında sıklıkla kullanılan aşındırıcılar şunlardır: hidrate silika, kalsiyum pirofosfat, dikalsiyum fosfat dihidrat, sodyum metafosfat, perlit, sodyum bikarbonat, zirkonyum silikat, pomza tozu, alüminyum oksit, kalsiyum karbonat, nano hidroksiapatittir (Lippert, F., 2013).

Diş macunlarının aşındırıcılık derecesi içerisinde bulunan aşındırıcıların sertliği, aşındırıcıların partikül büyüklüğü ve partikül şekline bağlıdır. Ancak başka özellikler de diş macununun aşındırıcılık potansiyelini etkileyebilir. Diş fırçalama tekniği, diş fırçasının baskısı, fırça kıllarının sertliği, fırçalama esnasında fırça darbelerinin yönü ve sayısı aşınmayı etkiler (Harris, N. O. ve Garcia-Godoy, F., 2004). Aşındırıcılar, deterjanlar ve bunların kombinasyonları dentinde farklı miktarda aşınmaya yol açarlar (Claydon, N. ve ark., 2004). Silika içerikli diş macunları, dikalsiyum fosfat içerikli macunlardan daha aşındırıcı olmalarına rağmen, daha fazla tübüler tıkama sağlarlar (Moore, C. ve Addy, M., 2005).

1.5.1.2. Nemlendiriciler

Nemlendiriciler diş macunu yapısında oluşabilecek nem kaybını önlerler. Böylece macunun sertleşmesi riskinin önüne geçilir, diş macununun yapısının güçlendirerek ağızda daha iyi hissedilmesini sağlar. Ayrıca tatlandırıcı etkileri de olabilirler (Forward, G. C. ve ark., 1997).

En yaygın olarak kullanılan nemlendiriciler gliserin, sorbitol ve propilen glikol, ksilitol, isomalt, eritritol ve mannitoldür (Forward, G. C. ve ark., 1997; Harris, N. O. ve Garcia-Godoy, F., 2004; Lippert, F., 2013). Bunlar içerisinde en sık gliserin ve sorbitol kullanılır. Bu nemlendiriciler toksik değildir. Ama varlıklarında küf veya bakterilerin üremesi söz konusu olabilir. Bu sebeple yapıya koruyucuların eklenmesi gerekir. Nemlendiriciler diş macununun yoğunluğunu da temin ederler. Ama varlıklarına rağmen diş macununda katılaşma olabilir. Bunun önüne geçebilmek için inceltici ve bağlayıcı ajanların eklenmesine ihtiyaç duyulmuştur. Yüksek konsantrasyonda (>% 40), nemlendiriciler ayrıca koruyucu olarak fonksiyon görürler (Dağ, C. ve Özalp, N., 2013).

1.5.1.3. Sabunlar ve Deterjanlar

%1-3 oranında bulunmaktadır. Diş fırçası kılları, debris ve plağı yerinden kaldırırken sabunların köpürücü etkisinin yardımıyla ve yüzey geriliminin azaltılarak gevşek materyalin uzaklaştırılması sağlanır. Deterjanların piyasaya çıkmasıyla sabunlar diş macunlarının yapısından hızlı şekilde çıkarıldılar. Günümüzde en yaygın kullanılan deterjanlar; sodyum lauril sülfat (SLS), sodyum alkali sülfosfat, sodyum N-Lauril sarkosinat şeklinde sıralanabilmektedir. Sodyum lauril sülfat (SLS), kararlı yapıdadır (Liebenberg, W., 2006).

1.5.1.4. Bağlayıcılar

%1-2 oranında bulunmaktadır. Diş macununa koyuluk veren, şeklini korumasını sağlayan hidrofilik yapıda maddelerdir. Diş macununun stabilitesini ve kıvamını kontrol ederler. Ayrıca diş macununun ağızda kolay dağılmasını sağlarlar. Sıklıkla kullanılan bağlayıcılar carrageenates, aljinat, sodyum karboksi metilselüloz, magnezyum alüminyum silikat, sodyum magnezyum silikat, kolloidal silikadır (Forward, G. C.ve ark., 1997).

1.5.1.5. Tatlandırıcılar

Diş macununun tadını iyileştirmekte önemli role sahip yapılardır. Bu ajanlar sentetik maddelerdir ve ürünün içeriğindeki diğer kimyasallarla uyumlu olmasına dikkat edilmelidir. En yaygın kullanılan tatlandırıcılar sodyum sakkarin, sukraloz ve ksilitoldur (Jardim, J. J. ve ark., 2009).

1.5.1.6. Renklendiriciler

Tüketici için çekici olması amacıyla birçok diş macununa renklendirici ajanlar katılmaktadır. Beyaz renk için titanyum dioksit tozunun katılması çok yaygındır. Eritrosin kırmızı renk, tartrazin ise sarı renk için kullanılır.

1.5.1.7. Su

Diş macunları içlerine katılan en ucuz ajan olan su, diş macunu içerisindeki inorganik aktif içerikler ve özellikle florür için en önemli çözücüdür. Diş macunu içerisinde ortalama %20-40 oranında bulunur (Lippert, F., 2013).

1.5.1.8. Koruyucular

%0,05-0,5 oranında bulunmaktadır. Diş macunu nemlendiricilerinin çoğu ve organik bağlayıcıların bazıları, küf mikroorganizmalara karşı duyarlıdır. Diş macununun bakteriyel kontaminasyona karşı korunmasını sağlayan ajanlardır. Sodyum benzoat, metil paraben, etil paraben, formaldehit ve diklorofen en sık kullanılan koruyucu ajanlardır (Lippert, F., 2013; West, N. X. ve Moran, J. M., 2008).

1.5.2. İçerdikleri Maddelere Göre Diş Macunlarının Sınıflandırılması

1.5.2.1. Çürük Önlemeye Yönelik Olan Diş Macunları

Mikroorganizmaların ürettikleri asit nedeniyle oluşan diş çürüğünü önlemek amacıyla diş macunlarına ilave edilen terapötik ajanların başında fluorür (fluorid) gelmektedir. Fluorürler kadar diş macununun kapsadığı aşındırıcılar (abrazivler) önemlidir. Diş macunu yaklaşık %40-50 kadar aşındırıcılar içerir ve bunlar dişleri temizlenmesinde önemli rol oynarlar. Ancak aşındırıcıların fluorürlerle reaksiyona girerek çözünmez bileşikler yaratmamaları gerekir. Diş macunlarına ilk fluorür ilavesinde bu madde kalsiyum karbonat ile birlikte kullanılmış; ancak buradan açığa çıkan kalsiyum, fluorürler ile birleşerek kalsiyum fluorür (CaF_2) oluşturmuştur. Bu madde çözünmez ve dişler fluorürlerden hiçbir şekilde yararlanamaz. Diş macunları içindeki fluorürler çok farklı bileşikler gösterirlerse de bugün üç formül en geçerli olarak kabul edilmektedir: Sodyum fluorür (NaF), Sodyum mono fluoro fosfat (SMFP) ve Kalay fluorür (SnF_2) (Andersson, M. ve Hindsén, M., 2007). Fluorid, ağız sağlığının yükseltilmesinde anahtar unsurdur ve diş çürüklerinin önlenmesinde çok önemlidir. Su kaynaklarında florlamanın

yapılmadığı ve içme suyundaki florür düzeyinin 0,7 ppm'in altında olduğu durumlarda flor uygulaması önerilmektedir. Tüm dünya piyasasında diş macunları 1000-1500 ppm F taşırlar. Genelde 1000-1100 ppm en sık rastlanılanıdır. Bunlar NaF, SMFP veya SnF₂ şeklinde olabilir. Diş macununun kabında yazan F miktarı yüzde ağırlık olarak NaF için %0,22-0,24; SMFP için %0,76-0,80; SnF₂ için ise %40 kadardır (Marinho, V. C. ve ark., 2003).

Bakteri metabolizması üzerine floridler 50 ppm düzeyindeyken etkilidir. 100 ppm ve üzeri konsantrasyonlardaki florid ise plak içinde birikir. Çürük gelişimi başlayıp asidik ortam oluştuğunda, plak yapısına katılmış olan florid iyonik forma geçer. Mine yüzeyindeki bu aktif florid iyonları fluorhidroksiapatit olarak remineralizasyonu teşvik eder. Bu lezyonun fizyolojik olarak restore olmasıdır ve çok daha dayanıklı bir yüzey elde edilir (Harris, N. O. ve Garcia-Godoy, F., 2004). Floridin etkilerinden birisi de glikolizisi inhibe etmesidir. Ayrıca florid Streptococcus mutans'ın karyojenik potansiyeli üzerine de etki eder. Yüksek konsantrasyonlarda bakterisidaldir (Marinho, V. C. ve ark., 2003).

1.5.2.2. Plak Oluşumunu Önleyen, Antibakteriyel Özelliğe Sahip Diş Macunları

Plak oluşumunu önleyen ajanlar, plak bakterileri üzerinde direkt etkili olabilirler veya fırçalama esnasında plağın farklı komponentlerini kaldırabilirler. İdeal bir plak oluşumunu önleyen beklenen özelliklerin başında hızlı ve yüksek antimikrobiyal aktiviteye sahip olması gelir. Bu maddeler önce ağız gargarası olarak kullanılmaya başlanmış, etkili olduğu görülünce diş macunlarına ilave edilmiştir. En çok bilinenlerden bir tanesi çinko bileşikleridir ve genellikle çinko sitrat halinde diş macunlarına ilave edilirler. Diş macunları içindeki konsantrasyonları %0,50-0,75 kadardır. Yapılan bir çalışmada, çinko sitrat tuzu içeren diş macunlarının plak oluşumunu önleyici edici potansiyeli olduğu ve gingival sağlığı geliştirdikleri saptanmıştır. Çinko sitratın etkisini artırmak, sinerji sağlamak amacıyla başka antimikrobiyal ajanlar örneğin klorheksidin, heksetidin ve sanguinarin diş macunlarının yapısına katılmıştır. Trigliserid yağların kullanımı ile metal tuzlarının aktivitesi artmıştır. İlk olarak yağ dişin yüzeyini sarar ve tuzun

diş yüksek konsantrasyonda temasını sağlar. İkinci avantajı olarak ise macunun yapısına daha yüksek konsantrasyonda tuz katılmasına imkan tanınması gösterilmiştir (Moran, J. ve ark., 2001). Çinkonun en önemli etkisinin, bulunduğu plakta bakteriyel proliferasyon oranını azaltmasıyla ortaya çıktığı belirlenmiştir (Moran, J. ve ark., 2005).

Bakterilerin pek çok türüne karşı etkili olan Triklosan, geniş spektrumlu bir antibakteriyel ajandır. Triklosan, 1990'ların başında diş macunlarının içine plak oluşumunu ve gingivitis önlemek için eklenmeye başlanmıştır. Triklosan yaklaşık %0,2-0,3 oranında diş macunlarında bulunmaktadır. Genellikle yavaş salınım için başka bir kopolimerle ve/veya başka bir antimikrobiyal ajanla (çinko sitrat), klinik etkiyi artırmak için kombine edilir. Bunun tükürük bakteri sayısını ve gingivitis azalttığı gösterilmiştir. Pek çok ağız bakterisine ve mayaya karşı aktivitesi vardır (Robertshaw, H. ve Leppard, B., 2007). Bunlara ek olarak son yıllarda xylitol ve probiyotik de diş macunlarına ve ağız gargaralarına eklenmektedir.

Xylitol, diğer şeker alkollerinden örneğin sorbitolden farklı olarak ağız bakterilerince fermente edilmez ve böylece asit oluşumu da önlenmiş olur. Xylitolün antimikrobiyal etkisi, metabolik reaksiyonlar yoluyla bakteri üremesini engelleyerek gerçekleşir. Xylitol varlığında S.mutans üreme hızı yavaşlar, yüzeylere yapışabilirlikleri azalır, proteolitik aktiviteleri artar, sakkarozdan asit oluşturabilme güçleri azalır (Hildebrandt, G. H. ve Sparks, B. S., 2000; Makinen, K. ve ark., 1995).

Probiyotik olarak adlandırılan birçok mikroorganizma vardır. Lactobacillus ve Bifidobacterium yaygın probiyotiklerdir. L.reuteri'nin S.mutans sayısını azaltarak çürük profilaksisinde önemli bir yeri olduğu düşünülmektedir. Bunun yanı sıra ağız boşluğundaki kandida sayılarını da azaltarak ağız enfeksiyonlarını kontrol altına almadada etkili olduğu hakkında bulgular vardır (Brown, A. C. ve Valiere, A., 2004; Meurman, J. ve Stamatova, I., 2007).

1.5.2.3. Diş Taşı Oluşumunu Azaltıcı Etki Gösteren Diş Macunları

Diş taşı oluşumunu kontrol eden diş macunları, plağın diş taşı şeklinde mineralize olmasını sağlayan süreci önlerler. Yararları sadece supragingival diş taşının oluşumu üzerindedir. Supragingival diş taşının oluşumunu önlemek için kullanılan inhibitörlerin arasında pirofosfatlar, fosfatlar, çinko tuzları, polivinil eter gibi kimyasallar bulunmaktadır. Pirofosfatlar kalsifikasyonu durdurmaktadırlar ve pirofosfatların bulunduğu ortamlarda kalsiyum-fosfat çökelmemektedir. Genelde %3-3,3 kadar pirofosfat taşıyan diş macunları antitartar diş macunları olarak başarı ile kullanılmaktadırlar (Liu, H. ve ark., 2002).

1.5.2.4. Diş Hassasiyetini/Dentin Duyarlılığını Gideren Diş Macunları

Dentin duyarlılığı hastalar tarafından genel olarak farklı uyaranlarla oluşan keskin ağrı olarak tanımlanır. Dentin duyarlılığı hastaları oldukça rahatsız eden yaygın bir problemdir. Pek çok olguda diş eti çekilmesi söz konusudur. Diş eti çekilmesi ile kök yüzeyi açılır ve ince sement tabakası kalkarak dentin tübülleri ekspozе olur. Tübüller bir kez açıldığında odontoblastların protoplazmik uzantılarında ortama ekspozе olur. Tübüle içi sıvılardaki herhangi bir değişiklik odontoblastları uyarır. Sinir depolarize olur ve hasta ağrı hisseder. Dentin duyarlılığı dışardan gelen etkenler sonucu dentin lenfinin hareketi sonucu pulpadaki sinir uçlarının uyarılması ile oluşur. evcuttur. Sıvı hareketini önlemek için dentin tübülleri tıkanmalı veya sinir desensitizasyonu yapılarak uyarının iletimi önlenmelidir. Dentin duyarlılığının kontrolünde uygulanacak birincil tedavi yöntemi açık dentin tübüllerini tıkamak veya skleroze etmektir.

Stronsiyum iyonları da çökelerek tübüle kapanma sağlanmasında kullanılmıştır. Stronsiyum klorid, bir süre diş macunlarının yapısına katılmıştır, ancak bu karışım uzun süre kullanılmamıştır. %10 SrCl₂ taşıyan diş macunları gerçekten dentin duyarlılığını azaltırlar, ancak başarı için uzun süreli kullanım (3-6 ay) gerekir, ayrıca tatları hastalar tarafından beğenilmemektedir. Kalay florid, alüminyum, potasyum, ferrik oksalatlar ve floridler bu amaçla kullanımda olan aktif içeriklerdir. Bir araştırmaya göre oksalat içerikli bitkisel özlerin uygulanması

ile dentinde ve dentin tübüllerinde mikrokristal oluşumu arttığı bildirilmiştir. Düşük kalsiyum ve yüksek oksalat içerikli preparatlar (oksalat/kalsiyum oranı >1), oksalatın kalsiyuma bağlanmasını, dentin tübüllerinde kalsiyum oksalat oluşmasını teşvik eder. Dentin tübül ağzlarında kristallerin çökmesi ile tübüllerin kapanması sağlanır. Oksalatlar kristal oluşturarak dentin geçirgenliğini azaltırlar ancak doğada çok az gıda oksalat içeriğine sahiptir. Örneğin ıspanak, raven ve nane gibi yaygın kullanılan bazı sebzelerde vardır ve bu ürünlerden diş macunları ve jellerin hazırlanması kolaydır (Jacobsen, P. L. ve Bruce, G., 2001).

Son yıllarda potasyum klorürden (KCl) yararlanılmaktadır. Bilindiği gibi potasyum organizma için önemli elementlerden biridir ve potasyumun pulpanın duyu sinirlerini depolarize ettiği ve bu yolla ağrının iletimini durdurduğu gösterilmiştir. Böylece potasyum potansiyel sinir iletiminin başlamasını bloke etmektedir ve dışardan gelen etkenler dentin lenfini harekete geçirse bile ağrı iletimi durdurulabilmektedir. Buradan hareketle dentin duyarlılığını azaltmak için KCl taşıyan diş macunları üretilmektedir. Bunların içine çürük önleyici etken olarak fluorürler de ilave edilmektedir (Jacobsen, P. L. ve Bruce, G., 2001; Ülgen, R.).

1.5.2.5. Beyazlatıcı Diş Macunları

Diş hekimleri tarafından uygulanan beyazlatma ajanlarının yanı sıra, hastaların kendilerinin uygulayabileceği estetik uygulamaların başında beyazlatıcı etkili diş macunları gelir. Son zamanlarda beyaz dişlere olan talebin artması ve estetiğin daha çok ön plana çıkması ile beyazlatıcı diş macunlarının da önemi artmıştır. Son yıllarda diş macunları; plağı, tartarı, çürüğü ve dentin hassasiyetini azaltmaya yönelik olanlar terapötik amaçlılar ve dişler üzerindeki lekeleri uzaklaştırarak dişlerin beyazlatmasını sağlayan kozmetik amaçlı diş macunları olarak iki kategoriye ayrılmışlardır (Amaral, C. M. ve ark., 2006; Hossain, A. ve ark., 2006; Worschech, C. C. ve ark., 2006). Beyazlatıcı diş macunları, macunun temizlik etkinliğini artırarak ya da dişlerin beyazlamasını sağlayarak etki gösterirler. Bu amaçla kullanılan hidrojen peroksit (HP) ve karbamit peroksit (KP), sodyum bikarbonat, hidrate silika, alüminyum oksit, kalsiyum karbonat,

dikalsiyum fosfat dihidrat, kalsiyum pirofosfat veya perlit içeren formülasyonlarla beyazlatıcı diş macunları diş minesinin yüzeyindeki pigmentli biyofilmleri ve kromoforları mekanik olarak uzaklaştırır (Maldupa, I. ve ark., 2012; Vaz, V. T. P. ve ark., 2019). Bu aşındırıcıların günlük kullanımı yüzey renklenmesini değiştirip, biyofilmlerin, kromoforların yapışmasını, pigmentasyonunu azaltarak diş minesi yüzeyinde değişikliklere neden olur. Oksitleyici veya enzim içeren beyazlatıcı diş macunları, dişlere yapışan pigmentleri kimyasal olarak değiştirerek, renk bozulmasının yoğunluğunu ve görünümünü azaltır (Vaz, V. T. P.ve ark., 2019).

Beyazlatıcı diş macunlarının büyük bir kısmı dişleri beyazlatmaktan çok yüzeydeki lekeleri kaldırarak dişlerin rengini açmaktadır. Abrazivler dışında macun içindeki titanyum dioksit partikülleri de diş yüzeyindeki çukurcuklara dolarak dişin daha beyaz görünmesi ile illüzyon yaratır (Joiner, A., 2010; Maldupa, I.ve ark., 2012; Sharif, N. ve ark., 2000). Diş macununun aşındırma derecesi abraziv partiküllerin yapısının yanında partikülün şekline ve büyüklüğüne de bağlıdır (Joiner, A., 2010; Maldupa, I.ve ark., 2012). Aynı zamanda hidrate silika ve kalsiyum karbonat gibi kimyasal olarak farklı yapıdaki abrazivlerin farklı temizleme ve aşındırma değerlerine sahip olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Joiner, A., 2010; Liljeborg, A. ve ark., 2010; Maldupa, I.ve ark., 2012). Beyazlatıcı diş macunlarının leke çıkarıcı etkisi, içerdikleri aşındırıcı miktarına bağlı olarak değişebileceği gibi her zaman doğrudan ilişkili değildir (Lima, D. A. N. L. ve ark., 2008; Schemehorn, B. R. ve ark., 2011). Bu partiküllerin sertliği, şekli ve büyüklüğünün yanı sıra pH değeri de diş macununun aşındırma kapasitesini belirler (Hilgenberg, S. P.ve ark., 2011).

1.5.2.6. Mavi Kovarin (Blue-Covarin) İçeren Beyazlatıcı Diş Macunları

Dişlerde beyazlatmada macunların içeriğine eklenen mavi kovarin pigmentiyle yeni bir gelişme elde edilmiştir. Optik modifiye edici diş macunları, diş yüzeyinde ince, yarı saydam bir mavimsi pigment filmi bırakarak dişlerin görünen rengini değiştirmeye yarayan mavi kovarin gibi pigmentler içerir. Işığın etkileşimini değiştirmesi sayesinde anında daha beyaz ve daha parlak görünen dişlere sahip olmamızı sağlar. Dişlerin içindeki diş yapısının rengini değiştiren

pigmentlerin çıkarılması veya değiştirilmesinin aksine, diş beyazlığı algısını optik bir etki ile değiştirmeye çalışır. Bu optik etki, mine yüzeyinin üzerinde ince bir mavi filmin birikmesiyle meydana gelir. Mavi kovarin pellicül kaplı diş yüzeylerinde tutulur, sonuç olarak diş beyazlığının ölçümü ve algısında bir artışa neden olan bir renk kaymasına neden olur (Dantas, A. A. R. ve ark., 2015). Diş renginde sarıdan maviye geçiş sağlanarak diş beyazlığı algısı değiştirilmiştir. Bu optik prensipleri kullanarak, mavi kovarin pigment içeren silika bazlı bir diş macunu geliştirilmiştir. Diş macunu mavi kovarin pigmentini diş yüzeyine bırakır, fırçalama sırasında diş sarı renkten mavi renk tonuna geçiş yapar. Bu sarılıktaki azalma dişlerin daha beyaz görünmesini sağlar (Tao, D. ve ark., 2017). Diş beyazlatmada b^* değerlerinde (sarılık) azalmanın önemi göz önüne alındığında; diş yüzeyine mavi renkli ajanların bırakılması, dişin optik özelliklerinde, özellikle sarı ve mavi renk kaymasında, özellikle diş beyazlatma ölçümünü ve algısını artıracak olumlu değişimlere yol açacağı varsayılmıştır. Mavi kovarin içeren beyazlatıcı diş macununda “corein kılıfı” silika esaslıdır; bu sayede mavi kovarin, saydam bir kılıfla çevrelenmiş renkli bir göbeğe dahil edilmiştir. Mavi kovarin içeren silika bazlı beyazlatıcı diş macununun, mine remineralizasyonunda belirgin bir artış ve mine demineralizasyonunda azalma sağladığı görülmüştür. Mavi kovarin içeren silika bazlı beyazlatıcı diş macunları, mevcut beyazlatıcı diş macunlarının haftalar boyunca dışsal lekeleri çıkararak ulaştığı beyazlığa; bir fırçalamadan hemen sonra gerçekleştirilebileceği gösterilmiştir. Her fırçalamada dişler üzerine taşınan mavi kovarin ürünün kullanıcısına ani ve algılanabilir bir beyazlatma yararı sağlamasına yardımcı olur (Joiner, A., 2009). Çalışmamızda beyazlatıcı diş macunu olarak Signal White Now Care Correction (Unilever, Bulgaristan) kullanılmıştır.

1.5.2.7. Aktif Kömür/Karbon İçeren Beyazlatıcı Diş Macunları

Aktif kömür gözenekli yüzeyi sayesinde toksinleri ve kimyasalları gözeneklerinde adsorbe eder. Genel olarak diş yüzeyinden ve ağızdan toksinleri çekme özelliğine sahiptir. Güçlü bir antioksidandır. Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA), aktif kömürün çok aşındırıcı olduğu için diş minesini kaldırabileceği konusunda uyarılmaktadır. Aktif kömürün beyazlatma etkisi,

kromoforları ağız boşluğu içinde adsorbe etme ve tutma kapasitesine dayanmaktadır. Aktif kömür son derece gözenekli ve son derece yüksek bir yüzey alanına sahiptir, bu da dişlerin etkili ve aşamalı bir şekilde temizlenmesini sağlar (Vaz, V. T. P.ve ark., 2019). Aktif kömürle bir süre fırçalamanın dişlerin görünümünü iyileştirdiği ve dişleri üç renk tonuna kadar daha açık hale getirdiği bulunmuştur. Aktif kömür, ağzın pH'ını değiştirir ve ağızda bakteri ve diğer organizmaların gelişmesini ve üremesini önler, neden olabilecekleri enfeksiyonlardan korunmamızı sağlar. Aktif kömür, çoğunlukla organik bileşiklere bağlanır ve mineralleri bağlamaz. Dişi demineralize etmediği için dişlerin kalsiyum seviyelerini değiştirmez. Aktif kömür, herhangi bir yüzeye yapışmaz, ağız içerisine verdiği siyah renklenme kolaylıkla ağızdan yıkanarak uzaklaştırılabilir. Aktif kömür, özellikle kahve ve çay gibi içeceklerin neden olduğu yüzey lekelenmeleri üzerinde çalışır. Bunun nedeni, bu lekeleri dişlerden çekmesine izin veren emici özellikler içermesidir. Genellikle antibiyotiklerden veya diğer içsel kaynaklı renklenmelerde kullanılmaz (Agrawal, P. ve ark., 2018).

1.6. DİŞ FIRÇASI

Diş fırçalarında materyal homojenliği, kıl ölçülerinin eşit olması, elastikiyeti, kırılmaya dayanıklılık açısından naylon kıllar temizlik açısından üstündür. Doğal kıllar ortalarındaki kanal nedeniyle kontaminasyona, kırılmaya müsaittirler ve elastikiyetlerini kolay kaybederler. Uçları yuvarlatılmış kıllar, düz kesimli kıllara göre dişetinde daha az irritasyona neden olurlar. Kıl sertliği çapı ve uzunluk ile orantılıdır. Diş fırçalarında genellikle kullanılan kılların çapı; yumuşak kıllar için 0,2 mm, orta sertlikteki kıllar için 0,3 mm ve sert kıllar için 0,4 mm civarındadır (Claydon, N. C., 2008).

Fırça ile uygulanan kuvvet, fırçalama tekniği, fırçanın kıllarının sertliği ve yerleşimi fırçanın temizleme etkinliğini belirleyen başlıca faktörlerdir. Üretici firma tarafından farklı açılarda ve uzunluklardaki fırça kıllarının geliştirilmesi ile günümüzde fırça tasarımları çok daha karmaşık hale gelmiştir. Diş macunu içindeki abrazyon partikülleri ile fırça kıllarının teması ile diş yüzeyindeki plak ve lekeleri uzaklaştırma mekanizması araştırılmaktadır (Lewis, R. ve ark., 2004).

Diş fırçalama sırasında diş macunu tükürük ile hızlı bir şekilde seyreltilmektedir, *in-vitro* deneylerde ise diş macunu distile su ile seyreltilmektedir. Ancak; spesifik proteinleri ve iyonları içeren spesifik yapıdaki tükürük diş fırçalama sırasında pürüzlülüğü etkilemektedir (Heintze, S. ve Forjanic, M., 2005; Heintze, S. ve ark., 2010).

ISO standartlarına göre fırçalama ile ilgili testlerde 0,5 ile 2,5 N arasında yük uygulaması gerektiği belirtilmiştir ancak; bu çalışmalar materyallerindeki aşınmayı belirlemek için uygulanan çalışmalardır. Diş fırçası ve diş macunlarının kompozit rezin materyalini aşındırmasında; kullanılan abrazyon test cihazı, kompozit rezinin kendisi, diş macunu içeriği ve fırçanın tipinin etkili olduğu bildirilmiştir (Heintze, S. ve Forjanic, M., 2005).

Fırça ile uygulanan kuvvet, fırçalama tekniği, fırçanın kıllarının sertliği ve yerleşimi fırçanın temizleme etkinliğini belirleyen faktörlerdir. Farklı açılarda ve uzunluklardaki fırça kıllarının geliştirilmesi ile günümüzde fırça tasarımıyla çok daha karmaşık hale gelmiştir. Diş macunu içindeki abrazyon partikülleri ile fırça kıllarının teması ile diş yüzeyindeki plak ve lekeleri uzaklaştırma mekanizması araştırılmaktadır (Lewis, R.ve ark., 2004).

Manuel diş fırçası kullanılarak diş fırçalandığında 140-720 g arasında yük uygulandığı (ortalama değer olarak 330 g) tespit edilmiştir (Heintze, S.ve ark., 2010). Elektrikli diş fırçalarının performansını, uygulanan yük ve diş macunu kullanımı etkilemektedir. Fazla yük uygulaması fırçalama etkinliğini azaltmaktadır (Lea, S. C. ve ark., 2007).

Kompozit rezinlerde fırçalamanın yüzeyi aşındırdığı bildirilmiştir. Fırçalama sırasında yumuşak polimer matriks aşınarak geriye inorganik yapıyı bırakmaktadır. Fırça kılları parlatmada kullanılan lastik frezler ya da diskler gibi doldurucuları aşındırıp düzleştiremediğinden yüzey pürüzlü kalmaktadır (Neme, A. ve ark., 2002).

Diş fırçaları, kılların yapıldıkları materyalin tipi, sertliği, boyutları ve fırça başındaki yerleşimlerine bağlı olarak sayısız varyasyon gösterebilirler. İngiltere Standartlar Enstitüsü, diş fırçalarının kıllarını yumuşak, orta sertlikte ve sert olarak sınıflandırmıştır. Yeni geliştirilen diş fırçalarında kıllar boyut olarak ve yerleşim açısından farklı şekillerde kombine edilmişlerdir. Ayrıca fırçanın boyun ve baş açıları ve sapının şekli de değişebilir. Fırça kılları ve diş macunu arasındaki etkileşim de çok önem taşımaktadır. Sert bir fırça yumuşak olana göre standart bir macunla birlikte kullanıldığında daha aşındırıcıdır (BS 5757, 1987). Fırça başı küçük, düz saplı, 0,3 mm çaplı ve 10,3 mm uzunluğunda naylon kıllı, uçları yuvarlatılmış, 2-4 sıra demetli, her sırada eşit aralıklarla dizilmiş 5-12 kıl demeti olan ve her demette 80-86 kıl olan bir fırça ideal kabul edilmektedir. Kıl sertliği; kılın çapı ve uzunluğu ile orantılıdır. Diş fırçalarında genellikle kullanılan kılların çapı; yumuşak olanlar için ortalama 0,2 mm, orta sertlikteki kıllar için 0,3 mm ve sert kıllar için 0,4 mm'dir. Çocuklar için bu fırça, daha küçük başlı, daha ince kıl çaplı (0,1 mm) ve daha kısa kıllı (8,7 mm) olmalıdır. Yumuşak kıllar daha esnektir; diş-dişeti birleşimini, dişeti oluşunu daha iyi temizler ve interproksimal bölgelere daha iyi girer. Sert kılların kullanımında ise daha fazla dişeti çekilmeleri ortaya çıkmaktadır (Taylor, J. Y. ve ark., 1995; Van der Weijden, G. ve ark., 1995). Çalışmamızda yumuşak kıl dokusuna sahip olan Signal Sensitive Expert (Unilever, Almanya) diş fırçası kullanılmıştır.

1.7. DİŞ FIRÇALAMA SİMULATÖRÜ

Diş yüzeyleri ya da dolgu maddelerinin belli bir süre sabit kuvvetle fırçalanması sonucu aşınma durumlarının değerlendirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Dişlere uygulanan fırçalama işlemi ağız ortamında diş fırçalama işlemleri sonucu oluşan aşınmaların taklit edilmesine imkân sağlamaktadır.

Düz eksenlerde fırçalama (ileri-geri, sağ-sol), çapraz fırçalama, yuvarlak ("0" ve "8" çizir tarzda) fırçalama şeklinde üç fırçalama modu bulunmaktadır. Dairesel modda daire çapı ve doğrusal harekette hareket mesafesi 5-20 mm arasındadır. Hareket hızı 1-40 mm/sn arasındadır. Haznelere 25 mm çapında örnek yerleştirilmektedir. Kullanıcı ilk olarak fırça tutucu parçaları en üst

pozisyona alarak örnek haznesinin üstünü boşaltmalıdır. Örneklerin istenilen pozisyonda oryantasyon ve yükseklik ayarı yapıldıktan sonra kabın ön tarafındaki civata saat yönünde çevrilerek sıkıştırılır. Fırça tutuculara istenilen fırça örneği bağlanarak yan tarafında bulunan sıkma pimi yardımıyla sıkıştırılmalıdır. Fırça sabitleme işleminden sonra fırça tutucu başlık serbest bırakılarak dişin üstüne bırakılmalıdır. Fırçalama simulatorsünde bulunan tüm fırça tutucular kabın aynı noktasına temas etmektedir. Fırçalar başlangıç pozisyonuna getirilerek deney parametreleri girilmelidir. Fırçaların üst kısmında bulunan ağırlık takozunun üstüne dişe uygulanması gereken ağırlıklar eklenmelidir. Her bir fırça için 500 g kadar ağırlık eklenebilmektedir. Deney süresince fırçalara ve fırçalama simulatorsü tablasına müdahale edilmemelidir (MF-100 Diş Fırçalama Simulatorsü, MOD Dental Kullanım Klavuzu).

1.8. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇME VE DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bunlar; tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif (nitel) ve yüzey profili analizi (Profilometre) gibi kantitatif (sayısal) metodları kapsamaktadır. Bunların yanı sıra son yıllarda yeni bir teknik olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile de yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmaktadır (Kakaboura, A. ve ark., 2007).

1.8.1. Profilometreler

Profilometreler mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tipte üretilmişlerdir. Her iki metod da benzer pürüzlülük parametreleri kullanarak kantitatif ölçümler yapmaktadır (Joniot, S. ve ark., 2006).

1.8.1.1. Mekanik Profilometreler

Mekanik profilometreler iki boyutlu ölçüm yaparlar ve örnek yüzeyi üzerinde sabit doğrusal bir mesafede, boyutları belirli elmas bir uç yardımıyla

yüzeyin temas ederek taranması prensibiyle çalışır. Sensor X eksenı boyunca hareket eder ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesaplar. Bu nedenle çalışılan bölgedeki yüzeyin paralellığı ve sensörün eksen dönüştürümü mutlaka dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır (Joniot, S.ve ark., 2006). Mekanik profilometreler hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanılarak değerleri kaydedilebilmektedir (Jefferies, S. R., 1998). Mekanik profilometrelerin sensörleri, yüzeyi elmas uç yardımıyla yatay olarak 20-50 µm çözünürlük ile tararlar. Yüzeydeki olukların değerleri etkilememesi için çeşitli açılarla ölçümler yapılmalıdır (Heintze, S. ve ark., 2006).

Ortalama pürüzlülük değeri (R_a); pürüzlülük profili boyunca profil ortalama çizgisinden sapmalara ilişkin tüm değerlerin aritmetik ortalamasıdır. Yüzey pürüzlülük parametresi (R_a), profil sapmaların aritmetik ortalaması, sınır dalga boyunda ortalama pürüzlülük çizgisinin üzerindeki pürüzlülüklerin ortalaması olarak tanımlanmaktadır. R_a değeri, örnekleme boyu içerisinde, ortalama çizgiden artı ve eksi yöndeki yükselti ve çukur ölçülerinin mutlak değerlerinin ortalamasıdır. R_a değeri arttıkça, yüzey pürüzlülüğü artar.

On nokta pürüzlülüğü ortalama değeri (R_z); pürüzlülük profili boyunca (L) yer alan en yüksek beş çıkıntı ve en derin beş girintinin ortalama değerleri toplamıdır. Bu değer, ortalama çizgisine paralel ancak pürüzlülüklerin profilini kesmeyen bir referans çizgisinden ölçülmektedir

Ortalama pürüzlülük karelerinin karekökü (R_q); Yüzey pürüzlülük profiline karşılık gelen y-koordinatlarının, orta eksenin altında ve üstünde meydana gelen sapmaların geometrik ortalama değerini, kuadratik ortalama değeridir. R_q veya yüzey profilinin y-koordinatlarının merkez hattından ortalama kuadratik sapması, profilin ordinatlarından standart sapmayı ifade ettiğı için, R_a 'dan istatistik olarak daha önemlidir. R_a yüzeyin aritmetik ortalama sapmasını hesaplarken, R_q yüzeyin kök ortalama kare sapmasını hesaplamaktadır.

En büyük pürüzlülük değeri (Rmax); pürüzlülük parametresi, pürüzlülük profili boyunca, ortalama profil çizgisine göre en yüksek çıkıntı ile en derin girintinin toplamını ifade etmektedir (Tiryaki, S., 2014).

Yüzey pürüzlülüğü çoğunlukla aritmetik ortalama pürüzlülük değeri (Ra) olarak ifade edilir (Inan, H. ve ark., 2010).

1.8.1.2. Optik Profilometreler

Optik profilometreler üç boyutlu ölçüm sağlayan cihazlardır. Yüzey ile mekanik bir temas yoktur ve optik ışınla tarama yapmaktadır. (Joniot, S.ve ark., 2006) Cihaz yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları arasındaki mesafede ölçüm yapmaktadır. Cihazın optik parçaları $100 \mu\text{m}^2$ 'lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir (Joniot, S.ve ark., 2006). Yüzey topografisi üç boyutludur dolayısıyla optik profilometreler ile yüzeyin doğal karakteri gösterilebilmektedir (Kakaboura, A.ve ark., 2007).

1.8.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Taramalı yüzey mikroskobunun önemli bir çeşidi atomik kuvvet mikroskobudur (Atomic Force Microscopy, AFM). Bu mikroskop aynı zamanda taramalı kuvvet mikroskobu olarak da adlandırılmaktadır (Erkoç, Ş., 2007). AFM, son yıllarda popülerite kazanan bir tekniktir. Çalışma prensibinde, örnek yüzeyi çok ince bir manivela (sivri uç) yardımıyla taranır (Gadegaard, N., 2006). Genellikle AFM tekniklerinde kullanılan uçlar 40-60 nm çapındadır ve AFM ucu yüzeyi tararken, AFM uç ve yüzey arasındaki etkileşimi kayıt eder. Bu etkileşimler Van der Waals kuvvetleri, kapiller kuvvetler ve sürtünme kuvvetlerine bağlıdır (Jandt, K. D., 2001).

