TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GÜNCEL BULK FİLL KOMPOZİTLERLE GELENEKSEL REZİN KOMPOZİTLERİN EROZİV-ABRAZİV UYGULAMALAR SONRASI YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

Leyla DEVLETLİ ÖZYİĞİT

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Güneş BULUT EYÜBOĞLU

TRABZON-2023

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GÜNCEL BULK FİLL KOMPOZİTLERLE GELENEKSEL REZİN KOMPOZİTLERİN EROZİV-ABRAZİV UYGULAMALAR SONRASI YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

Leyla DEVLETLİ ÖZYİĞİT
ORCID: 0000-0001-7465-6617

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Güneş BULUT EYÜBOĞLU
ORCID: 0000-0002-0033-7135

TRABZON-2023

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Arş. Gör. Dt. Leyla DEVLETLİ ÖZYİĞİT'in hazırladığı "Güncel Bulk Fill Kompozitlerle Geleneksel Rezin Kompozitlerin Eroziv-Abraziv Uygulamalar Sonrası Yüzey Özelliklerinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi" başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 02.03.2023

Doç. Dr. Güneş BULUT EYÜBOĞLU
(Danışman) _____

Doç. Dr. Tuğba SERİN KALAY _____

Dr. Öğr. Üyesi Kıvanç DÜLGER _____

Bu tez KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın ..../...../20..... tarih ve …… sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Tamer TAŞDEMİR

Dekan

Mart 2023

Trabzon

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, tezimin BAP koordinasyon birimi tarafından TDH-2021-9455 proje kodu ile desteklendiğini beyan ederim.

02.03.2023

Leyla DEVLETLİ ÖZYİĞİT

(İmza)

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan, bugün yanımda olamasa da kalbimdeki varlığıyla bana güç veren canım babama ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Tez sürecim boyunca ve tüm uzmanlık eğitimimde beni destekleyen, yönlendiren hem klinik hem akademik anlamda gelişmemi sağlayan, tecrübe ve bilgi birikimini benimle paylaşan, değerli hocam ve tez danışmanım Doç.Dr. Güneş BULUT EYÜBOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen Sayın Doç. Dr. Tuğba SERİN KALAY'a ve Dr. Öğr. Üyesi Kıvanç DÜLGER'e,

Çalışmamın istatistik sonuçlarını değerlendirmedeki katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Aynı çalışma ortamını paylaşmaktan keyif aldığım birçok anı paylaştığım sevgili eş kıdemlilerim Zuhal ATA, İrem Nur ÇAKMAK, İrem GÜRSES ve Özge MİMİR'e

Uzmanlık sürecimde beraber çalışma fırsatı bulduğum sevgili Hatice ERYUVA, Esmahan OKUR, Pelin TÜRKYILMAZ, Fatih YAVUZ, Beyza ZAİM, Pınar NAİBOĞLU, Ayşenur YAVUZ ve Elif KARAPIÇAK'a,

Bölüm sekreterlerimiz Nahide TÜTÜNCÜ KUVVET ve Yeşim YILMAZ AYDIN, bölüm personellerimiz Serhat ŞAHİN, Burak YAZICI ve Fatma İSKENDER'e,

Birlikte öğrenci olarak başladığımız bu fakülte hayatına araştırma görevlisi olarak devam ettiğimiz, birçok güzel anı paylaştığımız Seren BEYKOZ ve Zeynep MUTLU'ya

Sevgi ve desteklerini benden esirgemeyen her zor anımda yanımda olan canım dostlarım Hilal OK BOSTAN ve Ecem KULEYİN'e,

Hayatım boyunca yanımda olan, her konuda desteklerini benden esirgemeyen ve varlıklarıyla bana güç veren annem Nahide DEVLETLİ'ye ve kardeşim Emir DEVLETLİ'ye

Ve her zaman beni motive eden, sabreden ve bugüne gelebilmem için beni tüm kalbiyle destekleyen, hayat arkadaşım Hüseyin ÖZYİĞİT'e,

En içten saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Leyla DEVLETLİ ÖZYİĞİT

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	**viii**
TABLOLAR DİZİNİ	**xii**
ŞEKİLLER DİZİNİ	**xiii**
RESİMLER DİZİNİ	**xiv**
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	**xv**
ÖZET	**xvii**
ABSTRACT	**xviii**
1. GİRİŞ ve AMAÇ	**1**
2. GENEL BİLGİLER	**3**
2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi	3
2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı	4
2.2.1. Organik Matriks Fazı	5
Monomerler	5
Bis-GMA	5
UDMA	6
TEGDMA	6
Bis-EMA	7
Polimerizasyon Başlatıcı ve Aktivatörler	7
Ultraviyole Stabilizatörler	8
İnhibitörler	8
Renk Pigmentleri	8
2.2.2. İnorganik Faz	9
2.2.3. Bağlayıcı Faz	10

2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması 11

2.3.1. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması 12

Megafil Kompozit Rezinler 12

Makrofil Kompozit Rezinler 13

Midifil Kompozit Rezinler 13

Minifil Kompozit Rezinler 14

Mikrofil Kompozit Rezinler 14

Hibrit Kompozit Rezinler 15

Nanofil Kompozit Rezinler 15

2.3.2. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması 16

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler 17

Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler 17

Isı ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler 19

Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler 19

2.3.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması 19

Tepilebilir (Kondanse Olabilen) Kompozitler 19

Akışkan Kompozitler 20

2.4. Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler 20

2.4.1. Kendinden Bağlanabilen (Self-Adeziv/Kendinden Adezivli) Kompozit Rezinler 20

2.4.2. Ormoserler 21

2.4.3. Siloranlar 22

2.4.4. İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler 23

2.4.5. Antimikrobiyal Kompozit Rezinler 23

2.4.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler 24

2.4.7. Bulk Fill Kompozit Rezinler 25

Bulk Fill Kompozitlerin Yapısı 25

Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması 26

2.5. Kompozit Rezinlerin Özellikleri 27

2.5.1. Polimerizasyon Büzülmesi ve Stresi 27

2.5.2. Isısal Genleşme Katsayısı 27
2.5.3. Su Emilimi ve Çözünürlük 27
2.5.4. Aşınma Direnci 28
2.5.5. Estetik ve Renk Stabilitesi 28
2.5.6. Radyoopasite 28
2.6. Kompozit Restorasyonlarda Yüzey Bitirme ve Cila İşlemleri 29
2.7. Diş Aşınmaları 29
2.7.1. Abfraksiyon 30
2.7.2. Abrazyon 30
2.7.3. Atrizyon 30
2.7.4. Erozyon 31
2.8. Yüzey Analiz Yöntemleri 32
2.8.1. Yüzey Sertliği 32
Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri 32
Brinell Sertlik Testi 33
Knoop Sertlik Testi 33
Vickers Sertlik Testi 33
Rockwell Sertlik Testi 34
Barcol Sertlik Testi 34
Shore A Sertlik Testi 34
2.8.2. Yüzey Pürüzlülüğü 35
Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri 35
Profilometreler 35
Mekanik profilometreler 36
Optik profilometreler 36
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 36
Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) 36
3. GEREÇ ve YÖNTEM **38**
3.1. Power Analizi 38
3.2. Çalışma Örneklerinin Hazırlanması 38
3.3. Çalışma Örneklerinin Bitirme ve Polisaj İşlemleri 44

3.4. Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi 45

3.5. Yüzey Pürüzlülüğün Ölçülmesi 46

3.6. Erozyon/Abrazyon Döngüsü 46

3.7. Taramalı Elektron Mikroskopu İncelemesi 48

3.8. İstatistiksel Analiz 49

4. BULGULAR 50

4.1. Grupların Yüzey Mikrosertlik Değerlerinin İncelenmesi 50

4.1.1. Başlangıç Mikrosertlik Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması 52

4.1.2. Eroziv/Abraziv Döngü Sonrası Mikrosertlik Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması 52

4.1.3. Başlangıç ve Eroziv/Abraziv Döngü Sonrası Ölçülen Mikrosertlik Değerlerinin Grup İçi Karşılaştırılması 53

4.2. Grupların Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin İncelenmesi 54

4.2.1. Başlangıç Pürüzlülük Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması 56

4.2.2. Eroziv/Abraziv Döngü Sonrası Pürüzlülük Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması 57

4.2.3. Başlangıç ve Eroziv/Abraziv Döngü Sonrası Ölçülen Pürüzlülük Değerlerinin Grup İçi Karşılaştırılması 58

4.3. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Bulguları 59

4.3.1. CME Grubu SEM Bulguları 59

4.3.2. FZ Grubu SEM Bulguları 60

4.3.3. FU Grubu SEM Bulguları 61

4.3.4. TNC Grubu SEM Bulguları 62

4.3.5. VXF Grubu SEM Bulguları 63

4.3.6. QXF Grubu SEM Bulguları 64

4.3.7. FOB Grubu SEM Bulguları 65

5. TARTIŞMA 66

6. SONUÇ ve ÖNERİLER 86

7. KAYNAKLAR 87

EKLER 97

ÖZGEÇMİŞ 98

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Kompozit rezinlerin sınıflandırılması	**11**
Tablo 2.	Çalışmada kullanılan kompozit materyallerin detayları ve üretici firmaları	**42**
Tablo 3.	Kompozit grupların başlangıç ve döngü sonrası mikrosertlik değerleri	**51**
Tablo 4.	Kompozit grupların başlangıç ve döngü sonrası pürüzlülük değerleri	**55**
Tablo 5.	Kompozit grupların hacimce inorganik doldurucu içeriği ile sertlik değerleri arasındaki ilişki	**73**

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Kompozit rezinlerin doldurucu, bonding ve ışıklama teknolojilerinin kronolojik olarak gelişimi	**4**
Şekil 2.	Kompozit rezinlerin bileşenleri	**5**
Şekil 3.	Bis-GMA'nın kimyasal formülü	**6**
Şekil 4.	UDMA'nın kimyasal formülü	**6**
Şekil 5.	TEGDMA'nın kimyasal formülü	**7**
Şekil 6.	Bis-EMA'nın kimyasal formülü	**7**
Şekil 7.	MPTS'nin kimyasal yapısı	**10**
Şekil 8.	Silan molekülünün hidroksil grupları ile polimer arasındaki bağın görünümü	**10**
Şekil 9.	Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül boyutuna göre dağılımı	**12**
Şekil 10.	Makrofil kompozitlerin polisaj öncesi ve polisaj sonrası görünümü	**13**
Şekil 11.	Nanoküme ve nanomerik doldurucu partiküllerinin karışımını içeren nanofil dolduruculu kompozitin şematik görünümü	**16**
Şekil 12.	Kompozit rezinlerin kimyasal yolla polimerize edilmesi	**17**
Şekil 13.	Kompozit rezinlerin ışıkla polimerize edilmesi	**18**
Şekil 14.	Dimetakrilat ormoserlerin yapısı	**22**
Şekil 15.	Siloran yapısının şematik görünümü	**22**
Şekil 16.	Antimikrobiyal kompozit rezinler: (a) Doldurucuya eklenenler ve (b) rezine eklenenler	**23**
Şekil 17.	Sertlik testlerinin girinti şekilleri	**35**
Şekil 18.	Kompozit grupların mikrosertlik değerleri	**50**
Şekil 19.	Kompozit grupların pürüzlülük değerleri	**54**