Atomik Kuvvet mikroskobu (AFM) tarama uçlu mikroskobilerin bir çeşididir. AFM ile örnek yüzeyi tarayıcı uç yardımıyla piezoelektrik çevirici ile taranarak örneğin yüzeyi ile ilgili bilgiler toplanır (Bassani, R. ve ark., 2006).

AFM ile atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir iğne ucu yardımıyla, yüzeyin yüksek çözünürlükte, üç boyutlu görüntülenmesi sağlanır. Görüntüleme, iğne ucunun yüzey ile etkileşiminin incelenmesi sonucunda gerçekleştirilir. Değişik amaçlar için farklı iğne uçları kullanılır (Coşkun, A., 2010).

AFM aracılığıyla atomik boyutlara kadar sivriltilmiş bir iğne ucu yardımıyla, yüzeyin yüksek çözünürlükte iki boyutlu ve üç boyutlu görüntülenmesi sağlanır. Görüntüleme, iğne ucunun yüzey ile etkileşiminin incelenmesi sonucunda gerçekleştirilir. AFM’de yüzey görüntüleme genellikle üç farklı teknik kullanabilmektedir. Bunlar; iğnenin yüzeye temas ettirilerek uygulandığı teknik (kontak mod), iğnenin yüzeye temas etmediği teknik (kontaksız mod) ve iğnenin yüzeye vurularak uygulandığı vurma tekniğidir (tıklatma mod). Örnek yüzeylerinin görüntülenmesi yanı sıra faz, elektrik iletkenlik ve manyetik farklılıklar da saptanabilmektedir. Atomik seviyede görüntüler bu modda elde edilir (Coşkun, A., 2010).

AFM’nin konvansiyonel tekniklere göre 3 boyutlu ölçüm yapması, nanometrik çözünürlükte 3 boyutlu görüntü elde edilmesi vakum veya örnekler özel bir işlem (kaplama vb.) gerektirmemesi gibi avantajları vardır. Ancak tarama hızının düşük olmasına bağlı olarak belli bir sürede taranabilen örnek sayısının az olması ve undercutları belirleyememesi ise dezavantajlarıdır (Gadegaard, N., 2006).

İnce AFM ucu (uç yarıçapı, 20 nm) örneklerin yüzey pürüzlülüğü gibi kantitatif bilgilerin kaydedilmesini sağladığı gibi yüzeylerin görüntüleri gibi kalitatif bilgilerin de kaydedilmesini sağlamaktadır (Silikas, N. ve ark., 1999).

AFM’nin konvansiyonel tekniklere göre 3 boyutlu ölçüm yapması, vakum veya örnekler özel bir işlem (kaplama vb.) gerektirmemesi gibi avantajları vardır. Ancak tarama hızının düşük olduğu için örnek sayısının az olması ve undercutları belirleyememesi ise dezavantajlarıdır (Gadegaard, N., 2006).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM), taramalı prob mikroskobu altında yer alan en tanınmış yüzey inceleme tekniklerinden birisidir. Sistem temel olarak silikon veya silisyum nitrit (Si_3N_4) kaplı keskin bir iğne ucun, piezo elektrik kontrol elemanları aracılığıyla, incelenen yüzey üzerinde üç boyutta (x,y,z eksenleri) hareket ettirilmesiyle yapılır. AFM'nin çalışma prensibi kontak, non-kontak ve lift modu olmak üzere 3'e ayrılmaktadır. Kullanıcı tarafından örnek yüzeyine yaklaştırılan iğne ucun yüzeyi taraması sırasında yaklaşık 10^{-9} N'luk kuvvet uygulanır. Tarayıcı tarafından örnek ile uç arasındaki ölçüm uzaklığı ayarlanarak iğnenin konumundaki bozulmalar bir lazer ışığı tarafından algılanarak büyütülür. Böylece iğne uç ile örnek arasındaki itici kuvvetler veya iğne uçtaki eğilmeler hesaplanarak örnek yüzeyinin 3 boyutlu görüntüsü bilgisayar ekranına aktarılır ve yüzey topografisi nanometre seviyesinde belirlenir (Blanchard, C. R., 1996; Somay, S. D., 2010).

1.8.3. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, çok ince ($10\ \mu\text{m}$) bir elektron demetinin incelenen yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya ard arda hareket etmesi prensibiyle çalışır. SEM bir yüzeyde oluşan çiziklerin ve bozuklukların incelendiği en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Yüzeydeki pürüzlülüğün iki boyutlu topografisini görüntülemeye kullanılır. SEM cihazı üzerinde ikincil elektron (secondary electron), geri yansıyan elektron (backscattered electron) ve X ışınları (EDX- Energy Dispersive X-ray Spectroscopy) detektörü bulunmaktadır. Kütle veya toz halinde analizi yapılacak olan örnekler iletken olmalıdır. İletken olmayan örnekler karbon veya altın ile kaplanmalıdır (Kakaboura, A.ve ark., 2007).

2. MATERYAL ve METOT

Bu *in-vitro* çalışma Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM) laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Araştırmamız, Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun 04.05.2018 tarihinde ve 2018/143 no'lu kararı (sayfa 168) ile uygun bulunmuş olup Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından 17.DUS.03 proje numarasıyla desteklendi.

Çalışmamızda beyazlatıcı diş macunun farklı zaman dilimlerinde kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi incelendi. Her bir materyal iki alt gruba ayrılarak beyazlatıcı diş macunu (White Now CC, Signal, Unilever, Bulgaristan) solüsyonu ve distile su kullanılarak yumuşak bir diş fırçası (Sensitive Expert, Signal, Unilever, Almanya) ile iki boyutlu fırçalamaya tabi tutuldu. Tüm restoratif materyaller standart olarak A2 renginde seçildi. Çalışmamızda negatif kontrol grubu olarak insan dişi minesi, (DM); pozitif kontrol grubu olarak geleneksel bir nanohibrit kompozit rezin, HXU (Herculite XRV Ultra, Kerr, Orange, CA, ABD); deney grubu olarak sonik aktivasyonlu nanohibrit direkt bulk-fill kompozit rezin, SF2 (SonicFill 2, Kerr, Orange, CA, ABD) ve güçlendirilmiş mikrofıl partiküllü indirekt kompozit rezin, TATL (Tescera, Bisco Dental Products, Seul, Kore) kullanıldı.

Tablo 2.1. Çalışmamızda kullanılan materyaller ve içerikleri.

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA	KOD	İÇERİĞİ	DOLDURUCU YÜZDESİ	PARTİKÜL BOYUTU	TABAKALAM A KALINLIĞI	IŞIK UYGULAMASI	RENK KODU	LOT NUMARASI
Herculite XRV Ultra (Geleneksel Kompozit Resin)	Kerr, Orange, CA, ABD	HXU	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA Kuartz, Baryum cam partiküller (0,4µm), Titanyum dioksit, (TiO ₂), Silisyum dioksit (SiO ₂) (0,02-0,05 µm)	Ağırlıkça %78	Nanohibrit	2 mm	10 s	A2 Dentin	6223750
SonicFill 2 (Bulk-Fill Kompozit Resin)	Kerr, Orange, CA, ABD	SF 2	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA Nano-Scale Zirkonya Oksit/ Silika Oksit, Karma oksit, Silisyum dioksit (SiO ₂), Baryum cam partiküller, Ytterbium Triflorid	Ağırlıkça %81,35-83,5 Hacimce %68	Nanohibrit	5 mm	10 s	A2	6038935
TESCERA ATL (İndirekt Kompozit Resin)	Bisco, Inc., Schaumburg, IL, ABD	TATL	%19 Bis-GMA, UDMA, EBis-GMA, TEGDMA % 81 Eritilmiş cam hamuru ve amorf silika	Ağırlıkça %85 Hacimce %73	Güçlendirilmiş Mikrohibrit 0,05 µm	2 mm	Işık/Isı/Basınç	A2 Dentin	1600004202
White Now CC (Diş Macunu)	Signal, Unilever, Bulgaristan		Su, hydrogenated starch hydrolysate, silika hidrat, PEG-32, çinko sitrat, sodyum lauril sülfat, aroma, selüloz gum, sodyum florid, sodyum sakkarin, PVM/MA kopolimer, trisodyum fosfat, sodyum hidroksit, gliserin, sodyum lauril eter sülfat, lesitin, limonen, CI 74160 (mavi boya), CI 77891 (titanyum dioksit, beyaz boya)						70559RUA
Sensitive Expert (Diş Fırçası)	Signal, Unilever, Almanya		Yumuşak Diş Fırçası						M42337701

2.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

2.1.1. Mine Örneklerinin Hazırlanması

Çalışmada koleksiyon tarzında toplanmış, yeni çekilmiş, çürüksüz ve yüzey kusuru bulunmayan 24 adet üst keser insan dişi mine yüzeyi kullanıldı. Dişlerin üzerindeki debris tabakası lastik fırça ve pomza ile polisaj yapılarak uzaklaştırıldı ve dişler dehidrate olmaması için deneyin bütün aşamalarında distile su içinde bekletildi. Dişlerde herhangi bir yapısal veya dış faktörlere bağlı deformite olup olmadığı ışık mikroskobu (LED Dual Illuminated Light Track Stand) altında incelendi.

Kompozit rezin ve mine örneklerini hazırlamak için, plastik kalıplar kullanılarak, dişlerin kökleri akril bloğun içinde, kron kısımları yüzeye paralel ve kompozit ile mine yüzeyleri açıkta kalacak biçimde kendi kendine polimerize olan akrilik rezin bloğa gömüldü. Akril polimerizasyonu sağlanır sağlanmaz örnekler tekrar distile su içine yerleştirildi. Açıkta kalan mine yüzeyleri akril blok ile birlikte kalından inceye doğru farklı grenlerde su zımparaları kullanılarak düz bir hale getirildi.

2.1.2. Kompozit Resin Materyal Örneklerinin Hazırlanması

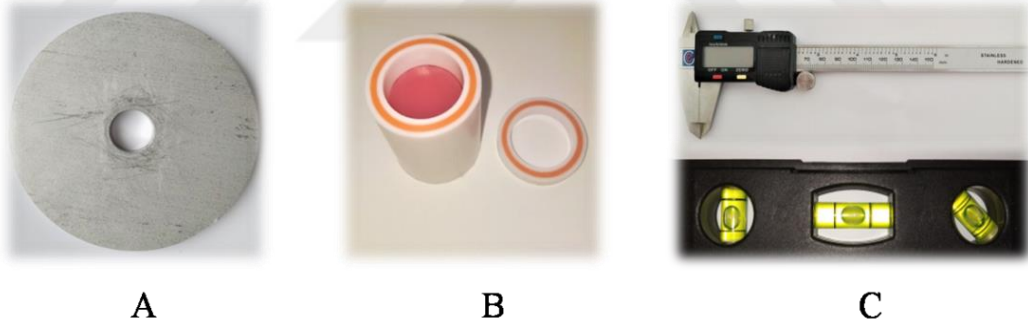
Örneklerin hazırlanmasında 8 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde disk şeklinde metal kalıplardan yararlanıldı. Her materyalden 24'er örnek olmak üzere toplam 72 adet kompozit rezin örneği hazırlandı.

Geleneksel bir nanohibrit kompozit rezin olan Herculite XRV Ultra, 2 mm'lik tabakalar halinde sarı kaplama el aletleri ile disk şeklindeki yuvaya kondanse edilerek yerleştirildi. Her tabaka $1470 \pm \%20 \text{ mW/cm}^2$ gücünde LED ışık cihazı (Elipar Deep Cure-S, 3M ESPE, St. Paul, MN, ABD) ile üretici firma talimatları doğrultusunda 10 s boyunca polimerize edildi.

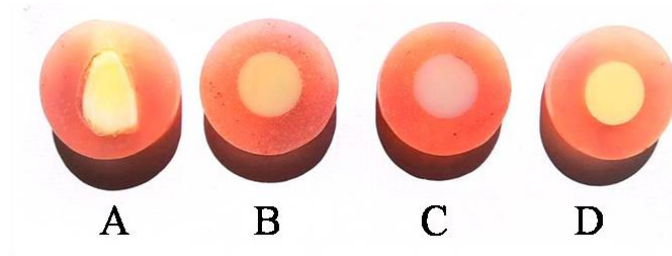
Diş ünitesine monte edilebilen 5 farklı seviyede akışkanlık sağlayabilen özel sonik aktivasyonlu aparat ile uygulanan ve üçüncü seviyede akışkanlık kazandırılan karpül formundaki SonicFill 2 kompozit rezin, bir cam tabla ve şeffaf bir polyester strip üzerine yerleştirilmiş metal kalıp içerisindeki 4 mm yüksekliğindeki yuvaya hava kabarcığı oluşmayacak şekilde sarı kaplama el aleti ile yerleştirildikten sonra üzerine başka bir polyester strip ve cam tabla yerleştirilerek basınç altında sıkıştırıldı. Tek tabaka halinde uygulanan kompozit rezin ikinci kuşak LED ışık cihazı (Elipar Deep Cure-S) ile üretici firma talimatları doğrultusunda 10 s boyunca polimerize edildi.

İkinci jenerasyon laboratuvar kompozit rezin sistemlerinden olan, ısı ve ışığa ek olarak polimerizasyon için hava basıncı kullanılan, Tescera Aqua Thermal Light (TATL) sistemde iki mekanizmayla polimerizasyon işlemini gerçekleştiren bir cihaz (Tescera ATL Processing Unit, Bisco, ABD) kullanıldı. Polimerizasyon mekanizmalarından ilki basınç ve ışık kabında, diğeri ise basınç, ışık ve ısı kabında gerçekleştirildi. İndirekt kompozit rezin sistemine ait olan A2 dentin rengindeki indirekt kompozit rezin (Tescera, Bisco) 2 mm'lik iki tabaka halinde uygulanarak 4mm'lik örnekler hazırlandı ve her tabaka LED ışık cihazıyla (Elipar Deep Cure-S) 10 s ön polimerizasyona tabi tutuldu. Hazırlanan örnekler TATL sisteminin ışık kabı (Light Cup) içerisine yerleştirilerek ışık yansıtan boncuklar arasında 80 psi basınç altında 4 dk boyunca ışık ve basınç döngüsüne tabi tutuldu. Işık yansıtıcı boncuklar ışığın her yönden restorasyona yansıtılmasında etkili olurken ışık polimerizasyonu başlamadan gerçekleştirilen basınç uygulaması sayesinde hava kabarcıkları elimine edildi. Daha sonra 10-13 dk boyunca 5,4 bar basınç altında 120 °C'de yarısı su ile doldurulmuş ısı kabı (Heat Cup) içerisine yerleştirilerek ısı, ışık ve basınç altında final polimerizasyon işlemine tabi tutuldu. Bu aşamada ısı kabındaki suya ilave edilen oksijen emici toz partikülleri (oxygen-scavenger) sayesinde polimerizasyon esnasında istenmeyen serbest oksijen radikalleri absorbe edildi.

Mine ve kompozit rezin örneklerin yüzeylerinin standart olabilmesi ve düz bir yüzey elde edebilmek amacıyla açıkta kalan mine ve kompozit rezin yüzeyleri minimum doku kaybına sebep olacak şekilde 20 s süreyle sırasıyla 400-600-800 grenli zımparalar kullanılarak yapılan ön bitirme işlemine tabi tutuldu. Sonrasında, aynı düşük devirli mikromotor 10000 rpm hız altında 1 dk boyunca kuru ortamda sırasıyla kalın, orta, ince ve süper ince Al_3O_2 disk zımparalar (Super Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Kyoto, Japonya) ile bitirme işlemi tamamlandı. Su soğutması altında tek aşamalı cila lastiği (One-Gloss, Shofu, Kyoto, Japonya) kullanılarak 10000 rpm hızda 1 dk boyunca cilalandı. Örneklerin standartizasyonu amacıyla diskler ve lastikler dairesel hareketle hafif basınç altında tek bir araştırmacı tarafından uygulandı. Hazırlanan örneklerin yüzey düzgünlüğü su terazisi ile tespit edildi, kalınlıkları dijital kumpas yardımıyla ölçülerek örneklerin standartizasyonu sağlandı. Cilalanan örnekler, içerisinde distile su bulunan ultrasonik temizleyicide yüzey artıklarının uzaklaştırılması amacıyla 10 dk süreyle bekletildi. Testlere başlamadan önce tüm örnekler 24 saat boyunca 37 °C etüv (NUVE EN 55, Esetron, Ankara, Türkiye) içerisinde distile suda bekletildikten sonra dişler rastgele iki alt gruba ayrıldı (n=12).



Resim 2.1. A: Metal Kalıp, B: Plastik Kalıplar, C: Dijital Kumpas (Üstte) ve Su Terazisi (Altta).



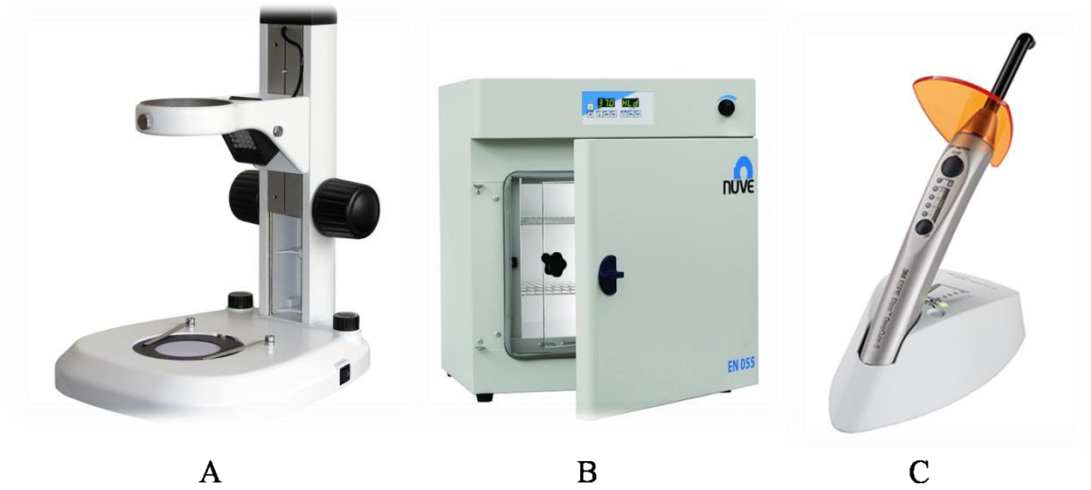
Resim 2.2. A: Negatif Kontrol Grubu Örneği (Diş Minesi), B: Pozitif Kontrol Grubu Örneği (Geleneksel Bir Nanohibrit Kompozit Resin (Herculite XRV Ultra, Kerr, ABD), C: Sonik Aktivasyonlu Nanohibrit Direkt Bulk-Fill Kompozit Resin Örneği (Sonicfill 2, Kerr, ABD), D: Güçlendirilmiş Mikrofil Partiküllü İndirekt Kompozit Resin Örneği (Tescera, Bisco Dental Products, Seul, Kore).



Resim 2.3. A: Pozitif Kontrol Grubu (Geleneksel Bir Nanohibrit Kompozit Rezin (Herculite XRV Ultra, Kerr, ABD), **B:** Sonik Aktivasyonlu Nanohibrit Direkt Bulk-Fill Kompozit Rezin (Sonicfill 2, Kerr, ABD), **C:** Güçlendirilmiş Mikrofil Partiküllü İndirekt Kompozit Rezin (Tescera, Bisco Dental Products, Seul, Kore), **D:** Tescera ATL Processing Unit (Bisco, ABD).



Resim 2.4. A: Al_3O_2 Disk Zımparalar (Super Snap Rainbow Technique Kit, Shofu, Kyoto, Japonya), **B:** Tek Aşamalı Cila Lastığı (One-Gloss, Shofu, Kyoto, Japonya).



Resim 2.5. A: Işık Mikroskobu (LED Dual Illuminated Light Track Stand), **B:** Etüv Cihazı (NUVE EN55, Esetron, Ankara, Türkiye), **C:** LED Işık Cihazı (Elipar Deep Cure-S, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD).

2.2. GRUPLARIN OLUŞTURULMASI

Çalışmamızda oluşturulan gruplar Tablo 2. 2’de görülmektedir.

Tablo 2.2. Çalışmamızda oluşturulan gruplar.

Test Materyali	Fırçalama Solüsyonu	Distile Su	Diş Macunu (White Now Care Correction, Signal)
Mine (Negatif Kontrol)		n=12	n=12
Herculite XRV Ultra (Pozitif Kontrol)		n=12	n=12
SonicFill 2		n=12	n=12
Tescera		n=12	n=12

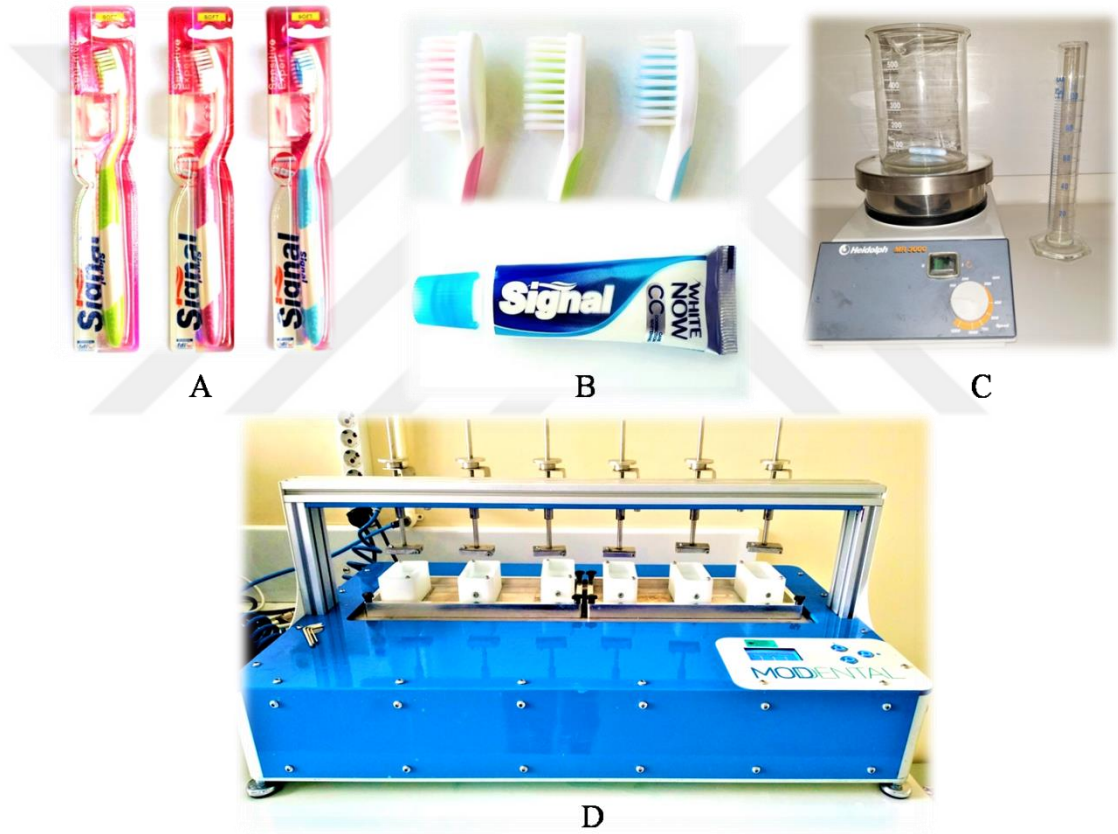
Her bir fırçalama solüsyonu için 3 farklı tip kompozit rezin ve mine örneğinin oluşturduğu 4 alt grup oluşturuldu: Negatif kontrol grubu üst keser insan dişi minesi, pozitif kontrol grubu olarak bir geleneksel kompozit rezin (Herculite XRV Ultra, Kerr) ve deney gruplarında ise bir bulk-fill kompozit rezin (SonicFill 2, Kerr) ve bir indirekt kompozit rezin (Tescera, Bisco) seçildi (n=12).

Başlangıç aşamasındaki yüzey pürüzlülüğü ölçümleri, örnekler 24 saat süreyle distile su içerisinde etüvde bekletildikten sonra gerçekleştirildi. Her gruba ait örnekler hava su spreyi ile düşük basınçta 10-15 s kurutuldu ve ardından ölçüm yüzeylerindeki nemi elimine etmek için etüv içinde kuru ortamda yaklaşık 10 dk beklettikten sonra ölçüm aşamasına geçildi. Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde kontak tarzda mekanik profilometre (Surtronic S-100 Series, Taylor Hobson) ve kontak tarzda AFM (Parksistem) cihazları kullanıldı.

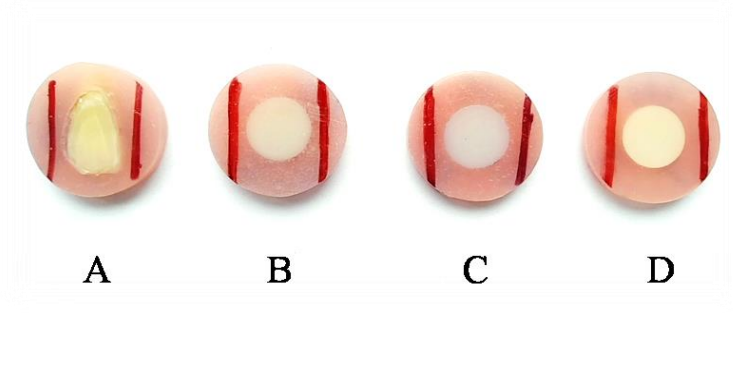
6 hazneye sahip fırçalama simülatörüne (Esetron MF-100, MOD Dental, Ankara, Türkiye) örnekler yerleştirilip uygun pozisyon ve yükseklik ayarı yapıldıktan sonra örnekler sabitlendi. Sonrasında fırça tutuculara yumuşak kıl dokusuna sahip bir diş fırçası (Sensitive Expert, Signal, Unilever, Almanya) bağlandı. Fırçalar başlangıç pozisyonuna getirilerek deney parametreleri girildi. Cihazın yazılımında bulunan düz eksenlerde fırçalama (ileri-geri hareket) modu seçildi. İleri-geri harekette; hareket mesafesi 10 mm ve hareket hızı 40 mm/sn olarak ayarlandı. Tüm fırça tutucular x ve y eksenindeki ayarlamalarla örneklerin tam ortasına temas edecek şekilde ayarlandı. Diş fırçalama işlemi 200 grF sabit basınç altında gerçekleştirildi. Hem distile su gruplarında hem de beyazlatıcı diş macunu gruplarında her örnek için 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda yüzey pürüzlülüğü ölçümleri uygun şartlarda tekrarlandı. Mekanik profilometre ile tüm döngü zamanlarında yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılırken, AFM cihazında sadece başlangıç aşamasında ve 30000 döngü sonunda ölçümler gerçekleştirildi. Her bir grup için fırçalama simülatörü, örnek sayısına bağlı olarak iki kez kullanıldı.

Distile su grubunda yapılan fırçalamalarda sadece diş fırçası kullanılırken, diş macunu (White Now CC, Signal) gruplarında ise 40 ml distile su ve 25 g diş macunundan oluşan karışım manyetik karıştırıcının normal oda sıcaklığında kullanılarak karıştırılması sonucu elde edildi. Homojen solüsyon örneğin tüm yüzeyini kaplayacak şekilde (en az 3 mm) hazneye yerleştirildikten sonra fırçalama işlemi gerçekleştirildi. Diş macunu solüsyonu (White Now CC, Signal) ve diş fırçaları (Sensitive Expert, Signal) her 5000 döngüde yenilendi. Fırça başı, mine ve kompozit rezinlerin yüzeyine paralel ve kılları mine ve kompozit rezinlerin yüzeyine dik olarak temas edecek şekilde kullanıldı. Örneklerin fırçalama simülatöründe doğru konumlandırılması ve her döngü sonunda aynı yönde okunabilirliği sağlayabilmek için (fırçalamayla paralel şekilde), her örneğin kenarına sudan etkilenmeyen kalemler ile yön belirleyici bir işaret çizildi. Fırçalama işlemi sırasında da örnekler tablaya yerleştirilirken başlangıç aşamasındaki ölçümlerde belirlenen çizgiyle fırça başının aynı doğrultuda yerleştirilmesine dikkat edildi. Her fırçalama döngüsünden sonra, örnekler akan su altında yıkandı ve fırçalanan yüzeylerde kalan macunlar her döngü bitimde

10 dk boyunca ultrasonik banyoda temizlendi. Ardından düşük basınçlı hava ile kurutuldu. Ölçüm işleminden önce örnekler 37 °C etüv içerisinde 10 dk süreyle kurutularak yüzey ölçüm işlemine geçildi. Örneklerin fırçalanan yüzeylerinden beş farklı ölçüm yapıldıktan sonra bu ölçümlerin ortalaması alınarak örneğin ortalama pürüzlülük değeri (Ra) elde edildi. Yüzey pürüzlülüğü okuması, diş fırçası kıllarının fırçalama yönüne dik (90°) olacak şekilde yapılmıştır. Mekanik profilometre (Surtronic S-100) ile taranan veriler TalyProfile Lite 7.1 programında veri olarak kaydedildi. Tüm pürüzlülük değerleri ölçümleri aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirildi.



Resim 2.6. A: Yumuşak Bir Diş Fırçası (Signal Sensitive Expert, Unilever, Almanya), **B:** Fırçalama Simulatörüne Göre Ayarlanan Fırça Başları, **C:** Beyazlatıcı Diş Macunu (White Now CC, Signal, Unilever, Bulgaristan), **D:** Manyetik Karıştırıcı, Dereceli Beher Ölçü Kabı (Üstündeki) ve Dereceli Silindir (Yanındaki), **E:** Diş Fırçalama Simulatörü (Esetron MF-100, MOD Dental, Ankara, Türkiye).



Resim 2.7. A: İnsan Diş Minesi Test Örneği (Negatif Kontrol), **B:** Herculite XRV Ultra Kompozit Rezin Test Örneği (Pozitif Kontrol Grubu), **C:** SonicFill 2 Direkt Bulk-Fill Kompozit Rezin Test Örneği (Deney Grubu), **D:** Tescera İndirekt Kompozit Rezin Test Örneği (Deney Grubu).



Resim 2.8. A: Kontak Tarzda Mekanik Profilometre Cihazı (Surtronic S-128, Taylor Hobson, Leicester, İngiltere) ve ölçümlerin kaydedildiği TalyProfile Lite 7.1 programı, **B:** AFM (Parksistem), AFM Line ve AFM Surface ile yapılan ölçümler ve üç boyutlu görüntüleme, **C:** Taramalı Elektron Mikroskobu (LEO 1430 VP, Cambridge, İngiltere) ve karbon kaplanmış örnekler ve iki boyutlu görüntüleme.

➤ **Elipar Deep Cure-S (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD)**

LED teknolojisi ile üretilen ışıklı polimerizasyon cihazıdır. Dalga boyu dağılımı 430-480 nm arasındadır. Pik yaptığı dalga boyu 444-452 nm'dir. 400 ve 515 nm arasındaki ışık yoğunluğu yaklaşık olarak $1470 \pm \%20 \text{ mW/cm}^2$ değerindedir.

2.3. YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ ÖLÇÜM ve DEĞERLENDİRİLMESİNDE KULLANILAN YÖNTEMLER

2.3.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Mekanik Profilometre ile Ölçümü

Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için kontak tarzda mekanik profilometre cihazı (Surtronic S-128) ISO 4287 standartına uygun olarak kullanıldı. Profilometre cihazı, Ra değeri 6,0 μm olan referans bir kalibrasyon bloğu yardımı ile kalibre edildikten sonra 10 μm yarıçaplı elmas ucun “cut off” değeri 0,80 mm olarak ayarlanmıştır ve 8 mm çapındaki disk şeklindeki örnek yüzeyinde 100 μm 'luk aralıkta kompozit rezinler için 4 mm, insan diş minesi örnekleri için 3 mm uzunlukta ölçüm yapıldı. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri başlangıç aşamasındaki ölçümlerinde belirlenen çizgiyle ve fırçalama işlemi sonrası oluşan fırça izlerine 90° olacak şekilde sırasıyla 5000, 15000, 30000 döngü sonunda gerçekleştirildi. Her bir grubun ölçümünden önce cihaz kalibre edildi. Her bir örnekten beşer ölçüm yapıp, elde edilen verilerin aritmetik ortalamaları alınarak ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra, μm) hesaplandı. Daha sonra mikrometre olarak elde edilen ortalama pürüzlülük değerlerinin nanometre değerine dönüşümleri yapıldı.

2.3.2. Yüzey Pürüzlülüğünün Kontak Modda AFM Cihazı ile Ölçümü ve Üç Boyutlu Olarak Görüntülenmesi

Başlangıç aşamasında ve 30000 döngü sonunda örneklerin yüzey pürüzlülüğünün kontak tarzda mekanik profilometre ile karşılaştırmalı ölçümü için AKÜ TUAM'da bulunan ve gelişmiş bir cihaz olan AFM cihazı kullanıldı.

Kontak ve non-kontak modda çalışılabilen bu cihazla, örneklerin iki ve üç boyutlu görüntüleri elde edilebilmektedir. Yüzey görüntüleri için $20 \times 20 \mu\text{m}^2$ 'lik alan 1 hertz'lik hızda kontak modda taranarak 256×256 piksel çözünürlüğündeki görüntüler üç boyutlu olarak kaydedildi. $20 \times 20 \mu\text{m}^2$ 'lik alan taranarak elde edilen iki boyutlu görüntüler üzerinde AFM Line ölçümleri için beş ayrı bölgeden olacak şekilde veriler elde edildi. AFM Surface ile yapılan ölçümler için görüntü beş eşit alana bölündükten sonra $80 \mu\text{m}^2$ 'lik alanlar taranarak elde edilen beş verinin aritmetik ortalamaları alınarak ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (R_a , nm) hesaplandı.

2.3.3. Yüzey Pürüzlülüğünün SEM ile İki Boyutlu Görüntülemesi

Başlangıç aşamasında ve 30000 döngü sonunda her gruptan bazı örneklerden SEM görüntüleri alındı. Detaylı inceleme için karbon kaplama yöntemiyle 20 kV'lık düşük vakum altında farklı büyütme oranlarında (x500, x1000, x2000, x5000) taramalı elektron mikroskopunda (LEO 1430 VP, Cambridge, İngiltere) görüntüler alındı.

2.4. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin istatistiksel analizinde tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) kullanıldı. Taylor Hobson profilometre cihazı, AFM Line ve AFM Surface ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri için distile su ve diş macunu solüsyonu gruplarında fırçalama solüsyonu düzeyinde ikili karşılaştırmalar Bağımsız grup T-testi (Independent sample T-test) ile yapılarak farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı belirlendi. Materyal grupları, ölçüm yöntemleri, döngü sayıları ve farkları düzeyinde çoklu grup karşılaştırmaları için Post Hoc LSD testi uygulandı. İstatistiksel analizler IBM SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Testler $\alpha=0,05$ istatistiksel anlamlılık düzeyinde yapıldı.

3. BULGULAR

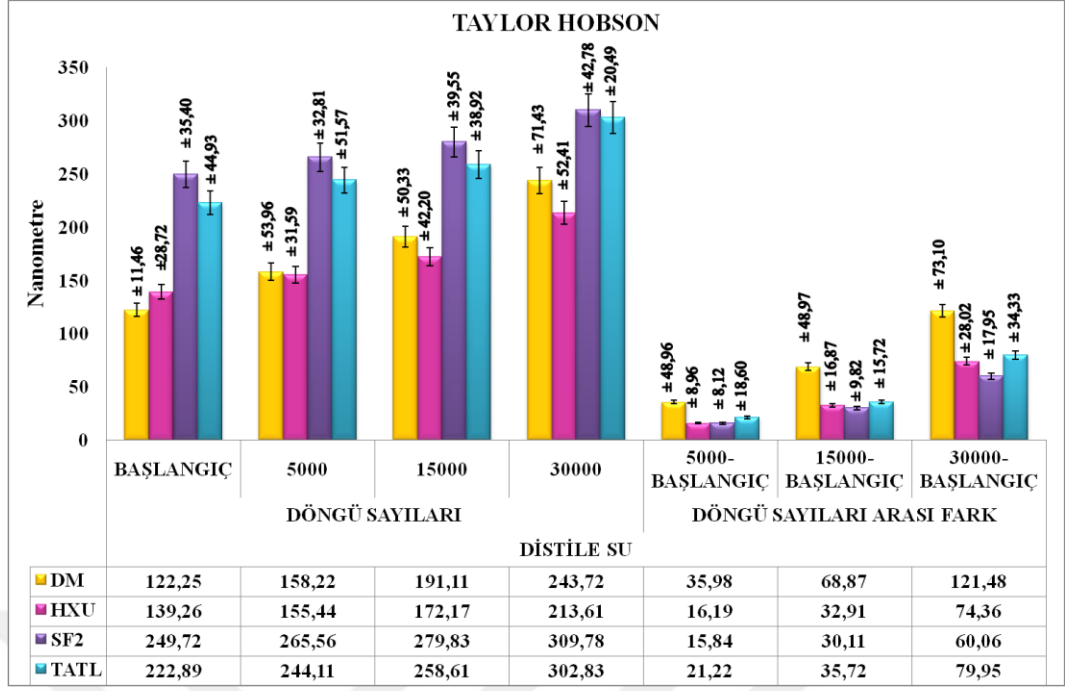
Distile suda ve diş macununda fırçalanana materyallerin başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen ölçümlerin ve döngüler arası farkların verileri Tablo 3.1 ve 3.2’de, grafiksel gösterimi ise Grafik 3.1 ve 3.2’de verilmiştir. Taylor Hobson profilometre cihazı, AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle elde edilen başlangıç ve 30000 döngü ölçümleri ve aradaki farklara ait veriler Tablo 3.3.’de ve grafiksel gösterimleri sırasıyla Grafik 3.3-3.5’de görölmektedir. Veriler nm olarak verilmiştir.

Tablo 3.1. Taylor Hobson profilometre cihazı ile distile suda fırçalanana örneklerin ortalama pürüzlölük değeri (Ra) ve standart sapmaları.

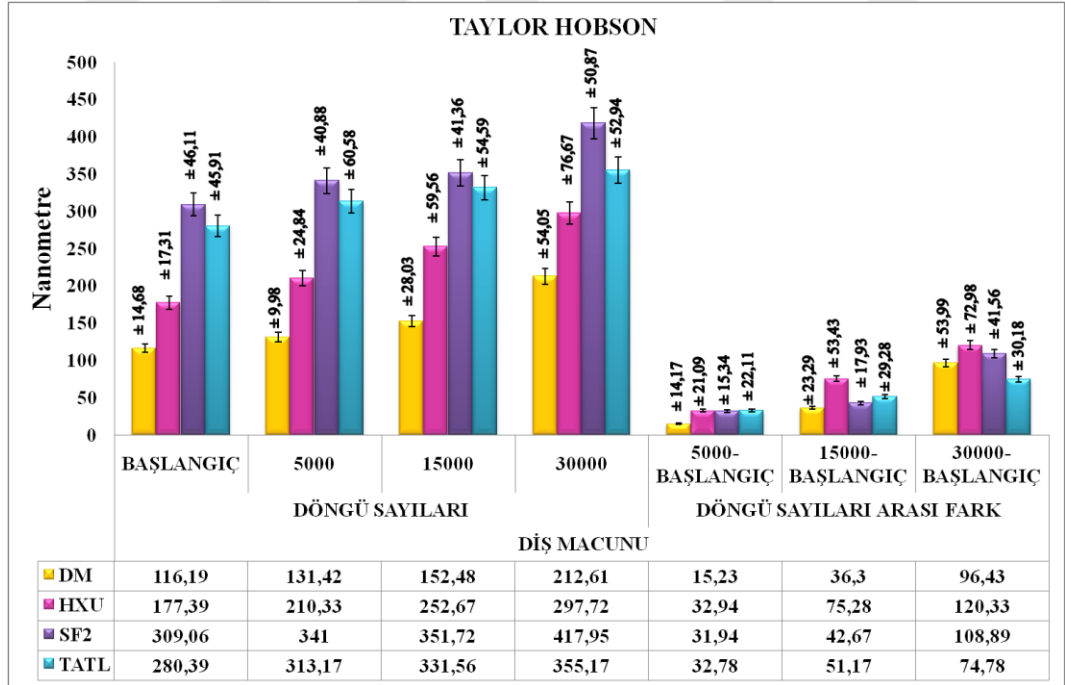
	DÖNGÜ SAYILARI				DÖNGÜ SAYILARI ARASI FARK		
	Başlangıç	5000	15000	30000	5000- Başlangıç	15000- Başlangıç	30000- Başlangıç
DIŞ MİNESİ	122,25 ± 11,46	158,22 ±53,96	191,11 ±50,33	243,72 ± 71,43	35,98 ± 48,96	68,87 ± 48,97	121,48 ± 73,10
HERCULİTE XRV ULTRA	139,26 ±28,72	155,44 ±31,59	172,17 ± 42,20	213,61 ± 52,41	16,19 ± 8,96	32,91 ± 16,87	74,36 ± 28,02
SONİCFİLL 2	249,72 ±35,40	265,56 ±32,81	279,83 ± 39,55	309,78 ± 42,78	15,84 ± 8,12	30,11 ± 9,82	60,06 ± 17,95
TESCERA	222,89 ± 44,93	244,11 ±51,57	258,61 ± 38,92	302,83 ± 20,49	21,22 ± 18,60	35,72 ± 15,72	79,95 ± 34,33

Tablo 3.2. Taylor Hobson profilometre cihazı ile diş macununda fırçalanana örneklerin ortalama pürüzlölük değeri (Ra) ve standart sapmaları.

	DÖNGÜ SAYILARI				DÖNGÜ SAYILARI ARASI FARK		
	Başlangıç	5000	15000	30000	5000- Başlangıç	15000- Başlangıç	30000- Başlangıç
DIŞ MİNESİ	116,19 ± 14,68	131,42 ± 9,98	152,48 ± 28,03	212,61 ± 54,05	15,23 ± 14,17	36,30 ± 23,29	96,43 ± 53,99
HERCULİTE XRV ULTRA	177,39 ± 17,31	210,33 ± 24,84	252,67 ± 59,56	297,72 ± 76,67	32,94 ± 21,09	75,28 ± 53,43	120,33 ± 72,98
SONİCFİLL 2	309,06 ± 46,11	341,00 ± 40,88	351,72 ± 41,36	417,95 ± 50,87	31,94 ± 15,34	42,67 ± 17,93	108,89 ± 41,56
TESCERA	280,39 ± 45,91	313,17 ± 60,58	331,56 ± 54,59	355,17 ± 52,94	32,78 ±22,11	51,17 ± 29,28	74,78 ± 30,18



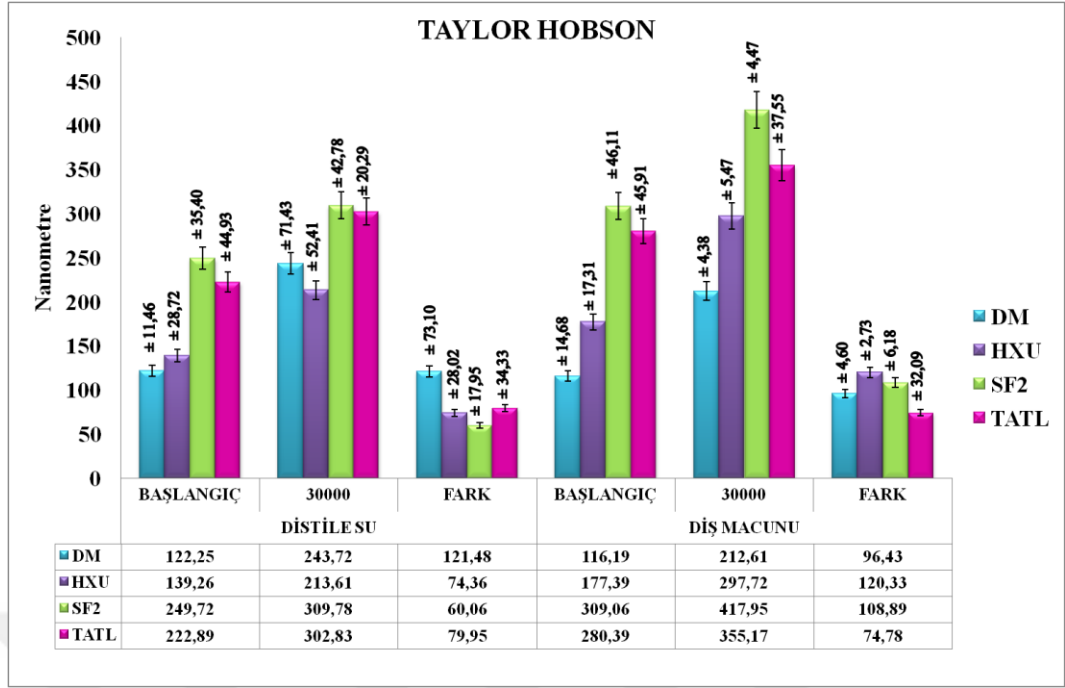
Grafik 3.1. Distile su ile fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen Başlangıç, 5000, 15000, 30000 döngü ve döngü farklarının ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları.



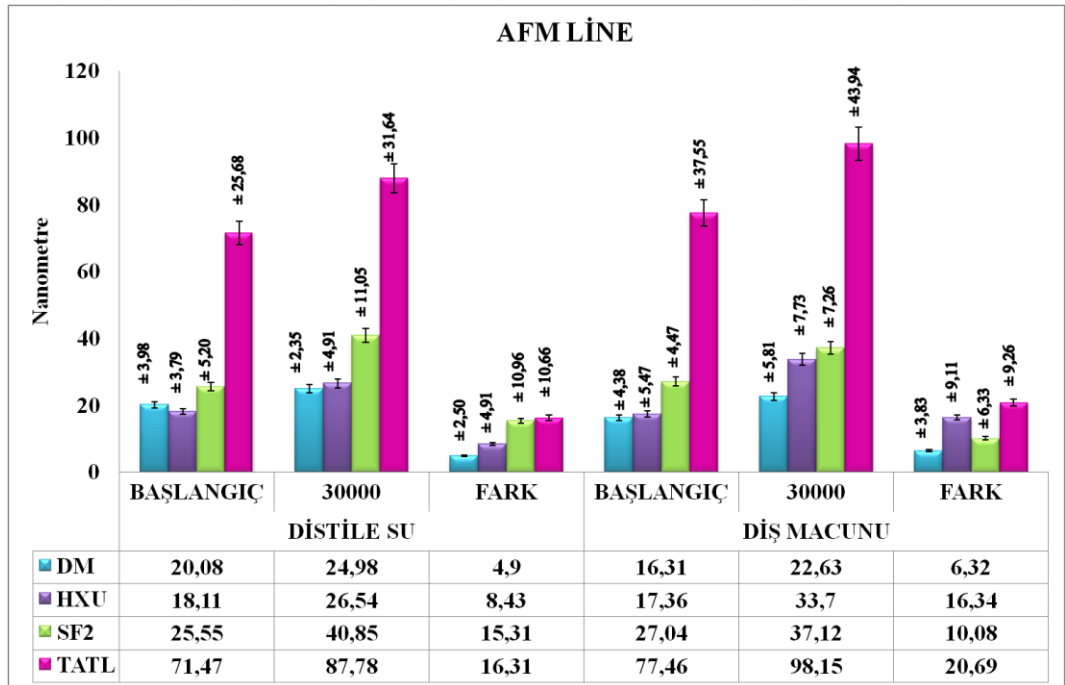
Grafik 3.2. Diş macunu solüsyonu ile fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen Başlangıç, 5000, 15000, 30000 döngü ve döngü farklarının ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

Tablo 3.3. Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkının, fırçalama solüsyonu, ölçüm yöntemi ve materyal düzeyinde ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

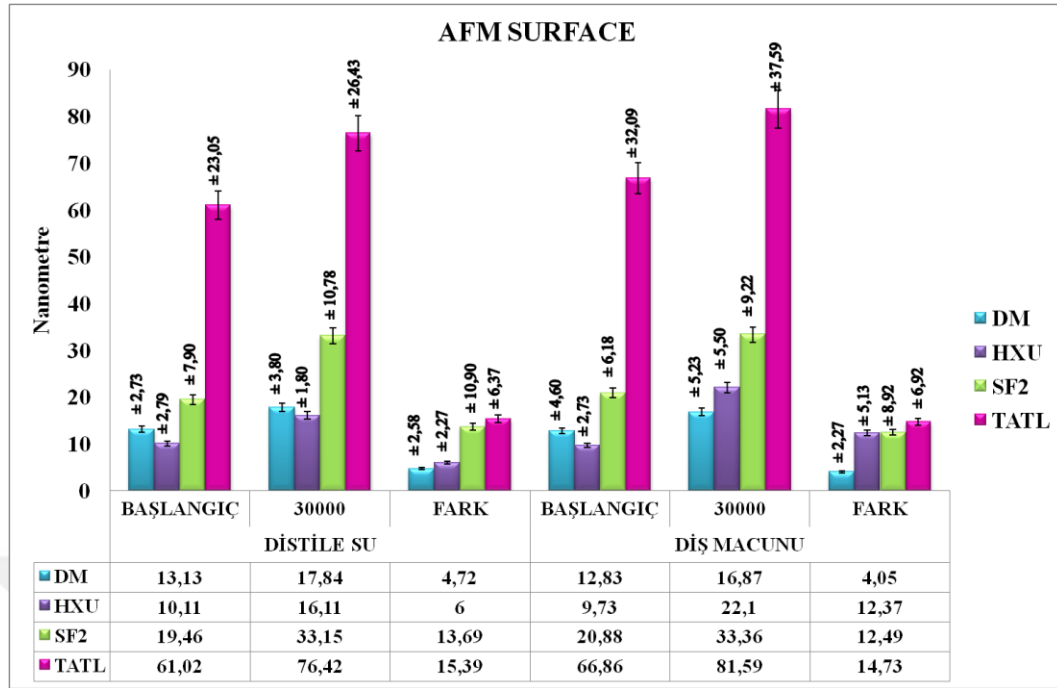
ÖLÇÜM YÖNTEMİ	MATERYAL	FIRÇALAMA SOLÜSYONU					
		DİSTİLE SU			DİŞ MACUNU		
		BAŞLANGIÇ	30000	FARK	BAŞLANGIÇ	30000	FARK
TAYLOR HOBSON	DİŞ MİNESİ	122,25 ± 11,46	243,72 ± 71,43	121,48 ± 73,10	116,19 ± 14,68	212,61 ± 54,05	96,43 ± 53,99
	HERCULİTE XRV ULTRA	139,26 ± 28,72	213,61 ± 52,41	74,36 ± 28,02	177,39 ± 17,31	297,72 ± 76,67	120,33 ± 72,98
	SONİCFİLL 2	249,72 ± 35,40	309,78 ± 42,78	60,06 ± 17,95	309,06 ± 46,11	417,95 ± 50,87	108,89 ± 41,56
	TESCERA	222,89 ± 44,93	302,83 ± 20,49	79,95 ± 34,33	280,39 ± 45,91	355,17 ± 52,94	74,78 ± 30,18
AFM LİNE	DİŞ MİNESİ	20,08 ± 3,98	24,98 ± 2,35	4,90 ± 2,50	16,31 ± 4,38	22,63 ± 5,81	6,32 ± 3,83
	HERCULİTE XRV ULTRA	18,11 ± 3,79	26,54 ± 4,91	8,43 ± 4,91	17,36 ± 5,47	33,70 ± 7,73	16,34 ± 9,11
	SONİCFİLL 2	25,55 ± 5,20	40,85 ± 11,05	15,31 ± 10,96	27,04 ± 4,47	37,12 ± 7,26	10,08 ± 6,33
	TESCERA	71,47 ± 25,68	87,78 ± 31,64	16,31 ± 10,66	77,46 ± 37,55	98,15 ± 43,94	20,69 ± 9,26
AFM SURFACE	DİŞ MİNESİ	13,13 ± 2,73	17,84 ± 3,80	4,72 ± 2,58	12,83 ± 4,60	16,87 ± 5,23	4,05 ± 2,27
	HERCULİTE XRV ULTRA	10,11 ± 2,79	16,11 ± 1,80	6,00 ± 2,27	9,73 ± 2,73	22,10 ± 5,50	12,37 ± 5,13
	SONİCFİLL 2	19,46 ± 7,90	33,15 ± 10,78	13,69 ± 10,90	20,88 ± 6,18	33,36 ± 9,22	12,49 ± 8,92
	TESCERA	61,02 ± 23,05	76,42 ± 26,43	15,39 ± 6,37	66,86 ± 32,09	81,59 ± 37,59	14,73 ± 6,92



Grafik 3.3 Distile su ve diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen Başlangıç, 30000 döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama değerleri (R_a) ve standart sapmaları.



Grafik 3.4. Distile su ve diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının AFM Line ile elde edilen Başlangıç, 30000 döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama değerleri (R_a) ve standart sapmaları.



Grafik 3.5. Distile su ve diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan DM, HXU, SF2 ve TATL gruplarının AFM Surface ile elde edilen Başlangıç, 30000 döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

Çalışmamızda materyal, döngü, ölçüm yöntemi ve fırçalama solüsyonu değişkenleri kullanıldı. İstatistiksel analizler dört değişkenden üçü sabit tutularak sadece bir değişken üzerinden alt başlıklara ayrıldı.

Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerde tüm döngüler üzerinde istatistiksel analizler uygulanırken, AFM Line ve AFM Surface yönteminde başlangıç ve 30000 döngü sonuçları üzerinden analizler yapıldı. Her bölümde bölüme ait tablo ya da tablolar istatistiksel açıdan değerlendirildi ve analiz sonuçları yorumlanarak elde edilen bulgular her bölümün sonunda tabloların altında açıklama olarak eklendi.

Çalışmaya ait detayların anlaşılabilmesi için, çalışma gruplarına ait örneklerden elde edilen iki ve üç boyutlu AFM görüntülerine ve iki boyutlu SEM görüntülerine de bu bölümde yer verildi.

3.1. Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç Farkı Verilerinin Değişkenlere Bağlı Olarak Materyal ve Döngü Düzeyinde İstatiksel Analizleri

3.1.1. Taylor Hobson Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Verilerin İstatiksel Analizi

Tablo 3.4. Taylor Hobson profilometre cihazı ile distile suda fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

	DİSTİLE SU		
	BAŞLANGIÇ	30000	FARK
DM	122,25 ± 11,46 ^{C, b}	243,72± 71,43 ^{E, a}	121,48 ± 73,10 ^G
HXU	139,26 ± 28,72 ^{C, d}	213,61± 52,41 ^{E, c}	74,36 ± 28,02 ^F
SF2	249,72 ± 35,40 ^{A, e}	309,78 ± 42,78 ^{D, e}	60,06 ± 17,95 ^F
TATL	222,89 ± 44,93 ^{B, g}	302,83 ± 20,49 ^{D, f}	79,95 ± 34,33 ^F

Her bir materyal için değişen döngü ve döngü farklarında farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Distile su ile fırçalanan örneklerde Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen başlangıç yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM ve HXU grupları benzer değerler verirken, SF2 ve TATL grupları anlamlı olarak daha yüksek değerler verdi.

Distile su ile fırçalanan örneklerde 30000 döngü sonunda elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM ve HXU grupları arasında anlamlı bir fark yokken, SF2 ve TATL grupları istatistiksel olarak anlamlı düzeyde en yüksek pürüzlülük değerlerini gösterdi.

Distile su ile fırçalanan örneklerde 30000-başlangıç farkında elde edilen grup ortalama değerleri karşılaştırıldığında; SF2 grubu en düşük yüzey pürüzlülüğü farkı değerini verirken aynı zamanda HXU ve TATL gruplarıyla

arasında anlamlı bir fark bulunmadı. DM ise anlamlı olarak en yüksek yüzey pürüzlülük farkını verdi.

Distile su ile fırçalanan DM, HXU ve TATL gruplarında başlangıç göre 30000 döngü sonunda yüzey pürüzlülüğü değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark ve artış görüldü. SF2 grubunda anlamlı bir fark bulunmadı.

Tablo 3.5. Taylor Hobson profilometre cihazı ile diş macunu solüsyonu fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

	DİŞ MACUNU		
	BAŞLANGIÇ	30000	FARK
DM	116,19 ± 14,68 ^{D, b}	212,61 ± 54,05 ^{H, a}	96,43 ± 53,99 ^{KL}
HXU	177,39 ± 17,31 ^{C, d}	297,72 ± 76,67 ^{G, c}	120,33 ± 72,98 ^K
SF2	309,06 ± 46,11 ^{A, e}	417,95 ± 50,87 ^{E, e}	108,89 ± 41,56 ^{KL}
TATL	280,39 ± 45,91 ^{B, f}	355,17 ± 52,94 ^{F, f}	74,78 ± 30,18 ^L

Her bir materyal için değişen döngü ve döngü farklarında farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde elde edilen başlangıç ve 30000 döngü sonundaki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; tüm materyal gruplarında (DM, HXU, SF2 ve TATL) elde edilen ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı değerler bulundu.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde 30000-başlangıç farkında HXU ve TATL arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Buna karşın DM ve SF2 grupları, HXU ve TATL grupları ile ayrı ayrı istatistiksel olarak benzer yüzey pürüzlülüğü farkı değerleri gösterdi.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan DM ile HXU gruplarının başlangıç ve 30000 döngü sonundaki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında anlamlı bir fark gözlenirken, SF2 ve TATL gruplarında herhangi bir fark bulunmadı.

3.1.2. AFM Line ile Elde Edilen Verilerin İstatiksel Analizi

Tablo 3.6. AFM Line yöntemi ile elde edilen distile suda fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

	DİSTİLE SU		
	BAŞLANGIÇ	30000	FARK
DM	20,08 ± 3,98 ^{B, b}	24,98 ± 2,35 ^{E, a}	4,90 ± 2,50 ^G
HXU	18,11 ± 3,79 ^{B, c}	26,54 ± 4,91 ^{E, c}	8,43 ± 4,91 ^G
SF2	25,55 ± 5,20 ^{B, e}	40,85 ± 11,05 ^{D, d}	15,31 ± 10,96 ^F
TATL	71,47 ± 25,68 ^{A, f}	87,78 ± 31,64 ^{C, f}	16,31 ± 10,66 ^F

Her bir materyal için değişen döngü ve döngü farklarında farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Distile su ile fırçalanan örneklerde elde edilen başlangıç yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM, HXU ve SF2 grupları benzer değerler verirken, TATL grubu anlamlı olarak en yüksek değeri verdi.

Distile su ile fırçalanan örneklerde 30000 döngü sonunda yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM ve HXU grubu benzer değerler verirken, SF2 ve TATL gruplarında anlamlı olarak daha yüksek değerler ölçüldü. SF2 ve TATL grupları arasındaki fark da anlamlı bulundu.

Distile su ile fırçalanan örneklerde 30000-başlangıç farkında DM grubu en düşük pürüzlülük farkını verirken, TATL grubu en yüksek farkı vermiştir. DM ve HXU gruplarının arasındaki fark anlamlı bulunmazken, SF2 ve TATL gruplarıyla olan farkları anlamlı bulunmuştur.

Distile su ile fırçalanan örneklerde HXU ve TATL gruplarında başlangıç ve 30000 döngü sonundaki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, DM ve SF2 gruplarında 30000 döngü sonunda istatistiksel olarak anlamlı daha yüksek değerler elde edildi.

Tablo 3.7. AFM Line yöntemi ile elde edilen diş macunu solüsyonu fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

	DİŞ MACUNU		
	BAŞLANGIÇ	30000	FARK
DM	16,31 ± 4,38 ^{B, a}	22,63 ± 5,81 ^{D, a}	6,32 ± 3,83 ^F
HXU	17,36 ± 5,47 ^{B, b}	33,70 ± 7,73 ^{D, b}	16,34 ± 9,11 ^E
SF2	27,04 ± 4,47 ^{B, c}	37,12 ± 7,26 ^{D, c}	10,08 ± 6,33 ^F
TATL	77,46 ± 37,55 ^{A, d}	98,15 ± 43,9 ^{C, d}	20,69 ± 9,26 ^E

Her bir materyal için değişen döngü ve döngü farklarında farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde elde edilen başlangıç yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM, HXU ve SF2 grupları benzer değerler verirken, TATL grubu istatistiksel olarak anlamlı düzeyde, DM ve HXU gruplarından ~5 kat ve SF2 grubundan ~3 kat daha yüksek pürüzlülük değeri gösterdi.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde elde edilen 30000 döngü sonundaki yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM, HXU ve SF2 grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değilken, TATL grubunda elde edilen değerler diğer gruplara göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde 30000-başlangıç farkında DM ve SF2 gruplarında fark görülmezken, HXU ve TATL gruplarındaki fark DM ve SF2 gruplarına göre anlamlı olarak daha yüksekti.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan tüm materyal gruplarında başlangıç ve 30000 döngü sonundaki ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

3.1.3. AFM Surface ile Elde Edilen Verilerin İstatiksel Analizi

Tablo 3.8. AFM Surface yöntemi ile elde edilen distile suda fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

	DİSTİLE SU		
	BAŞLANGIÇ	30000	FARK
DM	13,13 ± 2,73 ^{B, a}	17,84 ± 3,80 ^{E, a}	4,72 ± 2,58 ^G
HXU	10,11 ± 2,79 ^{B, b}	16,11 ± 1,80 ^{E, b}	6,00 ± 2,27 ^G
SF2	19,46 ± 7,90 ^{B, c}	33,15 ± 10,78 ^{D, c}	13,69 ± 10,90 ^F
TATL	61,02 ± 23,05 ^{A, d}	76,42 ± 26,43 ^{C, d}	15,39 ± 6,37 ^F

Her bir materyal için değişen döngü ve döngü farklarında farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Distile su ile fırçalanan örneklerde elde edilen başlangıç yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM, HXU ve SF2 grupları arasında anlamlı fark görülmezken, TATL grubunda en yüksek yüzey pürüzlülüğü ölçüldü.

Distile su ile fırçalanan örneklerde 30000 döngü sonunda yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM ve HXU gruplarından elde edilen ortalama pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak bir fark görülmezken, SF2 ve TATL gruplarında en yüksek ortalama pürüzlülük değerleri elde edildi.

Distile su ile fırçalanan örneklerde 30000-başlangıç farkında DM ve HXU grupları istatistiksel olarak benzer pürüzlülük farkı değerleri sergilerken, SF2 ve TATL gruplarının, DM ve HXU gruplarından anlamlı düzeyde yüksek pürüzlülük farkı değerleri sergilediği tespit edildi.

Distile su ile fırçalanan tüm materyal gruplarında başlangıç ve 30000 döngü sonunda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Tablo 3.9. AFM Surface yöntemi ile elde edilen diş macunu solüsyonu fırçalama uygulanan grupların Başlangıç, 30000 Döngü ve 30000-Başlangıç farkı ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

	DİŞ MACUNU		
	BAŞLANGIÇ	30000	FARK
DM	12,83 ± 4,60 ^{B, a}	16,87 ± 5,23 ^{E, a}	4,05 ± 2,27 ^G
HXU	9,73 ± 2,73 ^{B, c}	22,10 ± 5,50 ^{DE, b}	12,37 ± 5,13 ^F
SF2	20,88 ± 6,18 ^{B, d}	33,36 ± 9,22 ^{D, d}	12,49 ± 8,92 ^F
TATL	66,86 ± 32,09 ^{A, e}	81,59 ± 37,59 ^{C, e}	14,73 ± 6,92 ^F

Her bir materyal için değişen döngü ve döngü farklarında farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerden elde edilen başlangıç yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; DM, HXU ve SF2 grupları arasında anlamlı bir fark olmadığı, TATL grubunun ise istatistiksel olarak yüksek bir değer verdiği gözlemlendi.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde elde edilen 30000 döngü sonundaki yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırıldığında; SF2 grubu, DM ve TATL gruplarıyla anlamlı düzeyde farklılık gösterirken, HXU grubuyla benzer değerler verdi. HXU grubu, DM ve SF2 grupları ile ayrı ayrı istatistiksel benzerlik gösterdi. Buna karşın, TATL grubunun anlamlı olarak en yüksek pürüzlülük değerini gösterdiği sonucuna ulaşıldı.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde 30000-başlangıç farkında elde edilen yüzey pürüzlülüğü farkı değerleri karşılaştırıldığında; HXU, SF2 ve TATL grupları benzer değerler verirken, DM grubu diğer gruplara göre istatistiksel olarak en yüksek değeri verdi.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalamada döngü düzeyinde sadece HXU grubunda başlangıç ve 30000 döngü sonunda elde edilen pürüzlülük değerleri

arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. Diğer grupların döngüler arası ikili karşılaştırmalarında fark anlamlı değildi.

3.2. Başlangıç ve 30000 Döngü Verilerinin Değişkenlere Bağlı Olarak Ölçüm Yöntemleri ve Fırçalama Solüsyonları Düzeyinde İstatistiksel Analizi

3.2.1. Ölçüm Yöntemleri Düzeyinde Verilerin İstatistiksel Analizi

Tablo 3.10. Distile su ve diş macunu ile fırçalanan Başlangıç ve 30000 Döngü sonunda DM grubu için elde edilen verilerin Post Hoc LSD testi ile ölçüm yöntemleri düzeyinde istatistiksel analizleri.

Materyal/ Döngü	Ölçüm Yöntemi (I)	Ölçüm Yöntemi (J)	Distile Su		Diş Macunu	
			Ortalama Fark (I-J)	α	Ortalama Fark (I-J)	α
DM Başlangıç	Tylor Hobson	AFM Line	102,16667*	,000	99,87833*	,000
		AFM Surface	109,11500*	,000	103,35833*	,000
	AFM Line	Tylor Hobson	-102,16667*	,000	-99,87833*	,000
		AFM Surface	6,94833*	,024	3,48000	,363
	AFM Surface	Tylor Hobson	-109,11500*	,000	-103,35833*	,000
		AFM Line	-6,94833*	,024	-3,48000	,363
	Tylor Hobson	AFM Line	218,74833*	,000	189,98333*	,000
		AFM Surface	225,88000*	,000	195,74000*	,000
DM 30000 Döngü	AFM Line	Tylor Hobson	-218,74833*	,000	-189,98333*	,000
		AFM Surface	7,13167	,675	5,75667	,658
	AFM Surface	Tylor Hobson	-225,88000*	,000	-195,74000*	,000
		AFM Line	-7,13167	,675	-5,75667	,658

*Ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır.

Distile su ile fırçalanmış DM grubunun başlangıç ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinde tüm ölçüm yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi. Diş macunu ile fırçalanmış DM grubuna ait başlangıç ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerde anlamlı fark izlenirken, AFM Line ve AFM Surface yöntemleri ile ölçülen pürüzlülük değerleri arasındaki farklar ise anlamlı bulunmadı.

Tablo 3.11. Distile su ve diş macunu ile fırçalanmış Başlangıç ve 30000 Döngü sonunda HXU grubu için elde edilen verilerin Post Hoc LSD testi ile ölçüm yöntemleri düzeyinde istatistiksel analizleri.

Materyal/ Döngü	Ölçüm Yöntemi (I)	Ölçüm Yöntemi (J)	Distile Su		Diş Macunu	
			Ortalama Fark (I-J)	α	Ortalama Fark (I-J)	α
HXU Başlangıç	Taylor Hobson	AFM Line	121,14833*	,000	160,02500*	,000
		AFM Surface	129,14833*	,000	167,66000*	,000
	AFM Line	Taylor Hobson	-121,14833*	,000	-160,02500*	,000
		AFM Surface	8,00000	,252	7,63500	,087
	AFM Surface	Taylor Hobson	-129,14833*	,000	-167,66000*	,000
		AFM Line	-8,00000	,252	-7,63500	,087
HXU 30000 Döngü	Taylor Hobson	AFM Line	187,07333*	,000	264,02333*	,000
		AFM Surface	197,50000*	,000	275,62167*	,000
	AFM Line	Taylor Hobson	-187,07333*	,000	-264,02333*	,000
		AFM Surface	10,42667	,407	11,59833	,529
	AFM Surface	Taylor Hobson	-197,50000*	,000	-275,62167*	,000
		AFM Line	-10,42667	,407	-11,59833	,529

*Ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır.

Distile su ve diş macunu ile fırçalanmış HXU grubuna ait başlangıç ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerde diğer ölçüm yöntemlerine göre anlamlı olarak daha yüksek değerler izlenirken, AFM

Line ve AFM Surface yöntemleri ile ölçülen pürüzlülük değerleri arasındaki farklar ise anlamlı bulunmadı.

Tablo 3.12. Distile su ve dış macunu ile fırçalanan Başlangıç ve 30000 Döngü sonunda SF2 grubu için elde edilen verilerin Post Hoc LSD testi ile ölçüm yöntemleri düzeyinde istatistiksel analizleri.

Materyal/ Döngü	Ölçüm Yöntemi (I)	Ölçüm Yöntemi (J)	Distile Su		Dış Macunu	
			Ortalama Fark (I-J)	α	Ortalama Fark (I-J)	α
SF2 Başlangıç	Tylor Hobson	AFM Line	224,17333*	,000	282,02000*	,000
		AFM Surface	230,26000*	,000	288,18000*	,000
	AFM Line	Tylor Hobson	-224,17333*	,000	-282,02000*	,000
		AFM Surface	6,08667	,486	6,16000	,580
	AFM Surface	Tylor Hobson	-230,26000*	,000	-288,18000*	,000
		AFM Line	-6,08667	,486	-6,16000	,580
SF2 30000 Döngü	Tylor Hobson	AFM Line	268,92667*	,000	380,82500*	,000
		AFM Surface	276,62500*	,000	384,58500*	,000
	AFM Line	Tylor Hobson	-268,92667*	,000	-380,82500*	,000
		AFM Surface	7,69833	,478	3,76000	,762
	AFM Surface	Tylor Hobson	-276,62500*	,000	-384,58500*	,000
		AFM Line	-7,69833	,478	-3,76000	,762

*Ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır.

Distile su ve dış macunu ile fırçalanan SF2 grubuna ait başlangıç ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümler, AFM Line ve AFM Surface yöntemleri ile yapılan ölçümlerle karşılaştırıldığında; pürüzlülük değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu. AFM Line ve AFM Surface yöntemleri arasındaki fark istatistiksel anlamlılık göstermedi.

Tablo 3.13. Distile su ve dış macunu ile fırçalanan Başlangıç ve 30000 Döngü sonunda TATL grubu için elde edilen verilerin Post Hoc LSD testi ile ölçüm yöntemleri düzeyinde istatistiksel analizleri

Materyal/ Döngü	Ölçüm Yöntemi (I)	Ölçüm Yöntemi (J)	Distile Su		Dış Macunu	
			Ortalama Fark (I-J)	α	Ortalama Fark (I-J)	α
TATL Başlangıç	Tylor Hobson	AFM Line	151,41833*	,000	202,93333*	,000
		AFM Surface	161,86667*	,000	213,52833*	,000
	AFM Line	Tylor Hobson	-151,41833*	,000	-202,93333*	,000
		AFM Surface	10,44833	,440	10,59500	,510
	AFM Surface	Tylor Hobson	-161,86667*	,000	-213,52833*	,000
		AFM Line	-10,44833	,440	-10,59500	,510
TATL 30000 Döngü	Tylor Hobson	AFM Line	215,05167*	,000	257,01833*	,000
		AFM Surface	226,41833*	,000	273,58167*	,000
	AFM Line	Tylor Hobson	-215,05167*	,000	-257,01833*	,000
		AFM Surface	11,36667	,303	16,56333	,376
	AFM Surface	Tylor Hobson	-226,41833*	,000	-273,58167*	,000
		AFM Line	-11,36667	,303	-16,56333	,376

*Ortalama fark 0,05 düzeyinde anlamlıdır.

Distile su ve dış macunu ile fırçalanan TATL grubunda başlangıç ve 30000 döngü sonunda AFM Line ve AFM Surface ölçüm yöntemleri arasında anlamlı bir fark bulunmazken, Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerde elde edilen değerlerin anlamlı olarak çok daha yüksek olduğu tespit edildi.

3.2.2. Fırçalama Solüsyonları Düzeyinde Verilerin İstatiksel Analizi

Tablo 3.14. Materyal gruplarının Başlangıç ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı, AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle yapılan ölçümlerinde fırçalama solüsyonlarının yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi.

MATERYAL	DÖNGÜ SAYISI	ÖLÇÜM YÖNTEMİ	DİSTİLE SU	DİŞ MACUNU
DM	Başlangıç	Taylor Hobson	a	a
		AFM Line	b	b
		AFM Surface	c	c
	30000	Taylor Hobson	d	d
		AFM Line	e	f
		AFM Surface	g	g
HXU	Başlangıç	Taylor Hobson	a	b
		AFM Line	c	c
		AFM Surface	d	d
	30000	Taylor Hobson	e	e
		AFM Line	f	f
		AFM Surface	h	g
SF2	Başlangıç	Taylor Hobson	a	a
		AFM Line	b	b
		AFM Surface	c	c
	30000	Taylor Hobson	d	d
		AFM Line	e	f
		AFM Surface	g	g
TATL	Başlangıç	Taylor Hobson	a	a
		AFM Line	c	b
		AFM Surface	d	d
	30000	Taylor Hobson	f	e
		AFM Line	g	g
		AFM Surface	h	h

Her bir materyal grubu için başlangıç ve 30000 döngü sonunda, fırçalama solüsyonu düzeyindeki ikili karşılaştırmalarda farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle gösterilmiştir (her materyal grubu kendi içinde değerlendirildiğinde farklı harfler $p < 0,05$).

Materyal gruplarının fırçalama solüsyonu düzeyinde her bir ölçüm yöntemi için t-testi ile ikili karşılaştırmalarındaki istatistiksel farklar değerlendirildi.

Taylor Hobson profilometre cihazı ile başlangıç ölçümlerinde DM, SF2 ve TATL gruplarında fırçalama solüsyonu düzeyinde anlamlı bir fark gözlenmezken, HXU grubunda yüzey pürüzlülüğü değeri diş macunu solüsyonunda anlamlı olarak daha yüksek bulundu.

Taylor Hobson profilometre cihazı ile 30000 döngü ölçümlerinde DM, HXU ve SF2 gruplarında fırçalama solüsyonu düzeyinde anlamlı bir fark gözlenmezken, TATL grubunda yüzey pürüzlülüğü değeri diş macunu solüsyonunda anlamlı olarak daha yüksek bulundu.

AFM Line başlangıç ölçümlerinde DM, HXU ve SF2 gruplarında fırçalama solüsyonu düzeyinde anlamlı bir fark gözlenmezken, TATL grubunda yüzey pürüzlülüğü değeri diş macunu solüsyonunda anlamlı olarak daha yüksek bulundu.