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Örneklerin hazırlanması için kullanılan pleksi kalıp	**38**
Resim 2.	Filtek™ Z250	**39**
Resim 3.	Filtek™ Ultimate	**39**
Resim 4.	Clearfil Majesty™ Esthetic	**39**
Resim 5.	X-tra fil	**40**
Resim 6.	QuiXfil™	**40**
Resim 7.	Tetric® N-Ceram Bulk Fill	**41**
Resim 8.	Filtek™ One Bulk Fill	**41**
Resim 9.	Deneyler için hazırlanan kompozit örnekler	**43**
Resim 10.	SEM incelemeleri için hazırlanan kompozit örnekler	**43**
Resim 11.	Sof-Lex™ XT polisaj diskleri	**44**
Resim 12.	Ultrasonik temizleme cihazı	**44**
Resim 13.	Kompozit örneklerin ultrasonik temizleyicide bekletilmesi	**45**
Resim 14.	Kompozit örneklerin ultrasonik temizleyicide bekletilmesi	**45**
Resim 15.	Vickers sertlik test cihazı	**45**
Resim 16.	Profilometre cihazı	**46**
Resim 17.	Diş fırçalama için hazırlanan düzenek	**47**
Resim 18.	Örneklerin altın film tabakası ile kaplanması	**48**
Resim 19.	Örneklerin altın film tabakası ile kaplanması	**48**
Resim 20.	Taramalı elektron mikroskopu	**49**
Resim 21.	CME grubunun SEM görüntüleri	**59**
Resim 22.	FZ grubunun SEM görüntüleri	**60**
Resim 23.	FU grubunun SEM görüntüleri	**61**
Resim 24.	TNC grubunun SEM görüntüleri	**62**
Resim 25.	VXF grubunun SEM görüntüleri	**63**
Resim 26.	QXF grubunun SEM görüntüleri	**64**
Resim 27.	FOB grubunun SEM görüntüleri	**65**

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

™	Trade Mark - Ticari Marka - Tescilli Marka
μm	Mikrometre
10-MDP	10 metakriloiloksidesil Dihidrojen Fosfat
4-MET	4-metakriloksi Etil Trimelitik Asit
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
AFM	Atomik Kuvvet Mikroskobu
AFM	İlave Fragmentasyon Monomeri / Addition Fragmentation Monomers
Ark.	Arkadaşları
AUDMA	Aromatik UDMA
Bis-EMA	Bisfenol A Etoksilat Dimetrakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A Glisidil Metakrilat
BP	Benzoil Peroksit
CQ	Kamforokinon
EBPDMA	Etoksillenmiş Bis-GMA
GPDM	Gliserol Fosfat Dimetakrilat
HV	Vickers Sertlik Değeri
Irgacure 819	Bisasilfosfin Oksit
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
kg-f	Kilogram-kuvvet
KTÜ	Karadeniz Teknik Üniversitesi
LED	Light-Emitting-Diode
Lucirin TPO	Monoasilfosfin Oksit
MDPB	12-metakriloiloksi-dodecyl-piridinium Bromide
mg	Miligram
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MPa	Megapascal
MPC	2-methakriloiloksietil Fosforilkolin
MPTS	3-metakriloksipropiltrimetoksisilan
mW/cm²	Güç Yoğunluğu
N	Newton
nm	Nanometre
pH	Potansiyel Hidrojen
PPD	Fenilpropanedion

ppm	Parts Per Million -Milyonda Bir Birim
QAMs	Kuarterner Amonyum Metakrilatlar
Ra	Yüzey Pürüzlülüğünün Aritmetik Ortalaması
rpm	Revolutions Per Minute – Dakikadaki Devir Sayısı
SEM	Scanning Electron Microscopy - Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	saniye
sol-jel	Solüsyon ve Jelleşme
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
UV	Ultraviyole
VHN	Vickers Sertlik Değeri

Simgeler

<	Küçük
>	Büyük
®	Trade Mark – Ticari Marka -Tescilli Marka
%	Yüzde
≅	Yaklaşık
°C	Santigrat Derece
°	Derece

Formüller

-C=O	Karbonil Grupları
-NH-	Amin
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
Au	Altın
$CaCl_2$	Kalsiyum Klorür
F	Flor
H_2O	Su
H_3PO_4	Fosforik Asit
KCl	Potasyum Klorür
$MgCl_2$	Magnezyum Klorür
NaCl	Sodyum Klorür
NaF	Sodyum Florür
NaOH	Sodyum Hidroksit
Pd	Palladyum
YbF_3	Ytterbium Triflorür

ÖZET

GÜNCEL BULK FİLL KOMPOZİTLERLE GELENEKSEL REZİN KOMPOZİTLERİN EROZİV-ABRAZİV UYGULAMALAR SONRASI YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

Bu tez çalışmasının amacı geleneksel tabakalama tekniğiyle uygulanan kompozitlerle bulk fill kompozitlerin eroziv/abraziv uygulamalar sonrasında yüzey pürüzlülükleri ve yüzey mikrosertliklerindeki değişimin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Bu in vitro çalışmada, farklı içeriklere sahip üç geleneksel kompozit rezin (Filtek™ Z250, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD; Filtek™ Ultimate, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD; Clearfil Majesty™ Esthetic, Kuraray Noritake Dental, Sakazu, Kurashiki, Okayama, Japonya) ve dört bulk fill kompozit rezin (X-tra fil, VOCO, Cuxhaven, Almanya; Filtek™ One Bulk Fill, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD; QuiXfil™, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya; Tetric® N-Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn) kullanıldı. Deney örneklerinin hazırlanmasında kompozit rezinler 8 mm çapında 2 mm yüksekliğinde yuvarlak pleksi kalıplara uygulanarak LED ışık cihazıyla polimerize edildi (n:15). Her bir örnek, sırasıyla kalın, orta, ince ve süper ince grenli disklerle (Sof-Lex™ XT, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) polisajlandı. Daha sonra örneklerin başlangıç pürüzlülük ve mikrosertlik değerleri ölçüldü. Her bir grup on günlük eroziv/abraziv döngüye maruz bırakıldı. Döngü sonrasında örneklerin pürüzlülük ve mikrosertlik değerleri ölçülerek yüzey özelliklerindeki değişim incelendi. Örneklerin yüzey analizleri eroziv/abraziv döngü uygulamaları öncesinde ve sonrasında taramalı elektron mikroskobu ile yapıldı. İstatistiksel analizde tek yönlü ANOVA testi, Tukey's post hoc testi ve t testi kullanıldı. $p<0.05$ düzeyindeki farklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

Bu çalışmanın bulgularına göre; FU, VXF, QXF ve FZ gruplarının başlangıç mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmeyip bu grupların mikrosertlik değerleri diğer gruplara göre daha yüksek bulundu ($p<0.05$). Eroziv/abraziv döngü sonrasında ise yalnızca FZ ve VXF gruplarının mikrosertlik değerlerinde anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$). Başlangıç pürüzlülük değerleri incelendiğinde FOB, FU, FZ ve TNC grupları arasında anlamlı bir farklılık olmayıp diğer gruplara göre pürüzlülük değerleri istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur. Eroziv/abraziv uygulamalar sonrasında incelenen tüm kompozit materyallerin pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı artış görüldü ($p<0.05$). SEM bulgularında da eroziv/abraziv uygulamaların gerek organik matrikste gerekse de inorganik doldurucuların yüzey özelliklerinde bozulmaya neden olmuştur.

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde eroziv/abraziv döngü, kullanılan tüm kompozit rezinlerin pürüzlülük değerlerinde artışa, mikrosertlik değerlerinde azalma ve yüzey görünümünde bozulmaya neden olmuştur. Kompozit rezin restorasyon uygulamalarından sonra günlük hayattaki eroziv gıda alımına ve sonrasında günlük ağız hijyen uygulamalarının zamanlamasına dikkat edilmesi önerilebilir.

Anahtar Sözcükler: Abrazyon, erozyon, bulk fill kompozit, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü

ABSTRACT

COMPARATIVE INVESTIGATION OF THE SURFACE PROPERTIES OF CONTEMPORARY BULK FILL COMPOSITES AND CONVENTIONAL RESIN COMPOSITES AFTER EROSIVE-ABRASIVE APPLICATIONS

The aim of this thesis is to investigate comparatively the changes in surface roughness and surface microhardness of composites applied with traditional incremental layering technique and bulk fill composites after erosive/abrasive applications.

In this in vitro study, three conventional composite resins with different contents (Filtek™ Z250, 3M ESPE, St Paul, MN, USA; Filtek™ Ultimate, 3M ESPE, St Paul, MN, USA; Clearfil Majesty™ Esthetic, Kuraray Noritake Dental, Sakazu, Kurashiki, Okayama Japan) and four bulk fill composite resin (X-tra fil, VOCO, Cuxhaven, Germany; Filtek™ One Bulk Fill, 3M ESPE, St Paul, MN, USA; QuiXfil™, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany; Tetric® N-Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) were used. While preparing the test specimens, composite resins were applied to 8 mm diameter and 2 mm height round plexiglass molds (n:15) and polymerized with a LED curing unit. Each specimen was polished with coarse, medium, fine, and superfine grain discs (Sof-Lex™ XT, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) respectively. Then, the initial surface roughness and microhardness values of the specimen were measured. Each group had been exposed erosive/abrasive cycle for ten days. After the cycle, by measuring the roughness and microhardness values of the specimen, the alteration of the surface properties was examined. After the initial and erosive/abrasive cycles of the specimens, the surface analyzes were performed with scanning electron microscopy. One-way ANOVA test, Tukey's post hoc test, and t-test were used for statistical analysis. Differences at the $p<0.05$ level were considered statistically significant.

According to the findings of this study, there was no statistically significant difference between the initial microhardness values of the FU, VXF, QXF, and FZ groups, and the microhardness values of these groups were higher than the other groups ($p<0.05$). After the erosive/abrasive cycle, there was no significant difference in the microhardness values of only the FZ and VXF groups. ($p>0.05$). When the initial surface roughness values were examined, there was no significant difference between the FOB, FU, FZ, and TNC groups, and the roughness values were statistically lower than the other groups. A statistically significant increase was observed in the surface roughness values of all composite materials examined after erosive/abrasive applications ($p<0.05$). In the SEM findings, erosive/abrasive applications caused degradation of both the organic matrix and surface properties of inorganic fillers.

In the limitations of this study, the erosive/abrasive cycle induced an increase in roughness values, decrease in microhardness values and a deterioration in the surface appearance of all composite resins. It could be recommended to pay attention to erosive food intake in daily life and timing of daily routine oral hygiene procedures after composite resin applications.

Keywords: Abrasion, erosion, bulk-fill composite, surface microhardness, surface roughness

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kompozit rezinler çürük, travma veya aşındırıcı süreçler nedeniyle kaybedilen diş yapısını geri kazandırmak ve estetik görüntü oluşturmak için 1960'ların başından itibaren restoratif diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (1,2). Kompozit rezinler amalgam restorasyonlardan farklı olarak estetik olmalarının yanı sıra en önemli avantajlarından biri restorasyonların tutuculuğu için sağlam diş dokusunun kaldırılmasına gerek kalmadan sağlıklı diş yapısının korunmasını sağlamalarıdır. (3). Kompozit rezinler için 2 mm'lik tabakalı uygulama tekniği altın standart olarak kabul edilmektedir (4). Fakat bu tabakaların 2 mm'yi geçmeyecek şekilde uygulanması ve her bir tabakanın ayrı ayrı ışıkla polimerize edilmesi oldukça zaman alıcı olmakla birlikte bu teknik, tabakalar arasında boşlukların oluşması ve uygulama esnasında nem kontaminasyonu riskini beraberinde getirmektedir (5).

Bu tabakalama tekniğinin oluşturacağı bu risklerin üstesinden gelmek için farklı üreticiler tarafından geliştirilen bulk fill kompozitlerin düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek dönüşüm derecesi sayesinde 4 mm'lik tabakalarda uygulanıp ışıkla polimerize edilebilecekleri bildirilmiştir. Bu 4 mm'lik tabakalar halinde uygulamaya bağlı olarak tedavi süresi kısalıp kompozit tabakalar arasında boşluk oluşumunun engellenebileceği ileri sürülmüştür (6).