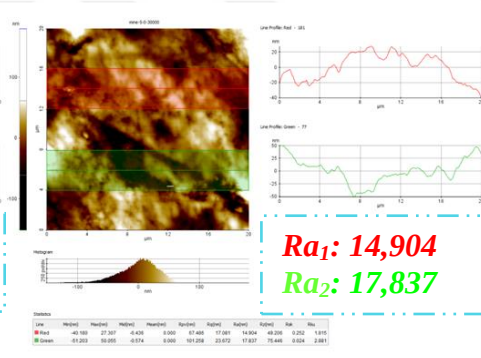
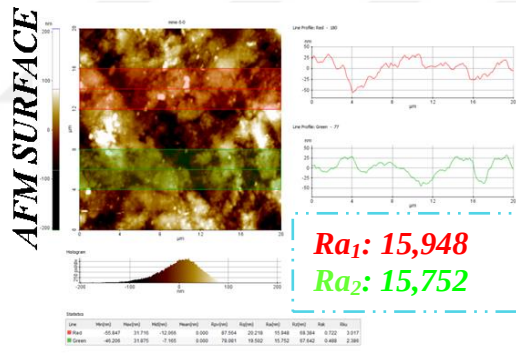
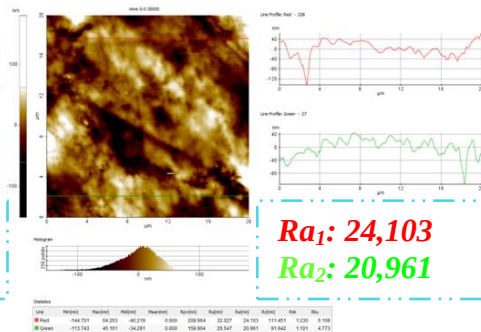
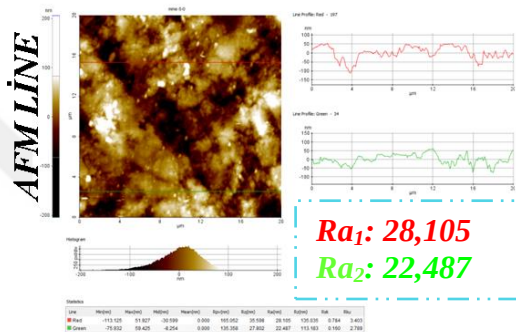
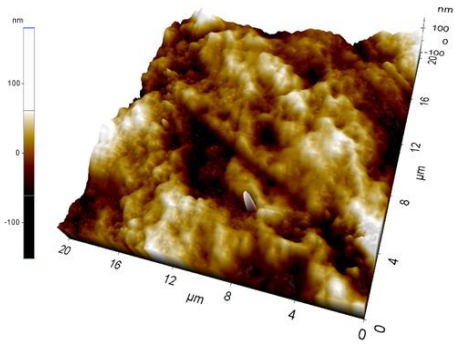
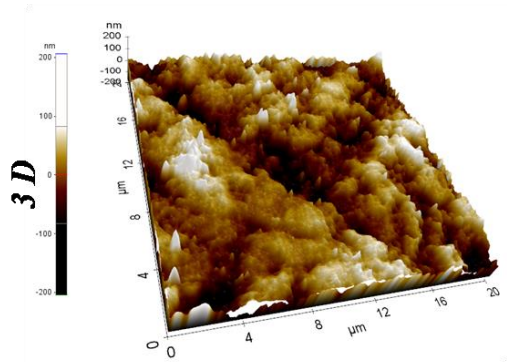
AFM Line 30000 döngü ölçümlerinde distile su ile fırçalanan DM ve SF2 gruplarında anlamlı bir fark varken, HXU ve TATL gruplarında fırçalama solüsyonu düzeyinde anlamlı bir fark görülmedi.

AFM Surface başlangıç ölçümlerinde tüm materyal gruplarında ve 30000 döngü ölçümlerinde ise HXU grubu haricinde kalan materyal gruplarında fırçalama solüsyonları düzeyinde bir fark gözlenmezken, 30000 döngüde HXU grubu diş macunu solüsyonunda anlamlı olarak daha yüksek bir fark elde edildi.

3.3. AFM’de İki ve Üç Boyutlu Görüntüleme ile Yüzey Pürüzlülüğü Analizi

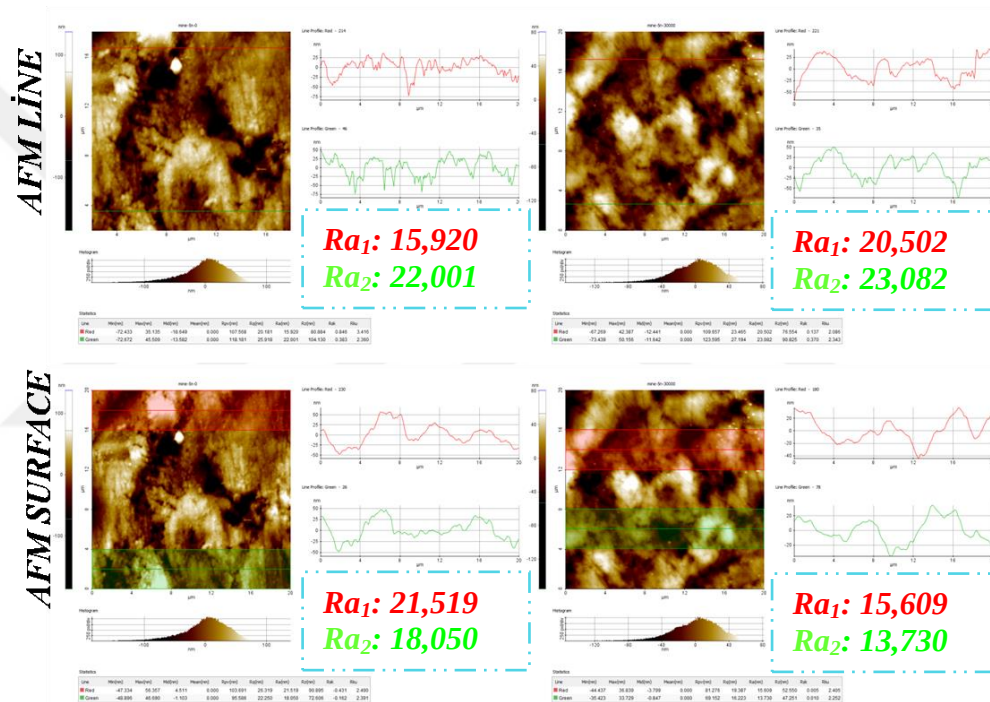
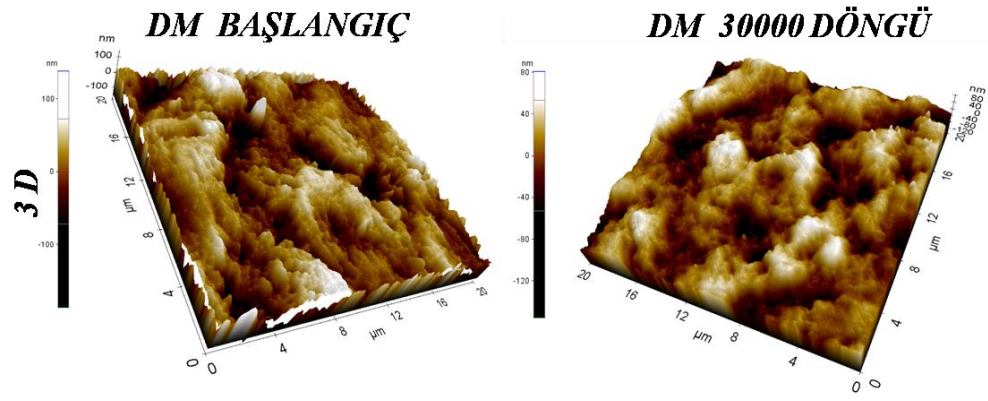
Resim 3. 1 – 3. 8’de AFM cihazı ile elde edilen iki ve üç boyutlu görüntüler ve bu görüntüler üzerinde yapılan çizgisel ve alansal ölçümlerde elde edilen pürüzlülük değerlerinin verileri ve grafikleri görülmektedir. AFM ile elde edilen iki boyutlu görüntüler beş eşit parçaya bölündü. Görüntüler üzerinde her defasında iki ölçüm yapılabildiği için aynı görüntü üzerinde işlem üç kez tekrarlanarak toplamda beş ölçüm değeri elde edildi.

DISTILE SU



Resim 3.1. DM grubuna ait bir örneğin distile su ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.

DIŞ MACUNU SOLÜSYONU

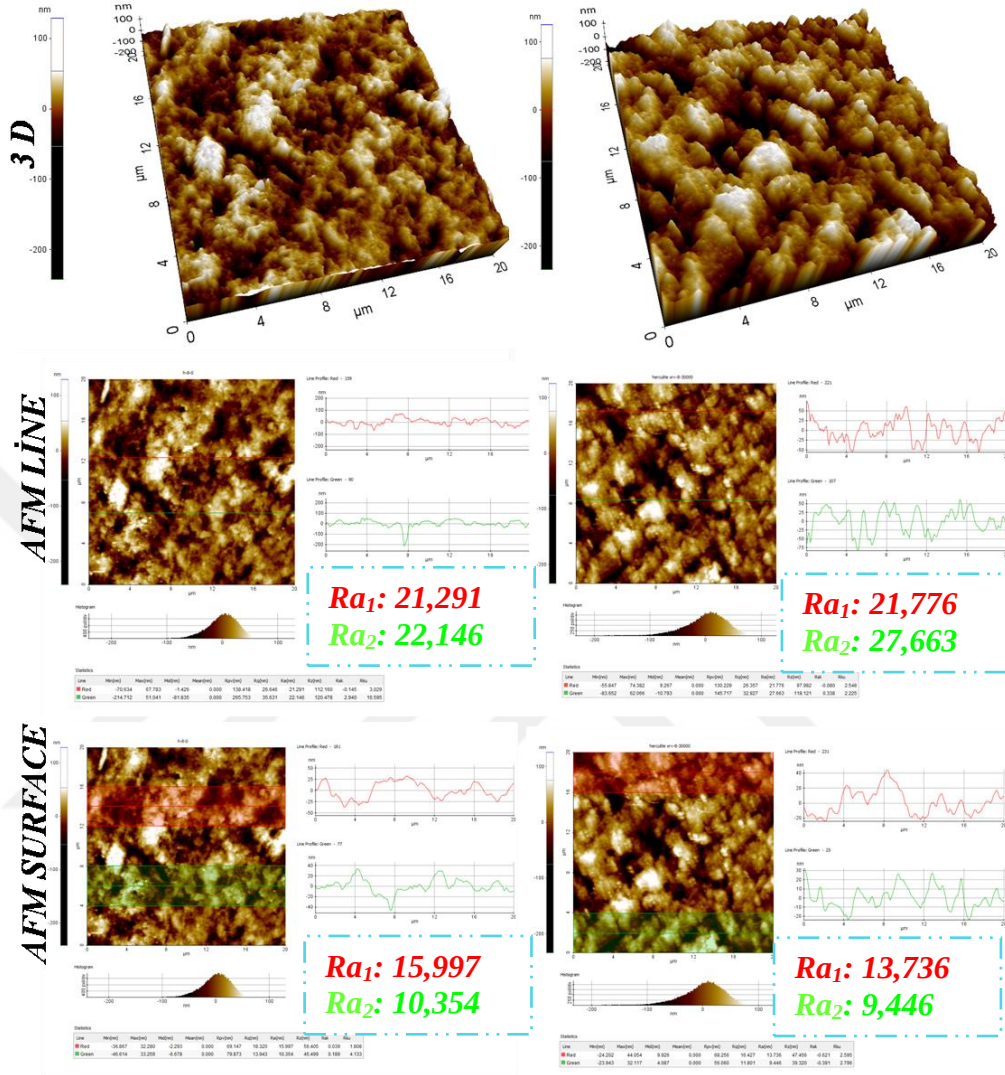


Resim 3.2. DM grubuna ait bir örneğin dış macunu solüsyonu ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.

DİSTİLE SU

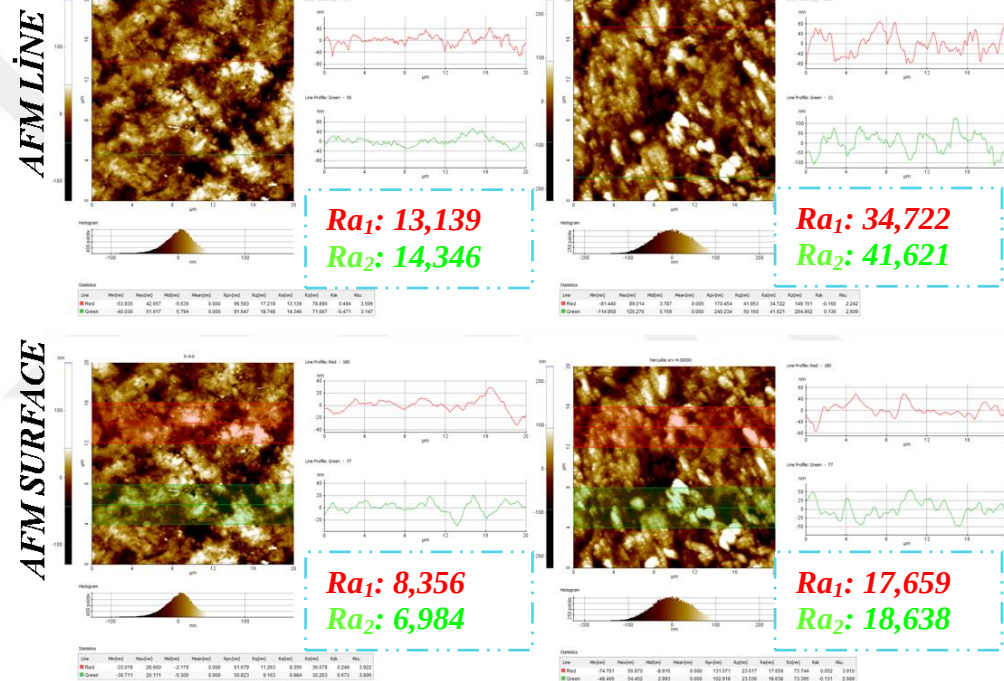
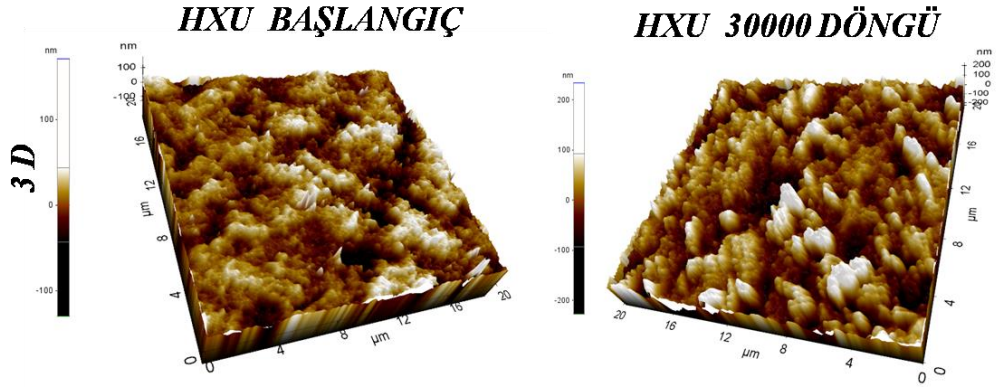
HXU BAŞLANGIÇ

HXU 30000 DÖNGÜ



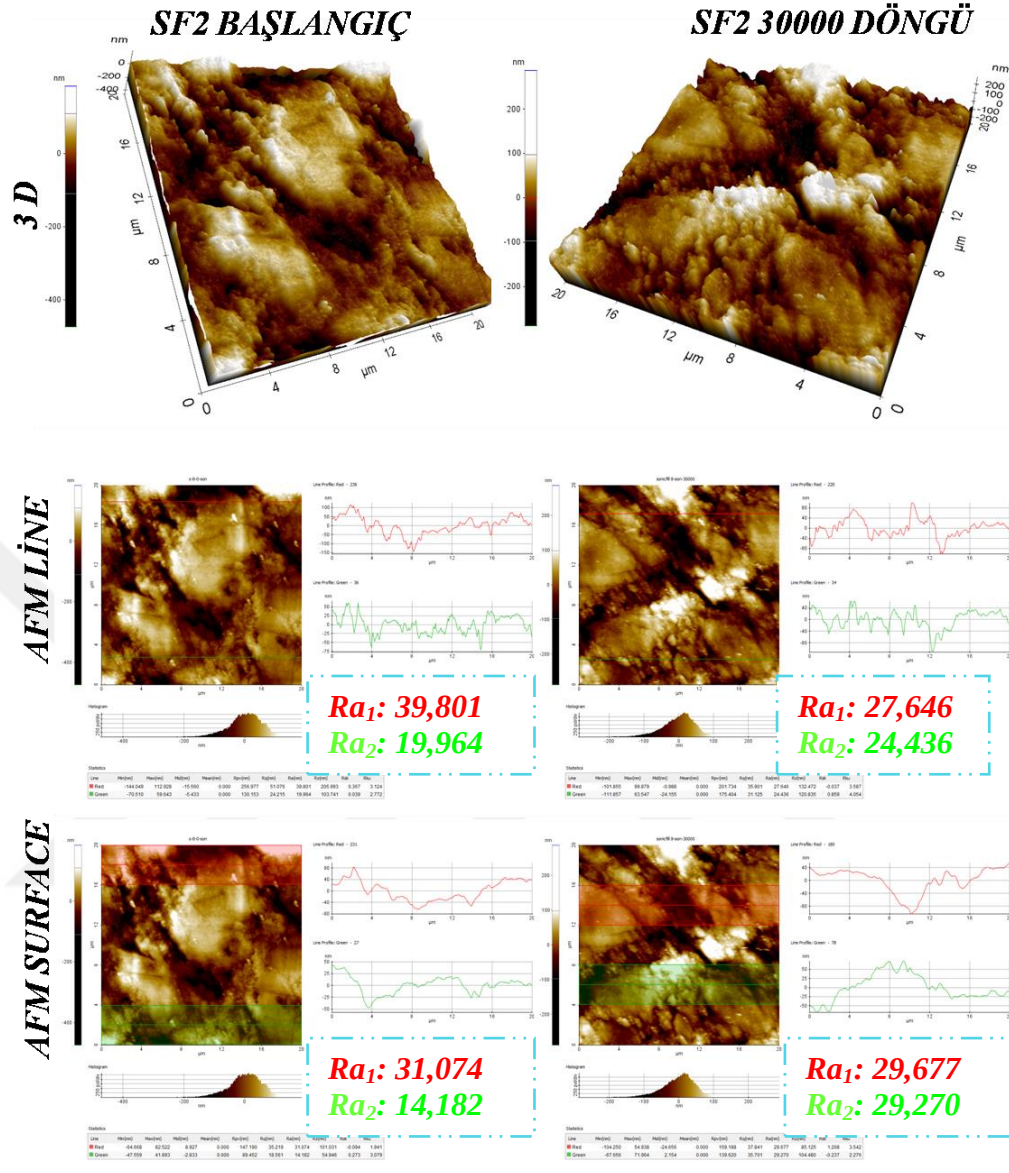
Resim 3.3. HXU grubuna ait bir örneğin distile su ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.

DIŞ MACUNU SOLÜSYONU



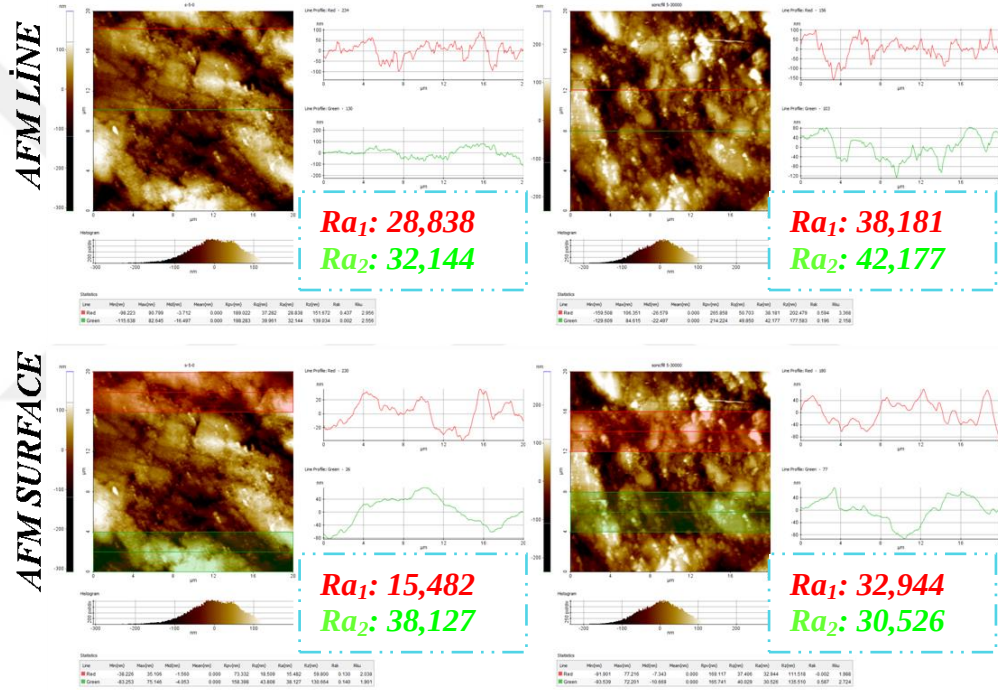
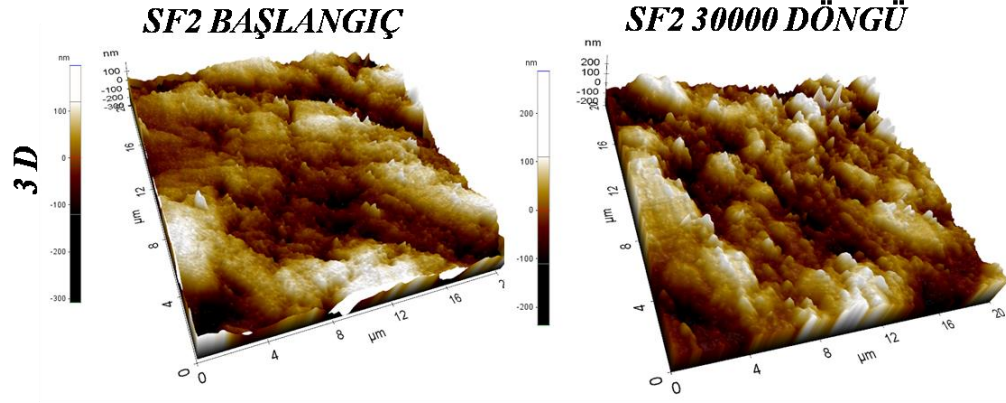
Resim 3.4. HXU grubuna ait bir örneğin diş macunu solüsyonu ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.

DİSTİLE SU



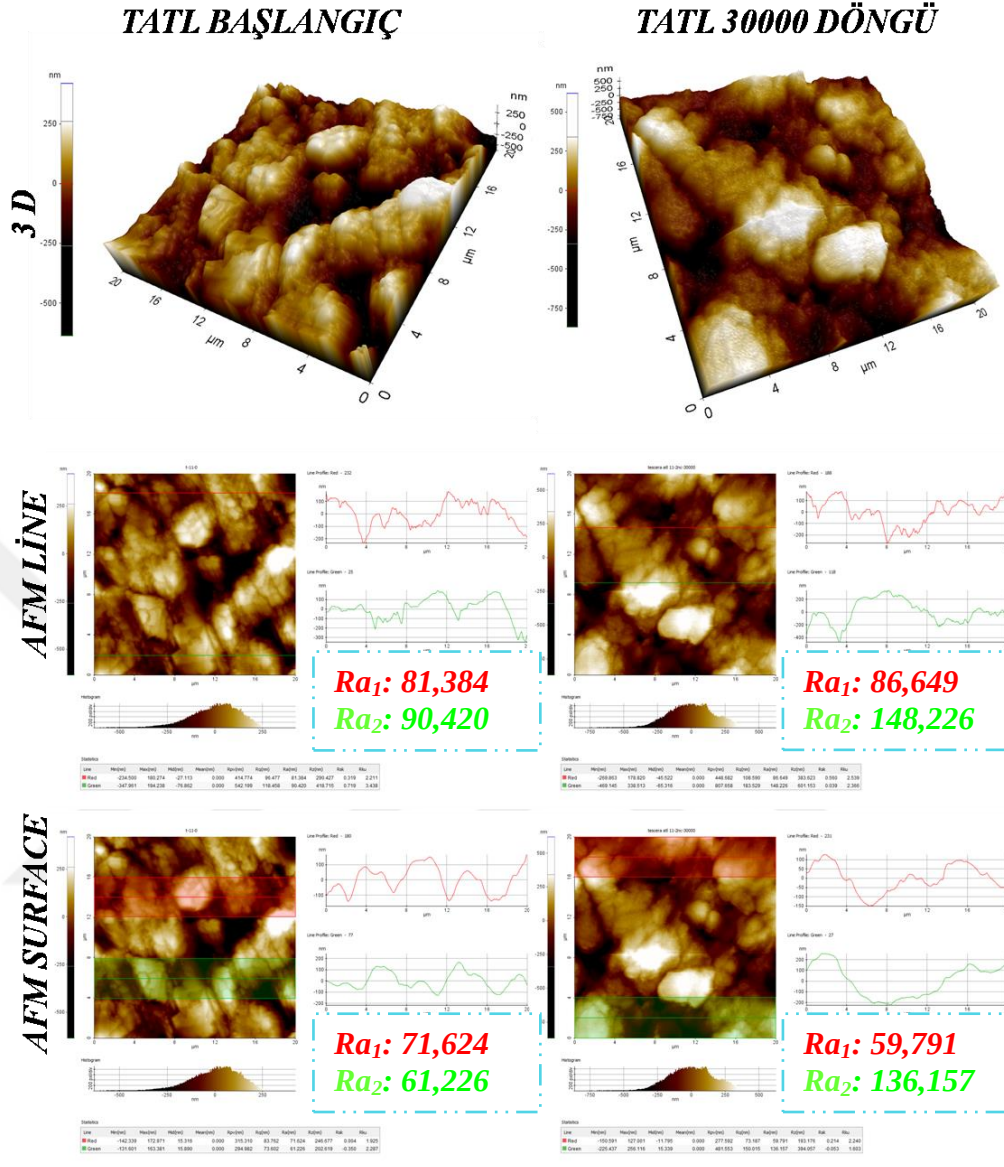
Resim 3.5. SF2 grubuna ait bir örneğin distile su ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.

DIŞ MACUNU SOLÜSYONU



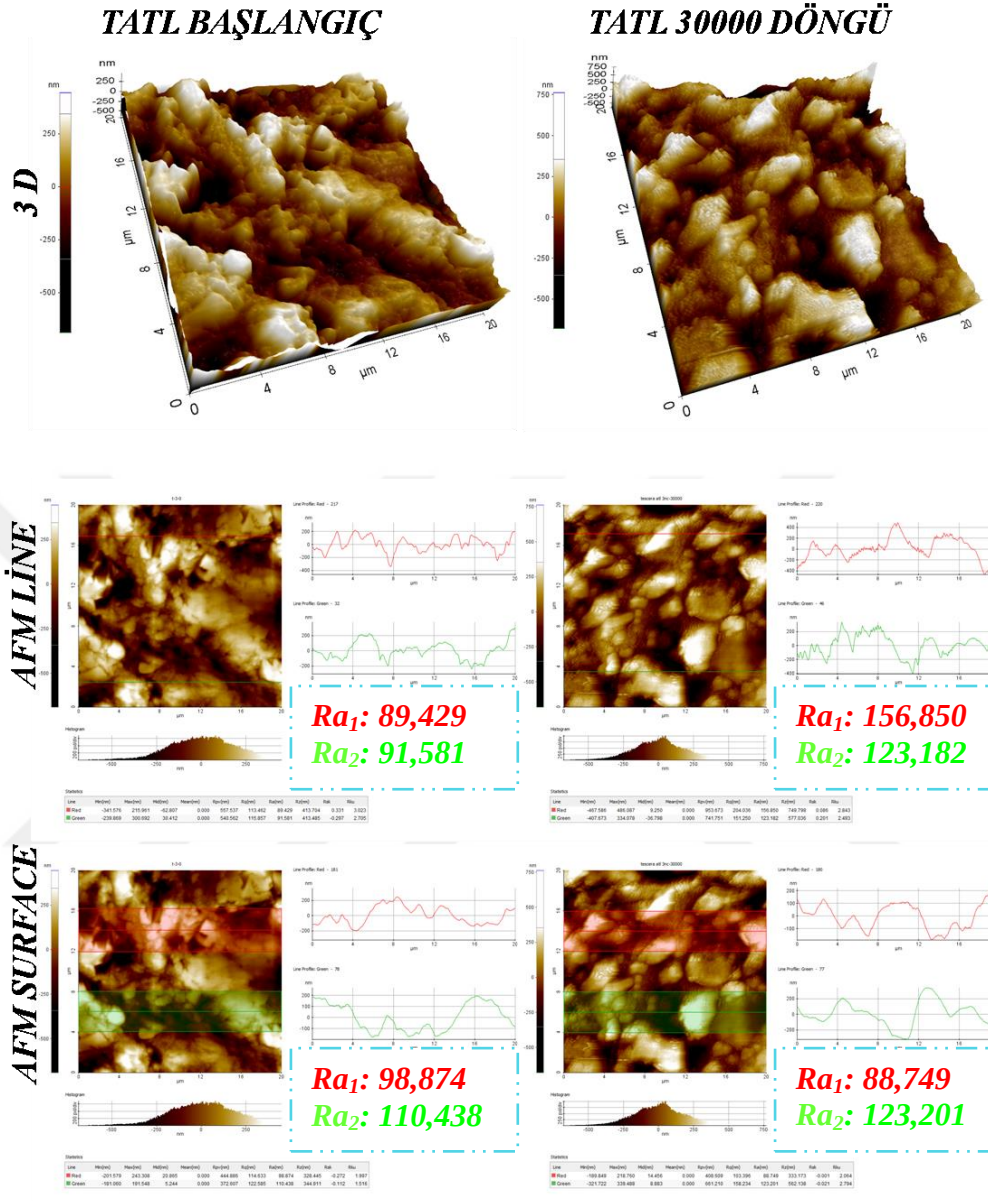
Resim 3.6. SF2 grubuna ait bir örneğin dış macunu solüsyonu ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.

DİSTİLE SU



Resim 3.7. TATL grubuna ait bir örneğin distile su ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.

DİŞ MACUNU SOLÜSYONU



Resim 3.8. TATL grubuna ait bir örneğin diş macunu solüsyonu ile fırçalanması ile meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün AFM Line ve AFM Surface yöntemleriyle ölçülmesi ve üç boyutlu görüntülenmesi.

3.4. Taylor Hobson Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Verilerin Değişkenlere Bağlı İstatistiksel Analizi

3.4.1. Taylor Hobson Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Başlangıç, 5000, 15000, 30000 Döngü ve Döngü Farkları Verilerinin Materyal ve Döngü Düzeyinde İstatistiksel Analizi

Distile su ve *diş macunu* solüsyonu ile fırçalanan örneklerde Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen *başlangıç*, *30000 döngü* ve *30000-Başlangıç farkı* yüzey pürüzlülüğü değerlerinin materyal ve döngü düzeyinde karşılaştırılması sayfa 88-94 arasında ayrıntılı olarak verildi.

Tablo 3.15. Distile su ile fırçalanan materyal gruplarının Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

DİSTİLE SU				
	BAŞLANGIÇ	5000 Döngü	15000 Döngü	30000 Döngü
DM	122,25 ± 11,46 ^{C,c}	158,22 ± 53,96 ^{E,bc}	191,11 ± 50,33 ^{G,b}	243,72 ± 71,43 ^{K,a}
HXU	139,26 ± 28,72 ^{C,f}	155,44 ± 31,59 ^{E,ef}	172,17 ± 42,20 ^{G,e}	213,61 ± 52,41 ^{K,d}
SF2	249,72 ± 35,40 ^{A,h}	265,56 ± 32,81 ^{D,h}	279,83 ± 39,55 ^{F,gh}	309,78 ± 42,78 ^{H,g}
TATL	222,89 ± 44,93 ^{B,m}	244,11 ± 51,57 ^{D,ml}	258,61 ± 38,92 ^{F,l}	302,83 ± 20,49 ^{H,k}

Her bir materyal için değişen döngülerde farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Distile su ile fırçalanan örneklerde *5000 döngü* ve *15000 döngü* sonunda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri her döngü için kendi içinde materyal düzeyinde karşılaştırıldığında; DM grubu ile HXU grubu ve SF2 grubu ile TATL grubu istatistiksel olarak benzer ortalamalar verirken, SF2 ve TATL gruplarında anlamlı düzeyde daha yüksek değerler ölçüldü.

Distile su ile fırçalanan örneklerde *başlangıç*, *5000 döngü*, *15000 döngü* ve *30000 döngü* sonunda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerini döngü düzeyinde incelediğimizde; DM, HXU ve TATL grupları için *5000 döngü* sonunda elde

edilen değerler hem *başlangıç* hem de *15000 döngü* değerleri ile ayrı ayrı karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Tüm döngüler karşılaştırıldığında; *30000 döngü* sonunda anlamlı düzeyde en yüksek değerler elde edildi.

Distile su ile fırçalanan örneklerde *başlangıç, 5000 döngü ve 15000 döngü* sonunda SF2 grubu için elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri benzerdir. Ayrıca, *30000 döngü* sonunda en yüksek yüzey pürüzlülüğü değeri elde edilmiş olmasına rağmen, bu değer *15000 döngü* sonunda elde edilen değer ile istatistiksel olarak farklı bulunmadı.

Tablo 3.16. Distile su ile fırçalanan materyal gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile ölçülen verilerden istatistiksel olarak elde edilen 5000-Başlangıç, 15000-Başlangıç, 30000-Başlangıç farklarının ortalama pürüzlülük farkı değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

DİSTİLE SU	DÖNGÜ SAYILARI ARASI FARK		
	5000-BAŞLANGIÇ	15000-BAŞLANGIÇ	30000-BAŞLANGIÇ
DM	35,98 ± 48,96 ^{A, b}	68,87 ± 48,97 ^{B, b}	121,48 ± 73,10 ^{D, a}
HXU	16,19 ± 8,96 ^{A, e}	32,91 ± 16,87 ^{C, d}	74,36 ± 28,02 ^{E, c}
SF2	15,84 ± 8,12 ^{A, h}	30,11 ± 9,82 ^{C, g}	60,06 ± 17,95 ^{E, f}
TATL	21,22 ± 18,60 ^{A, l}	35,72 ± 15,72 ^{C, l}	79,95 ± 34,33 ^{E, k}

Her bir materyal için değişen döngü farklarında farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Distile su ile fırçalanan örneklerde *5000-Başlangıç farkında* tüm materyal grupları için elde edilen değerler benzerdir.

Distile su ile fırçalanan örneklerde *15000-Başlangıç farkında ve 30000-Başlangıç farkında* elde edilen değerler HXU, SF2 ve TATL grupları için anlamlı değilken, DM grubu için fark anlamlı olarak daha yüksek bulundu.

Distile su ile fırçalanana DM ve TATL gruplarındaki örnekler için 5000-Başlangıç ve 15000-Başlangıç farkları istatistiksel olarak anlamlı değilken, 30000-Başlangıç farkı anlamlı olarak daha yüksek bulundu. HXU ve SF2 grupları tüm döngüler arası farklarda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı sonuçlar verdi.

Tablo 3.17. Diş macunu solüsyonu ile fırçalanana materyal gruplarının Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

	DİŞ MACUNU			
	BAŞLANGIÇ	5000 Döngü	15000 Döngü	30000 Döngü
DM	116,19 ± 14,68 ^{D,c}	131,42 ± 9,98 ^{G,bc}	152,48 ± 28,03 ^{L,b}	212,61 ± 54,05 ^{P,a}
HXU	177,39 ± 17,31 ^{C,f}	210,33 ± 24,84 ^{F,f}	252,67 ± 59,56 ^{K,e}	297,72 ± 76,67 ^{O,d}
SF2	309,06 ± 46,11 ^{A,k}	341,00 ± 40,88 ^{E,hk}	351,72 ± 41,36 ^{H,h}	417,95 ± 50,87 ^{M,g}
TATL	280,39 ± 45,9 ^{B,m}	313,17 ± 60,58 ^{E,lm}	331,56 ± 54,59 ^{H,l}	355,17 ± 52,94 ^{N,l}

Her bir materyal için değişen döngülerde farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanana örneklerde 5000 döngü ve 15000 döngü sonunda elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri materyal düzeyinde karşılaştırıldığında; DM ve HXU grubu anlamlı olarak daha düşük değerler verirken, SF2 ve TATL grupları istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek değerler verdi. SF2 ve TATL grupları arasında ise anlamlı bir fark bulunamadı.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanana örneklerde 5000 döngü sonunda elde edilen DM ve SF2 gruplarına ait ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri başlangıç ve 15000 döngü değerleri ile ayrı ayrı istatistiksel benzerlik gösterirken, 30000 döngü sonunda elde edilen değer anlamlı düzeyde daha yüksek bulundu.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanana örneklerde başlangıç ve 5000 döngü sonundaki yüzey pürüzlülüğü değerlerini değerlendirdiğimizde tüm gruplar için döngüler arasında anlamlı fark görülmedi.

Tablo 3.18. Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan materyal gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile ölçülen verilerden istatistiksel olarak elde edilen 5000-Başlangıç, 15000-Başlangıç, 30000-Başlangıç farklarının ortalama pürüzlülük farkı değerleri (Ra) ve standart sapmaları.

DİŞ MACUNU	DÖNGÜ SAYILARI ARASI FARK		
	5000-BAŞLANGIÇ	15000-BAŞLANGIÇ	30000-BAŞLANGIÇ
DM	15,23 ± 14,17 ^{B, b}	36,30 ± 23,29 ^{D, b}	96,43 ± 53,99 ^{EF, a}
HXU	32,94 ± 21,09 ^{A, e}	75,28 ± 53,43 ^{C, d}	120,33 ± 72,98 ^{E, c}
SF2	31,94 ± 15,34 ^{A, g}	42,67 ± 17,93 ^{D, g}	108,89 ± 41,56 ^{EF, f}
TATL	32,78 ± 22,11 ^{A, k}	51,17 ± 29,28 ^{CD, k}	74,78 ± 30,18 ^{F, h}

Her bir materyal için değişen döngü farklarında farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle; materyallerin birbiri arasında gösterdiği farklılıklar (sütunlarda) büyük harflerle gösterilmiştir (farklı harfler için $p < 0,05$).

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde 5000-Başlangıç farkında DM anlamlı olarak en düşük yüzey pürüzlülüğü farkı değerlerini sergilerken; HXU, SF2 ve TATL gruplarında elde edilen değerler DM grubu ile karşılaştırıldığında anlamlı olarak daha yüksekti. Buna karşın, kendi aralarında anlamlı bir fark bulunmadı.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde 15000-Başlangıç farkında DM, SF2 ve TATL grupları benzer pürüzlülük farkı değerleri sergilerken; HXU grubu sadece TATL grubu ile istatistiksel olarak benzer bulundu. En düşük yüzey pürüzlülüğü farkı 5000-Başlangıç farkında olduğu gibi DM grubunda görüldü.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde 5000-Başlangıç farkı ve 15000-Başlangıç farkından elde edilen değerler karşılaştırıldığında; DM, SF2 ve TATL grupları için pürüzlülük farkı anlamlı bulunmadı. HXU grubu için ise 15000-Başlangıç farkı anlamlı olarak daha yüksek bulundu. 30000-Başlangıç farkı incelendiğinde; tüm gruplarda anlamlı olarak en yüksek pürüzlülük farkı değeri elde edildi.

3.4.2. Taylor Hobson Profilometre Cihazı ile Elde Edilen Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 Döngü Verilerinin Fırçalama Solüsyonu Düzeyinde İstatistiksel Analizi

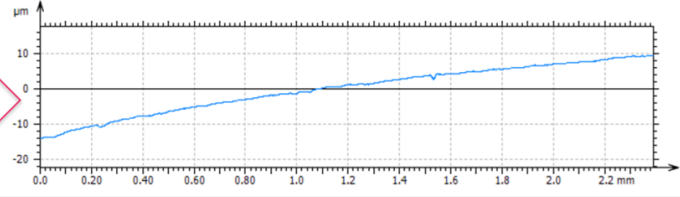
Tablo 3.19. Distile su ve diş macunu ile fırçalanan materyal gruplarının Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri (Ra) ve verilerin fırçalama solüsyonu düzeyinde istatistiksel analizi.

MATERYAL	DÖNGÜ SAYISI	DİSTİLE SU	DİŞ MACUNU
DM	Başlangıç	122,25 ± 11,46 ^a	116,19 ± 14,68 ^a
	5000	158,22 ± 53,96 ^b	131,42 ± 9,98 ^c
	15000	191,11 ± 50,33 ^d	152,48 ± 28,03 ^d
	30000	243,72 ± 71,43 ^e	212,61 ± 54,05 ^e
HXU	Başlangıç	139,26 ± 28,72 ^b	177,39 ± 17,31 ^a
	5000	155,44 ± 31,59 ^c	210,33 ± 24,84 ^c
	15000	172,17 ± 42,20 ^d	252,67 ± 59,56 ^d
	30000	213,61 ± 52,41 ^e	297,72 ± 76,67 ^e
SF2	Başlangıç	249,72 ± 35,40 ^a	309,06 ± 46,11 ^a
	5000	265,56 ± 32,81 ^b	341,00 ± 40,88 ^b
	15000	279,83 ± 39,55 ^c	351,72 ± 41,36 ^c
	30000	309,78 ± 42,78 ^d	417,95 ± 50,87 ^d
TATL	Başlangıç	222,89 ± 44,93 ^a	280,39 ± 45,91 ^a
	5000	244,11 ± 51,57 ^b	313,17 ± 60,58 ^b
	15000	258,61 ± 38,92 ^c	331,56 ± 54,59 ^c
	30000	302,83 ± 20,49 ^e	355,17 ± 52,94 ^d

Her bir materyal grubu için değişen döngülerde fırçalama solüsyonu düzeyindeki ikili karşılaştırmalarda farklılık yaratan gruplar (satırlarda) küçük harflerle gösterilmiştir (her materyal grubu kendi içinde değerlendirildiğinde farklı harfler $p < 0,05$).

Taylor Hobson profilometre cihazı ile başlangıç ölçümlerinde HXU grubunda anlamlı fark mevcutken, diğer gruplarda fırçalama solüsyonu düzeyinde fark bulunamadı. 5000 döngü ölçümlerinde HXU, SF2 ve TATL gruplarında fırçalama solüsyonu düzeyinde anlamlı bir fark gözlenmezken, DM grubunda yüzey pürüzlülüğü değeri distile su ile fırçalanan örneklerde anlamlı olarak daha yüksek bulundu. 15000 döngü ölçümlerinde tüm materyal gruplarında fırçalama solüsyonu düzeyinde anlamlı bir fark gözlenmezken, 30000 döngüde sadece TATL grubunda fırçalama solüsyonu düzeyinde anlamlı fark gözlemlendi.

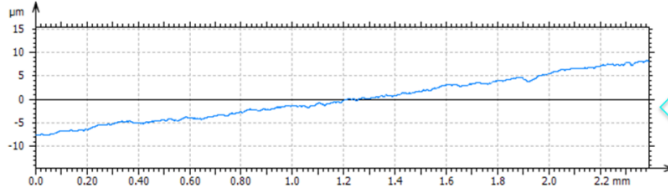
DM, DISTİLE SU
BAŞLANGIÇ



Parameters	Value	Unit
Length	2.39	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.375 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.575 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	0.950 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.584 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.43 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.116 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.154 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.601	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	4.61	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	99.5 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.210 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

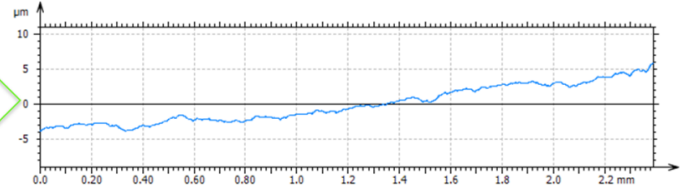
ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.505 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.535 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.04 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.694 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.66 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.156 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.197 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.0964	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.71	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	94.5 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.321 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...



Parameters	Value	Unit
Length	2.39	mm

5000 DÖNGÜ

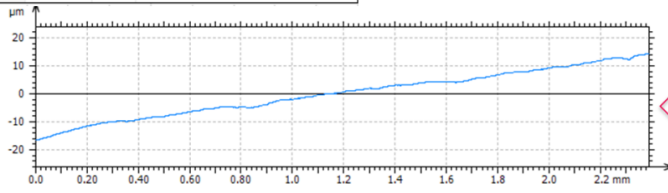
15000 DÖNGÜ



Parameters	Value	Unit
Length	2.39	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.883 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.537 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.42 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.814 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.71 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.225 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.294 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	0.592	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.62	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	68.9 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.450 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.504 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.976 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.48 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.808 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.48 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.250 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.342 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-1.09	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.91	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	90.2 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.460 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

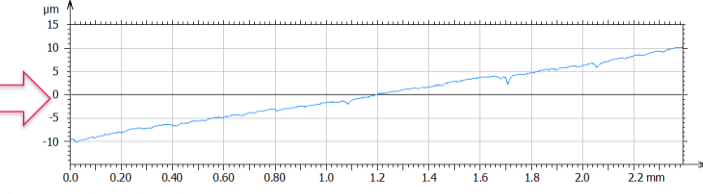


Parameters	Value	Unit
Length	2.39	mm

30000 DÖNGÜ

Grafik 3.6. Distile suda fırçalama uygulanan DM grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü.

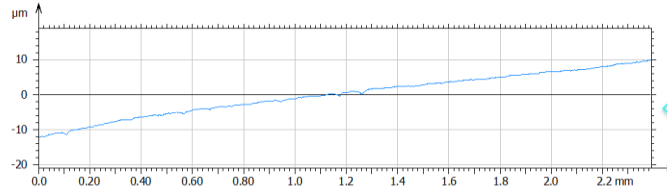
DM, DİŞ MACUNU SOLÜSYONU BAŞLANGIÇ



Parameters	Value	Unit
Length	2.39	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.247 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.923 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.17 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.801 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.28 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.118 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.173 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-2.17	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	8.60	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	98.2 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.290 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

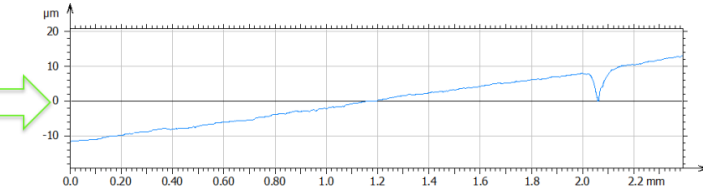
ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.280 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.780 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.06 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.650 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.37 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.124 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.169 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-1.5	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	6.43	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	99.0 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.231 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...



Parameters	Value	Unit
Length	2.39	mm

5000 DÖNGÜ

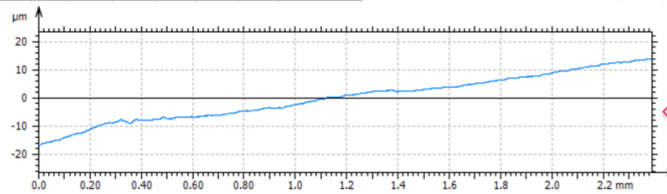
15000 DÖNGÜ



Parameters	Value	Unit
Length	2.39	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.332 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.508 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	0.840 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.441 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.16 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.150 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.190 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-1.26	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.65	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	96.6 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.271 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.707 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.653 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.36 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.748 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.45 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.216 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.268 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.0181	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.75	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	75.1 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.481 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

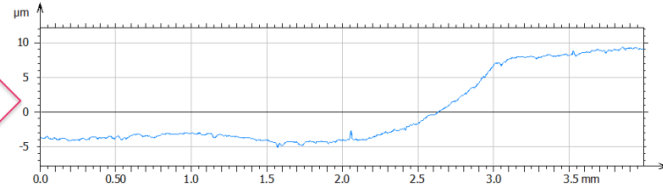


Parameters	Value	Unit
Length	2.39	mm

30000 DÖNGÜ

Grafik 3.7. Diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan DM grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü.

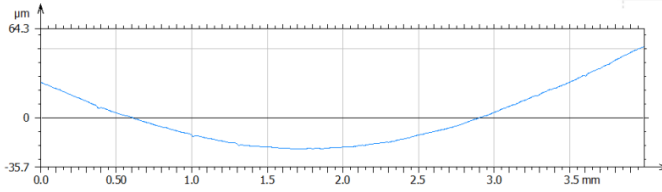
HXU, DİSTİLE SU BAŞLANGIÇ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.576 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.624 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.20 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.852 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.96 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.157 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.201 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.765	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	4.51	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	18.3 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.360 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

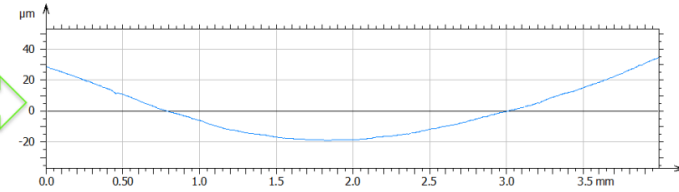
ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.333 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.964 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.30 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.911 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.87 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.153 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.210 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-1.79	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	8.23	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	97.3 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.320 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

5000 DÖNGÜ

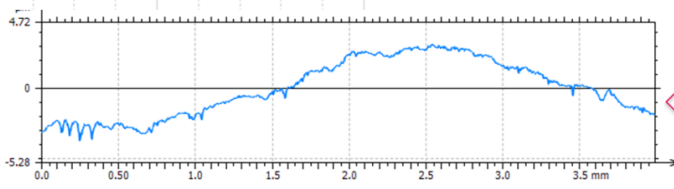
15000 DÖNGÜ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.353 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.573 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	0.927 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.785 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.44 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.168 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.200 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.628	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.33	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	98.1 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.380 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.410 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.620 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.03 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.776 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.39 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.165 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.211 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.465	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.46	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	96.9 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.329 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

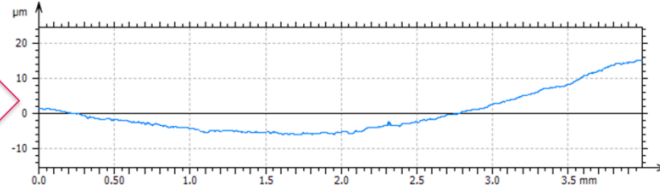


Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

30000 DÖNGÜ

Grafik 3.8. Distile suda fırçalama uygulanan HXU grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü.

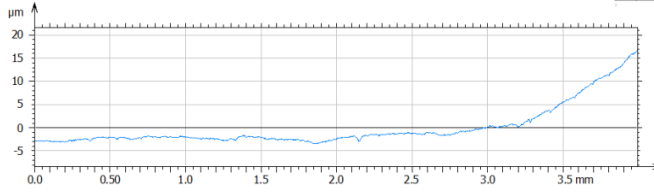
HXU, DIŞ MACUNU SOLÜSYONU BAŞLANGIÇ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.699 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.677 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.38 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.879 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.18 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.168 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.225 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.181	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	4.48	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	2.42 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.311 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

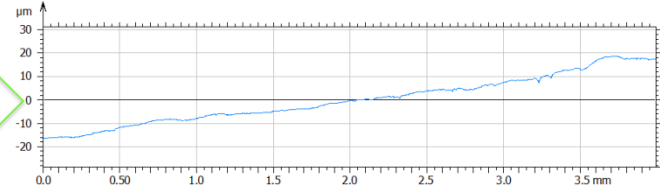
ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.468 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.705 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.17 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.13 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.69 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.206 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.249 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	0.0278	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.67	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	90.6 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.429 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

5000 DÖNGÜ

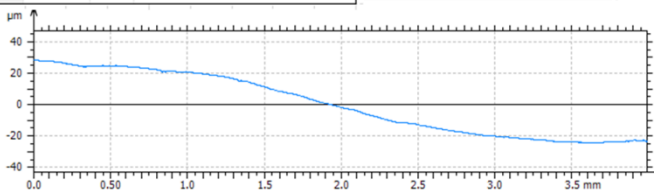
15000 DÖNGÜ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.617 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.830 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.45 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.48 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	3.30 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.280 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.341 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.251	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.59	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	72.8 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.630 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.641 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.839 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.48 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	0.967 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	1.98 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.288 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.354 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	0.0233	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.80	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	81.8 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.569 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

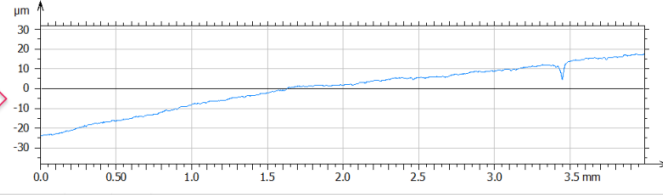


Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

30000 DÖNGÜ

Grafik 3.9. Diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan HXU grubunun grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü.

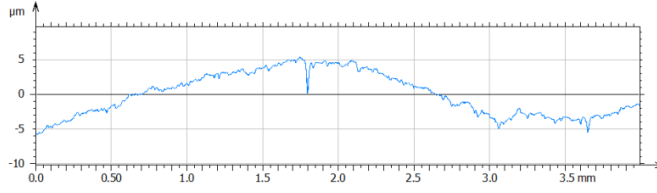
SF2, DİSTİLE SU
BAŞLANGIÇ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.817 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.706 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.52 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	2.20 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	9.08 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.247 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.317 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	0.283	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.15	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	32.6 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.551 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

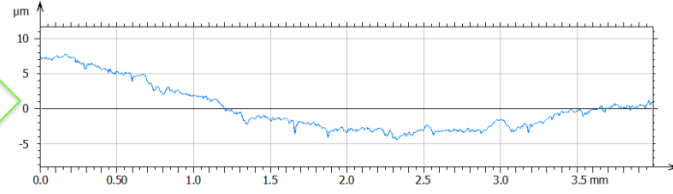
ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.852 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	2.02 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.87 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.98 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	5.39 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.275 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.402 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.928	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	9.65	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	37.0 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.595 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

5000 DÖNGÜ

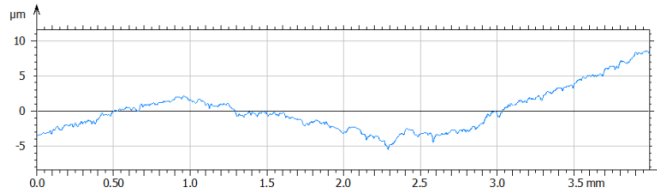
15000 DÖNGÜ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.809 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.17 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.98 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.94 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.58 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.276 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.375 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.605	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	4.30	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	52.2 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.599 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.856 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.12 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.98 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.47 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.89 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.307 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.398 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.0968	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.24	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	52.9 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.581 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

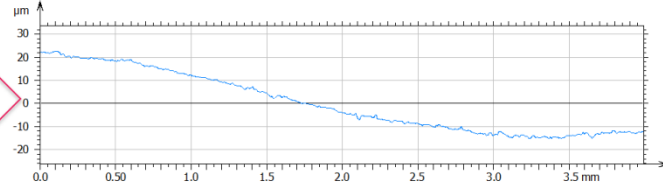


Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

30000 DÖNGÜ

Grafik 3.10. Distile suda fırçalama uygulanan SF2 grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü.

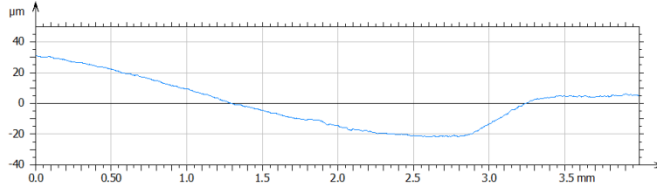
**SF2, DİŞ MACUNU
SOLÜSYONU
BAŞLANGIÇ**



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	1.41 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.32 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.72 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.74 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	3.49 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.297 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.417 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	0.387	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	5.57	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	10.0 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.604 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.782 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.11 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.89 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	2.11 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	5.15 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.356 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.460 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	0.0316	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.47	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	7.47 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.902 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

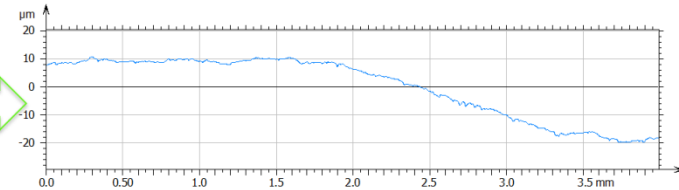


Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm



5000 DÖNGÜ

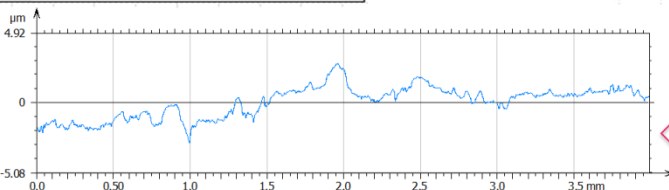
15000 DÖNGÜ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.796 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.25 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.05 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.78 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	3.28 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.352 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.446 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.461	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.24	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	35.4 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.788 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	1.19 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.18 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.38 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.33 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	3.14 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.359 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.471 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	0.438	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.40	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	13.3 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.558 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...



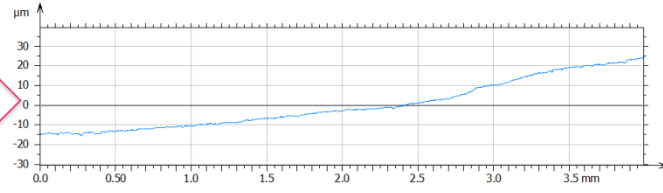
Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm



30000 DÖNGÜ

Grafik 3.11. Diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan SF2 grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü.

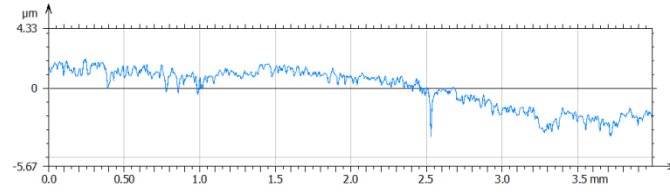
**TATL, DİSTİLE SU
BAŞLANGIÇ**



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.494 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	0.909 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.40 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.20 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.13 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.217 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.281 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-1.08	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.61	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	52.8 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.509 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.662 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.72 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.38 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.52 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	4.09 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.232 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.334 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-1.53	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	11.3	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	77.8 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.470 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

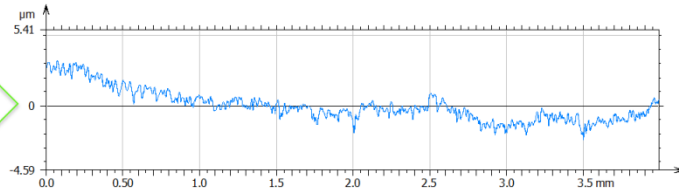


Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm



5000 DÖNGÜ

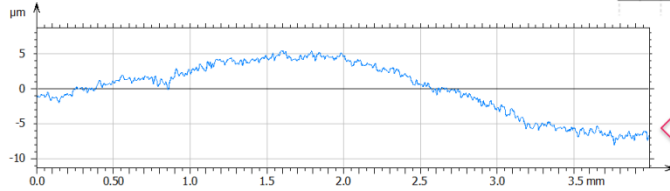
15000 DÖNGÜ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.690 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.16 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	1.85 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.40 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.52 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.261 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.333 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.311	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.37	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	45.7 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.549 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.866 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.24 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.11 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.56 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.89 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.305 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.392 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.085	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.53	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	55.6 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.627 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

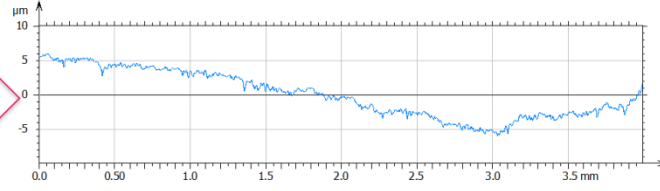


Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

30000 DÖNGÜ

Grafik 3.12. Distile suda fırçalama uygulanan TATL grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü.

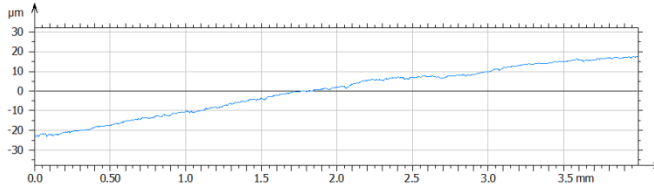
**TATL, DİŞ MACUNU
SOLÜSYONU
BAŞLANGIÇ**



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.737 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.44 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.18 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.48 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.89 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.287 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.362 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.547	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	4.25	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	40.9 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.631 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

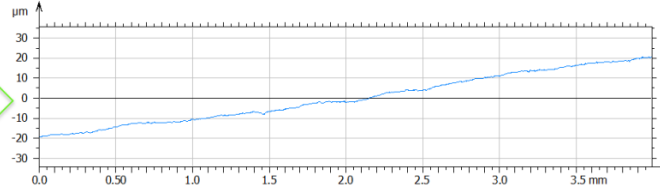
ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.813 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.22 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.04 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.56 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.62 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.307 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.383 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.59	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	3.08	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	50.0 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.637 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

5000 DÖNGÜ

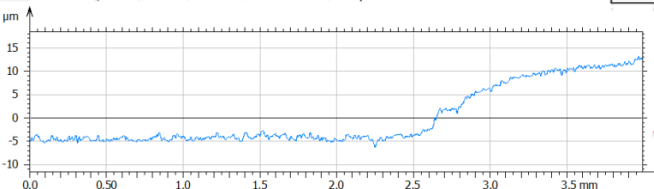
15000 DÖNGÜ



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	0.932 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.14 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.07 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	1.48 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	2.54 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.334 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.423 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	-0.178	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.95	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	38.5 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.670 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...

ISO 4287		
Amplitude parameters - Roughness profile		
Rp	1.44 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rv	1.30 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rz	2.73 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rc	2.02 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rt	3.83 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Ra	0.437 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rq	0.546 µm	Gaussian filter, 0.8 mm
Rsk	0.0837	Gaussian filter, 0.8 mm
Rku	2.84	Gaussian filter, 0.8 mm
Material Ratio parameters - Roughness profile		
Rmr	7.54 %	c = 1 µm under the highest peak, Gau...
Rdc	0.842 µm	p = 20%, q = 80%, Gaussian filter, 0...



Parameters	Value	Unit
Length	3.99	mm

30000 DÖNGÜ

Grafik 3.13. Diş macunu solüsyonunda fırçalama uygulanan TATL grubuna ait bir örneğin Taylor Hobson profilometre cihazı ile Başlangıç, 5000, 15000 ve 30000 döngü sonrası ölçülen yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerlerinin TalyProfile Lite 7.1 programında veri analizi ve grafik düzeyinde görünümü.

3.5. Sem ile İki Boyutlu Görüntüsü Alınan Yüzeyin Pürüzlülük Analizi

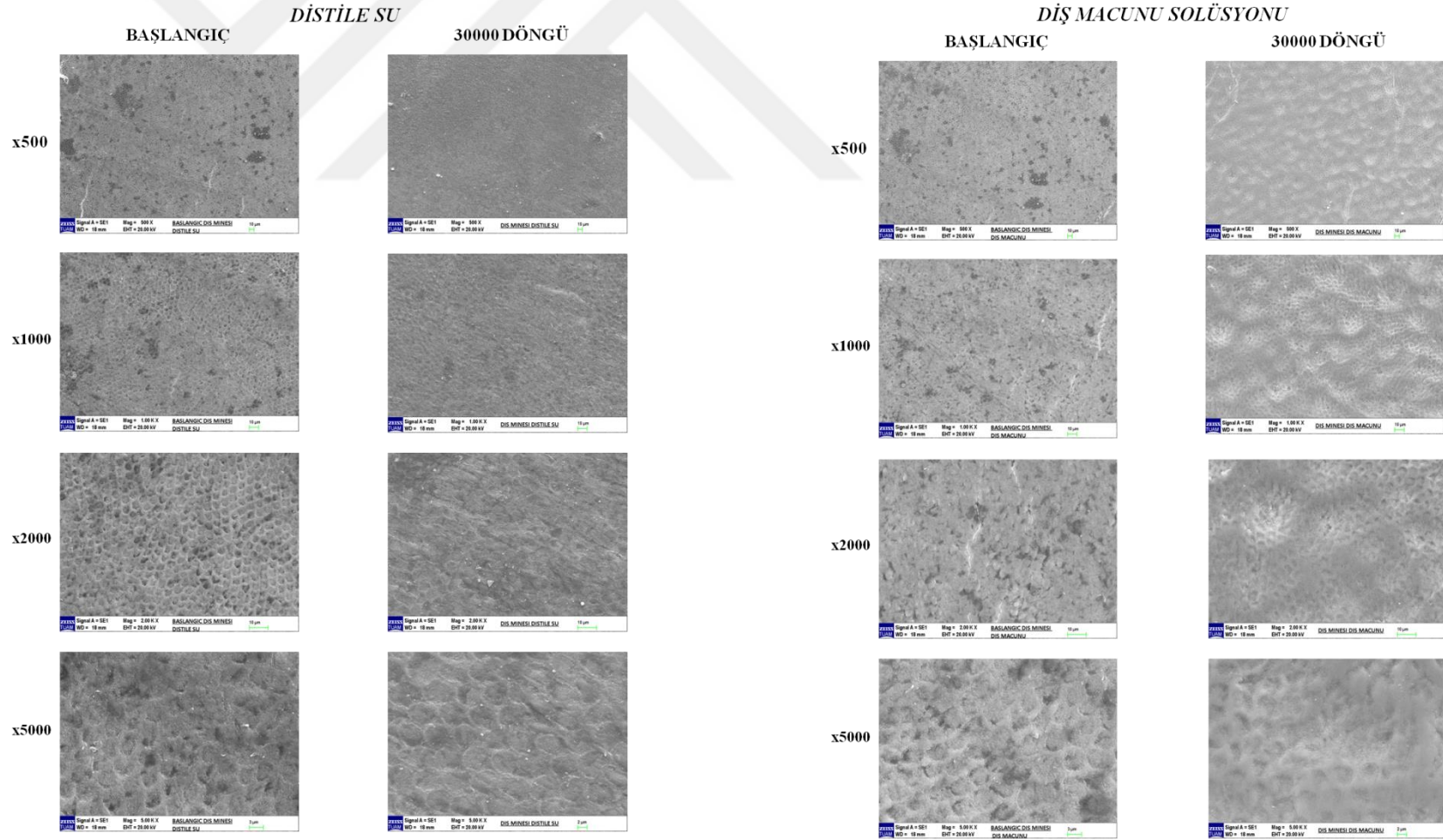
SEM ile yüzey pürüzlülüğünün görüntülenmesi ve değerlendirilebilmesi için Başlangıç ve 30000 döngü sonunda her bir materyal grubuna ait birer örnek karbon ile kaplanarak x500, x1000, x2000 ve x5000 büyütmede iki boyutlu yüzey görüntüleri alındı.

Negatif kontrol DM grubuna ait örneklerin SEM görüntülerini incelediğimizde; distile su ile fırçalanan örnek yüzeyinde mine prizmaları net bir şekilde izlenebilirken, dış macunu solüsyonuyla fırçalanan örneğin yüzeyindeki mine prizmaları ve interprizmatik alanlara dış macunun içeriğindeki minerallerle örtüldüğü görüldü.

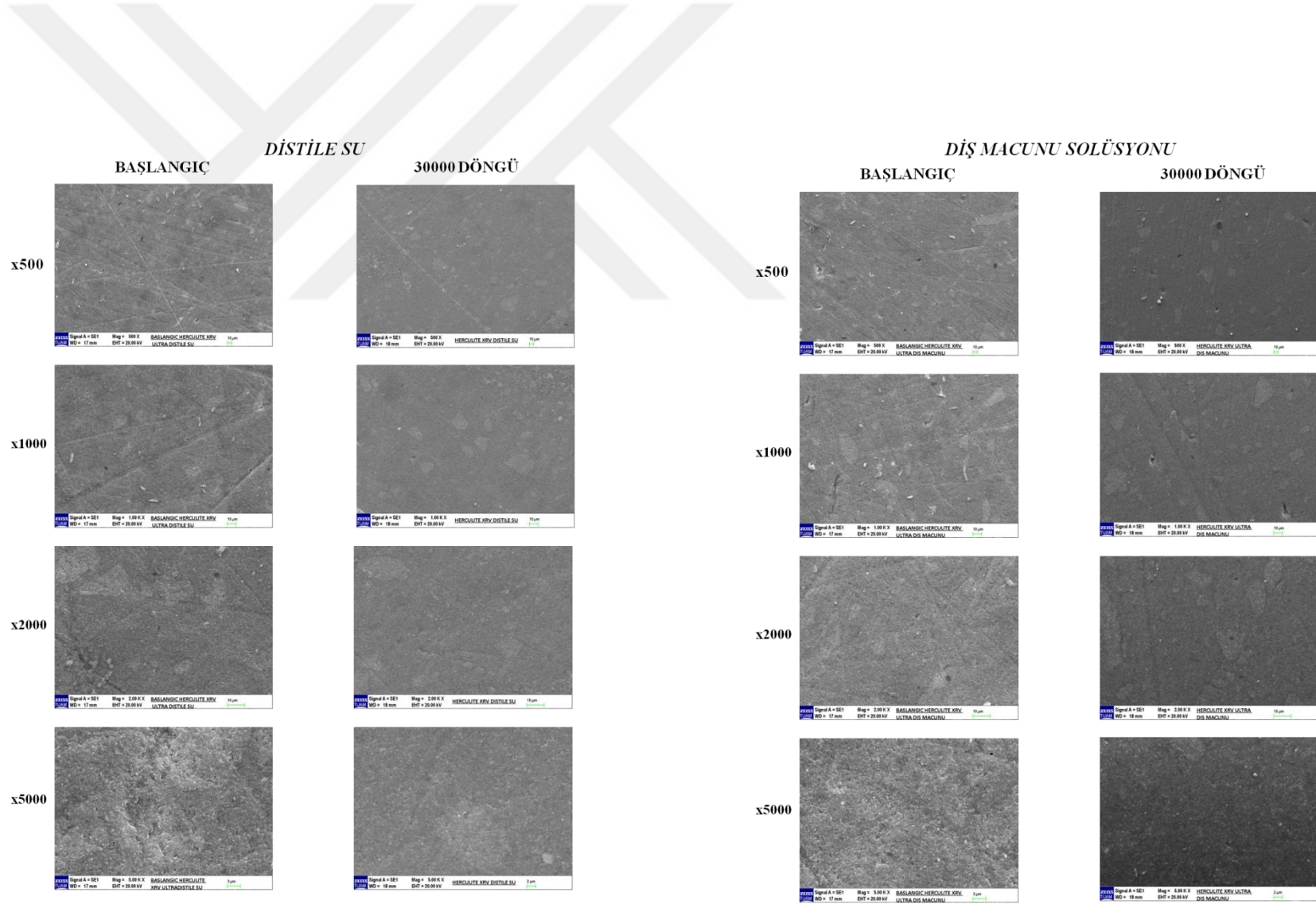
Nanohibrit partikül içerikli pozitif kontrol grubu HXU ve deney grubu SF2'nin yüzey görüntüleri kıyaslandığında; HXU grubunun partikülleri homojen bir dağılım gösterirken, SF2 grubunda heterojen bir dağılım söz konusudur. Dış macunu solüsyonu ile fırçalanan kompozit rezin gruplarına baktığımızda partiküller arası boşluğun distile su ile fırçalanan kompozit rezin gruplarına göre mineraller ile dolduğu görüldü.

Yüzeyde görüntülenen çizikler hem başlangıç hem de 30000 döngü görüntülerinde benzer şekilde olduğundan cila sistemine bağlı olarak oluşmuş olabileceğini düşünüyoruz. Yüzeyde fırçalamaya bağlı oluşan çizikler kompozit rezin gruplarına ait örneklerde görülürken DM grubuna ait örneklerde rastlanmadı.

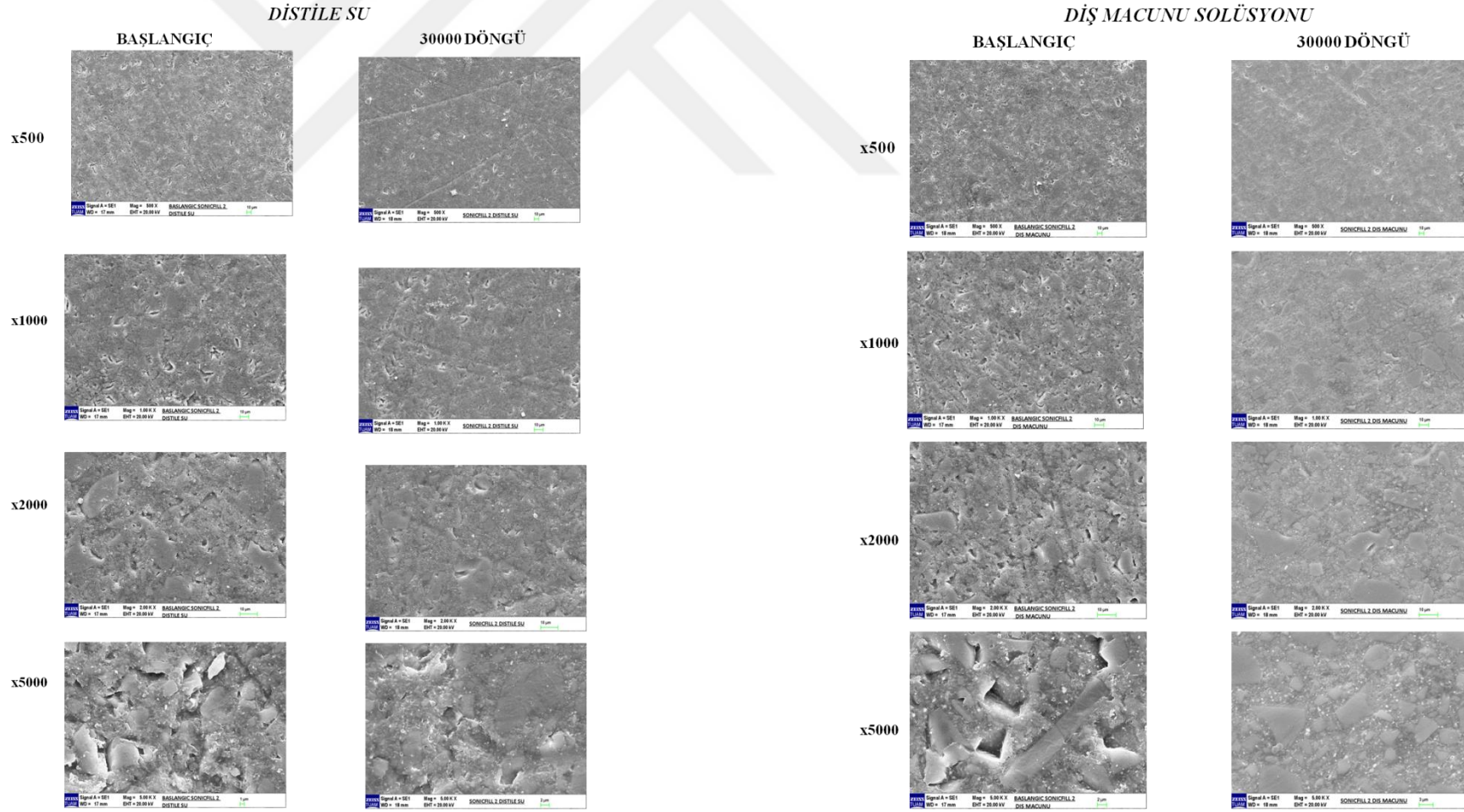
Büyütme oranına bağlı olarak görüntülerde izlenen alanın yüzey özellikleri değişmektedir. Yüzey özelliği daha küçük büyütme oranlarında incelenebilirken, büyütme oranı arttıkça materyale ait partiküllerin boyutsal özellikleri hakkında bilgi sahibi olunabilmektedir.