Günümüzde kompozit rezinlerin özellikle posterior bölgede yaygın olarak kullanılması uzun vadede ağız ortamının zorlu koşullarına karşı fiziksel ve mekanik olarak dirençli olmalarını gerektirmektedir (7). Asidik içerikli gıdaların tüketimindeki artış ve diş fırçalama alışkanlığına bağlı olarak zamanla yüzeyde bozulmalar oluşup restorasyonun yüzey pürüzlülüğü (8) ve mikrosertliği değişebilmektedir (9). Oluşan bu pürüzlü yüzeyler, restorasyonların yüzeyinde biyofilm tutulumunu ve buna bağlı olarak sekonder çürük ve periodontal hastalık gelişme riskinin artmasına sebep olabilir (8). Bunun yanında yüzey pürüzlülüğü kompozit rezinlerin rengini, parlaklığını ve lekelenme duyarlılığını da etkiler (10). Yüzey pürüzlülüğünün yanında restoratif materyallerin yüzey sertliği de kompozit rezinlerin dayanıklılığını etkileyen en önemli fiziksel özelliklerden biridir (11). Bu nedenle kompozit rezinlerin ağız içerisinde maruz kaldıkları olumsuz etkenlere karşı başarılı bir şekilde direnç gösterebilmeleri yüksek sertlik değerleriyle mümkündür (12). Buna bağlı olarak kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğündeki artış ve mikrosertlikteki azalma, kompozit restorasyonların ağızda kalma süresini etkileyip restorasyonların değiştirilmesine neden olan en önemli faktörler arasındadır (9). Bu sebeple özellikle posterior bölgede

kullanılan gerek geleneksel gerekse de güncel bulk fill kompozitlerin ağız ortamındaki asitli sıvıların ve fırçalamanın etkisiyle yüzey pürüzlülük ve sertlik değerlerinin nasıl etkileyeceği sorusu gündeme gelmektedir (13).

Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasının amacı güncel ve geniş kullanım alanına sahip bulk fill kompozitlerin eroziv/abraziv uygulamalar sonrasında yüzey özelliklerindeki değişimi incelemek, eroziv/abraziv uygulamalara karşı dirençlerini belirlemek ve geleneksel olarak tabakalama tekniğiyle uygulanan kompozitlerle in vitro olarak karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

Kompozit kelimesi terim olarak en az iki farklı kimyasal bileşenden oluşan belirgin bir ara yüze sahip üç boyutlu bir bileşik olarak tanımlanır (14,15). Kompozit materyaller içerdiği her fazın özelliklerini sergilemesi ve fazların tamamlayıcı olması sayesinde gelişmiş özelliklere sahip bir materyal olmasını sağlamaktadır (16).

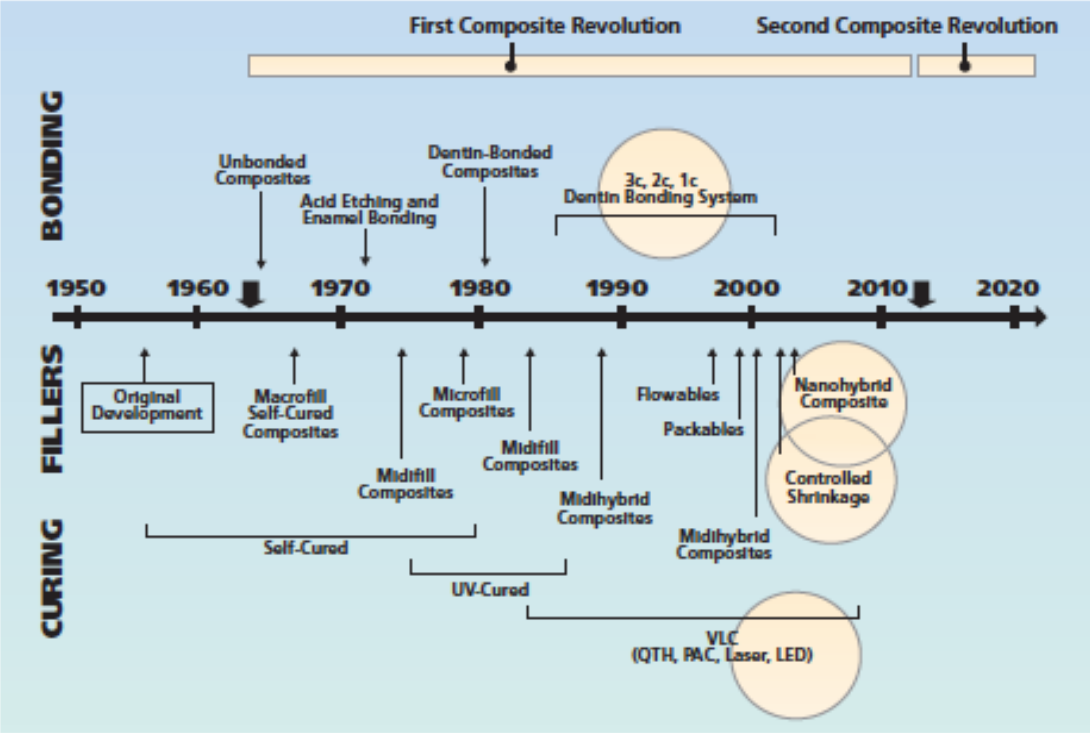
İlk diş renginde kompozit materyal, 1870'lerde piyasaya sürülen silikat simandı. Ancak bu materyal oldukça kırılgan olup mekanik tutuculuk gerektiren ve ağızda kalma süreleri yalnızca birkaç yıl kadar sürmekteydi (16).

Diş hekimliğinde kullanılan diş renginde ilk polimerik kompozit, 1940'larda geliştirilen poli(metilmetakrilat) bazlıydı. Bu materyaller başlangıçta estetik olmasına rağmen, zayıf renk stabilitesi, yüksek termal genleşme katsayısı, diş yapısına bağlanma eksikliği ve yüksek polimerizasyon büzülmesi dahil olmak üzere çeşitli problemler sergilemekteydi (16).

Polimerizasyon büzülmesi sorununu ele almanın bir yolu, yüksek molekül ağırlıklı monomerler kullanmaktır (16). 1962'de Bowen, dental kompozitlerde kullanılmak üzere Bisfenol A ve glisidil metakrilatın birleşiminden bis glisidil metakrilatı sentezledi (14,16). Bis-GMA veya Bowen rezini olarak adlandırılan bu monomer, yüksek viskoziteye sahiptir. Bu yüksek viskoziteden dolayı dahil edilebilecek doldurucu partikül miktarının sınırlanmasına sebep olur. Sonraki çalışmalarda viskoziteyi azaltmak için seyreltici olarak trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) kullanıldı. Bu monomer kombinasyonu günümüze kadar dental kompozitler için en yaygın kullanılan matriks monomer kombinasyonlarından biri haline geldi (16).

Kompozit rezinler akrilik ve silikat materyallere göre daha üstün mekanik özellikler taşıyan, termal genleşme katsayıları düşük, uygulama sırasında daha az boyutsal değişikliğe uğrayan, aşınmaya dirençli, klinik performansları iyileştirilmekte olan materyallerdir (17). İlk kompozitler kullanımdan hemen önce karıştırılarak kendi kendine polimerize olan iki bileşen olarak piyasaya sürüldü. Genellikle bu karışım, dayanıklılığını olumsuz etkileyen hava kabarcığı içermekteydi (18). Öncül kompozitler bu şekilde kendi kendine kimyasal olarak polimerize olurken, bir sonraki nesil ultraviyole (UV) ışıkla polimerize edildi. Daha sonra, bu materyallerin yerini görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler almıştır (17).

Son yıllarda üstün estetik ve geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip restorasyonlar için artan talepler bulunmaktadır. Artan bu talebi karşılamak için diş rengindeki restoratif materyallerin özellikleri geliştirilmiştir (19). Rezin matrikste temel olarak yeni monomerlerin geliştirilmesi üzerine çalışmalar yapılırken doldurucu içeriği üzerine yapılan çalışmalar partikül boyutu, miktarı, şekli ve yeni partiküllerin geliştirilmesini içerir (20,21).

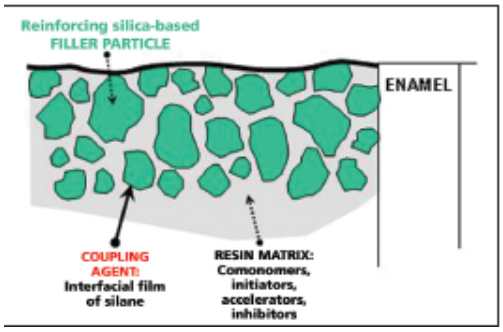


Şekil 1. Kompozit rezinlerin doldurucu, bonding ve ışıklama teknolojilerinin kronolojik olarak gelişimi (18)

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler temel olarak 3 farklı bileşenden oluşur (15,22,23).

- Rezin matriks (Organik faz, taşıyıcı faz)
- İnorganik doldurucular (İnorganik faz, dağılan faz)
- Bağlayıcı fazı (Ara faz, silan ajanı)



Şekil 2. Kompozit rezinlerin bileşenleri (18)

2.2.1. Organik Matriks Fazı (Rezin Matriks Fazı, Taşıyıcı Faz)

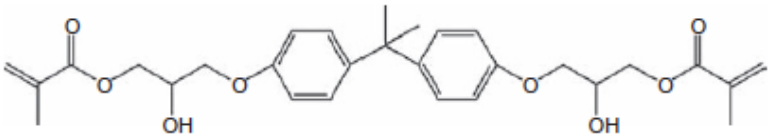
Organik faz; monomerler, ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcılar ve ultraviyole stabilizatörlerinden oluşmaktadır (18).

Kompozit rezinlerin organik matriksi, özünde mono-, di- veya tri-fonksiyonel monomer sisteminden oluşur. Monomer sistemi, kompozit rezinlerin omurgası olarak görülebilir (24). Dental kompozit rezinlerde en yaygın bisfenol-A glisidilmetakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve bisfenol-A- etoksilat dimetakrilat (Bis-EMA) monomerleri bulunmaktadır (23,25).

Monomerler

Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA):

Bowen rezini, Bisfenol A ve glisidil dimetakrilat arasındaki reaksiyon sonucu oluşmaktadır (16). En yaygın kullanılan organik matriks monomeridir (26). Bu uzun zincirli monomer çok işlevli olup polimerizasyon sırasında çapraz bağlanmaya izin veren iki metakrilat grubuna sahiptir (16). Bis-GMA molekülündeki hidroksil gruplarının varlığı, kompozit rezinlerin su absorbsiyonu ve çözünürlük özelliklerinden sorumludur. Bis-GMA'nın hidroksil grupları tarafından su absorbsiyonu gerçekleştiğinde; polimerin plastikleşmesine, kimyasal ve mekanik özelliklerin bozulmasına sebep olup ek olarak lekelenme duyarlılığının artmasına neden olur (27). Aynı zamanda Bis-GMA'nın omurgasındaki bu hidroksil grupları ile monomer molekülleri arasında meydana gelen hidrojen bağı etkileşimleri nedeniyle çok yüksek bir viskoziteye sahiptir (5,26). Bis-GMA'nın sahip olduğu bu viskoz özelliğinden dolayı sınırlı miktarda doldurucu partikül yüklenmesine sebep olduğundan diğer monomerlerle seyreltilmesi gerekir (16,18).

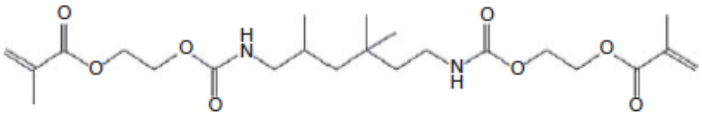


Şekil 3. Bis-GMA'nın kimyasal formülü (28)

Üretan Dimetakrilat (UDMA):

UDMA, amin (-NH-) ve karbonil grupları (-C=O) arasındaki hidrojen bağının molekül içi etkileşimi nedeniyle viskoz ve aynı zamanda yüksek moleküler ağırlıklı bir monomerdir (5,16). Bununla birlikte, amin grubunun hidroksil gruplarına kıyasla zayıf hidrojen bağı nedeniyle Bis-GMA ile karşılaştırıldığında UDMA'nın viskozitesi çok daha düşük ve esnekliği daha yüksektir (5). UDMA'nın monomer zincirinde bir fenol halkasının olmaması, UDMA'nın Bis-GMA'ya kıyasla daha yüksek dönüşüm ve çapraz bağ yoğunluğu ile daha reaktif bir yapının oluşmasına ve buna bağlı olarak aşınmaya karşı matriksin daha dirençli olmasına katkıda bulunur (29).