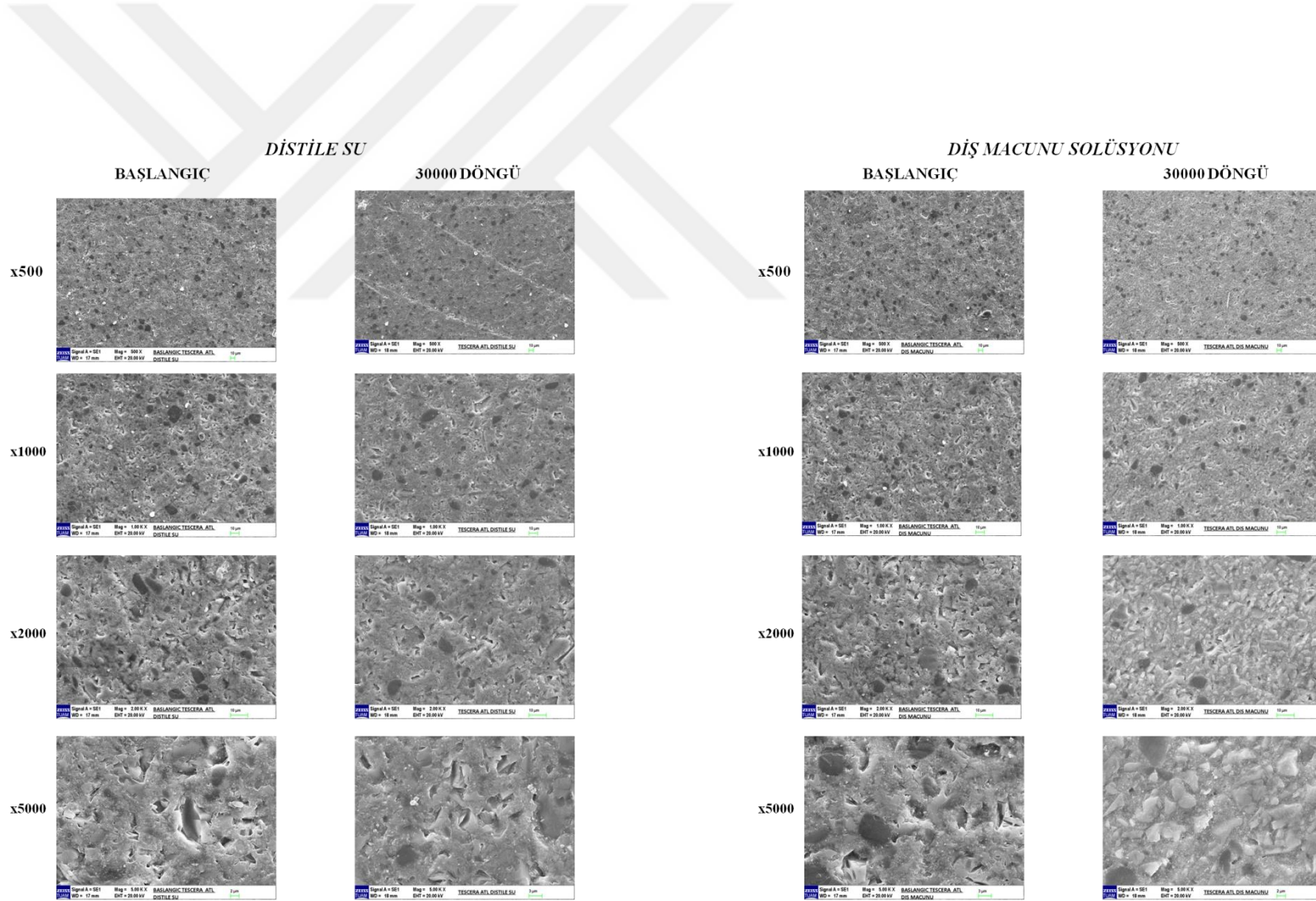
Resim 3.9. Başlangıç ve 30000 döngü sonunda distile su ve diş macunu solüsyonuyla fırçalanmış DM grubuna ait bir örneğin x500, x1000, x2000 ve x5000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi.



Resim 3.10. Başlangıç ve 30000 döngü sonunda distile su ve dış macunu solüsyonuyla fırçalanmış HXU grubuna ait bir örneğin x500, x1000, x2000 ve x5000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi.



Resim 3.11. Başlangıç ve 30000 döngü sonunda distile su ve dış macunu solüsyonuyla fırçalanan SF2 grubuna ait bir örneğin x500, x1000, x2000 ve x5000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi.



Resim 3.12. Başlangıç ve 30000 döngü sonunda distile su ve diş macunu solüsyonuyla fırçalanan TATL grubuna ait bir örneğin x500, x1000, x2000 x5000 büyütme oranlarında SEM ile görüntülenmesi.

4. TARTIŞMA

Yüzey Pürüzlülüğünün Önemi

Ağız boşluğunda, restoratif materyallerin yüzeyleri, yüzeyin kalitesini değiştirebilecek çeşitli faktörlere maruz kalır. Diğer faktörlerin yanı sıra oral hijyen prosedürleri de önemli bir rol oynamaktadır. Ağız ve diş bakımı ürünlerinin sık kullanımı, restoratif materyallerin yüzeyinin pürüzlendirilmesine ve böylece bakteri üremesinin artması ve renk değişimi gibi yan etkilere neden olabilir (Heintze, S.ve ark., 2010).

Yüzey pürüzlülüğü, restorasyonların klinik başarısı için önemli bir kriterdir. Restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğü, ağız boşluğundaki materyallerin kalitesi, rengi ve performansı üzerinde etkilidir. Oral alışkanlıklar, çiğneme sırasında oluşan sürtünme, diyetdeki kimyasallar ve aşınma oranı nedeniyle yüzey pürüzlülüğü artabilir. Ayrıca, bakteriyel adezyon sonucu plak oluşumunu artırarak sekonder çürüklere ve periodontal hastalıklara neden olur. Tüm bu etkenler yüzey parlaklığının azalmasına ve renk değişiminin artmasına neden olarak restorasyonun estetiğini ve ömrünü azaltır (Abdelmegid, F. ve ark., 2017; Alkudhairy, F. I., 2018; Da Costa, J. ve ark., 2010).

Yapılan bir klinik çalışmada, ortalama 0,2 µm'lik pürüzlülüğün bakteriyel retansiyon için kritik eşik değeri olduğunu ortaya koymuştur (Heintze, S.ve ark., 2010). Başka bir çalışma da ise, 0,3 µm yüzey pürüzlülüğü değişiminin hastanın dilinin ucuyla tespit edilebileceği bildirilmiştir (Da Costa, J.ve ark., 2010). İlk yapılan yüzey pürüzlülüğü çalışmalarında, hastaların 20 µm kadar küçük yüzey çiziklerini ayırt edebildiği ve bu nedenle yüzeyin en fazla 20 µm pürüzlülük değerinde olması gerektiği sonucuna varılmış, fakat daha sonrasında hastanın fark edebilmesi için eşik sınırın 250 ila 500 nm arasında olduğu ve restorasyonların maksimum 500 nm Ra'ya sahip olması gerektiği kabul görmüştür. Kompozit rezin materyallerdeki teknolojik gelişmelere bağlı olarak, yüzey pürüzlülüğü için kabul edilebilir maksimum eşik değeri 0,2 µm (200 nm) olarak belirlenmiştir. Bu eşik

değerin üzerindeki materyal yüzeylerinde artan bakteriyel birikim bir sorun haline gelmektedir (O'Neill, C. ve ark., 2018).

Yüzey Pürüzlülüğünün Bağlı Olduğu Parametreler

Restorasyonların yüzey pürüzlülük değerleri kompozit rezinlerin içeriği ya da cila işleminde kullanılan sistemlere, diş macunu kullanımında diş macunun içeriğindeki aşındırıcı partikül boyutlarına, diş fırçasının sertliğine ve kıl uçlarının tipine bağlı olarak farklı düzeylerde değişiklikler gösterebilir (Heintze, S. ve Forjanic, M., 2005; Patel, B.ve ark., 2016).

Fırçalama Solüsyonu (Diş Macunu ve Distile Su)

2000'li yıllarda, kompozit rezinler, nano teknoloji yardımıyla üretilmeye başlanmış ve yaklaşık 0,005-0,07 µm boyutunda, inorganik silika ve zirkonya partikülleri kullanılmıştır. Bu inorganik doldurucu partiküller, kompozit rezinlere daha iyi cilalanabilme özelliği sağladığı için daha mükemmel optik özellikler sunmaktadır. Bununla birlikte, kompozit rezinler, aşındırıcı diş macunları ile diş fırçasının neden olduğu aşınmaya daha duyarlı hale gelmiştir. Diş çürümelerini, periodontal hastalıkları, ağız kokusunu ve ağız boşluğu ile ilgili birçok farklı problemi önlemek için dental sektörde ağız ve diş bakım ürünleri çeşitliliğinin arttığı ve sektörün bu alana yöneldiği yadsınamaz bir gerçektir. Bu amaçla, özellikle diş macunlarına çok çeşitli organik çözücüler ve aşındırıcılar eklenmektedir. Diş macunlarının içeriğinde yer alan partiküllerin aşındırma özelliğinin, ağız boşluğunda yer alan sert veya yumuşak dokulara ve restorasyonlara zarar verebilecek düzeyde yüksek olmaması gerekir. Diş macunlarının aşındırıcılığı, diş yüzeyinin morfolojisinin yanı sıra, restoratif materyallerin yüzeyinde de değişikliklere neden olabilir. Bu yüzey değişiklikleri plak birikimini destekleyebilir ve aynı zamanda restoratif materyalin ömrünü kısaltabilir. Diş macunlarının içeriğinde beyazlatma, boyama ve optik özellikleri kullanma ile renk değişikliği sağlayan pigmentler de bulunabilmektedir. Mavi kovanin, bazı diş macunlarında kullanılan bir pigment olup, diş minesinde biyofilm ile temas halinde kalarak sararmayı azaltan bir optik etki yaratır ve bu

etki ağartma algısı ile sonuçlanır (Kinoshita, R. Y. O. ve ark., 2016). Bu çalışmada kullanılan Signal White Now CC diş macununda da aşındırıcı partiküller ve optik renk değişimi sağlayan mavi kovanin teknolojisi bulunmaktadır. Çalışmamızda 25 g diş macunu ve 40 ml distile su manyetik karıştırıcı içerisinde homojen bir şekilde karıştırılarak diş macunu solüsyonu hazırlandı.

Diş Fırçası, Fırçalama Döngü Sayısı ve Uygulanan Kuvvet

Bilimsel çalışmalarda, diş fırçası ile fırçalamanın tek başına yüzey pürüzlülüğünde önemli bir artışa sebep olmayacağını, diş macunu içeriğindeki aşındırıcıların yüzey yapısını etkileyebileceğini bildirmişlerdir (Tellefsen, G. ve ark., 2011; Trauth, K. G. S. ve ark., 2012). Başka bir çalışmada, distile su ile fırçalanan kompozit rezinlerin ortalama yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin daha düşük değerler verdiği bildirilmiştir (Da Cas, N. V.ve ark., 2013). Çalışmamızda kullanılan kompozit rezin gruplarının distile su ile fırçalanan örneklerinin ortalama pürüzlülük değerleri bu araştırma sonuçları ile uyumludur.

Da Cas, N. V. ve arkadaşları (2013) beyazlatma etkisi olan 3 farklı diş macunu ile fırçalamanın, bir mikrohürit kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü değerini nasıl etkilediğini test etmişlerdir. Distile su ile fırçalanan örnekleri negatif kontrol grubu ve beyazlatıcı içermeyen diş macunu ile fırçalanan örnekleri ise pozitif kontrol grubu olarak değerlendirmişlerdir. 200 g kuvvet altında, 20000 döngü sonunda her örneğin birbirine dik x ve y eksenlerinde, kontak tarzda mekanik profilometre ile altı ölçüm yapılarak ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerini elde etmişlerdir. Diş macunun çeşidine bakılmaksızın diş macunu ile fırçalanan gruplar arasında istatistiksel fark bulunmamıştır, fakat final Ra değerlerinin başlangıç değerlerine göre anlamlı düzeyde artmış olduğu görülmüştür. Buna karşın, distile su ile fırçalamanın Ra değerini önemli ölçüde değiştirmedini bildirmişlerdir.

Diş macunun ağız içinde yer alan kompozit rezin restorasyonların yüzey koşullarına olan etkisini inceleyebilmek ve oral ortamdaki klinik koşulları taklit etmek için diş fırçası/distile su (kontrol) ve diş fırçası/diş macunu (test) kombinasyonları test aşamasında kullanılmıştır. Birçok çalışmada, 10000 fırçalama döngüsünün yaklaşık 1 yıllık fırçalama süresine karşılık geldiği bildirilmiştir (Barbieri, G. M. ve ark., 2011; Monteiro, B. ve Spohr, A. M., 2015). Çalışmamızdaki örnekler, yaklaşık 3 yıllık diş fırçalama süresini taklit edecek şekilde 30000 döngüde fırçalandı.

Genel kabul edilen görüş, sert diş fırçalarının yumuşak fırçalardan daha fazla aşınmaya neden olduğudur. Ancak diş fırçasının sertliğinin aşındırıcılığı etkileyen bir faktör olmadığını iddia eden çalışmalar da bulunmaktadır (Trauth, K. G. S.ve ark., 2012). Çalışmamızda diş hekimleri tarafından en çok önerilen kıl yapısına sahip yumuşak bir diş fırçası (Sensitive Expert, Signal) tercih edilmiştir. Diğer çalışmalar da yumuşak veya orta sertlikteki kıl yapısına sahip diş fırçaları kullanılmıştır (Heintze, S.ve ark., 2010).

Tellefsen, G. ve arkadaşları (2011) ve Trauth, K. G. S.ve arkadaşları (2012) diş fırçasının aşındırıcılık üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında, diş fırçasının yumuşak ya da sert olmasının fırçalama substratı olarak distile su kullanıldığında istatistiksel olarak anlamlı olmadığını tespit etmişlerdir. Diş macunu kullanılarak yapılan bir fırçalamada, yumuşak bir diş fırçasının daha sert olana benzer veya daha fazla aşınmaya neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Fırçalama sırasında 2 N'luk dikey yönde kuvvet sağlamak için çalışmamızda 200 g sabit bir yük kullanılmıştır. ISO standartına göre diş fırçası ile aşınma testine ilişkin teknik özellikler 50 g ile 250 g arasında bir kuvveti tanımlar. Yapılan farklı çalışmalarda 200 g, 250 g, 350 g veya 500 g gibi değişik kuvvetler kullanılmıştır (Heintze, S.ve ark., 2010). Fırçalama ünitesi simulatörlerinde 10000 ila 14600 arasında ileri geri fırçalama döngüsünün sağlıklı bir bireyde yaklaşık 1 yıllık *in-vivo* diş fırçalamaya karşılık geldiği bildirilmiştir (Barbieri, G. M.ve ark., 2011; Monteiro, B. ve Spohr, A. M., 2015; O'Neill, C.ve ark., 2018).

Barbieri, G. M. ve arkadaşları (2011) ve Monteiro, B. ve Spohr, A. M. (2015) kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine beyazlatıcı diş macunlarının etkisini inceledikleri çalışmalarında 1:1 oranında diş macunu karışımı hazırlayarak diş fırçası başına 200 g yük uygulamışlardır. Dakikada 250 döngü olacak şekilde örnekleri sırasıyla 5000, 10000, 20000 fırçalama döngüsüne tabi tutmuşlardır. 5000, 10000, 20000 fırçalama döngülerinin 6 ay, 12 ay, 24 aylık fırçalama zamanına karşılık geldiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızda ağız içerisinde var olan restorasyonların plak birikimini en aza indirmek için bitirme ve cila işlemlerinin yanı sıra hayatımızda aktif rol oynayan oral hijyen materyallerinin uzun süreli kullanım durumlarında ağız içerisindeki dinamiği değiştirip değiştiremeyeceğini araştırmak için örneklerimizi 2 N kuvvet altında, sırasıyla 5000, 15000, 30000 fırçalama döngüsüne tabi tutarak bir kişinin 6 ay, 18 ay ve 36 ay sonundaki fırçalama miktarları laboratuvar ortamında taklit edilerek restorasyonların ve diş minesinin yüzey pürüzlülüğü değerleri tespit edildi.

Işık Cihazının Yoğunluğu

650 mW/cm² düşük ışık yoğunluğu ve 1200 mW/cm² yüksek ışık yoğunluğu kullanılarak polimerize edilen dört farklı bulk-fill kompozit rezinin aşınma dirençlerinin karşılaştırıldığı çalışmada; düşük ışık yoğunluğu ile polimerize edilen grupta ortalama yüzey aşınması önemli derecede yüksek olarak gözlemlendiği bildirilmiştir (Alkhudhairy, F., 2017). Çalışmamızda kullanılan restoratif rezin materyallerin polimerizasyonunda optimum düzeyi sağlamak için 1470 ± %20 mW/cm² gücünde ikinci kuşak LED ışık cihazı olan Elipar Deep Cure-S (3M ESPE) kullanıldı.

Yüzey Pürüzlülüğünü Değerlendirme Yöntemleri

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü üzerine yapılan araştırmalar SEM gibi kalitatif (nitel) yöntemler ve optik profilometre ve mekanik profilometre analizi

gibi kantitatif (nicel) yöntemler içermektedir. Kontak tarzda elmas uç ve temassız lazer modun yanı sıra yansıtımlı lazer ölçüm sistemleri de yaygın olarak uygulanan prosedürlerdir. Son on yılda, yeni bir teknik olan AFM dental araştırmalarda kullanılmaya başlanmıştır. AFM, nanometre çözünürlüğünde yüzey pürüzlülüğünün üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesini sağlar. Bu özellikler AFM'yi dental materyallerin yüzey kalitesinin değerlendirmesi için umut verici bir teknik haline getirmesine rağmen bugüne kadar sınırlı uygulamaları bulunmuştur (Kakaboura, A.ve ark., 2007). AFM cihazı ile yapılan yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinin en güvenilir yöntem olduğu bildirilmiştir (Giacomelli, L. ve ark., 2010).

Kakaboura, A.ve arkadaşları (2007) yapmış oldukları çalışmada, yüzey özelliklerini hem nicel olarak profilometre ile 2D (Ra) ve AFM ile 3D (Sa) ölçümleri, hem de nitel olarak AFM ve SEM ile görüntü düzeyinde belirlemişlerdir. AFM'nin kompozit rezinlerin yüzey kalitesini belirlemek için daha güvenilir bir yöntem olduğunu kanıtlamışlardır. Tüm kompozit rezin gruplarının, AFM yöntemi ile yapılan ölçüm değerleri (Sa) 2D profilometre (Ra) ile ölçülen değerlerden daha düşük bulunmuştur. Ayrıca, materyallerin iki ölçüm tekniği ile ölçülen pürüzlülük değerlerinin sıralamaları farklı bulunmuştur. Yüzey durumunun niteliksel olarak incelenmesi, materyalin doğal pürüzlülüğü ile bitirme-cila sistemlerinin yıkıcı etkisi arasında ayırım yapılmasına olanak sağlamaktadır. SEM, materyallerin yüzey yapısını, partikül boyutunu ve bir yüzeyde oluşan yüzey çiziklerini ve kusurlarını gözlemlemek için yaygın olarak kullanılır. Bu çalışmada alınan SEM görüntülerinde bir noktada fark edilen hafif çizikler haricinde, test edilen kompozit rezinlerde genel olarak yüzey çizikleri gözlenmemiştir. Bununla birlikte, SEM'de yüzey topoğrafyasını tanımlamada sınırlamalar vardır. SEM ile üç boyutlu görüntüler elde edilemezken, AFM yüzey topoğrafyasını daha ayrıntılı olarak verebilmektedir. AFM cihazında iki boyutlu görüntüler üzerinde sayısal değerler veren ölçümler yapılabilmektedir ve üç boyutlu görüntüler elde edilebilmektedir. Yüzey parametresi değeri incelenen alanın büyüklüğüne bağlıdır. AFM cihazı ile taranan alanlar küçük olduğundan daha düşük Ra değerleri elde edilebileceği bu çalışmada bildirilmiştir. 2D yüzey profilometresi, doğrusal veya dikey yöndeki çizgi pürüzlülüğünü belirlerken;

AFM cihazının ise tüm bir yüzeyde izlenen alan pürüzlülüğünü tanımlamaktadır. Bu nedenle AFM analogları (Sa) ile 2D profilometre aritmetik Ra değerlerini karşılaştırmanın uygun olmadığını düşünmüşlerdir.

Çalışmamızda da AFM Line ve Surface yöntemi ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin hem Taylor Hobson profilometre cihazıyla elde edilen değerlerin hem de eşik sınırın çok altında kaldığı görüldü. 2D ve 3D görüntüler bu çalışma ile benzer şekilde elde edildi ve nitel değerlendirmeler için kullanıldı. Ayrıca, çalışmamızda farklı olarak Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerin karşılaştırılabildiği kontak tarzda AFM Line yöntemi ile de yüzey pürüzlülüğü ölçümleri gerçekleştirildi. Bu çalışmayla benzer olarak AFM yöntemi ile AFM Surface (Ra) ve AFM Line (Ra) ölçümleri yapılarak diş minesi ve tüm kompozit rezinler için Taylor Hobson profilometre cihazından (2D profilometre) daha düşük pürüzlülük değerleri elde edildi.

Taylor Hobson profilometre cihazı ile tüm materyal gruplarında yapılan ölçümlerde elde edilen standart sapma değerleri, AFM cihazı ile yapılan ölçümlerdeki değerlerden daha yüksek bulundu. Bu standart sapmalardaki farklılık Taylor Hobson profilometre cihazının diğer yöntemler kadar hassas ölçümler yapamadığını göstermektedir. TATL grubundaki örneklerin partikül boyutlarının büyük olması ve kontak tarzda görüntü elde edilirken elmas ucun tarama sırasında bu partiküllere takılma oranının artması AFM Line ve AFM Surface ölçümlerinde standart sapma değerlerinin sadece TATL grubunda yüksek olmasına sebep olabileceği kanaatindeyiz.

Bitirme ve Cila İşlemlerinin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi

Pürüzsüz bir yüzey hastanın oral hijyenini kolaylaştırır. Kompozit rezinlerde bilinen en pürüzsüz yüzey polyester stripe elde edilir. Sadece polyester strip kullanılır ve cilalama işlemi uygulanmazsa rezin kompozit yüzeyinde oluşan oksijen inhibisyon tabakası uzaklaştırılmamış olur. Bu durum, biyouyumluluk ve mekanik özelliklerin tehlikeye girmesine, artan renklenme nedeniyle zamanla estetik problemlerin oluşmasına neden olur. Bu nedenle, anatomik formu ve

oklüzyonu ayarlamak için yapılan bitirme işlemleri ve son olarak pürüzsüz bir yüzey elde etmek için uygulanan cilalama işlemi restorasyon sonrası yapılması gereken sistematik işlemlerdir.

İn-vitro çalışmalarda, fırçalamaya maruz kalan, çoğu nanohibrit ve mikrofil kompozit rezinlerin, plak tutulumu için eşik değeri olarak kabul edilen 0,2 µm'nin altında bir yüzey pürüzlülüğü gösterdiği bildirilmiştir (Ferracane, J. L., 2011). Restoratif bir materyalin estetik görünümünü korumak veya iyileştirmek için, yüzey pürüzlülüğünün, okluzal temas alanlarındaki diş minesinin pürüzlülüğüne eşit veya ondan daha az olması gereklidir. Uygun estetik bir sonuç elde etmek ve restorasyonunun ömrünü uzatmak için ideal bir bitirme ve cila tekniği uygulamak kritik bir prosedür olarak kabul edilmektedir (Ferreira, P. M. ve ark., 2015; Janus, J. ve ark., 2010; Lainovića, T.ve ark., 2014; Lopes, I. A. D.ve ark., 2018). Yüzey pürüzlülüğünün kullanılan materyal içeriği ve cila sistemine göre farklılık gösterdiği bildirilmiştir (Costa, J. D. ve ark., 2007; Marghalani, H. Y., 2010; Senawongse, P. ve Pongprueksa, P., 2007; St-Georges, A. ve ark., 2005a).

Bitirme ve cila işlemlerinde rutin olarak karbid frezler, elmas frezler, taşlar, aşındırıcı partikül içeren lastikler, alüminyum oksit diskler, bantlar, fırçalar ve cila pastaları kullanılmaktadır. Günümüzde cila sistemleri tek aşamalı ve çok aşamalı olarak farklı kategorilerde toplanabilir. Maliyeti ve harcanılan klinik zamanı azaltmak amacıyla çok aşamalı (aşındırıcıları kademeli olarak azalan diskler) sistemler, iki aşamalı ve tek aşamalı sistemlerle (cila patı ile kullanılan veya kullanılmayan lastik aşındırıcılar) yer değiştirmişlerdir. Tek aşamalı cila sistemleri giderek incelen aşındırıcı partiküller olmaksızın, azalan ve aralıklı basınçlarla uygulanmakta ve hem bitirme hem de cila işlemi için tek bir disk veya lastik kullanılmaktadır (St-Georges, A. ve ark., 2005b; Yap, A. ve ark., 2004a).

Tek aşamalı cila sistemleri, kliniklerde zaman ve maliyetin azaltılması açısından tercih edilmektedir. Son zamanlarda, konturlama, bitirme ve cila işleminin minimum sürede tek bir alet kullanılarak gerçekleştirilebildiği PoGo (Dentsply / Caulk, Milford, DE, ABD) ve OneGloss (Shofu Inc, Japonya) gibi tek aşamalı cila sistemleri tanıtıldı. OneGloss, alüminyum oksit ve silikon oksit

içermektedir. OneGloss ultra ince alüminyum oksit parçacıkları sayesinde tüm kompozit rezin türlerinde ve simantasyonu yapılan restorasyonlarda iyi bir bitim ve cilalama sağlar (Patel, B. ve ark., 2016).

Mine yüzeyinde yapılan bir çalışmada; önceki çalışmalarda orjinal mine yüzeyine en yakın görüntünün alüminyum oksit kaplı aşındırıcı Sof-lex disk cila sistemi ile elde edildiği ve Sof-lex disk cila sistemine en yakın yüzey görüntüsünün Super-Snap Rainbow Technique Kit cila sistemi ile elde edildiği bildirilmiştir. Super-Snap Rainbow Technique Kit cila sistemi uygulanan yüzeylerde kabul edilebilir bir mine yüzeyi olduğu, ancak sığ çiziklerin yanı sıra bazı derin çizikler sergilediği mikromorfolojik görüntülerde gözlenmiştir. Tek aşamalı OneGloss cila sisteminin ise çok az miktarda sığ çizikler oluşturarak aşındırıcı disk sistemleri ile karşılaştırıldığında, en pürüzsüz mine yüzeyini oluşturduğu tespit edilmiştir. Cila işlemi sonrası SEM görüntülemeye orjinal mine yüzeyine en yakın görüntü OneGloss grubunda elde edilmiştir. (Fan, X.-C. ve ark., 2017). Çalışmamızda Super-Snap Rainbow Technique Kit cila sistemi ve tek aşamalı OneGloss kiti kombine kullanılarak bitirme ve cila uygulandı. Literatür incelendiğinde, çok aşamalı alüminyum oksit kaplı aşındırıcı disk sistemlerinin tek aşamalı cila sistemleri ile kıyaslandığında daha pürüzsüz bir yüzey sağladığı sonucuna varan çalışmalar da görülmektedir (Uctasli, M. ve ark., 2007; Watanabe, T. ve ark., 2005). Çalışmamızda diskler kullanıldıktan sonra tek aşamalı cila sistemi ile cila aşaması tamamlandı. Başlangıç SEM görüntülerinde izlenen çiziklerin bitirme ve cila işlemlerinden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğü eşik değeri olan 0,2 μm 'nin üzerinde bir Ra değeri; plak birikimi, çürük ve periodontal enflamasyon açısından riskin artması, estetik görünümünden ve restorasyonun uzun ömürlülüğünden ödün verilmesi anlamına gelmektedir. Bitirme-cila işleminin restorasyonun yüzey pürüzlülüğünü, parlaklığını ve rengini etkilediği bildirilmiştir. Bitirme-cila işlemi sonrasında oluşan düz yüzeylerde; Ra değerinin 0,02 μm ile 0,56 μm arasında olduğu tespit edilmiştir (Aytac, F. ve ark., 2016; Ereifej, N. ve ark., 2012; Lainovića, T. ve ark., 2014). Çalışmamızda tüm materyallerde ve ölçüm

yöntemlerinde elde etmiş olduğumuz ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri bu sınırlar ile uyumludur.

Distile su ile fırçalanan örneklerde Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen başlangıçta, 5000 döngü ve 15000 döngü sonunda ölçülen yüzey pürüzlülüğü değerleri diş minesi ve HXU gruplarındaki 0,2 μm 'nin altında iken, SF2 ve TATL gruplarında ise kısmen üzerindedir. 30000 döngü sonunda tüm gruplarda elde edilen ortalama pürüzlülük değerleri ise, kabul edilebilir yüzey pürüzlülüğü eşik sınırının üzerinde bulundu.

Diş macunu solüsyonu ile fırçalanan örneklerde Taylor Hobson profilometre cihazı ile elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri başlangıçta DM ve HXU grupları, 5000 ve 15000 döngü sonunda ise sadece DM eşik sınırın altında iken, SF2 ve TATL gruplarında ise başlangıçta ve bütün döngülerde eşik sınırın üzerinde yüzey pürüzlülüğü değerleri tespit edildi.

Diş Minesinin Yüzey Pürüzlülüğü

İnterprizmatik matriks, bir prizmanın kuyruk kısmı başka bir prizmanın baş kısmına denk gelecek şekilde sıralandığında meydana gelen boşluk alanıdır. Prizmalardaki dizilimler kişisel farklılıklar gösterdiği için interprizmatik alanının genişliği değişkenlik gösterebilir. Bu aralık kısmen organik materyalden oluşur (Habelitz, S.ve ark., 2001). Tükürükte ve ağız bakım ürünleri içinde yer alan mineraller bu aralıklara çökerek remineralizasyon etkisi gösterebilir.

Distile su ve diş macunu solüsyonuyla fırçalanan diş minesi ve kompozit rezin materyaller kendi içlerinde değerlendirildiklerinde 5000, 15000 ve 30000 döngü sonunda tüm ölçüm yöntemlerinde elde edilen yüzey pürüzlülüğü sonuçlarının sırası ile sayısal olarak arttığı görüldü. Diş macunu ile fırçalanan örneklerde Taylor Hobson profilometre cihazı ve AFM surface yöntemi ile ölçülen diş minesinin yüzey pürüzlülüğünün distile su ile fırçalamaya göre daha az artış gösterdiği gözlemlendi. Fırça kıllarının sürtünmesine bağlı olarak materyal gruplarının hepsinin yüzey pürüzlülük değerlerinde tüm ölçüm yöntemleri ve

fırçalama solüsyonlarında 30000 döngü sonunda başlangıca göre genel olarak bir artış gözlemlendi. Buna dayanarak fırçalama işlemi sonucunda yüzeydeki pürüzlülüğünün her durumda arttığı söylenebilir. Fırçalama solüsyonunun yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisinin ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edildi. Çalışmada kullanılan insan diş mineleri koleksiyon tarzında toplanmış olup mine prizmalarının yerleşimleri ve interprizmatik aralığın organik içeriğinin örnekten örneğe değişeceği ve diş macunu içeriğindeki maddelerin prizmaların yüzeyini örtüleyebileceğinden dolayı distile su ile fırçalanan örneklerin ölçülen değerlerinin kısmen daha yüksek çıkması beklenebilir. SEM yöntemiyle elde edilen iki boyutlu görüntüler ile bulgumuz desteklendi (Resim 3.9).

Lippert, F. ve arkadaşları (2004a) çeşitli sürelerde demineralize edilen minenin (1, 2 veya 3 dk) yapay tükürük ve distile su ile fırçalandıktan sonraki yüzey pürüzlülüğünü kontak modda AFM kullanarak araştırmışlardır. Demineralizasyon minenin prizmatik ve boşluklu yüzey yapısını ortaya çıkarmıştır. Yapay tükürüğün mineral birikimi sağladığı gözlemlenmiştir. Fırçalama işleminden sonraki görüntülerde, demineralizasyondan sonra görülen prizmatik yapının hala tanımlanabildiği; ancak fırçalanmadan önceki pürüzlü yüzeyin fırçalama işleminden sonra daha pürüzsüz görüldüğü tespit edilmiştir.

Kompozit Rezinlerin Yüzey Pürüzlülüğü

Biyomateryallerin yapısında yer alan doldurucu partiküller, organik matriksi restorasyona direkt uygulanan kuvvetten korur ve daha iyi fiziksel ve mekanik özellikler sağlar. Doldurucu partiküller, restoratif rezin materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve parlaklığı gibi yüzey özellikleri üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir (Kaizer, M. R. ve ark., 2014; Lopes, I. A. D. ve ark., 2018).

Bazı araştırmacılar kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine çalışmalar yapmışlar ve mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezinler arasında anlamlı bir fark bulunmadığı sonucuna ulaşmışlardır (Gönülol, N. ve Yılmaz, F., 2012; Kocaağaoğlu, H. ve ark., 2017). Moraes, R. ve arkadaşları (2009), nanohibrit kompozit rezinlerin mikrohibrit kompozit rezinler ile

karşılaştırıldığında benzer veya nispeten daha iyi cilalanma özelliği sunduğunu söylemişlerdir.

Macunlardaki farklı aşındırıcılık düzeylerinin fırçalamadan sonra mikrofil (40 nm), nanofil (20 veya 70 nm), minifil hibrit (0,6-0,8 µm) ve nanohibrit (0,4 µm ve 20 nm) kompozit rezinlerin parlaklık ve yüzey pürüzlülüğü üzerine olan etkisinin incelendiği çalışmada; nanohibrit kompozit rezinde bulunan daha büyük partiküllerden dolayı, mikrofil ve nanofil kompozitlere göre yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olacağı tahmin edilmiştir. Ancak nanohibrit kompozit rezindeki partikül boyutu ve dağılımı, mikrofil ve nanofil kompozit rezinlere göre daha iyi bir yüzey cilasına olanak sağlamıştır (Da Costa, J.ve ark., 2010).

Bitirme-cila işlemlerine ek olarak kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü ayrıca inorganik doldurucu partiküllerin tipi, şekli, boyutu ve dağılımı gibi çeşitli faktörlerden etkilenmiştir (Say, E. C. ve ark., 2014). Partikül boyutlarındaki farklılıklardan dolayı daha küçük partikül içeren kompozit rezinlerin, daha büyük partikül içeren kompozit rezinlere göre yüzey pürüzlülüğünde daha az artış olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Da Costa, J.ve ark., 2010).

Mikrohibrit ve nanokompozit rezinlerin yüzey özelliklerini değerlendiren bir literatür taramasında, kompozit rezin materyallerin yüzey yapılarının hem bitirme-cila sistemine hem de kullanılan restoratif materyale bağlı olduğu bildirilmiştir (Kaizer, M. R.ve ark., 2014).

Kompozit rezinlerdeki yeni nano doldurucu teknolojisi sayesinde nano ve nanohibrit partiküllü kompozit rezinler piyasaya sürülmüştür. Aşınma direncini arttırabilmek için kompozit rezinin yapısına katılan inorganik doldurucular kompozit rezinin sertliğini arttırırken, aynı zamanda polimerizasyon büzülmesini azaltır (Monterubbianesi, R. ve ark., 2016).

Munteanu, B. ve arkadaşları (2014) hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine %35 hidrojen peroksit ve %17 veya %15 karbamid peroksit içeren beyazlatma ajanlarının etkisini inceledikleri

alışmalarında nanohibrit kompozit rezinin (Herculite XRV Ultra), en düşük partikül boyutuna sahip olduğunu (0,4 µm submikron partikülleri, 50 µm nanoparçacıklar) ve en düşük yüzey pürüzlülüğünü gösterdiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da distile su ve diş macunu solüsyonu ile fırçalanan pozitif kontrol grubu olan geleneksel nanohibrit kompozit rezinin (HXU) ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri; nanohibrit direkt bulk-fill kompozit rezin (SF2) ve mikrohibrit indirekt kompozit rezinden (TATL) daha düşk bulundu.

Tabakalı yerleştirme tekniği ile kıyaslandığında tek ktle halinde yerleştirilebilen bulk-fill kompozit rezinlerin artan polimerizasyon derinliği ve düşk polimerizasyon büzülmesi temel avantajları olarak bildirilmiştir (Ilie, N. ve ark., 2013b; Leprince, J. G.ve ark., 2014). Dental restoratif kompozit rezinler, ışığın penetrasyonuna bağlı olarak belirli bir derinliğe kadar polimerize olurlar ve tüm kompozit rezin kütlesinin uygun şekilde polimerizasyonu klinik başarının belirlenmesinde en önemli faktörlerden biridir (Czasch, P. ve Ilie, N., 2013). Yüksek polimerleşme derecesi değerleri, kompozit rezinlerin optimal fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerini değerlendirmek için önemlidir. Diğer yandan, yetersiz polimerizasyon (reaksiyona girmemiş artık monomer); marjinal bozulmalara, aşınmaya, sitotoksisiteye, sertliğin azalmasına, mikrosızıntının artmasına, rengin bozulmasına, bağlanma dayanımının azalmasına ve düşk mekanik özelliklere sebep olarak sekonder rklere ve pulpal irritasyonlara sebep olabilir (Alonso, R. C. B. ve ark., 2013; Galvao, M. R. ve ark., 2013; Monterubbianesi, R.ve ark., 2016).

Goracci, C. ve arkadaşları (2014) SonicFill'in alt tabakalardan st tabakalara doğru polimerizasyon derecesi değerlerinin arttığını bildirmiştir. Yazarlar azalmış viskozite sayesinde; doğrudan ve dolaylı olarak sonik titreşimin termal etkisinin, serbest radikal hareketliliğini artırarak polimerleşmeye yardımcı olabileceğini söylemişlerdir. SonicFill 2'nin yapısında inorganik doldurucu partikül oranı fazladır. Kolloidal silika inert özellikte ve 0,1 mikrondan daha küçük çaplı olup ısısız genleşme katsayısı dşktir. Bu içerik özelliği, kompozit rezinin kondansasyon ve cilalanma özelliğini arttırmaktadır.

Monterubbianesi, R. ve arkadaşlarının (2016) çalışmalarında SonicFill sisteminin (özellikle SonicFill 2) sonik aktivasyonu kullanarak bir geleneksel kompozit rezin ile akışkan kompozit rezin materyalin avantajlarını birleştirdiği ve bu sayede 5 mm kalınlıktaki örneklerde bile en yüksek polimerizasyon derecesine ulaştığını bildirmişlerdir. Uyguladıkları polimerleşme ve mikrosertlik testlerinin sonuçlarına göre, SonicFill 2 için optimum polimerizasyon süresinin 24 saat olduğunu bildirmişlerdir.

Monterubbianesi, R. ve arkadaşlarının çalışma sonuçlarına uyumlu olarak, çalışmamızda kullandığımız geleneksel nanohibrit kompozit rezin (Herculite XRV Ultra), sonik aktivasyonlu nanohibrit direkt bulk-fill kompozit rezin (SonicFill 2) ve güçlendirilmiş mikrofil partiküllü indirekt kompozit rezin (Tescera) örneklerinin optimal polimerizasyon düzeyine ulaşması için 24 saat süreyle distile su içinde etüvde beklettik.

Karadaş, M. ve Demirbuğa, S. (2017), bulk-fill rezin kompozitlerin ve nanokompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesinin değerlendirilmesi üzerine yapmış oldukları çalışmalarında dört farklı bulk-fill ve üç farklı geleneksel nanokompozit rezinin bitirme ve cila işlemlerini Sof-lex aşındırıcı disklerle tamamladıktan sonra başlangıç ve termal döngü cihazında 3000 döngüye tabi tuttuktan sonraki yüzey pürüzlülük değerlerini kontak tarzda mekanik profilometre ile ölçmüşlerdir. Herculite XRV Ultra ve SonicFill nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü değerleri sırasıyla başlangıçta $256,63 \pm 78,88$; $242,71 \pm 51,01$ nm ve yaşlandırma sonrası $249,11 \pm 185,72$; $738,02 \pm 158,58$ nm olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda kullandığımız nanohibrit kompozit rezin SF2 grubunda fırçalama solüsyonu düzeyinde başlangıç değerleri ($249,72 \pm 35,40$; $309,06 \pm 46,11$ nm) arasında anlamlı bir fark yokken, elde edilen başlangıç değerleri bu çalışmayla benzer ve kısmen yüksek sonuçlar göstermiştir. HXU grubunun distile su ile fırçalanan örneklerinin başlangıç ($139,26 \pm 28,72$ nm) ve 30000 döngü ($213,61 \pm 52,41$ nm) sonunda elde edilen değerleri ile diş macunu ile fırçalanan örneklerinin başlangıç ($177,39 \pm 17,31$ nm) ve 30000 döngü ($297,72 \pm 76,67$ nm)

sonunda elde edilen değerleri, Karadaş, M. ve Demirbuğa, S. 'nin çalışmasında başlangıç ve termal siklus sonrası elde edilen pürüzlölük değerlerinden düşük ve ya kısmen yüksek bulundu. Yüzey pürüzlölüğü değerlerindeki bu farklılık, kullanılan cila sistemlerinden ve örneklere uygulanan farklı testlerden kaynaklanmış olabilir.

O'Neill, C. ve arkadaşları (2018), final bitimi polyester strip bantla yapılmış , yumuşak diş fırçası ve diş macunu ile 176 g (~ 2 N) yük altında fırçalanan beş farklı bulk-fill kompozit rezinin yüzey pürüzlölüğü ve parlaklığı üzerine yapmış oldukları çalışmalarında 5000, 10000 ve 15000 döngü sonundaki yüzey pürüzlölüğü değerlerini AFM ile ölçmüşlerdir. SF2 için 15000 döngü sonunda ortalama değer $116,2 \pm 24,1$ nm olarak ölçölmüştür ve başlangıç ölçömlerine göre 4 kat artış olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda SF2 grubunun diş macunu ile fırçalanan örneklerinde 30000 döngü sonunda AFM Line ile elde edilen pürüzlölük değeri $37,12 \pm 7,26$ nm'dir. Kompozit rezinlerde son tabakanın polimerizasyon işleminden sonra üst yüzeyde 15 μ kalınlığında tam polimerize olmamış monomer açısından zengin bir oksijen inhibisyon tabakası oluşur. Bu tabaka sertleşen materyal kütlesinden daha zayıftır ve daha düşük sertlik değerine sahiptir. Bu çalışmadan farklı olarak, çalışmamızda kullanılan diş macunu içeriğinin farklı olması ve örneklerin hazırlanması aşamasında polyester strip bant kullanımından sonra bitirme-cila işlemleri için alüminyum oksit diskler ve tek aşamalı cila sisteminin kullanılması sonuçlardaki farklılıkta etkili olmuş olabilir. Üst yüzeyde polimerizasyondan sonra oluşan rezin bakımından zengin tabaka kaldırıldığı için SF2 kompozit rezinin daha az aşınarak daha pürüzsüz bir yüzey elde edildiği kanısındayız.

Senawongse, P. ve Pongprueksa, P. (2007), iki farklı cila sistemi ve fırçalama sonrasında, nanofil, mikrohibrit ve nanohibrit (20000 döngü sonunda üç farklı nanohibrit kompozit rezine ait Ra değerleri sırasıyla 428; 411; 207 nm) kompozit rezinlerin pürüzlölük değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında tüm kompozit rezin gruplarının polyester strip ile hazırlanan yüzeylerinde yüzey pürüzlölüğü değerleri arasında anlamlı fark olmadığı bildirilmiştir. Nanofil kompozit rezinlerde iki farklı cila sistemi ve cilasız yüzey arasında anlamlı bir

fark olmadığı bulunmuştur. Örneklerin pürüzlülük değerleri, 500 gF altında, 20000 döngüde diş macunu ve yumuşak diş fırçası ile fırçalandıktan sonra kontak tarzda mekanik profilometre cihazı ile ölçülmüştür. Tüm kompozit rezinlerin (nanofil kompozit rezinlerden iki grup hariç), fırçalama sonrasında elde edilen pürüzlülük değerleri cilasız ve aşındırıcı diskler ve silikon cila sistemi ile cilalanan yüzeylerdeki pürüzlülük değerlerinden daha fazla artış göstermiştir. Diş fırçalama simülöründe ileri-geri hareket edecek şekilde yerleştirilen, düzenli kıl demetlerine ve yumuşak yapıya sahip diş fırçasını, örneklerin fırçalama sonrası yüzey pürüzlülüklerini test etmek için 50 gram diş macunu ve 80 ml distile su ile hazırlanmış macun karışımı kullanılmıştır. Çalışmamız için hazırlanan diş macunu solüsyonu oranı ve nanohibrit kompozit rezinlerin 30000 döngü sonundaki pürüzlülük değerleri (HXU grubu $297,72 \pm 76,67$ nm ve SF2 grubu $417,95 \pm 50,87$ nm) bu çalışma ile uyumludur.

Seramik malzemeler oldukça inert materyaller olarak kabul edilirken, yani oral ortamda mekanik ve/veya kimyasal etkileşime bağlı olarak ağız boşluğu içindeki kullanım ömrü çok fazla değişmezken, kompozit rezin materyallerde yapısal bozukluklar meydana gelebilmektedir. Bir diş fırçası ve aşındırıcı bir diş macunu ile fırçalamak, restoratif materyallerde gözlenen yüzey pürüzlülüğü artışlarında önemli bir rol oynar. Bu etki seramik malzemelerde minimal iken, rezin materyallerde belirgin düzeydedir (Heintze, S.ve ark., 2010).

Daha önceki nesil direkt ve indirekt kompozit rezinlerle, ikinci jenerasyon indirekt kompozit rezinler (örn. Tescera ATL) kıyaslandığında; ikinci jenerasyon indirekt kompozit rezinler daha yüksek bir inorganik seramik mikrofil doldurucu partikül yoğunluğuna sahiptir. Bu materyal hem kompozit rezinlerin hem de porselenlerin avantajlarına sahip olduğu için daha geniş bir endikasyon alanına sahiptir. İkinci nesil indirekt kompozit rezinlere, mikrofil doldurucu partikülüne sahip birinci nesil indirekt kompozit rezinlerin aksine, $0,04-1 \mu$ çaplı “mikrohibrit” doldurucu partikülleri eklenmiştir. İnorganik doldurucu partikül içeriği organik matriksin iki katıdır. İnorganik doldurucu partiküller, organik matrise uygun bağlanma için silanlanır. İnorganik doldurucu partikül miktarının arttırılmasıyla mekanik özellikler ve aşınma direnci iyileştirilmeye çalışılmış ve

organik matriksin azaltılmasıyla polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amaçlanmıştır. Tescera ATL dentin rengi kompozit materyali yüksek oranda doldurucu partikül (ağırlık olarak % 85, hacim olarak % 73) içeren hibrit bir kompozittir. Body ve insizal kompozitleri, güçlendirilmiş mikrofil (ağırlıkça %70) partiküllerinden oluşur. İlave edilen nanoparçacıklar, 0,04  m olan ana doldurucu partikül ile kıyaslandığında, büyüklüğü 1  m'lik ortalamaya sahip bir "güçlendirme" partikülü olarak tanımlanabilir. Bu 1 m'lik parçacıklar " atlak tutucu" olarak işlev görür ve mikrofil doldurucu partikülün konsantrasyonunun artması klinik performansı arttırır (Nandini, S., 2010). Restoratif materyallerde inorganik doldurucu partiküllerin içerik, boyut ve dağılımları değiştirilerek mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirmektedir. Bununla birlikte, indirekt kompozit rezinlerde mekanik ve fiziksel özellikleri arttırmak için kullanılan ilave polimerizasyon yöntemleri de bu materyallerin dental piyasada yer bulmasını sağlamıştır. İlave polimerizasyon yöntemleri uygulandığı için indirekt kompozit sistemlerde monomerlerin polimere dönüşüm oranı artmakta ve bu artış kompozit rezinin mekanik özellikleri üzerinde pozitif bir etki sağlamaktadır. Bu durumda ilave polimerizasyon yönteminin yüzey pürüzlülüğünü azaltması beklenmektedir. Çalışmamızda ise yüzey pürüzlülük değerleri kontrol grupları ile kıyaslandığında tahmin edilenden farklı olarak daha yüksek gözlenmiştir. İlave polimerizasyon yönteminin bulunması kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğünü etkilememektedir (Ferracane, J. ve Condon, J., 1992).

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü organik matriksin oranının artışından ve inorganik doldurucu partiküllerin boyutu, miktarı ve tipinden etkilenir. İnorganik doldurucu partiküller organik matrikse göre daha serttir ve bu yüzden bitirme ve cila işlemleri sırasında bazı partiküller yüzeyde çıkıntı oluştururken bazıları yüzeyden koparak boşluklar bırakır (Antonson, S. A. ve ark., 2011; Zimmerli, B. ve ark., 2011). Bu nedenle, mikrohibrit kompozit rezin olan TATL'in daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermesi beklenebilir. Çalışmamızda Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerde distile su ve diş macunu solüsyonuyla fırçalanan TATL grubu örnekleri negatif kontrol grubu DM ve pozitif kontrol grubu HXU ile kıyaslandığında; her zaman daha yüksek değerler verirken, SF2 grubu ile karşılaştırıldığında tüm döngü zamanlarında daha düşük

değerlerler gösterdi. AFM Line ve AFM Surface ile yapılan ölçümlerde ise TATL grubu en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerini göstererek SF2 grubundan istatistiksel olarak anlamlı farklılık sergiledi. AFM ölçümlerindeki bu farklılığın, inorganik doldurucu partikül boyutlarındaki farklılıktan veya doldurucu oranının yüksek olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. Mekanik profilometre ve AFM ölçümlerinin farklı sonuçlar vermesi ise, ölçüm yönteminin hassasiyetine bağlı olabilir.

Jain, V. ve arkadaşlarının (2013), indirekt kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü, parlaklığı ve renk stabilizasyonunu inceledikleri çalışmalarında 1:1 oranında hazırlanan diş macunu solüsyonunda dört farklı indirekt kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü değerleri 20000 döngü (447; 355; 300; 374 nm) sonunda kontak tarzda mekanik profilometre ile fırçalama yönüne paralel olacak şekilde ölçülmüştür. Çalışmamızda diş macunuyla fırçalanan TATL grubu örneklerinin 30000 döngü ($355,17 \pm 52,94$ nm) sonunda mekanik profilometre ile elde edilen ortalama yüzey pürüzlülük değerleri indirekt kompozit rezinlerin kullanıldığı bu çalışma ile genel olarak uyumludur. Çalışmamızda diğer çalışmadan farklı olarak ölçümler fırçalama yönüne dik olacak şekilde yapıldı.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

- İlave polimerizasyon yöntemlerinin ve sonik aktivasyon uygulanmasının materyallerin sertliğini arttırarak yüzey pürüzlülüğü değerlerini azaltması beklenirken, bu etkinin meydana gelmediği sonucuna varılmıştır.
- Fırça kılları ileri-geri hareket sırasında organik matrisi aşındırarak inorganik doldurucu partiküllerin yüzeyde açığa çıkmasına ya da zayıf bağlanan partiküllerin mekanik olarak uzaklaşmasına sebep olur. Oluşan çukurcuklar ve düzensizlikler yüzey pürüzlülüğünü arttırır. Mikrohibrit kompozit rezin olan TATL grubunda inorganik doldurucu partikül boyutu büyük olduğu için AFM Line ve AFM Surface ölçümlerinde diğer gruplara göre daha yüksek sonuçlar vermiştir.
- Diş macunu ile fırçalanan DM grubunun ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri, mine prizmaları ve prizmalar arası alanın yüzeyi diş macunu içeriğindeki mineraller ile örtüldüğü için daha düşük çıkmıştır.
- Diş fırçalama işlemi sırasında yüzeydeki büyük partiküller mekanik olarak uzaklaştırıldığı için fırçalama döngüleri arasında yüzey pürüzlülüğü değerlerinde farklılıklar gözlenmiştir.
- Diş fırçası kıllarının devamlı hareketi sonucunda oluşan sürtünmeye bağlı olarak, yüzey pürüzlülüğü distile su ve diş macunuyla fırçalanan gruplarda zaman içerisinde artmaktadır.
- Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerde AFM Line ve AFM Surface ölçümlerine göre yüksek pürüzlülük değerleri elde edildi. Taranan alan küçüldükçe yüzey pürüzlülüğü değerlerinin azaldığı farklı çalışmalar sonucunda bildirilmiştir. Buna bağlı olarak, çalışmamızda kullanılan ölçüm yöntemleri arasındaki farkın Taylor Hobson profilometre cihazında taranan yüzeyin doğrusal yönde daha geniş olmasından kaynaklandığını sonucuna varılabilir.

- AFM ölçüm yöntemi ile yapılan ölçümlerin mekanik profilometre ile yapılan ölçümlere göre daha güvenilir ve doğru sonuçlar verdiği düşünülmektedir. Taylor Hobson profilometre cihazı ile yapılan ölçümlerin yüksek olmasının nedeni bu yöntemin hassas olmamasından kaynaklanmaktadır.
- Yapmış olduğumuz literatür araştırmasında bulk-fill kompozit rezin ve indirekt kompozit rezinin birlikte kullanıldığı yüzey pürüzlülüğüne dair herhangi bir *in-vitro* veya *in-vivo* çalışmaya rastlanmadığından dolayı elde etmiş olduğumuz verilerin karşılaştırma imkanı bulunamamıştır. Bu konu ile ilgili araştırmaların artması gerektiğini kanıslındayız.
- Farklı inorganik ve organik doldurucu partikül oranına, içeriğine, miktarına sahip kompozit rezin grupları ve farklı restoratif materyallerin kendi aralarında ve birbirleriyle olan karşılaştırmaları bu çalışmaya benzer şekilde planlanabilir.
- Farklı sertlikteki diş fırçaları ve farklı içeriğe sahip beyazlatıcı diş macunları kullanılarak çalışmamızı geliştirebiliriz.
- Çeşitli bitirme-cila yöntemleri, yükleme miktarları ve fırçalama hareketleri uygulanarak bu bulguları geliştirebilecek farklı çalışmalar yapılabilir.
- Optik profilometre, mekanik profilometre ve AFM'nin temaslı ve temassız tarzda kullanımı ile farklı çalışmalar tasarlanarak çalışmamızda elde edilen sonuçlar desteklenebilir.

ÖZET

Rezin Esaslı Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğüne Beyazlatıcı Diş Macununun Etkisi

Bu *in-vitro* çalışmanın amacı, farklı zaman dilimlerinde rezin esaslı restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğüne beyazlatıcı diş macununun etkisinin değerlendirilmesidir.

Çalışmamızda negatif kontrol grubu olarak insan dişi minesini, (DM); pozitif kontrol grubu olarak geleneksel bir nanohibrit kompozit rezin, HXU (Herculite XRV Ultra, Kerr, Orange, CA, ABD); deney grubu olarak sonik aktivasyonlu nanohibrit direkt bulk-fill kompozit rezin, SF2 (SonicFill 2, Kerr, Orange, CA, ABD) ve güçlendirilmiş mikrofıl partiküllü indirekt kompozit rezin, TATL (Tescera, Bisco Dental Products, Seul, Kore) kullanılmıştır. Tüm restoratif materyaller standart olarak A2 rengine seçildi. Yüzey pürüzlülüğünü belirlemek için 8 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde disk şeklinde metal kalıplardan yararlanılarak kompozit rezin örnekleri hazırlandı. Her bir kompozit rezin materyal ve üst keser insan dişi mine yüzeyi için 24 adet (n=12) olmak üzere toplamda 96 adet örnek hazırlandı. Örneklerin polimerizasyonunda $1470 \pm \%20$ mW/cm² gücünde LED ışık cihazı (Elipar Deep Cure-S, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) kullanıldı. Her bir materyal iki alt gruba ayrılarak beyazlatıcı diş macunu (White Now CC, Signal, Unilever, Bulgaristan) solüsyonu ve distile su kullanılarak yumuşak bir diş fırçası (Sensitive Expert, Signal, Unilever, Almanya) ile 5000, 15000 ve 30000 döngü süresince iki boyutlu fırçalamaya tabi tutuldu. Mekanik profilometre ile tüm döngü zamanlarında yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılırken, sadece başlangıç aşamasında ve 30000 döngü sonunda AFM cihazında ölçümler gerçekleştirildi. SEM’de 2D ve AFM’de 3D görüntüler alındı. Verilerin istatistiksel analizinde tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA), çoklu grup karşılaştırmaları için Post Hoc LSD testi ve ikili karşılaştırmalar için Bağımsız grup t-testi (Independent sample T-test) uygulandı. Testler $\alpha=0,05$ istatistiksel anlamlılık düzeyinde yapıldı.

Ölçüm yöntemlerinin karşılaştırılmasında mekanik profilometre (Surtronic S-128, Taylor Hobson, Leicester, İngiltere) ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerleri AFM ile ölçülen değerlerden anlamlı olarak daha yüksek bulundu. Fırçalama solüsyonu düzeyinde yapılan yapılan karşılaştırmada, kompozit rezinlerde diş macunu ile fırçalanan örneklerde distile su gruplarına göre daha yüksek pürüzlülük değerleri sergilerken, diş minesini grubunda diş macunu ile fırçalanan örneklerde yüzey pürüzlülüğü değerlerinin daha az arttığı görüldü. Materyal düzeyinde yapılan karşılaştırmalarda, AFM Line ve AFM Surface ölçümleri uyumlu çıkarken, mekanik profilometre ölçümlerinde materyallerin pürüzlülük sıralaması AFM ölçümlerinden farklılık gösterdi.

İlave polimerizasyon yönteminin ve sonik aktivasyonun yüzey pürüzlülüğü değerlerini azaltmak için pozitif bir katkısı olmamıştır. Beyazlatıcı diş macunu, beklenildiği üzere rezin esaslı kompozit rezin materyallerin yüzey pürüzlülüğünü artırıcı etki göstermiştir.

Anahtar Sözcükler: Atomik kuvvet mikroskobu (AFM), bulk-fill kompozit rezin, diş macunu, indirekt kompozit rezin, yüzey pürüzlülüğü.

SUMMARY

The Effect of Whitening Toothpaste on Surface Roughness of Resin-Based Restorative Materials

The aim of this *in-vitro* study is to evaluate the effect of whitening toothpaste on surface roughness of resin-based restorative materials in different time periods.

In this study, human tooth enamel (DM) as negative control group; a conventional nanohybrid composite resin, HXU (Herculite XRV Ultra, Kerr, Orange, CA, USA) as a positive control group; sonic activated nanohybrid direct bulk-fill composite resin, SF2 (SonicFill 2, Kerr, Orange, CA, USA) and reinforced microfilled indirect composite resin, TATL (Tescera, Bisco Dental Products, Seoul, Korea) as the experimental groups were used. All restorative materials were selected in A2 shade. In order to determine the surface roughness, composite resin samples were prepared by using 8 mm diameter and 4 mm high disc shaped metal molds. A total of 96 samples were prepared 24 samples for each composite resin material and the enamel surface of upper incisor human tooth (n=12). In the polymerization of the samples, $1470 \pm \text{mW} / \text{cm}^2$ LED light device (Elipar Deep Cure-S, 3M ESPE, St.Paul, MN, USA) was used. Each material is divided into two sub-groups depending on brushing procedure with distilled water or toothpaste (White Now CC, Signal, Unilever, Bulgaria). Two-dimensional brushing simulation was applied with a soft type toothbrush (Sensitive Expert, Signal, Unilever, Germany) for 5000, 15000 and 30000 cycles. Surface roughness was measured at all cycle times with mechanical profilometer. On the other hand, AFM device was used only in the initial phase and at the end of 30000 cycles. 2D and 3D images were taken in SEM and AFM. Statistical analysis was performed by using one-way ANOVA and then Post Hoc LSD test was used for multiple group comparisons, while two-way comparisons were analysed with independent sample t-test. The tests were performed at a statistical significance level of $\alpha=0.05$.

Surface roughness values which were obtained with mechanical profilometer (Surtronic S-128, Taylor Hobson, Leicester, England) found to be significantly higher than those measured by AFM. The composite resins samples brushed with toothpaste were showed higher roughness values compared to distilled water groups. However, surface roughness values were found to be lower in tooth enamel samples brushed with toothpaste. In the restorative material based comparison, AFM Line and AFM Surface measurements were consistent, while the roughness order of materials in mechanical profilometer measurements differed from AFM measurements.

The additional polymerization methods and sonic activation did not have a positive contribution on reducing surface roughness values. Besides, whitening toothpaste, as expected, increased the surface roughness of resin-based composite resin materials.

Key words: Atomic Force Microscopy (AFM), bulk-fill composite resin, indirect composite resin, surface roughness, toothpaste.

KAYNAKLAR

- ABDELMEGID, F., SALAMA, F., AL-BAGAMİ, S., AL-ZAYLE, K. AL-MUTLAQ, M. (2017). Effect of Anti-Erosion Toothpastes on Surface Roughness of Different Restorative Materials. *Int J Med Sci Clin Invent*, 42554-2561.
- ADDY, M., HUGHES, J., PICKLES, M., JOINER, A. HUNTINGTON, E. (2002). Development of a method in situ to study toothpaste abrasion of dentine: comparison of 2 products. *Journal of clinical periodontology*, 29(10):896-900.
- AGRAWAL, P., PANDA, S. MISHRA, S. (2018). A Review On Activated Charcoal Tooth Paste.
- ALBERS, H. F. (2002). *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*. PMPH-USA.
- ALBERS, H. F. (2002). *Tooth-colored restoratives: 9th ed.* BC Decker Inc, Hamilton, London. : PMPH-USA.
- ALKHUDHAIRY, F. (2017). Wear resistance of bulk-fill composite resin restorative materials polymerized under different curing intensities. *J Contemp Dent Prac*, 1839-43.
- ALKHUDHAIRY, F. I. (2018). The effects of irradiance and exposure time on the surface roughness of bulk-fill composite resin restorative materials. *Saudi medical journal*, 39(2):197.
- ALONSO, R. C. B., DE SOUZA-JÚNIOR, E. J. C., DRESSANO, D., DE ARAÚJO, G. A. S., RODRÍGUEZ, J. M. C., DI HIPÓLITO, V., ANAUATE-NETTO, C., PUPPIN-RONTANI, R. M. SINHORETI, M. A. C. (2013). Effect of photoinitiator concentration on marginal and internal adaptation of experimental composite blends photocured by modulated methods. *European journal of dentistry*, 7S1.
- AMARAL, C. M., RODRIGUES, J. A., GUILHERME ERHARDT, M. C., BARATA ARAUJO, M. W., MARCHI, G. M., HEYMAN, H. O. FREIRE PIMENTA, L. A. (2006). Effect of whitening dentifrices on the superficial roughness of esthetic restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(2):102-108.
- AN, B., WANG, R. ZHANG, D. (2012). Role of crystal arrangement on the mechanical performance of enamel. *Acta biomaterialia*, 8(10):3784-3793.
- ANDERSSON, M. HINDSÉN, M. (2007). Rhinitis because of toothpaste and other menthol- containing products. *Allergy*, 62(3):336-337.
- ANTONSON, S. A., YAZICI, A. R., KILINC, E., ANTONSON, D. E. HARDIGAN, P. C. (2011). Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of dentistry*, 39e9-e17.
- AW, T. NICHOLLS, J. (2001). Polymerization shrinkage of composite resins using plasma-arc photocuring. *General dentistry*, 49(5):473-479.

- AYTAC, F., KARAARSLAN, E. S., AGACCIÖGLU, M., TASTAN, E., BULDUR, M.KUYUCU, E. (2016). Effects of novel finishing and polishing systems on surface roughness and morphology of nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 28(4):247-261.
- AZEVEDO, A. M. D., PANZERİ, H., PRADO, C. J. D., DE-MELLO, J. D. B., SOARES, C. J.FERNANDES-NETO, A. J. (2008). Assessment in vitro of brushing on dental surface roughness alteration by laser interferometry. *Braz Oral Res*, 22(1):11-17.
- BANERJEE, A., PICKARD, H. M.WATSON, T. F. (2011). *Pickard's manual of operative dentistry*. Oxford university press.
- BARBIERI, G. M., MOTA, E. G., RODRIGUES JUNIOR, S. A.BURNETT JR, L. H. (2011). Effect of whitening dentifrices on the surface roughness of commercial composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(5):338-345.
- BASSETTY, K.JOSHI, S. (2010). The effect of one-step and multi-step polishing systems on surface texture of two different resin composites. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(1):34.
- BASSANI, R., SOLARO, R., ALDERIGHI, M., DI CESARE, C.ALLEGRINI, M. (2006). Nanoindentation with AFM. *International Conference on Tribology*, 20-22.
- BAYNE, S., Y., T.TAYLOR, D. (2002). Dental Materials. In: Roberson TM, Heymann HO, Swift EJ. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 4thed.Missouri: Mosby Inc., 134-233
- BAYNE, S. C., THOMPSON, J. Y., ROBERSON, T., HEYMAN, H.RITTER, A. (2006). Sturdevant's art and science of operative dentistry. *United States of America, Mosby*, 203-211.
- BENETTI, A., HAVNDRUP-PEDERSEN, C., HONORÉ, D., PEDERSEN, M.PALLESEN, U. (2015). Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Contraction, Depth of Cure, and Gap Formation. *Oper Dent*, 40(2):190-200.
- BENNETT, A. W.WATTS, D. C. (2004). Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dental materials*, 20(1):72-79.
- BLANCHARD, C. R. (1996). Atomic force microscopy. *The chemical educator*, 1(5):1-8.
- BOLLENL, 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. *Dental materials*, 13(4):258-269.
- BRAEM, M., FINGER, W., VAN DOREN, V., LAMBRECHTS, P.VANHERLE, G. (1989). Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dental materials*, 5(5):346-349.
- BRALY, A., DARNELL, L., MANN, A., TEAFORD, M.WEIH, T. (2007). The effect of prism orientation on the indentation testing of human molar enamel. *Archives of oral biology*, 52(9):856-860.

- BROWN, A. C.VALIÈRE, A. (2004). Probiotics and medical nutrition therapy. *Nutrition in clinical care: an official publication of Tufts University*, 7(2):56.
- BS 5757 (1987). Determination of stiffness of the tufted area of toothbrushes. *British Standard Institution*. Park Street, London W1A 2BS.
- BURGESS, J., WALKER, R.DAVIDSON, J. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 24(5):465-479.
- CAUGHMAN, W. F.RUEGGERBERG, F. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*, 27(6):636-638.
- CLARKSON, J. J.MCLOUGHLIN, J. (2000). Role of fluoride in oral health promotion. *Int Dent J*, 50(3):119-128.
- CLAYDON, N., MORAN, J., BOSMA, M., SHIRODARIA, S., ADDY, M.NEWCOMBE, R. (2004). Clinical study to compare the effectiveness of a test whitening toothpaste with a commercial whitening toothpaste at inhibiting dental stain. *Journal of clinical periodontology*, 31(12):1088-1091.
- CLAYDON, N. C. (2008). Current concepts in toothbrushing and interdental cleaning. *Periodontology 2000*, 48(1):10-22.
- COSTA, J. D., FERRACANE, J., PARAVINA, R. D., MAZUR, R. F.ROEDER, L. (2007). The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(4):214-224.
- COŞKUN, A. (2010). Nano-Dünyanın Elektronik Gözlüğü Elektron Mikroskobu. . *Bilim ve Teknik Dergisi*
- CRAIG, R. G., POWERS, J.WATAHA, J. (2005). *Direct esthetic restorative materials*. Michigan: Mosby.
- CROLL, T. P.NICHOLSON, J. (2002). Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 24(5):423-429.
- CZASCH, P.İLİE, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1):227-235.
- DA CAS, N. V., RUAT, G. R., BUENO, R., PACHALY, R.POZZOBON, R. T. (2013). Effect of whitening toothpaste on superficial roughness of composite resin. *Gen Dent*, 61(4):e8-11.
- DA COSTA, J., ADAMS-BELUSKO, A., RILEY, K.FERRACANE, J. L. (2010). The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of dentistry*, 38e123-e128.
- DAĞ, C.ÖZALP, N. (2013). Ağız-diş sağlığının vazgeçilmezi: diş macunları. *Acta Odontologica Turcica*, 30(3):149-156.

- DANTAS, A. A. R., BORTOLATTO, J. F., RONCOLATO, A., MERCHAN, H., FLOROS, M. C., KUGA, M. C. OLIVEIRA JUNIOR, O. B. D. (2015). Can a bleaching toothpaste containing Blue Covarine demonstrate the same bleaching as conventional techniques? An in vitro, randomized and blinded study. *Journal of Applied Oral Science*, 23(6):609-613.
- DAVIDSON RS, KOLB BU, ANDERSON DB, HIGGINS JA, HENDRICKSON MJT, B. (2007). Zirconia Particles; Us Patent. 7:241-437.
- DAVIES, R., SCULLY, C. PRESTON, A. J. (2010). Dentifrices-an update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15(6):e976-982.
- DAVIS, N. (2003). A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent*, 24(9):665-667.
- DAYANGAÇ, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.
- DAYANGAÇ, B. (2011). Kompozit rezinler. Kompozit Restorasyonlar. Quintessence, pp. 2-24.
- DIETSCH, D., MAGNE, P. HOLZ, J. (1994). Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. *Quintessence International*, 25(10).
- DOUGLAS, R. D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *J Prosthet Dent*, 83(2):166-170.
- DUKE, E. S. (2003). Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24(5):380.
- EL-SAFY, S., SİLİKAS, N. WATTS, D. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental materials*, 28(8):928-935.
- ELFALLAH, H. M., BERTASSONI, L. E., CHARADRAM, N., RATHSAM, C. SWAIN, M. V. (2015). Effect of tooth bleaching agents on protein content and mechanical properties of dental enamel. *Acta biomaterialia*, 20120-128.
- ENDO, T., FINGER, W. J., KANEHIRA, M., UTTERODT, A. KOMATSU, M. (2010). Surface texture and roughness of polished nanofill and nanohybrid resin composites. *Dental Materials Journal*, 29(2):213-223.
- EREİFEJ, N., OWEİS, Y. ELİADES, G. (2012). The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Operative dentistry*, 38(1):E9-E20.
- ERGÜCÜ, Z. TÜRKÜN, L. (2007). Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Oper Dent*, 32(2):185-192.
- ERKOÇ, Ş. (2007). Nanobilim ve nanoteknoloji.
- FAN, X.-C., CHEN, L. HUANG, X.-F. (2017). Effects of various debonding and adhesive clearance methods on enamel surface: an in vitro study. *BMC oral health*, 17(1):58.

- FÁRIA-JÚNIOR, É. M., GUÍRALDO, R. D., BERGER, S. B., CORRER, A. B., CORRER-SOBRINHO, L., CONTRERAS, E. F. R. LOPES, M. B. (2015). In-vivo evaluation of the surface roughness and morphology of enamel after bracket removal and polishing by different techniques. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 147(3):324-329.
- FERRACANE, J. CONDON, J. (1992). Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dental materials*, 8(5):290-295.
- FERRACANE, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6(4):302-318.
- FERRACANE, J. L. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*. Lippincott Williams & Wilkins.
- FERRACANE, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27(1):29-38.
- FERRARI, M., DAGOSTIN, A. FABIANELLI, A. (2003). Marginal integrity of ceramic inlays luted with a self-curing resin system. *Dental materials*, 19(4):270-276.
- FERREIRA, P. M., SOUTO, S. H. A., BORGES, B. C. D., ASSUNÇÃO, I. V. D. COSTA, G. D. F. A. D. (2015). Impact of a novel polishing method on the surface roughness and micromorphology of nanofilled and microhybrid composite resins. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 56(1):18-24.
- FLEMING, G., KHAN, S., AFZAL, O., PALIN, W. BURKE, F. (2007). Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *Journal of dentistry*, 35(2):97-103.
- FLEMING, G. J., AWAN, M., COOPER, P. R. SLOAN, A. J. (2008). The potential of a resin-composite to be cured to a 4 mm depth. *Dental materials*, 24(4):522-529.
- FLEMING, M. G. MAILLET, W. A. (1999). Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal-Canadian Dental Association*, 65:447-452.
- FLURY, S., HAYOZ, S., PEUTZFELDT, A., HÜSLER, J. LUSSI, A. (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental materials*, 28(5):521-528.
- FONSECA, R. B., CORRER-SOBRINHO, L., FERNANDES-NETO, A. J., QUAGLIATTO, P. S. SOARES, C. J. (2008). The influence of the cavity preparation design on marginal accuracy of laboratory-processed resin composite restorations. *Clin Oral Investig*, 12(1):53-59.
- FORWARD, G. C., JAMES, A. H., BARNETT, P. JACKSON, R. J. (1997). Gum health product formulations: what is in them and why? *Periodontology 2000*, 15(1):32-39.
- FREEDMAN, G. (2012). *Contemporary esthetic dentistry*. 1st ed, Mosby, Inc., an imprint of Elsevier Inc., St. Louis, Missouri. 469-474.

- FURNESS, A., TADROS, M. Y., LOONEY, S. W. RUEGGERBERG, F. A. (2014). Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 42(4):439-449.
- GADEGAARD, N. (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3):87-97.
- GALVAO, M. R., CALDAS, S. G. F. R., BAGNATO, V. S., DE SOUZA RASTELLI, A. N. DE ANDRADE, M. F. (2013). Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *European journal of dentistry*, 7(1):86.
- GARCÍA, A. H., LOZANO, M. A. M., VILA, J. C., ESCRIBANO, A. B. GALVE, P. F. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11(2):E215-220.
- GIACOMELLI, L., DERCHI, G., FRUSTACI, A., BRUNO, O., COVANI, U., BARONE, A., DE SANTIS, D. CHIAPPELLI, F. (2010). Surface roughness of commercial composites after different polishing protocols: an analysis with atomic force microscopy. *The open dentistry journal*, 4191.
- GILES, A., CLAYDON, N., ADDY, M., HUGHES, N., SUFI, F. WEST, N. (2009). Clinical in situ study investigating abrasive effects of two commercially available toothpastes. *J Oral Rehabil*, 36(7):498-507.
- GOLDSTEIN, R. E. (2014). *Esthetics in dentistry*. PMPH-USA.
- GONZALEZ, C. (1996). Potential Preventive and Therapeutic Hard-Tissue Applications of CO 2, Nd: YAG, and Argon Lasers in Dentistry: A Review. *Journal of Dentistry for Children*.
- GORACCI, C., CADENARO, M., FONTANIVE, L., GIANGROSSO, G., JULOSKI, J., VICHÌ, A. FERRARI, M. (2014). Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dental Materials*, 30(6):688-694.
- GORACCI, C., MARGVELASHVILI, M., GIOVANNETTI, A., VICHÌ, A. FERRARI, M. (2013). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clinical Oral Investigations*, 17(2):609-617.
- GÖNÜLÖL, N. YILMAZ, F. (2012). The effects of finishing and polishing techniques on surface roughness and color stability of nanocomposites. *Journal of dentistry*, 40e64-e70.
- GÖRGÜL, G., KIVANÇ, B., MADEN, M., ULUSOY, O. TINAZ, A. (2005). Effects of Nd: YAG laser irradiation on the adaptation of composite resins to root dentin. *J Contemp Dent Pract*, 6(4):116-123.
- HABELITZ, S., MARSHALL, S., MARSHALL JR, G. BALOOCH, M. (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of oral biology*, 46(2):173-183.

- HANABUSA, M., MINE, A., KUBOKI, T., MOMOI, Y., VAN ENDE, A., VAN MEERBEEK, B., DE MUNCK, J. (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *Journal of dentistry*, 40(6):475-484.
- HARALD, O., EDWARD, J., ANDRE, V. (2013). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry; 6th ed. *St. Louis, Mo: Elsevier/Mosby*.
- HARRIS, N. O., GARCÍA-GODOY, F. (2004). *Primary preventive dentistry*. Upper Saddle River, NJ: Pearson Education.
- HATRICK, C., EAKLE, W. (2016). Dental Materials: Clinical Applications for Dental Assistants and Dental Hygienists. Saunders. *Elsevier*, :64-95.
- HEINTZE, S., FORJANIĆ, M. (2005). Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing in vitro. *Operative Dentistry*, 30(5):617.
- HEINTZE, S., FORJANIĆ, M., OHMITI, K., ROUSSON, V. (2010). Surface deterioration of dental materials after simulated toothbrushing in relation to brushing time and load. *Dental materials*, 26(4):306-319.
- HEINTZE, S., FORJANIĆ, M., ROUSSON, V. (2006). Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental materials*, 22(2):146-165.
- HICKEL, R., MANHART, J. (2001). Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *Journal of Adhesive Dentistry*, 3(1).
- HICKS, M., FLAÏTZ, C., WESTERMAN, G., BERG, J., BLANKENAU, R., POWELL, G. (1993). Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation. *ASDC journal of dentistry for children*, 60(3):201-206.
- HICKS, M. J., WESTERMAN, G. H., FLAÏTZ, C. M., POWELL, G. L. (2000). Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC journal of dentistry for children*, 67(3):169-175, 160.
- HILDEBRANDT, G. H., SPARKS, B. S. (2000). Maintaining mutans streptococci suppression: with xylitol chewing gum. *The Journal of the American Dental Association*, 131(7):909-916.
- HILGENBERG, S. P., PINTO, S. C. S., FARAGO, P. V., SANTOS, F. A., WAMBIER, D. S. (2011). Physical-chemical characteristics of whitening toothpaste and evaluation of its effects on enamel roughness. *Braz Oral Res*, 25(4):288-294.
- HOSSAIN, A., OKAWA, S., MIYAKAWA, O. (2006). Effect of toothbrushing on titanium surface: an approach to understanding surface properties of brushed titanium. *Dental materials*, 22(4):346-352.
- [HTTPS://KURARAYDENTAL.COM/PRODUCT/CLEARFIL-PHOTO-CORE/](https://kuraraydental.com/product/clearfil-photo-core/).
- ILIE, N., BUCUTA, S., DRAENERT, M. (2013a). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*, 38(6):618-625.