Ayrıca, UDMA monomerinin üretan yapısındaki amin gruplarının varlığı, polimerizasyonun devamı için alternatif bir yol sağlayan karakteristik zincir transfer reaksiyonlarından sorumludur. Bu reaksiyonlar, radikal bölgelerin artan hareketliliği ve sonuç olarak artan polimerizasyon ve monomer dönüşümü ile sonuçlanır (5).

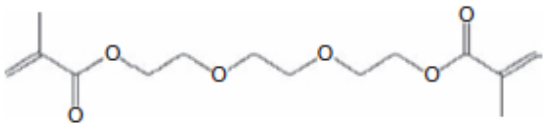


Şekil 4. UDMA'nın kimyasal formülü (28)

Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA):

Monomerler arasında en düşük viskoziteye sahip olan TEGDMA, viskoziteyi azaltmak ve yapıya daha fazla inorganik doldurucuların eklenmesini sağlamak amacıyla ilave edilir. TEGDMA aynı zamanda en yüksek dönüşüm derecesine sahiptir. Bu özelliğini rezin matriksin polimerizasyonu sırasında çapraz bağlanma reaksiyonlarının sayısını artırarak gerçekleştirir (5,16).

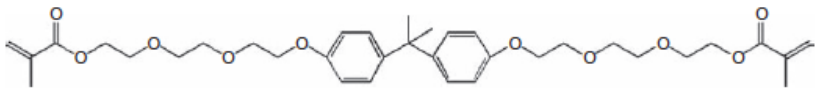
Bu monomer doldurucu konsantrasyonunun artmasına izin vermesine rağmen aynı zamanda polimerizasyon büzülmesinin artmasına da sebep olmaktadır. Ayrıca, bu monomerler kompozit rezinlere artan esneklik ve düşük aşınma direnci kazandırır (16). Ek olarak TEGDMA monomeri materyalin su absorbsiyonunu artırır (2). Sonuç olarak, bu monomerlerin organik matrikse dahil edilmesi, kompozitin özellikleri üzerinde hem olumlu hem de olumsuz etkilere sahip olabilmektedir (16).



Şekil 5. TEGDMA'nın kimyasal formülü (28)

Bisfenol-A Etoksilat Dimetakrilat (Bis-EMA):

Bis-EMA hidrofobik yapısı sayesinde biyokimyasal kararlılığı sağlamak amacıyla geliştirilmiştir (29). Böylece daha düşük solvent bozunması, daha az su emme, daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha yüksek klinik dayanıklılığa sahip bir kompozit rezin oluşumu ile sağlanır (27).



Şekil 6. Bis-EMA'nın kimyasal formülü (28)

Polimerizasyon Başlatıcı ve Aktivatörler

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu monomerlerin birleşerek polimer zincirler oluşturdukları ilave polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekleşir (14,24). Bu polimerizasyon reaksiyonun başlatılması için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikaller oluştuğunda, monomerler kovalent bağ oluşturmak için elektronca zengin monomeri arar. Bu monomerlerin kombinasyonu yeni bir polimer oluşturur (30). Serbest radikallerin oluşmasını sağlayan organik rezin matrikste bulunan yapılara polimerizasyon başlatıcı; bu başlatıcıları kimyasal veya ışık ile aktive eden yapılara ise aktivatör denir (14,31,32).

Başlatıcı sistemlerin görevi polimerizasyonu sağlayarak kompoziti sertleşmiş bir kütle haline getirmektir (17).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu, kimyasal yollarla veya görünür ışık aktivasyonu ile elde edilebilir. Dual cure ise ışık ve kimyasal polimerizasyonun kombinasyonudur. Kimyasal olarak aktifleştirilmiş sistemlerde, bir organik peroksit başlatıcı, bir tersiyer amin hızlandırıcı ile reaksiyona girdikten sonra ilave polimerizasyon sürecini başlatan serbest radikaller üretilir (28,32). Işıkla polimerize olan sistemlerde polimerizasyon başlatıcı, kürleme ünitesinden yayılan ışık enerjisini emer ve polimerizasyon sürecini başlatmak için tersiyer amin ile reaksiyona girerek serbest radikaller üretilir (31,32).

Farklı polimerizasyon başlatıcı sistemler geliştirmek için girişimlerde bulunulmasına rağmen, çoğu kompozit, ya tek polimerizasyon başlatıcı olarak ya da kimyasal olarak kürlenmiş bileşen içeren ikili kür formülasyonunda ışıkla aktive edilir. En yaygın fotobaşlatıcı sistem, tipik olarak aromatik olan üçüncül bir amin tarafından hızlandırılan kamforokinondur. Bazı ticari formülasyonlar, PPD (fenilpropanedion) (1-fenil-1,2-propandion), Lucirin TPO (monoasilfosfin oksit) ve Irgacure 819 (bisasilfosfin oksit) gibi kamforokinondan daha az sarı olan ve bu sayede daha fazla renk kararlılığı olan diğer foto başlatıcıları içermektedir (33).

Ultraviyole Stabilizatörler

Oksidasyonun neden olduğu renk değişikliklerini en aza indirmek için kompozit rezinlere UV emici eklenebilir (28). 2-hidroksi-4-metoksibenzofenon gibi 350 nm'nin altındaki ultraviyole dalga boylarını absorbe ederek, renk stabilitesi sağlayarak UV ışığın, başlatıcı sistemdeki amin bileşikleri üzerindeki ortamda renk bozulmasına neden olabilecek etkileri ortadan kaldırırlar (24).

İnhibitörler

Kompozit rezinlerin polimerize edilmeden önce depolama ömrünü; polimerize edildikten sonra ise kimyasal stabilitesini sağlamak için hidrokinon monometil eter gibi bir stabilizatör veya inhibitör kullanılır (24).

Renk Pigmentleri

Kompozit rezinlerde doğal diş görünümü elde etmek amacıyla diş dokusuna benzer renk ve translüsensiyi sağlamak amacıyla kompozit rezinlere küçük miktarlarda inorganik

oksitler eklenir. Bu amaçla en yaygın kullanılan pigmentler demir oksitlerdir. Böylece çok açık tonlardan sarıdan griye kadar değişen çok sayıda ton elde edilir (28).

Kompozit rezinlerin optik canlılığını artırmak ve doğal dişlerin görünümünü taklit etmek için floresan ajanlar da eklenebilir. Bunlar, elektromanyetik spektrumun UV ve mor bölgesinde (genellikle 340 ila 370 nm) ışığı emen ve ışığı mavi bölgede (tipik olarak 420 ila 470 nm) yeniden yayan boyalar veya pigmentlerdir. Bu katkı maddeleri genellikle, algılanan bir "beyazlatma" etkisine neden olarak rengin görünümünü iyileştirmek için kullanılır ve yansıyan toplam mavi ışık miktarını artırarak materyalin daha az sarı görünmesini sağlar (28).

2.2.2. İnorganik Faz

Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla organik rezin matrikse inorganik doldurucular dahil edilmektedir (25,27). Bu inorganik dolduruculara örnek olarak kuartz, kolloidal silika, baryum/lityum alüminyum silikat cam, borosilikat cam, baryum, stronsiyum, alüminyum veya çinko cam verilebilir (25,27,32).

Kompozit rezinler, inorganik dolduruculara baryum, stronsiyum, zirkonyum, yitriyum, alüminyum, silisyum gibi yüksek atomik ağırlığa sahip elementler dahil edilerek radyoopak hale getirilir (16,24,32,34).

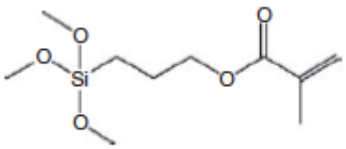
Dental kompozit rezinlerde inorganik doldurucu miktarı genellikle kompozitin hacimce %35-70'ini veya ağırlıkça %50-85'ini oluşturur (25). Doldurucu partiküller, materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla organik matrikse eklendiğinden mümkün olduğu kadar yüksek miktarda inorganik doldurucu dahil edilmesi gerekmektedir (24). İnorganik doldurucu içeriğinin artırılması bunun sonucu olarak organik faz hacminin azalmasından kaynaklanan polimerizasyon büzülmesini ve büzülme stresini en aza indirir. Elastik modül ile inorganik doldurucu yükü arasında doğrusal bir ilişki bulunmaktadır (25).

Kullanılan doldurucu partiküllerin sadece miktarı değil kimyasal bileşimleri, morfolojileri, boyutları, nasıl elde edildiği kompozit materyalin mekanik özelliklerini büyük ölçüde belirler (10,11). Eğilme mukavemeti ve modülü, sertlik ve kırılma tokluğu hem inorganik doldurucu morfolojisinden hem de inorganik doldurucu yüklemesinden etkilenir (25). Bunların dışında inorganik dolduruculaların varlığının faydaları artan aşınma direnci, radyoopasite; azalan polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme ve büzülme, su

absorbsiyonu, yumuşama, lekelenme; ve son olarak geliştirilmiş işlenebilirliktir (14,16,24,25).

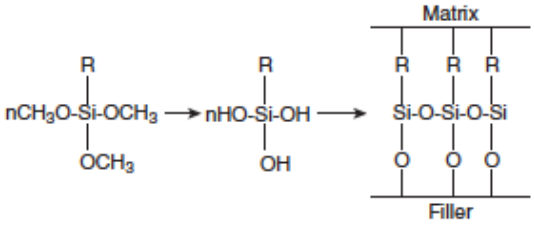
2.2.3. Bağlayıcı Faz (Ara faz, Silan Ajanı)

Bir kompozitin başarılı bir klinik performansa sahip olması için, sertleşme sırasında inorganik doldurucu partiküller ile organik rezin matriks arasında iyi bir bağ oluşmalıdır (28). İnorganik faz ile organik matriks fazı arasındaki bu bağ 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS) ve 10 metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) gibi organik silan kullanılarak elde edilir (14,28,30,32).



Şekil 7. MPTS'nin kimyasal yapısı (28)

Silan molekülü oligomer ile karıştırılmadan önce her iki ucunda da reaktif gruplara sahiptir. Polimerizasyon sırasında silan molekülü üzerindeki çift bağlar da polimer matriks ile reaksiyona girer. Bu hidroksil grupları daha sonra doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil grupları ile yoğunlaşırken diğer taraftan organik matriks fazındaki metakrilat grupları ile kovalent bağlarla bağlanırlar (24,28).



Şekil 8. Silan molekülünün hidroksil grupları ile polimer arasındaki bağın görünümü (28)

Bağlayıcı faz, kompozitte kritik bir rol oynar. İşlevleri aşağıdaki gibidir:(28,32)

• Doldurucu partikülleri rezin matriksine güçlü bir şekilde bağlayan bir arayüz köprüsü oluşturur.

• Kompozitin mekanik özelliklerini geliştirir ve klinik aşınma sırasında doldurucu partiküllerin matriksten ayrılmasını en aza indirir.

• Ortaya çıkan ara yüzey fazı, bitişik parçacıklar ve polimer matriks arasında gerilim dağılımı için bir ortam sağlar.

• Kompozitin su absorbsiyonunu minimuma indiren hidrofobik bir ortam sağlar.

2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Dental kompozit rezin restoratif materyaller için yıllar boyunca farklı sınıflandırma sistemleri önerilmiştir(14,35).

Bunlardan bazıları;

- İnorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre,

- Polimerizasyon yöntemlerine göre,

- Viskozitelerine göre sınıflandırılmasıdır (35).

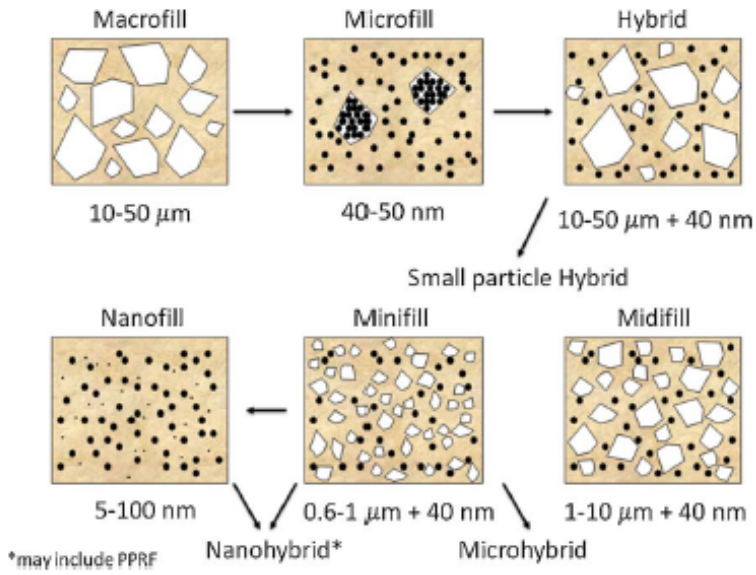
Tablo 1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (14,36)

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre;
Megafil Kompozitler (50-100 μm) %70-80
Makrofil Kompozitler (10-100 μm) %70-80
Midifil Kompozitler (1-10 μm) %75-80
Minifil Kompozitler (0.1-1 μm) %75-85
Mikrofil Kompozitler (0.01-0.1 μm) %35-60
Hibrit Kompozitler (0.04-1 μm) %70-80
Nanofil Kompozitler (0.005-0.01μm) %72-87
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre;
Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler
Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler
Isı ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler
Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler
Viskozitelerine Göre;
Tepilebilir (Kondanse Olabilen) Kompozitler
Akışkan Kompozitler

2.3.1. Kompozit Rezinlerin İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler için en yaygın kullanılan sınıflandırma sistemi doldurucu partiküllerin boyutu ve dağılımı dikkate alınarak oluşturulan sınıflandırmadır (14). Bu sınıflandırma sistemine göre kompozit rezinler megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit, ve nanofil kompozit olarak sınıflandırılabilir (14,22,36–38).

Kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutu cilalanabilirliği/estetiği, polimerizasyon derinliğini, polimerizasyon büzülmesini ve fiziksel özelliklerini etkiler. Spesifik bir kompozitte doldurucu boyutunu ve doldurucu yüzdesini bilmek, kompozit rezinin dayanıklılığı ve cilalanabilirliği hakkında bilgi sağlayacaktır (39).



Şekil 9. Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül boyutuna göre dağılımı (33)

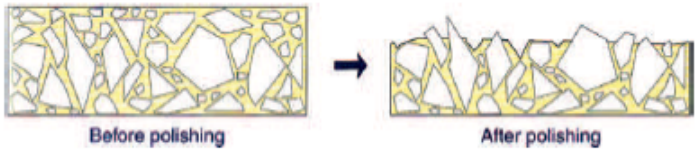
Megafil Kompozit Rezinler

Megafil kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partikül boyutu 50-100 μm büyüklüğündedir. Okluzal temas bölgelerinde veya aşınan bölgelerin restorasyonunda kullanılması önerilen ve "insert" diye adlandırılan 0.5–2 milimetre (mm) büyüklüğündeki cam partiküller de mega doldurucu olarak kabul edilir (36).

Makrofil Kompozit Rezinler

1960'larda geliştirilen makrofil kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutları 10-100 μm arasında değişmektedir. Bunlar, geleneksel veya büyük parçacıklı kompozit rezin olarak da adlandırılan ilk kompozitlerdendir (39). Bu kompozit rezinler büyük; küresel veya düzensiz şekilli kuartz ve/veya ağır metal cam partiküller içermektedir. Ortaya çıkan kompozitler oldukça opak ve aşınmaya karşı düşük dirençliydi (28,36).

Makrofil kompozit rezinler nispeten yüksek doldurucu oranına (ağırlıkça yaklaşık %75) sahiptir. Bu yüksek yükleme nedeniyle, bu materyaller oldukça sert olup doldurucu partiküllerin oldukça büyük boyutta olması iki önemli dezavantaja sebep olur. İlk olarak, doldurucu partiküller, onları cilalamak için kullanılan abrazivlerden daha sert olduğunundan bu kompozitler cilalanabilir değildir. Bu kompozit rezinler cilalandıkça parlatıldıkça, nispeten yumuşak matriks aşınır ve buna bağlı olarak büyük, sert doldurucular açığa çıkar ve yüzeyleri pürüzlü hale gelir. Bu durum "estetik" bir restoratif materyal için önemli bir problemdir. İkinci olarak, büyük doldurucu partiküller, karşıt dişlerin tüberkül uçları tarafından bir posterior restorasyonun yüzeyinden "koparılabilir" ve anında restoratif materyalin kütle kaybına (40 mikron) neden olabilir. Bu materyallerin aşınma direnci oldukça zayıftır (35).



Şekil 10. Makrofil kompozitlerin polisaj öncesi ve polisaj sonrası görünümü (35)

Midifil Kompozit Rezinler

Midifil kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül boyutları 1-10 μm arasında değişmektedir. Kompozitlerin partikül boyutlarından dolayı midifil kompozit rezinler mikrofil kompozitlerden daha sert ve makrofil kompozitlerden daha iyi polisajlanabilmektedirler. Midifil kompozitler ve makrofil kompozitler geleneksel kompozitler olarak da adlandırılırlar (36).

Minifil Kompozit Rezinler

Minifil kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partikül boyutu 0.1-1 μm arasında değişmektedir. Makrofil kompozitlerle karşılaştırıldığında minifil kompozitlerde küçülen partikül boyutu sayesinde partikül miktarı artırıldı. Bu sayede makrofil kompozitlerden daha düzgün bir yüzey elde edilmiştir (36,39).

Minifil kompozit rezinler baryum ve stronsiyum içeren cam ile yoğunlaştırılmış inorganik doldurucu partiküller içerirler. Bu doldurucular sayesinde radyoopaklık sağlanmış, aşınmaya karşı direnç artırılmış, daha düzgün bir yüzey elde edilmiştir (36). Bu materyaller, midifil kompozit rezinlerden nispeten yüksek dayanıklılığa ve daha iyi cilalanabilirliğe sahiptir (39).

Mikrofil Kompozit Rezinler

1970'lerde geliştirilen mikrofil kompozit rezinler 0.01-0.1 μm boyutunda küresel kolloidal silika partikülleri içerirler (16,32,36). Restoratif diş hekimliğinde mükemmel cilalanabilirlik ve estetiğe sahip bir materyal sağlamak amacıyla mikrofil kompozit rezinler geliştirildi. Bu kompozitler ağırlıkça %35 ila 67 ve hacimce %20 ila 59 cam doldurucu monomerler içermektedir (16). Bu nedenle mikrofil kompozit rezinler, daha yüksek doldurucu konsantrasyonları içeren kompozit rezinlere göre daha düşük elastikiyet modülüne, kırılma direncine ve mekanik özelliklere sahip bir materyal ile sonuçlanır, bu da onu stres taşıyan restorasyonlar için uygun hale getirmemiştir (16,35,39). Bununla birlikte, önceden polimerize edilmiş parçacıklar, doldurucu içeriğinin maksimuma çıkarılmasına ve polimerizasyon büzülmesinin en aza indirilmesini sağlarken aynı zamanda bu kompozitleri oldukça cilalanabilir hale getirir. Bu sayede klinik aşınma sırasında pürüzsüz bir yüzeyi koruma özelliğine sahip olur (16,35). Ayrıca mikrofil kompozitlerde inorganik doldurucu partiküller organik matriks ile aynı miktarda aşınır (36). Bu kompozitlerin iyi polisajlanması sayesinde estetik sonuç sağlanır (35). Bu özelliklerden dolayı, mikrofil kompozit rezinler, Sınıf V restorasyonlar, stres taşımayan Sınıf III restorasyonlar ve küçük Sınıf I restorasyonlar için endikedir. Daha düşük kırılma dirençleri ve marjinal kırılma potansiyelleri nedeniyle, mikrofil kompozitler genellikle Sınıf II ve büyük Sınıf I restorasyonlar gibi posterior bölgede yük taşıyan restorasyonlar için kontrendikedir (16,35).

Hibrit Kompozit Rezinler

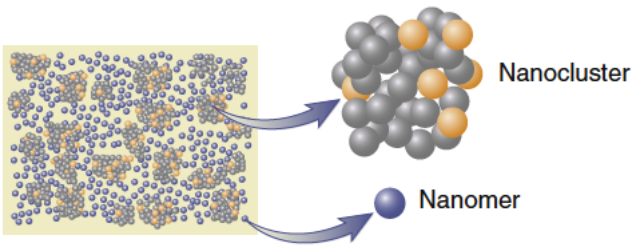
Günümüzde diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin çoğu "hibrit kompozitler" sınıfında bulunur (16,24). Bu geniş kategori, geleneksel hibritleri, mikro ve nano hibrit kompozitleri içerir. "Hibrit" terimi, submikron inorganik doldurucu partiküller (0.04 μm) ile küçük partikülleri (1 μm– 4 μm) içeren rezin kompozit karışımını ifade eder (16). 1980'lerin başında kompozit rezinlerin aşınma direncini artırmak ve yeterli cilalanabilirliği sağlamak amacıyla inorganik doldurucu miktarının artırılması için farklı boyutlarda doldurucu partiküllerin kombine edilmesiyle hibrit kompozit rezinler geliştirilmiştir (24). Hibrit kompozit rezinler içerdikleri farklı kompozit rezinlerin özelliklerini taşımalarına rağmen hibrit türünün belirlenmesinde yüzdesi en fazla olan partikülün adı kullanılır. Mikro dolduruculu partiküllerin yüzdesi diğer partiküllere oranla daha fazla ise mikrohibrit olarak adlandırılır (36). Hibrit kompozit rezinler doldurucu partikül olarak kolloidal silika ve ağır metallerden oluşan cam partiküller içerir (24,32,36). Bu hibrit kompozit rezinler ağırlıkça %75 ila %80 arasında doldurucu içeriğine sahiptir (35). Yüksek miktarda ve farklı boyutlarda doldurucu partiküllerin kullanılması kompozit materyalin fiziksel özelliklerinin ve estetiğinin gelişmesini sağlar. Bu materyallerin karakteristik özellikleri iyi cilalanabilirlik ve çeşitli renk tonlarına sahip olmasıyla artmış aşınma direnci ve kırılma mukavemetidir. Bu gelişmeler, hibrit kompozitleri Sınıf III ve Sınıf IV restorasyonlar için tercih edilen materyal haline getirir. Buna ek olarak, daha az polimerizasyon büzülmesi, düşük su absorbsiyonu geliştirilmiş dayanıklılıkları ve aşınma dirençleri sayesinde Sınıf I ve Sınıf II restorasyonlar gibi posterior bölgede yük taşıyan kavitelerde de kullanılmaktadır. Hem anterior hem de posterior restorasyonlar için kullanılabilir materyaller oldukları kanıtlanmıştır (16,24,35).