- ILIE, N.HICKEL, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental materials*, 27(4):348-355.
- ILIE, N.HICKEL, R. (2006). Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dental Materials Journal*, 25(3):445-454.
- ILIE, N., KEBLER, A.DURNER, J. (2013b). Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of dentistry*, 41(8):695-702.
- ILIE, N.STARK, K. (2015). Effect of different curing protocols on the mechanical properties of low-viscosity bulk-fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 19(2):271-279.
- IMAZATO, S. (2003). Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dental materials*, 19(6):449-457.
- INAN, H., TAMAM, E.BAĞIŞ, B. (2010). Tam Protezlerde Kullanılan Farklı Kaide Materyallerinin İslanabilirlik Yönünden İn Vitro İncelenmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 16(1):35-43.
- IRIE, M.SUZUKI, K. (2001). Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. *Dental materials*, 17(4):347-353.
- JACKSON, R. D.MORGAN, M. (2000). The New Posterior Resins And: A Simplified Placement Technique. *The Journal of the American Dental Association*, 131(3):375-383.
- JACOBSEN, P. L.BRUCE, G. (2001). Clinical dentin hypersensitivity: understanding the causes and prescribing a treatment. *The Journal of contemporary dental practice*, 2(1):1-12.
- JAIN, V., PLATT, J. A., MOORE, K., SPOHR, A. M.BORGES, G. A. (2013). Color stability, gloss, and surface roughness of indirect composite resins. *Journal of oral science*, 55(1):9-15.
- JANDT, K. D. (2001). Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science*, 491(3):303-332.
- JANDT, K. D.SIGUSCH, B. W. (2009). Future perspectives of resin-based dental materials. *Dental materials*, 25(8):1001-1006.
- JANUS, J., FAUXPOINT, G., ARNTZ, Y., PELLETIER, H.ETIENNE, O. (2010). Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dental Materials*, 26(5):416-425.
- JARDIM, J. J., ALVES, L. S.MALTZ, M. (2009). The history and global market of oral home-care products. *Braz Oral Res*, 23:17-22.
- JEFFERIES, S. R. (2007). Abrasive finishing and polishing in restorative dentistry: a state-of-the-art review. *Dental Clinics of North America*, 51(2):379-397.

- JEFFERIES, S. R. (1998). The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America*, 42(4):613-627.
- JIMÉNEZ-PLANAS, A., MARTÍN, J., ÁBALOS, C.LLAMAS, R. (2008). Developments in polymerization lamps. *Quintessence International*, 39(2).
- JIN, X., BERTRAND, S.HAMMESFAHR, P. (2009). New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *J Dent Res*, 88(Spec Iss A):1651.
- JOÏNER, A. (2009). A silica toothpaste containing blue covarine: a new technological breakthrough in whitening. *Int Dent J*, 59(5):284-288.
- JOÏNER, A. (2010). Whitening toothpastes: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 38e17-e24.
- JONÏOT, S., SALOMON, J., DEJOU, J.GRÉGOIRE, 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.
- KAIZER, M. R., DE OLIVEIRA-OGLIARI, A., CENCI, M. S., OPDAM, N. J. M.MORAES, R. R. (2014). Do nanofill or submicron composites show improved smoothness and gloss? A systematic review of in vitro studies. *Dental Materials*, 30(4):e41-e78.
- KAKABOURA, A., FRAGOULI, M., RAHIOTIS, C.SILIKAS, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1):155-163.
- KAKABOURA, A., RAHIOTIS, C., ZINELIS, S., AL-DHAMADI, Y. A., SILIKAS, N.WATTS, D. C. (2003). In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater*, 19(5):393-398.
- KALRA, K.BINDAL, D. (2017). A Novel Sonicfill Composite System used for Bulk Fill Posterior Restorations. *Int J Oral Health Med Res.*, 3(6):112-116.
- KARADAŞ, M.DEMIRBUĞA, S. (2017). Evaluation of Color Stability and Surface Roughness of Bulk-Fill Resin Composites and Nanocomposites. *Meandros Medical and Dental Journal*, 18(3):199.
- KHALEFA, M., FINKE, C.JOST-BRINKMANN, P.-G. (2013). Effects of air-polishing devices with different abrasives on bovine primary and second teeth and deciduous human teeth. *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*, 74(5):370-380.
- KHAN, A. M., SATOU, N., SHINTANI, H., TAIRA, M., WAKASA, K.YAMAKI, M. (1993). Effects of post-curing by heat on the mechanical properties of visible-light cured inlay composites. *J Oral Rehabil*, 20(6):605-614.
- KIM, K.-H., ONG, J. L.OKUNO, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*, 87(6):642-649.

- KİM, K., PARK, J., IMAI, Y. KISHI, T. (1994). Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *Journal of Dental Research*, 73(2):499-504.
- KİM, S.-S., PARK, W.-K., SON, W.-S., AHN, H.-S., RO, J.-H. KİM, Y.-D. (2007). Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(1):71-76.
- KİMYAI, S., SAVADI-OSKOEI, S., AJAMI, A.-A., SADR, A. ASDAGH, S. (2011). Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16(1):e110-114.
- KINOSHITA, R. Y. O., SGURA, R., REIS, M. C., MASUDA, M. S., PRAZERES, P. S. L., JÚNIOR, W. R., FRANCCI, C. E. DEVITO-MORAES, A. G. (2016). Effect of whitening dentifrices on surface roughness of dental nanofiller-based composites. Stereomicroscopy and AFM analysis. *Brazilian Dental Science*, 19(3):65-74.
- KOBAYASHI, M., SHINZATO, S., KAWANABE, K., NEO, M., MATSUSHITA, M., KOKUBO, T., KIKUTANI, T. NAKAMURA, T. (2000). Alumina powder/Bis-GMA composite: Effect of filler content on mechanical properties and osteoconductivity. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 49(3):319-327.
- KOCAGAOĞLU, H., ASLAN, T., GÜRBULAK, A., ALBAYRAK, H., TAŞDEMİR, Z. GUMUS, H. (2017). Efficacy of polishing kits on the surface roughness and color stability of different composite resins. *Nigerian journal of clinical practice*, 20(5):557-565.
- KOH, R., NEIVA, G., DENNISON, J. YAMAN, P. (2008). Finishing systems on the final surface roughness of composites. *J Contemp Dent Pract*, 9(2):138-145.
- KURACHI, C., TUBOY, A. M., MAGALHÃES, D. V. BAGNATO, V. S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental materials*, 17(4):309-315.
- KÜÇÜKEŞMEN, Ç. (2006). Farklı Işık Kaynakları Ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Dergisi*, 9:127-137.
- LAINOVIĆA, T., BLAŽIĆA, B., KUKURUZOVIĆ, D., VILOTIĆ, M., IVANIŠEVIĆ, A. KAKAŠC, D. (2014). Effect of diamond paste finishing on surface topography and roughness of dental nanohybrid composites—AFM analysis. 69 945-951.
- LASSILA, L. V., NAGAS, E., VALLITTU, P. K. GAROUSHI, S. (2012). Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. *Chinese Journal of Dental Research*, 15(1):31.
- LAZARCHIK, D. A., HAMMOND, B. D., SIKES, C. L., LOONEY, S. W. RUEGGER, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/translucent and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent*, 98(2):129-140.
- LEA, S. C., KHAN, A., PATANWALA, H. S., LANDINI, G. WALMSLEY, A. D. (2007). The effects of load and toothpaste on powered toothbrush vibrations. *Journal of dentistry*, 35(4):350-354.

- LEINFELDER, K. (2005). Indirect posterior composite resins. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 26(7):495-503; quiz 504, 527.
- LEONARD, D. L., CHARLTON, D. G., ROBERTS, H. W. COHEN, M. E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 14(5):286-295.
- LEPRINCE, J., PALIN, W., MULLIER, T., DEVAUX, J., VREVEN, J. LELOUP, G. (2010). Investigating filler morphology and mechanical properties of new low- shrinkage resin composite types. *Journal of oral rehabilitation*, 37(5):364-376.
- LEPRINCE, J. G., PALIN, W. M., VANACKER, J., SABBAGH, J., DEVAUX, J. LELOUP, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of dentistry*, 42(8):993-1000.
- LEWIS, R., DWYER-JOYCE, R. S. PICKLES, M. J. (2004). Interaction between toothbrushes and toothpaste abrasive particles in simulated tooth cleaning. *Wear*, 257(3-4):368-376.
- LIEBENBERG, W. (2006). Another white lie? *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(3):155-160.
- LILJEBORG, A., TELLEFSEN, G. JOHANNSEN, G. (2010). The use of a profilometer for both quantitative and qualitative measurements of toothpaste abrasivity. *International journal of dental hygiene*, 8(3):237-243.
- LIMA, A. F., FORMAGGIO, S. E. F., ZAMBELLI, L. F. A., PALIALOL, A. R. M., MARCHI, G. M., SARACENI, C. H. C. DE OLIVEIRA, M. T. (2016). Effects of radiant exposure and wavelength spectrum of light-curing units on chemical and physical properties of resin cements. *Restorative dentistry & endodontics*, 41(4):271-277.
- LIMA, D. A. N. L., AGUIAR, F. H. B., LIPORONI, P. C. S., MUNIN, E., AMBROSANO, G. M. B. LOVADINO, J. R. (2008). In vitro assessment of the effectiveness of whitening dentifrices for the removal of extrinsic tooth stains. *Braz Oral Res*, 22(2):106-111.
- LINDBERG, A. (2005). Resin composites: sandwich restorations and curing techniques. *Odontologi*.
- LIPPERT, F. (2013). An introduction to toothpaste-its purpose, history and ingredients. *Toothpastes*. Karger Publishers, pp. 1-14.
- LIPPERT, F., PARKER, D. JANDT, K. (2004a). Toothbrush abrasion of surface softened enamel studied with tapping mode AFM and AFM nanoindentation. *Caries research*, 38(5):464-472.
- LIPPERT, F., PARKER, D. M. JANDT, K. D. (2004b). In vitro demineralization/remineralization cycles at human tooth enamel surfaces investigated by AFM and nanoindentation. *Journal of colloid and interface science*, 280(2):442-448.
- LIU, H., SEGRETO, V., BAKER, R., VASTOLA, K., RAMSEY, L. GERLACH, R. (2002). Anticalculus efficacy and safety of a novel whitening dentifrice containing sodium

- hexametaphosphate: a controlled six-month clinical trial. *The Journal of clinical dentistry*, 13(1):25-28.
- LLORET, P. R., RODE, K. M.TURBINO, M. L. (2004). Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res*, 18(3):271-275.
- LONGBOTTOM, C.PITTS, N. (1993). CO2 laser and the diagnosis of occlusal caries: in vitro study. *Journal of dentistry*, 21(4):234-239.
- LOPES, I. A. D., MONTEIRO, P. J. V. C., MENDES, J. J. B., GONÇALVES, J. M. R.CALDEIRA, F. J. F. (2018). The effect of different finishing and polishing techniques on surface roughness and gloss of two nanocomposites. *The Saudi Dental Journal*.
- LU, C., NAKAMURA, T.KORACH, C. S. (2012). Effective property of tooth enamel: Monoclinic behavior. *Journal of biomechanics*, 45(8):1437-1443.
- LUTZ, F., SETCOS, J. C.PHILLIPS, R. W. (1983). New finishing instruments for composite resins. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 107(4):575-580.
- MACDONALD, E., NORTH, A., MAGGIO, B., SUFI, F., MASON, S., MOORE, C., ADDY, M.WEST, N. (2010). Clinical study investigating abrasive effects of three toothpastes and water in an in situ model. *Journal of dentistry*, 38(6):509-516.
- MAKINEN, K., BENNETT, C., HUJOEL, P., ISOKANGAS, P., ISOTUPA, K., PAPE JR, H.MAKINEN, P. (1995). Xylitol chewing gums and caries rates: a 40-month cohort study. *J Dent Res*, 74(12):1904-1913.
- MALDUPA, I., BRINKMANE, A., RENDENIECE, I.MIHAILOVA, A. (2012). Evidence based toothpaste classification, according to certain characteristics of their chemical composition. *Stomatologija*, 14(1):12-22.
- MALHOTRA, N.KUNDABALA, M. (2010). Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *CompendContinEduc Dent*, 31(7):498-505.
- MANDIKOS, M. N., MCGIVNEY, G. P., DAVIS, E., BUSH, P. J.CARTER, J. M. (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent*, 85(4):386-395.
- MANHART, J., CHEN, H.-Y.HICKEL, R. (2010). Clinical evaluation of the posterior composite Quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12(3).
- MANHART, J., SCHEIBENBOGEN-FUCHSBRUNNER, A., CHEN, H. Y.HICKEL, R. (2000). A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays. *Clin Oral Investig*, 4(4):192-198.
- MARGHALANI, H. Y. (2010). Effect of finishing/polishing systems on the surface roughness of novel posterior composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(2):127-138.

- MARINHO, V. C., HIGGINS, J., LOGAN, S. SHEIHAM, A. (2003). Fluoride toothpastes for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane database of systematic reviews*, **(1)**.
- MEURMAN, J. STAMATOVA, I. (2007). Probiotics: contributions to oral health. *Oral diseases*, **13(5)**:443-451.
- MEYER, G. R., ERNST, C.-P. WILLERSHAUSEN, B. (2002). Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *Journal of Adhesive Dentistry*, **4(3)**.
- MF-100 Diş Fırçalama Simulatörü, MOD Dental Kullanım Klavuzu, Esetron Smart Robotechnologies, Esetron Mekatronik Ltd Şti. Ostim, Ankara, Türkiye
- MILLS, R., UHL, A. JANDT, K. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, **193(8)**:459.
- MITRA, S. B., WU, D. HOLMES, B. N. (2003a). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, **134(10)**:1382-1390.
- MITRA, S. B., WU, D. HOLMES, B. N. (2003b). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, **134(10)**:1382-1390.
- MONTEIRO, B. SPOHR, A. M. (2015). Surface roughness of composite resins after simulated toothbrushing with different dentifrices. *Journal of international oral health: JIOH*, **7(7)**:1.
- MONTERUBBIANESI, R., ORSINI, G., TOSI, G., CONTI, C., LIBRANDO, V., PROCACCINI, M. PUTIGNANO, A. (2016). Spectroscopic and Mechanical Properties of a New Generation of Bulk Fill Composites. *Frontiers in physiology*, 7652.
- MOORE, C. ADDY, M. (2005). Wear of dentine in vitro by toothpaste abrasives and detergents alone and combined. *Journal of clinical periodontology*, **32(12)**:1242-1246.
- MOORTHY, A., HOGG, C., DOWLING, A., GRUFFERTY, B., BENETTI, A. R. FLEMING, G. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of dentistry*, **40(6)**:500-505.
- MORAES, R., GONCALVES, L. D. S., LANCELLOTTI, A., CONSANI, S., CORRER-SOBRINHO, L. SINHORETI, M. (2009). Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Operative dentistry*, **34(5)**:551-557.
- MORAN, J., ADDY, M., CORRY, D., NEWCOMBE, R. HAYWOOD, J. (2001). A study to assess the plaque inhibitory action of a new zinc citrate toothpaste formulation. *Journal of clinical periodontology*, **28(2)**:157-161.
- MORAN, J., NEWCOMBE, R., WRIGHT, P., HAYWOOD, J., MARLOW, I. ADDY, M. (2005). A study into the plaque- inhibitory activity of experimental toothpaste formulations containing antimicrobial agents. *Journal of clinical periodontology*, **32(8)**:841-845.

- MOSZNER, N., FISCHER, U. K., GANSTER, B., LIŠKA, R. RHEINBERGER, V. (2008). Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials*, 24(7):901-907.
- MUNTEANU, B., ANDRIAN, S., IOVAN, G., GHIORGHE, A., NICA, I. STOLERIU, S. (2014). Influence of different bleaching agents on surface roughness of composite resins filling. *Mater Plast*, 51(3):279-281.
- MURCHISON, D. F., ROETERS, J., VARGAS, M. A. CHAN, D. (2006). Direct anterior restorations. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 3rd ed. Chicago: Quintessence, 274-279.
- NANDINI, S. (2010). Indirect resin composites. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(4):184.
- NEME, A., FRAZIER, K. B., ROEDER, L. DEBNER, T. (2002). Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*, 27(1):50-58.
- O'NEILL, C., KREPLAK, L., RUEGGERBERG, F. A., LABRIE, D., SHIMOKAWA, C. A. K. PRICE, R. B. (2018). Effect of tooth brushing on gloss retention and surface roughness of five bulk-fill resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(1):59-69.
- O'BRIEN, W. (2008). Dental Materials and Their Selection. 4th ed. *Quintessence Publishing Co, Inc.*, 114-133.
- ORŁOWSKI, M., TARCZYDŁO, B. CHAŁAS, R. (2015). Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *The Scientific World Journal*, 2015.
- ÖLMEZ, A. KİSBET, S. (2013). Kompozit rezin restorasyonlarda bitirme ve polisaj işlemlerindeki yeni gelişmeler. *Acta Odontologica Turcica*, 30(2):115-122.
- ÖZER, T., BAŞARAN, G. KAMA, J. D. (2010). Surface roughness of the restored enamel after orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 137(3):368-374.
- PARK, J., CHANG, J., FERRACANE, J. LEE, I. B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental materials*, 24(11):1501-1505.
- PARK, S. H., KREJCI, I. LUTZ, F. (2002). Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent*, 27(1):30-37.
- PARK, S. H., NOH, B. D., CHO, Y. S. KİM, S. S. (2006). The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Oper Dent*, 31(1):3-10.
- PARK, Y.-J., CHAE, K.-H. RAWLS, H. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dental materials*, 15(2):120-127.

- PATEL, B., CHHABRA, N. JAIN, D. (2016). Effect of different polishing systems on the surface roughness of nano-hybrid composites. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 19(1):37.
- PÉREZ, M. M., GHINEA, R., UGARTE-ALVÁN, L. I., PULGAR, R. PARAVINA, R. D. (2010). Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. *Journal of dentistry*, 38e110-e116.
- PEUTZFELDT, A., SAHAFI, A. ASMUSSEN, E. (2000). Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental materials*, 16(5):330-336.
- PINTO, C. F., OLIVEIRA, R. D., CAVALLI, V. GIANNINI, M. (2004). Peroxide bleaching agent effects on enamel surface microhardness, roughness and morphology. *Braz Oral Res*, 18(4):306-311.
- POSKUS, L. T., PLACIDO, E. CARDOSO, P. E. C. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental materials*, 20(8):726-732.
- POWERS, J. SAKAGUCHI, R. (2006). Resin Composite Restorative Materials, In: Craig's Restorative Dental Materials. Twelfth Edition ed. Missouri: Mosby Inc. 190-212.
- PRICE, R. B., FELIX, C. A. ANDREOU, P. (2006). Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness. *COMPENDIUM-NEWTOWN-*, 27(9):490.
- PUCKETT, A. D., FITCHIE, J. G., KIRK, P. C. GAMBLIN, J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3):659-675.
- RADOVIC, I., MONTICELLI, F., GORACCI, C., VULICEVIC, Z. R. FERRARI, M. (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4).
- ROBERSON, T. M., HEYMANN, H. O. SWIFT, E. J. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed.* .
- ROBERSON, T. M., HEYMANN, H. O. SWIFT, E. J. (2002). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry Fourth Edition ed.* Missouri: Mosby Inc.
- ROBERTSHAW, H. LEPPARD, B. (2007). Contact dermatitis to triclosan in toothpaste. *Contact Dermatitis*, 57(6):383-384.
- ROULET, J. SPREAFICO, R. (2001). Esthetic posterior indirect restorations In: Roulet JF, Wilson NHF, Fuzzi M. . *Advances in Operative Dentistry*, Contemporary Clinical Practice. Quintessence Publishing Co, Inc, Illinois 165-190.
- ROVER, J.-A. LEU-WAI-SEE, P. (2014). Role of Colgate Total toothpaste in helping control plaque and gingivitis. *Am J Dent*, 27:167-170.
- RUEGGERBERG, F. A., BLALOCK, J. S. CALLAN, R. S. (2005). LED curing lights--what's new? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 26(8):586, 588, 590-581.

- RUEGGERBERG, F. A., ERGLE, J. W. METTENBURG, D. J. (2000). Polymerization depths of contemporary light- curing units using microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6):340-349.
- SABBAGH, J., RYELANDT, L., BACHERIUS, L., BIEBUYCK, J. J., VREVEN, J., LAMBRECHTS, P. LELOUP, G. (2004). Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil*, 31(11):1090-1101.
- SAKAGUCHI, R. POWERS, J. (2012a). Craig's restorative dental materials. *Elsevier Health Sciences*, p.S.
- SAKAGUCHI, R. POWERS, J. (2012b). Restorative Materials-Composites and Polymers. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed. Philadelphia: Mosby Elsevier, pp. 161-198.
- SAKAGUCHI, R. L. (2006). Craig's Restorative Dental Materials: 13/e. *Elsevier India*.
- SAKU, S., KOTAKE, H., SCUGALL-VILCHIS, R. J., OHASHI, S., HOTTA, M., HORIUCHI, S., HAMADA, K., ASAOKA, K., TANAKA, E. YAMAMOTO, K. (2010). Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particles. *Dental Materials Journal*, 29(2):193-198.
- SANTINI, A. (2010). Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dental update*, 37(4):214-227.
- SAY, E. C., YURDAGÜVEN, H., YAMAN, B. C. ÖZER, F. (2014). Surface roughness and morphology of resin composites polished with two-step polishing systems. *Dental materials journal*, 33(3):332-342.
- SCHEMEHORN, B. R., MOORE, M. H. PUTT, M. S. (2011). Abrasion, polishing, and stain removal characteristics of various commercial dentifrices in vitro. *Journal of Clinical Dentistry*, 22(1):11.
- SCHMIDT, C. ILIE, N. (2012). The mechanical stability of nano-hybrid composites with new methacrylate monomers for matrix compositions. *Dental materials*, 28(2):152-159.
- SCHNEIDER, L. F. J., CAVALCANTE, L. M., PRAHL, S. A., PFEIFER, C. S. FERRACANE, J. L. (2012). Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine oxide. *Dental materials*, 28(4):392-397.
- SENAWONGSE, P. PONGPRUEKSA, P. (2007). Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(5):265-273.
- SHARIF, N., MACDONALD, E., HUGHES, J., NEWCOMBE, R. ADDY, M. (2000). bleaching: The chemical stain removal properties of whitening toothpaste products: studies in vitro. *Br Dent J*, 188(11):620.
- SİLİKAS, N., WATTS, D., ENGLAND, K. JANDT, K. (1999). Surface fine structure of treated dentine investigated with tapping mode atomic force microscopy (TMAFM). *Journal of dentistry*, 27(2):137-144.

- SODERHOLM, K.-J. (1984). Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *Journal of Dental Research*, 63(11):1321-1326.
- SOH, M., YAP, A.SIOW, K. (2004). Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 29(1):9-15.
- SOMAY, S. D. (2010). Zirkonyum oksit yüzeylerin rezin simana bağlanabilme özelliklerinin plazma polimerizasyon yöntemi ile geliştirilmesi.
- SOUZA, R. O., ÖZCAN, M., MICHIDA, S. M., DE MELO, R. M., PAVANELLI, C. A., BOTTINO, M. A., SOARES, L. E.MARTIN, A. A. (2010). Conversion degree of indirect resin composites and effect of thermocycling on their physical properties. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(3):218-225.
- ST-GEORGES, A., BOLLA, M., FORTIN, D., MULLER-BOLLA, M., THOMPSON, J.STAMATIADIS, P. (2005a). Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 30(5):593.
- ST-GEORGES, A., BOLLA, M., FORTIN, D., MULLER-BOLLA, M., THOMPSON, J.STAMATIADIS, P. (2005b). Surface finish produced on three resin composites by new polishing systems. *Operative Dentistry*, 30(5):593.
- STRITIKUS, J.OWENS, B. (2000). An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 24(3):221-227.
- STRYDOM, C. (2005). Polymerization and polymerization shrinkage stress: fast cure versus conventional cure. *SADJ: journal of the South African Dental Association= tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*, 60(6):252-253.
- SWIFT, E. (2005). Ask the experts: Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent.*, 17;3-4
- TAO, D., SMITH, R. N., ZHANG, Q., SUN, J. N., PHILPOTTS, C. J., RICKETTS, S. R., NAEENI, M.JOINER, A. (2017). Tooth whitening evaluation of blue covarine containing toothpastes. *Journal of dentistry*, 67S20-S24.
- TAYLOR, J. Y., WOOD, C. L., GARNICK, J. J.THOMPSON, W. O. (1995). Removal of interproximal subgingival plaque by hand and automatic toothbrushes. *Journal of periodontology*, 66(3):191-196.
- TELLEFSEN, G., LILJEBORG, A., JOHANNSEN, A.JOHANNSEN, G. (2011). The role of the toothbrush in the abrasion process. *International journal of dental hygiene*, 9(4):284-290.
- TIRYAKI, S. (2014). Odunun işlenmesinde yüzey pürüzlülüğü üzerine etkili faktörler. *Turkish Journal of Forestry*, 15(2):176-182.
- TRAUTH, K. G. S., GODOI, A. P. T. D., COLUCCI, V., CORONA, S. A. M.CATIRSE, A. B. C. E. B. (2012). The influence of mouthrinses and simulated toothbrushing on the

- surface roughness of a nanofilled composite resin. *Brazilian oral research*, 26(3):209-214.
- TRUJILLO- LEMON, M., GE, J., LU, H., TANAKA, J. STANSBURY, J. W. (2006). Dimethacrylate derivatives of dimer acid. *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry*, 44(12):3921-3929.
- TRUSHKOWSKY, R. (1997). Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations--Part 1. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 18(11):1101-1106, 1108 passim; quiz 1114.
- TSAI, P. C., MEYERS, I. A. WALSH, L. J. (2004). Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental materials*, 20(4):364-369.
- TÜRKÜN, L. Ş. (2015). Kompozit Rezinlerde güncel yaklaşımlar. : <https://www.researchgate.net/publication/289245716> pp. 14-22.
- TÜRKÜN, L. Ş., TÜRKÜN, M. ÖZATA, F. (2003). Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *The Journal of the American Dental Association*, 134(9):1205-1212.
- UCTASLI, M., ARISU, H. D., OMURLU, H., ELİGUZELOGLU, E., OZCAN, S. ERGUN, G. (2007). The effect of different finishing and polishing systems on the surface roughness of different composite restorative materials. *J Contemp Dent Pract*, 8(2):89-96.
- UHL, A., MICHAELIS, C., MILLS, R. W. JANDT, K. D. (2004). The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dental materials*, 20(1):21-28.
- UZUN, İ., GÖRÜCÜ, J. ALPASLAN, G. (2006). Tescera ATL sistemle indirekt kompozit inley yapımı: bir olgu raporu. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*, 3033-38.
- ÜLGEN, R. Diş macunları ve Klinik Etkinlikler.
- VAISHNAVI, C., KAVITHA, S. NARAYANAN, L. L. (2010). Comparison of the fracture toughness and wear resistance of indirect composites cured by conventional post curing methods and electron beam irradiation. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 13(3):145.
- VALLITTU, P. K. (2004). Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. *J Prosthet Dent*, 91(3):241-246.
- VAN DER WEIJDEN, G., TIMMERMAN, M., REIJERSE, E., SNOEK, C. VAN DER VELDEN, U. (1995). Comparison of 2 electric toothbrushes in plaque- removing ability Professional and supervised brushing. *Journal of clinical periodontology*, 22(8):648-652.
- VAN DIJKEN, J. W. HORSTEDT, P. (1996). Marginal breakdown of 5-year-old direct composite inlays. *J Dent*, 24(6):389-394.

- VAN ENDE, A., DE MUNCK, J., VAN LANDUYT, K. L., POITEVIN, A., PEUMANS, M. VAN MEERBEEK, B. (2013). Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental materials*, 29(3):269-277.
- VAN NOORT, R. (2013). *Introduction to Dental Materials*. 4th ed. China: Mosby Elsevier.
- VASQUEZ, D. (2012). A New Generation Bulk Fill Composite for Direct posterior Restoration. *Inside Dentistry*, 8(5).
- VAZ, V. T. P., JUBILATO, D. P., OLIVEIRA, M. R. M. D., BORTOLATTO, J. F., FLOROS, M. C., DANTAS, A. A. R. JUNIOR, O. (2019). Whitening toothpaste containing activated charcoal, blue covarine, hydrogen peroxide or microbeads: which one is the most effective? *Journal of Applied Oral Science*, 27.
- VENTURINI, D., CENCI, M., DEMARCO, F., CAMACHO, G. POWERS, J. (2006). Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent*, 31(1):11-17.
- VICHI, A., GORACCI, C. FERRARI, M. (2010). Clinical study of the self-adhering flowable composite resin Vertise Flow in Class I restorations: six-month follow-up. *International Dentistry SA*, 12(1):14-23.
- VIEIRA, C. A. B., SUSIN, S. B., ESTEVÃO, F., AMICO, S. C. ZATTERA, A. J. (2009). Characterization of hybrid composites produced with mats made using different methods. *Materials research*, 12(4):433-436.
- WAJDOWICZ, M., VANDEWALLE, K. MEANS, M. (2012). Shear bond strength of new self-adhesive flowable composite resins. *General dentistry*, 60(2):e104-108.
- WAKEFIELD, C. W. KOFFORD, K. R. (2001). Advances in restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 45(1):7-29.
- WALTER, R. (2013). Critical appraisal: bulk-fill flowable composite resins. *J Esthet Restor Dent*, 25(1):72-76.
- WATANABE, T., MIYAZAKI, M., TAKAMIZAWA, T., KUROKAWA, H., RIKUTA, A. ANDO, S. (2005). Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of oral science*, 47(1):21-25.
- WEI, Y.-J., SILIKAS, N., ZHANG, Z.-T. WATTS, D. C. (2011). Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dental materials*, 27(3):259-266.
- WEINMANN, W., THALACKER, C. GUGGENBERGER, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dental materials*, 21(1):68-74.
- WEST, N. X. JOINER, A. (2014). Enamel mineral loss. *Journal of dentistry*, 42S2-S11.
- WEST, N. X. MORAN, J. M. (2008). Home- use preventive and therapeutic oral products. *Periodontology 2000*, 48(1):7-9.

- WORSCHER, C. C., RODRIGUES, J., MARTINS, L.AMBROSANO, G. (2006). Brushing effect of abrasive dentifrices during at-home bleaching with 10% carbamide peroxide on enamel surface roughness. *J Contemp Dent Pract*, 7(1):25-34.
- WU, Y.-Q., ARSECULARATNE, J. A.HOFFMAN, M. (2017). Attrition-corrosion of human dental enamel: A review. *Biosurface and Biotribology*.
- YAP, A., LOW, J.ONG, L. (2000). Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Operative Dentistry*, 25(3):170-176.
- YAP, A., YAP, S., TEO, C.ENG, J. (2004a). Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. *Operative Dentistry*, 29(1):100-104.
- YAP, A., YAP, S., TEO, C.ENG, J. (2004b). Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *OPERATIVE DENTISTRY- UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 29:275-279.
- YILDIRIM, Y. (2013). Altı yaş dişlerine direkt ve indirekt yöntemlerle uygulanan farklı kompozit sistemlerin klinik başarısının ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi.
- YOON, T. H., LEE, Y. K., LIM, B. S.KIM, C. W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*, 29(12):1165-1173.
- ZANIN, F. R., DA FONSECA ROBERTI GARCIA, L., CASEMIRO, L. A.DE CARVALHO PANZERI PIRES-DE-SOUZA, F. (2008). Effect of artificial accelerated aging on color stability and surface roughness of indirect composites. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 16(1):10.
- ZIMMERLI, B., LUSSI, A.FLURY, S. (2011). Operator variability using different polishing methods and surface geometry of a nanohybrid composite. *Operative Dentistry*, 36(1):52-59.
- ZIMMERLI, B., STRUB, M., JEGER, F., STADLER, O.LUSSI, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*, 120(11):972-986.

EKLER

T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

Toplantı Tarihi	04.05.2018	Toplantı Numarası	2018/5	Toplantı Saati	09:00	Etik Kurul Kodu 2011-KAEK-2
-----------------	------------	-------------------	--------	----------------	-------	--------------------------------

143- Dr.Öğr.Üyesi Özgür KANIK'ın sorumluluğunda yürütülecek olan "Rezin Esaslı Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğüne Beyazlatıcı Diş Macununun Etkisi" konulu Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar için başvuru dosyası incelendi. Araştırma protokolüne uyularak, Sağlık Bakanlığı'nın 13.04.2013 tarih 28617 sayılı Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmeliği ve yayımlanan klavuzlarında belirtilen hususlar dikkate alınarak, sorumluluk araştırmacılara ait olmak üzere araştırmanın yapılmasında etik sakınca olmadığına toplantıya katılan üyelerin oy birliği ile karar verildi.


A.S.L. İSTİB. D. A.
04.05.2018
Yrd.Doç.Dr. Evrim Suna ARIKAN TERZİ

Raportör

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Cemile YILMAZ

Doğum Yeri ve Tarihi: Manavgat/1992

Uyruğu: T.C.

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dil: İngilizce

Eğitim ve Akademik Durumu

İlkokul: Küçük Hasan İlköğretim Okulu

Ortaöğretim: Manavgat Yunus Emre İlköğretim Okulu
Manavgat Çağlayan İlköğretim Okulu

Lise: Manavgat Anadolu Lisesi, 2010

Üniversite: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2015

Uzmanlık: Afyon Kocatepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2015-2018

Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2018-2019

Poster Bildirileri

Cemile YILMAZ, Esra EHLİZ, Özgür KANIK. Tescera ATL Sistemi ile Vital ve Devital Dişlerin İndirekt Restoratif Tedavisi. 22. *TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi*, 19-21 Mayıs 2016, İzmir.

Esra EHLİZ, **Cemile YILMAZ**, Özgür KANIK. Mock-Up Tekniği ile Anterior Gülüş Dizaynı. 22. *TDB Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi*, 19-21 Mayıs 2016, İzmir.

Cemile YILMAZ, Esra EHLİZ, Özgür KANIK. Konservatif Uygulamalarla Fiber Post Destekli Gülüş Tasarımı: Vaka Sunumu. *Restoratif Diş Hekimliği 20. Uluslararası Bilimsel Kongresi*, 27-28 Ekim 2016, İstanbul.

Özgür KANIK, **Cemile YILMAZ**, Esra EHLİZ. İndirekt Kompozit İnley Sistemle Restore Edilmiş Vital ve Devital Dişlerin 6 Aylık Klinik Takibi: Vaka Serisi. *Restoratif Diş Hekimliği 20. Uluslararası Bilimsel Kongresi*, 27-28 Ekim 2016, İstanbul.

Esra EHLİZ, **Cemile YILMAZ**, Özgür KANIK. Empress Cam Seramik Uygulaması ile Estetik Gülüş Tasarımı: 2 Yıl Takipli Vaka Sunumu. *Restoratif Diş Hekimliği 20. Uluslararası Bilimsel Kongresi*, 27-28 Ekim 2016, İstanbul.

Cemile YILMAZ, Esra EHLİZ, Özgür KANIK. Fiber Post Destekli Hassas Tutuculu Protetik Restorasyon ile Koruyucu Tedavi Yaklaşımı. İzmir Diş Hekimleri Odası. 23. *Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi*, 18-20 Kasım 2016, İzmir.

Esra EHLİZ, **Cemile YILMAZ**, Özgür KANIK. OrthoMTA Uygulamasının Apikal ve Koronal Etkilerinin Bir Yıllık Klinik Takibi: Vaka Serisi. İzmir Diş Hekimleri Odası 23. *Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi*, 18-20 Kasım 2016, İzmir.

Cemile YILMAZ, Özgür KANIK. Kendinden Üst Yapılı Fiber Post ve Zirkonya Kuron Destekli Anterior Estetik Vakası: 6 Aylık Takip. *Restoratif Diş Hekimliği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi*, 1-3 Aralık 2017, Eskişehir.

Yasemin ÖZDEN, **Cemile YILMAZ**, Özgür KANIK. Ortodontik Tedavi Sonrası Tamamlayıcı Direkt ve Anterior Estetik Uygulaması: Olgu Sunumu. *Restoratif Diş Hekimliği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi*, 1-3 Aralık 2017, Eskişehir.

Özgür KANIK, **Cemile YILMAZ**. Umutsuz Molar Dişte Fonksiyonel Tedavi Yaklaşımı: Kasti Reimplantasyon Tedavisi Olgu Sunumu. *Restoratif Diş Hekimliği 21. Uluslararası Bilimsel Kongresi*, 1-3 Aralık 2017, Eskişehir.

Yasemin ÖZDEN, **Cemile YILMAZ**, Özgür KANIK. Minimal Invasive Aesthetic Applications In Fluorosis: A Case Report. *1. Uluslararası Koruyucu Diş Hekimliği Kongresi*, 5-8 Mart 2018, Erzurum.

Cemile YILMAZ, Özgür KANIK. Kasti Reimplantasyon Tedavisi İle Umutsuz Molar Dişin Fonksiyonel İşlevinin Kazandırılması: 18 Aylık Takip. İzmir Diş Hekimleri Odası 25. *Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi*, 9-11 Kasım 2018, İzmir.

Esra Ece ÇAKMAK, **Cemile YILMAZ**, Server Mutluay ÜNAL, Mehmet ÜNAL. Multidisciplinary Treatment Approach İn A Complicated Case. *25th Congress of Turkish Society of Paediatric Dentistry*, 12-14 October 2018, İstanbul.

Seminer

Türk Diş Hekimleri Birliği Uşak Diş Hekimleri Odası Bilimsel Toplantı, 13 Mayıs 2017, Afyonkarahisar.

Diğer

Afyon Kocatepe Üniversitesi Deney Hayvanları Kullanım Sertifikası, 4-13 Ocak 2016, Afyonkarahisar.