Nanofil Kompozit Rezinler

Nanofil kompozit rezinler inorganik doldurucu partikül boyutu 5–100 nm (0.005-0.01μm) arasında değişen sadece nano boyutta partiküller içeren kompozit rezinlerdir (20,40). Nanohibrit kompozitler ise hem nano boyutta hem de geleneksel doldurucu partiküllerin karışımını içerirler (38). Nanofil kompozitlerin ana doldurucu maddesi silikon dioksit olup bor silikatlar ve lityum alüminyum silikatlar da yaygın olarak kullanılmaktadır. Pek çok kompozitte, kuvarsın yerini kısmen radyoopak olan baryum, stronsiyum, çinko, alüminyum veya zirkonyum gibi ağır metal partiküller almıştır (24).

En küçük partikül boyutuna sahip nanofil doldurucuların restoratif materyallere eklenmesi ile organik matriksteki partiküller arası boşlukların azaltılması ve buna bağlı olarak doldurucu oranının artması sağlanır. Artan doldurucu miktarı sayesinde restoratif materyallerin polimerizasyon büzülmesi azalıp buna bağlı olarak restorasyon kenarlarında marjinal sızıntı, renk değişiklikleri, bakteri penetrasyonu, mikro çatlakların varlığı ve olası post-operasyonel hassasiyetin önüne geçilmektedir. Ayrıca bu doldurucular sayesinde aşınmaya karşı direnç artırılıp gerilme mukavemeti ve kırılmaya karşı direnç gibi mekanik özelliklerin de geliştirilmesi sağlanır (8,20,24,29). Cilalanabilirlik, renk stabilitesi, fiziksel özellikler ve yeterli ağızda kalma süresi açısından avantajlara sahip olan bu kompozitler hem anterior hem de posterior restorasyonların yapımında kullanılabilirler (20,24,40).

Nanofil kompozitler boyutları yaklaşık 5 ila 100 nm olan nanomer olarak adlandırılan izole ayrı parçacıklar veya nanokümeler olarak adlandırılan iki farklı şekilde bulunabilirler (28,38). Nanomerler kümeleşme yapmayan silis veya zirkonya partiküllerden oluşur. Nanokümeler olarak adlandırılan diğer tür ise kontrollü partikül boyutu dağılımına sahip kümeler oluşturmak için nanomerik oksitlerin sinterlenmesiyle oluşturulur. Nanokümeleri hazırlamak için kullanılan nanomerlerin birincil parçacık boyutu 5 ila 75 nm arasında değişmektedir (28). Oluşturulan bu nanokümeler, 100 nm'den mikron altı seviyeye kadar değişebilmekle ortalama 0.6 µm boyuta sahip olacak şekilde oluşturulur. Bir üzüm salkımında her bir tanenin kendi formunu koruduğu gibi nanomerler de nanokümede kendi formlarını korurlar (28).



Şekil 11. Nanoküme ve nanomerik doldurucu partiküllerinin karışımını içeren nanofil doldurucu kompozitin şematik görünümü (28)

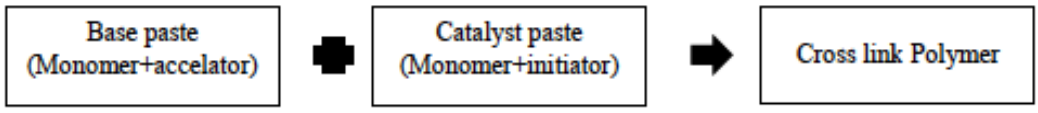
2.3.1. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Polimerizasyon sürecini başlatan serbest radikalleri oluşturmak için çeşitli başlatma sistemleri ve aktivasyon yöntemleri kullanılabilir. Polimerizasyon kinetiğinin polimer yapısı

üzerinde önemli etkileri bulunmaktadır. Dolayısıyla polimerizasyon yöntemi kompozit rezinlerin özelliklerini etkiler. Başlatma sistemlerine veya polimerizasyon şekillerine göre, kompozit rezinler kimyasal yolla polimerize olan, ışıkla polimerize olan, ısıyla polimerize olan veya hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozitler olarak sınıflandırılabilir (14).

Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler

İlk kompozit rezinler kimyasal yolla polimerize edildi. Bu kompozitlere kimyasal yolla polimerize olan, otopolimerizan veya kendi kendine polimerize olan kompozit rezinler de denir (14,35). Kimyasal yolla polimerize olan kompozitler polimerizasyon başlatıcı ve hızlandırıcıdan oluşan pasta+likit veya pasta+pasta komponentlerinden oluşur. Polimerizasyon başlatıcı olarak benzoil peroksit (BP) ve polimerizasyon hızlandırıcı olarak aromatik tersiyer amin etkinleştirici (N,N-dimetil-p-toluidin) içerirler. Bu iki kısım karıştırıldığında, BP ve amin reaksiyonu ile oluşan serbest radikaller, daha sonra monomerler ile reaksiyona girip polimerizasyon başlatılır (14).



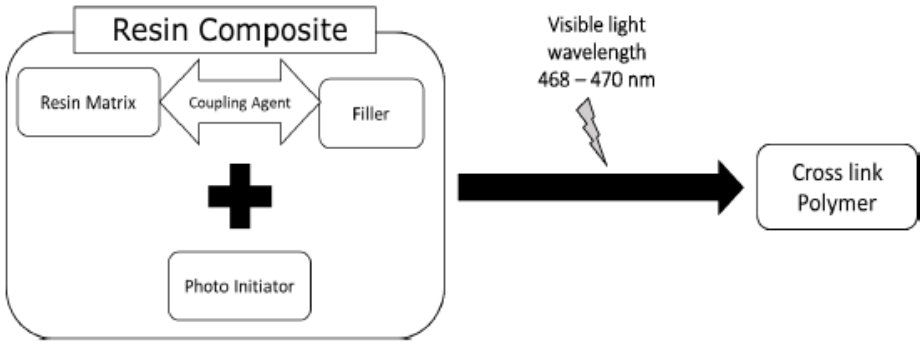
Şekil 12. Kompozit rezinlerin kimyasal yolla polimerize edilmesi (30)

Bu kompozitler sınırlı çalışma süresine sahip olup üçüncül aminler içerdiklerinden birkaç yıllık kullanımdan sonra sarıya veya turuncuya dönüşen, uzun vadede zayıf renk stabilitesine sahiptirler (35). Bu sebeplerden dolayı çoğu otopolimerizan kompozitler artık doğrudan restorasyonlardan ziyade rezin bazlı yapıştırma simanları veya kor materyalleri olarak kullanılmaktadır (14,35).

Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Işıkla polimerize edilen kompozitler, 410–500 nm dalga boyu aralığında mavi ışıkla sertleşen bir ünite aracılığıyla ışık yoluyla polimerizasyona tabi tutulur. Günümüzde neredeyse tüm dental restoratif kompozitler, UV polimerizasyon sistemleri ile karşılaştırıldığında daha güvenli olan görünür ışıkla polimerize olan kamforkinon (CQ) ve ko-başlatıcı olarak tersiyer amin içeren başlatma kompleksini içerir. CQ/amin sisteminin

mekanizması, BP/amin kimyasal başlatma sisteminkinden farklıdır. Görünür ışığa maruz kaldığında, CQ önce enerji absorbsiyonu ile uyarılır. Uyarılmış üçlü haldeki CQ molekülü, uyarılmış kompleks oluşturmak için bir amin ile elektron transferi yoluyla hızla etkileşime girer ve ardından yeni bir bileşik oluşturmak için aminden hidrojeni çıkarır. Uyarma enerjisi, işlem sırasında amin molekülüne aktarılır, a-amino-alkil radikali, polimerizasyonu başlatmada nispeten inaktif CQ-ketil radikalinden daha etkilidir (14).



Şekil 13. Kompozit rezinlerin ışıkla polimerize edilmesi (30)

Işıkla ile polimerize olan kompozit rezinlerin polimerizasyonunu başlatmak için ultraviyole (UV) veya görünür ışık kullanılır (14). Günümüzde, ışık ile polimerize olan kompozit rezinler için halojen ışık kaynakları, plazma ark ışık kaynakları, lazer ışık kaynakları ve light-emitting-diode (LED) ışık kaynakları bulunmaktadır (16,24). En çok kullanılanları halojen ve LED ışık kaynaklarıdır. LED ışık kaynaklarının diş hekimliğinde kullanımları, 1990'larda mavi diyotların geliştirilmesiyle başlamıştır. Araştırmalar, 100 mW/cm^2 yoğunlukta polimerizasyon derinliğinin ve rezin monomer dönüşüm aralığının LED ışık kaynağında halojen ışık kaynağından çok daha iyi olduğunu göstermiştir (24). Yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için gereken minimum enerji 300 mW/cm^2'dir (16).

Işıkla polimerize olan kompozitlerin en önemli avantajlarından biri polimerizasyon başlatılmasının dışardan kontrol edilmesidir. Bu sayede restorasyonun polimerizasyondan önce şekillendirilebilme imkânı ve şekillendirilebilmesi için yeterli çalışma süresi sağlanır. Işıkla polimerize olan kompozitlerin bir diğer avantajı ise üçüncül aminlerin ortadan kaldırılmasıyla renk kararlılığının sağlanmasıdır (35).

Işıkla polimerize olan kompozitler görünür ışık tarafından tetiklenip erken polimerizasyon oluşabileceğinden, bu materyaller opak, çoğunlukla siyah tüpler içinde saklanmaktadır (28).

Isı ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Isı ile polimerize olan kompozit rezinler, artık monomer miktarının azaltılmasına yardımcı olabilecek ısı içeren ağız dışı kürleme ile polimerize edilir. Bu artık monomer miktarının azaltılmasıyla kompozit rezinin mekanik özelliklerinde gelişmeler sağlanır (14).

Hem Kimyasal Hem de Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olma teknolojilerini kullanan bu materyallere dual-cure kompozit rezinler de denir. Bu kompozitlerde, polimerizasyon reaksiyonu, görünür ışığa maruz bırakılarak başlatılır ancak reaksiyon, ışığın yokluğunda zamanla yavaş yavaş devam eder. Bu kompozit rezinler endodontik postların simantasyonunda ve kor materyali olarak yaygın kullanılırlar (14,35).

2.3.3. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, viskozitelerine göre sınıflandırılabilir. Üniversal restoratif materyaller, formülasyonlarına bağlı olarak bir şırınga veya el aleti yardımıyla yerleştirilebilen farklı yoğunluklara sahip olabilmektedir (33).

Tepilebilir (Kondanse Olabilen) Kompozitler

Kondanse olabilen kompozitler 1990'ların sonunda amalgama bir alternatif olarak posterior restorasyonlarda kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Bu kompozitler, geleneksel kompozitlere göre daha visköz, daha az yapışkandır. Viskozite artışı, inorganik partikül boyutunun artırılması, fiberlerin dahil edilmesi ve inorganik doldurucu yüzdesinin artırılmasıyla elde edilir (16,24). Viskozite artışı sayesinde geleneksel kompozitlere göre daha kolay şekillendirilip sıkı interproksimal kontak temasları elde etmede kolaylık sağlamaktadır (14,16,24,33). Bu sebeplerden dolayı kondanse olabilen kompozitlerin ana endikasyonları sınıf II kavitelerdir (24).

Kondanse olabilen kompozitlerin fiziksel özellikleri, geleneksel hibrit kompozit rezinlerden daha üstün değildir. Başlıca dezavantajları, tabakalama sırasında kompozit tabakaları arasında uyum sağlamada zorluk, inorganik doldurucu partiküllerinin büyük olması nedeniyle aşınma direncinde düşüş ve ön dişlerde estetiğin kötü olmasıdır (16,24,35).

Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozitler diş hekimliğinde ilk kez 1996 yılında piyasaya sürülmüştür (14). Akışkan kompozitler genel olarak hacimce %50-70 olan doldurucu içeriğinin %37-53'e düşürülmesiyle (39) veya akışkanlığı artıran sürfaktan gibi modifiye edici ajanların eklenmesiyle daha düşük viskozitede üretilir. Viskozitenin düşürülüp akışkanlığı artırılan, bu kompozitler enjeksiyon tekniği ile kavitenin küçük kenar veya köşelerine rahatça uygulanabilmektedir (14,33).

Akışkan kompozitlerin avantajları; her düzensizliğe rahatça nüfuz etmeyi sağlayan yüksek ıslanabilirlik, hava kabarcığı oluşumunu engelleyen minimun kalınlıkta tabakalar oluşturabilme, stresin yoğun olduğu alanlarda kullanım kolaylığı sağlayan düşük elastisite modülü, yüksek esneklik ve çeşitli renk seçeneklerinin bulunmasıdır (16,24,41). Dezavantajları; inorganik doldurucu oranının düşük olması ve buna bağlı olarak polimerizasyon büzülmesinde artma, aşınma direncinde, fiziksel ve mekanik özelliklerde azalma olmasıdır (14,24).

Birinci nesil akışkan kompozitler daha düşük doldurucu içerikleri ve daha düşük elastik modülleri nedeniyle yalnızca liner veya pit ve fissür örtücü olarak kullanılırken organik rezin matriks ve inorganik doldurucuların geliştirilmesiyle yeni nesil akışkan kompozitler minimal invaziv kavite preparasyonlarında, kole çürüklerinde, abrazyon/abfraksiyon gibi kole aşınmalarında, kompozit restorasyonların tamirinde gibi daha geniş bir uygulama alanına sahiptirler (14,16). Bu kullanım alanlarıyla birlikte en yaygın kullanımı geniş arka grup kavitelerde kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak oluşabilecek aralık oluşumunu ve streslerin yan etkilerini ortadan kaldırmak amacıyla kavite tabanına bağlayıcı sistemin uygulanmasından sonra 0.5 mm kalınlığında stres kırıcı kaide materyali olarak kullanılmasıdır (35).

2.4. Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler

2.4.1. Kendinden Bağlanabilen (Self-Adeziv/ Kendinden Adezivli) Kompozit Rezinler

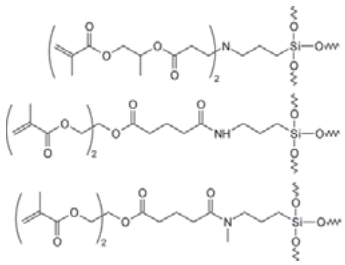
Amalgam gibi direkt yerleştirilen materyaller ile kompozit rezinler karşılaştırıldığında kompozitlerin ana handikaplarından biri restoratif prosedürün teknik duyarlılığıdır. Kompozit rezinlerin uygulanmasında en hassas adım olan adeziv uygulamasını ortadan kaldırarak kompozit restorasyon uygulama prosedürünü sadeleştirmek amacıyla kendinden bağlanabilen kompozit rezinler geliştirildi (42). Üretilen tüm kendinden

bağlanabilen kompozit rezinler akışkan kıvamda olup bu düşük viskoziteleri sayesinde ilk tabakada adaptasyonu artırmak için tasarlanmış materyallerdir. Bu materyaller, 4-metakriloksietil trimelitik (4-MET) asit, gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) monomerleri, 10-MDP monomeri ve benzeri gibi, mine ve dentin yüzeylerini aşındırabilen veya hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanabilen kendinden asitli ve/veya kendinden adezivli monomerler içerirler (14). GPDM monomeri asidik olan fosfat grubu sayesinde diş yüzeyinde mikroretantif bir yüzey oluşturarak diş sert dokusundaki kalsiyum ile kimyasal bağ kurarken; diğer taraftan molekülün diğer ucunda bulunan metakrilat grupları başka monomerlerle çapraz bağlanma ve kopolimerizasyon yaparak ağ yapısı oluşturulabilmektedir. (42).

Polimerize monomerler ve kısmen demineralize kollajen fibrilleri arasında mikromekanik kilitlenme olduğuna dair bazı kanıtlar bulunmaktadır. Bununla birlikte, oldukça yakın zamanda yayınlanan birkaç çalışma, rezin bazlı self adeziv restoratif akışkan kompozitlerin bağlanma mukavemeti değerlerinin, diş yapısına adeziv ve kompozitin ayrı ayrı uygulananlar kadar yüksek olmadığını göstermiştir. Sonuç olarak, kendinden adezivli kompozitler için araştırma ve klinik değerlendirmelere ihtiyaç duyulmaktadır. Kendinden adezivli kompozit rezinler minimal invaziv girişimsel kavitelerde ya da sınıf II kavitelerde liner olarak kullanılabilmektedir (14,42).

2.4.2. Ormoserler

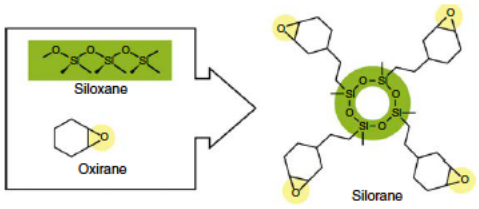
Ormoserler solüsyon ve jelleşme (sol-jel) işlemi ile sentezlenmiş ve kompozit rezinlerde yaygın olarak kullanılan Bis-GMA veya TEGDMA gibi klasik monomerleri içermeyen hibrit polimerler olarak 1998 yılında tanıtıldı. Ormoser adı, organik olarak modifiye edilmiş seramiğin kısaltmasıdır. Bu ürünler, inorganik silanlı doldurucu partikül ile inorganik-organik kopolimerler içermektedirler. Sol-jel işlemi, alkoksi gruplarının hidrolizi yoluyla bir silika camı üretmek için çok işlevli üretan ve tiyoeteroligo (met)akrilat alkoksi silanların polimerizasyonunu indükler. Bu işlem, polimerin inorganik alanında organik yan zincirlere sahip uzun inorganik silika zincirlerinden oluşan bir matriks ile sonuçlanır. Monomer molekülünün büyük boyutu, polimerizasyon büzülmesini, aşınmayı ve kompozit rezinlerden monomerlerin sızması engeller (24,38,39,43). Ayrıca doğal diş yapısına benzer bir termal genleşme katsayısına sahiptirler (44).



Şekil 14. Dimetakrilat ormoserlerin yapısı (44)

2.4.3. Siloranlar

Metakrilat bazlı kompozit rezinlerin bileşimindeki son teknolojik gelişmelere rağmen, polimerizasyon sırasında dimetakrilat monomerlerinin hacimsel büzülmesinden kaynaklanan stres bir sorun olmaya devam etmektedir. Bu durum marjinal bütünlüğün azalmasına ve post-operatif problemlere neden olabilmektedir (27). Bu zorluklar, Weinmann ve ark. tarafından oksiran ve siloksan moleküllerinin reaksiyonundan elde edilen "siloran" olarak adlandırılan yeni bir monomer sisteminin geliştirilmesine yol açmıştır (23,44). Yeni rezinin her bileşeninin avantajlarının birleştirildiği iddia edilmektedir. Siloksan molekülü sayesinde artan hidrofobiklik bu sayede kompozit rezinlerde su absorbsiyonu, çözünürlük azalırken renk stabilitesi artar. Oksiran molekülü sayesinde katyonik halka açılımı ile polimerize olup polimerizasyon büzülmesi azaltılmıştır. Bileşimin hacimce %58'ini oluşturan ortalama boyutu 0.47 µm olan silanize kuvars monomerleri, dimetakrilat bazlı kompozit rezinlere benzer fiziksel özellikler sağlar (23,27,38,44,45). Siloranlar, metakrilat yapıdaki kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek dayanıklılık sergilemektedirler (17).



Şekil 15. Siloran yapısının şematik görünümü (28)

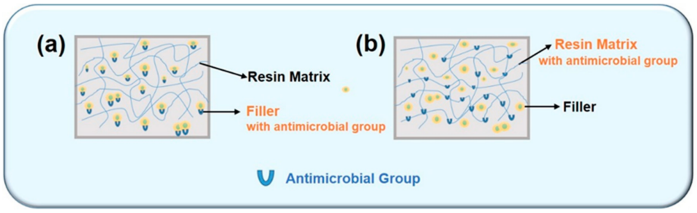
Günümüzde bu materyaller, kendilerine özel bir adeziv sistemle uygulanmaları, renk seçeneklerinin az olması, klinik kullanım alanlarının Sınıf I. ve II. kavitelerin restorasyonuyla yani arka grup dişlerle sınırlı olması gibi sebeplerden dolayı yaygın olarak kullanılmamaktadırlar (17,28).

2.4.4. İyon Salabilen (Smart) Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerle ilgili en büyük amaçlardan biri ağızdaki pH değişikliklerine göre iyon salabilen, sekonder çürüğü engelleyebilen ve çürüğe neden olan bakterileri inhibe edebilen kompozit rezinlerin geliştirilmesidir. Kompozit rezinlerin yapısına eklenen florür, kalsiyum, hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar sayesinde bu durumun gerçekleşebileceği düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda ise kompozit rezinin yapısının iyon serbestleşmesine kısıtlı ölçüde izin verdiği ve bu durumun çok kısa ömürlü olduğu görülmüştür. Bu amaçla üretilen materyaller beklentileri karşılayamadıkları için varlıklarını sürdürememişlerdir (17).

2.4.5. Antimikrobiyal Kompozit Rezinler

Dental kompozit rezinler yeterli mekanik özelliklere sahip olmalarına rağmen, sekonder çürüğe sebep olan bakteri adezyonu ve plak akümülasyonuna izin veren yüzeye sahip olmaları en önemli dezavantajlarından biridir. Bu nedenle dental kompozit rezinlerin etkili ve uzun süreli antimikrobiyal özellik sergilemeleri, klinik uygulamalar için önem taşımaktadır (46,47). Kompozit rezinlerde antimikrobiyal özellikler geliştirme yaklaşımları iki tipe ayrılabilir: Doldurucuya eklenenler ve rezin matrikse eklenenler (şekil 16) (46). Antimikrobiyal materyaller bu etkilerini ya uzun süredir temas halinde olan bakterileri öldürerek (bakterisidal etki) ya da bakteri adezyonunu önleyerek gösterirler (42).



Şekil 16. Antimikrobiyal kompozit rezinler: (a) Doldurucuya eklenenler ve (b) rezine eklenenler

Doldurucuya eklenenler esas olarak işlevsel doldurucu yüzeylerine antimikrobiyal ajanların dahil edilmesidir. Doldurucuya eklenen antimikrobiyal bileşenler genellikle hızlı bir şekilde salınmalarından dolayı antimikrobiyal etkinlikleri hızla kaybolmaktadır (46).

En sık kullanılan antibakteriyel ajanlardan biri olan klorheksidin, düşük pH'da yüksek çözünürlüğü nedeniyle düşük pH'lı ortamlarda hızla salınırlar. Salım hızı kompozit rezinin hidrofilitesinden de etkilenerek iki hafta içinde antibakteriyal aktivitelerini kaybederler (48). Klorheksidin bu antibakteriyal etkisini, hücre canlılığını azaltan mitokondriyal hasar oluşturarak gerçekleştirir (47).

Rezin matrikse eklenen tipte ise amaç, kovalent bağlanma yoluyla salınan antimikrobiyal bileşenleri en aza indirgeyerek kompozit rezinlerin uzun dönem antimikrobiyal özelliklerini korumaktır. Dental kompozit rezinlerin organik matriksine 12-metakriloiloksi-dodecyl-piridinium bromide (MDPB), 2-methakriloiloksietil fosforilkolin (MPC), kuarterner amonyum metakrilatlar (QAMs) bileşenleri eklenerek antimikrobiyal etki sağlanmaya çalışılmaktadır (46).

QAMs'ın antimikrobiyal etkileri kuarterner amonyum grubu üzerindeki katyonik yüke dayanır (16). Pozitif yüklü kuarterner amin grubu sayesinde negatif yüklü bakteri membranı ile etkileşime girip membran bozulmasına ve sitoplazmik sızıntıya yol açarlar. Uzun zincirli kuarterner amonyum bileşiklerinin özellikle bakteri membranına etkili olabileceği bunun sonucunda bakteriyel adezyonu azaltabildikleri ve bakterisidal etkiler gösterdikleri için kompozit rezinlere dahil edilmiştirler (42,48).

Negatif yüklü yüzeyler, yüksek derecede hidrofobik veya hidrofilik yüzeyler ve nano boyutta pürüzlülüğe sahip yüzeyler de bakteri adezyonunu azaltıcı etki gösteriri. Bakteri hücreleri negatif yüklü olduğundan, negatif yüklü bir yüzey bakteriyi iterek bakteri adezyonunu sınırlar. MPC yan zincirde fosfolipid polar gruba sahip bir metakrilattır. MPC sahip olduğu bu polar tabaka sayesinde yüzeyleri yüksek derecede hidrofilik hale getirir. Bu hidrofilik özelliğinden dolayı protein adsorbsiyonunu ve bakteriyal adezyonu önler (42).

2.4.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla yapılarına farklı özellikte fiberlerin eklenmesiyle oluşan kompozitlere fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler denir. Diş hekimliğinde başlıca kullanılan fiberler; cam fiber, poliester fiber, karbon fiber, aramid fiber ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberlerdir. Bu fiberler matriks içinde gömülü olarak bulunmaktadır. Matriks yapının amacı materyale gelen kuvvetleri en güçlü kısım olan fiberlere aktarmak ve fiberleri nem etkisinden korumaktır. Çekme stresine dirençli olan bu kompozitler çatlak durdurucu görevi görebilirler. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin endikasyonları arasında, splint uygulamaları, geniş madde kayıplı ve

kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonu bulunmaktadır (17). Fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyonlarda karşılaşılan problemler arasında zamanla kaplama kompozitinin aşınması, ufalanması, delaminasyonu ve kaplama kompozitinde oluşan kırıklardır. Bu kompozitlerin avantajlarından biri de kolay, hızlı ve ekonomik bir şekilde onarılabilir olmalarıdır (49).

2.4.7. Bulk Fill Kompozit Rezinler

Diş hekimliğinde kompozit rezinler posterior restorasyonlarda amalgamın yerini alarak uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır (5). Fakat amalgam gibi direkt yerleştirilen materyaller ile kompozit rezinler karşılaştırıldığında kompozit rezinlerin sahip olduğu handikaplardan biri restoratif prosedürün teknik duyarlılığıdır (42). Geleneksel kompozit rezinlerde 2 mm kalınlığı geçmeyecek şekilde tabakalı yerleştirilme tekniği altın standart olarak kabul edilmektedir (4,5). Bu tabakalı yerleştirme tekniğinde özellikle geniş restorasyonlarda her bir tabakayı ayrı ayrı polimerize etmek hem hekim hem de hasta için zaman alıcı bir işlem olup tabakalar arasında hava kabarcığı veya nem kontaminasyonu oluşma olasılığı da artar (5,42). Bunlara bağlı olarak tabakalar arasında zayıf bir bağlanma oluşabilmektedir (50). Bu nedenle tekniği sadeleştirerek zamandan dolayısıyla maliyetten tasarruf etmek amacıyla bulk fill kompozit rezinler geliştirilmiştir (42). Bulk fill kompozit rezinlerin mevcut tabakalı yerleştirme tekniği yerine tek tabakada 4 mm kalınlıkta yerleştirilebilmektedir. Böylelikle daha az tabakalamaya ihtiyaç olup tedavi süresi kısalmaktadır (51).

Bulk fill kompozitler 4 mm kalınlıktaki tabakalar halinde uygulanmalarına rağmen polimerizasyon büzülmesi üzerinde olumsuz bir etki yaratmamaktadır. Üreticiler, bu materyallerin polimerizasyon büzülmelerinin, yaygın olarak kullanılan akışkan ve geleneksel kompozit rezinlerden bile daha düşük olduğunu ileri sürmektedir. Bu sayede polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan problemler azalmaktadır (5).

Genel olarak, posterior restorasyonlarda bulk-fill kompozit rezinlerin kullanımı in vitro çalışmalarda test edildiğinde tüberkül deformasyonunu ve polimerizasyon stresini azaltıp kırılma direncini artırdığı gösterilmiştir (42).

Bulk Fill Kompozitlerin Yapısı

Bulk fill kompozitlerin kimyasal yapısı temelde geleneksel kompozit rezinlere benzerlik göstermektedir (36). Fakat daha kalın tabakalarda uygulanıp yeterli

polimerizasyon derinliğinin sağlanması için bu kompozitlerin yapısında çeşitli değişiklikler yapılmıştır (5). Bu değişikliklerden biri AUDMA (aromatik UDMA) ve AFM (ilave fragmentasyon monomeri / addition fragmentation monomers) gibi polimerizasyon stresini azaltıp kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirecek monomerlerin organik matrikse dahil edilmesidir (52). Bir diğer değişiklik ise yeni foto başlatıcıların veya daha yüksek konsantrasyonlarda konvansiyonel foto başlatıcıların eklenmesidir. Bu bağlamda Tetric Evo Ceram Bulk Fill'de yeterli polimerizasyon derinliğinin sağlanması için germanyum bazlı bir başlatıcı olan "Ivocerin" ilave edilmiştir (4). Ayrıca bulk fill kompozitlerde yeterli polimerizasyon derinliğini sağlamak amacıyla daha büyük boyutta doldurucu partiküllerin kullanılması, doldurucu partiküllerin yoğunluğunun azaltılması veya daha fazla yarı saydam doldurucuların kullanılması yapılan diğer değişikliklerdendir (3,4,42).

Ayrıca bazı üretici firmalar bulk fill kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla organik matrikse Bis-GMA yerine etoksillenmiş Bis-GMA (EBPDMA) kullanmışlardır. Organik matriks içerisindeki UDMA, TEGDMA ve EBPDMA'nın oluşturduğu polimer yapının Bis-GMA'ya göre daha esnek olup viskozitenin azaltıldığı bildirilmiştir. Bununla birlikte EBPDMA'nın Bis-GMA'ya göre daha hidrofobik olup su emilimine bağlı renklenme riskini azaltmaktadır (53).

Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Bulk-fill kompozit rezinler viskozitelerine göre düşük ve yüksek viskoziteli olarak sınıflandırılmıştır (3,5,50,51). Düşük viskoziteli bulk fill kompozitler (akışkan bulk fill kompozit rezinler) daha düşük doldurucu içeriğine sahiptirler. Liner olarak veya minimal restorasyonlarda kullanılırlar (54). Azaltılmış doldurucu yükü ve doldurucu bileşimi nedeniyle mekanik özellikleri yetersizdir. Bu kompozitler sahip oldukları düşük mekanik özelliklerden dolayı geleneksel bir kompozitle veya yüksek viskoziteli bulk fill kompozitle 2 mm'lik kaplama tabakasına ihtiyaç duyarlar (55).

Yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinler daha yüksek doldurucu içeriğine sahiptirler. Sahip oldukları bu özellik sayesinde akışkan bulk fill kompozitlerden daha iyi aşınma direncine ve geliştirilmiş mekanik özelliklere sahiptirler. Bu kompozitler akışkan kompozit rezinleri kaplamak için veya tek başlarına restorasyonları bitirmek için kullanılabilirler (54).

2.5. Kompozit Rezinlerin Özellikleri

2.5.1. Polimerizasyon Büzülmesi ve Stresi

Bir molekülün serbest hacmi, rastgele dönme ve termal hareketinden dolayı işgal ettiği hacimdir. Monomerler polimerlere dönüştürüldüğünde, polimer zincirin işgal ettiği hacim polimerize olmayan monomer moleküllerine göre daha sınırlı olduğu için serbest hacimde %1.5-5 oranında azalma meydana gelir. Hacimsel büzülme, kompozit ve diş yapısı arasında 13 MPa'ya varan yüksek büzülme gerilmelerinin gelişmesine neden olur (14,28). Polimerizasyon büzülmesi, diş yapısı ile restorasyon arasındaki bağı zayıflatabilir, bu durum restorasyon kenarlarında boşluklara, renklenmeye, post-operatif hassasiyete, tekrarlayan çürüklere, restorasyonların kırılmasına ve bu durumlara bağlı olarak restorasyon başarısızlığına sebep olabilir (14).

Metakrilat kompozitlerdeki polimerizasyon büzülmesi üreticiler tarafından monomerlerin önceden polimerize edilmesiyle, inorganik doldurucu miktarının artırılmasıyla, yüksek moleküler kütleli metakrilat monomerlerin kullanılmasıyla azaltılabilir (28). Bununla birlikte kompozit rezinlerin 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanması ve her tabakanın bağımsız olarak polimerize edilmesi polimerizasyon büzülmesinin etkisini azaltır. Net büzülme gerilimi daha azdır çünkü art arda eklemelerden önce daha küçük bir kompozit hacminin büzülmesine izin verilir (28).

2.5.2. Isısal Genleşme Katsayısı

Kompozit rezinlerin ısısal genleşme katsayısı (25-68×10−6/°C) dentin (8,3×10−6/°C) ve minenin (11,4×10−6/°C) ısısal genleşme katsayısından daha yüksektir. Isısal genleşme katsayısındaki bu farklılık kompozit rezinin mine ve dentin dokusu arasında oluşan bağlanmayı olumsuz etkilemektedir. Kompozit restorasyonlar ile diş sert dokularının ısısal genleşme katsayıları arasındaki fark arttıkça mikrosızıntıya, erken dönemde bağlantı sorunlarına ve materyalde yorgunluğa sebep olabilmektedir (28).

2.5.3. Su Emilimi ve Çözünürlük

Bir restoratif materyalin ağız ortamında uzun ömürlü olması bozulmaya karşı direnci ile doğrudan ilişkilidir. Bu nedenle, su emiliminin ve çözünürlüğün değerlendirilmesi, materyalin davranışını ve klinik performansını tahmin etmek için önemlidir (38). Silanın, inorganik doldurucular ile organik matriks arasında oluşturduğu bağın bağlanma kalitesi ve kararlılığı su emiliminden etkilenmektedir (28). Ayrıca su, kompozit rezinlerin polimer

yapısına nüfuz ederek polimerlerin kimyasal olarak kademeli bozulmasına sebep olur. Organik matriksin aşamalı olarak bozulması, içinden oligomerlerin ve monomerlerin salınmasına neden olur (2). Sonuç olarak su emilimi kompozit rezinde bozulma ve sızıntıya sebep olarak aşınmaya karşı direncin azalmasına, restorasyonun renklenmeye olan duyarlılığının artmasına sebep olur. (28). Bu nedenle kompozit rezinlerin hidrofobik özelliklerinin geliştirilmesi restorasyonların uzun dönem başarısı için oldukça önemlidir (36).

2.5.4. Aşınma Direnci

Birbirine temas eden iki yüzey arasındaki fiziksel etkileşimin bir sonucu olarak materyalin yüzeyinde oluşan madde kaybına aşınma denir. Kompozit restorasyonların aşınmasında erozyon, abrazyon, çiğneme kuvvetleri, dişlerin sertlik dereceleri, gıda maddeleri, ağız likitleri, ısı ve materyallerin kullanımına bağlı oluşan yorgunluk gibi birçok faktör etkilidir (14,28). Kompozitlerin aşınma direnci esas olarak rezin içeriği ve doldurucu partiküllerin dağılımı ile belirlenir. İnorganik doldurucu miktarındaki artış kompozit rezinlerin aşınma direncini artırmaya yardımcı olabilmektedir. Daha küçük küresel inorganik doldurular daha iyi mekanik dayanım ve daha yüksek aşınma direnci sağlar (14,28).

2.5.5. Estetik ve Renk Stabilitesi

Kompozit restorasyonların estetik olarak kabul edilebilir olmaları için doğal dişlerle uyumlu bir renge sahip olup bu rengi uzun dönem korumaları gerekmektedir. Zamanla restorasyonlarda görülen renk değişikliği ve çevredeki doğal dişlerle olan renk uyumunun kaybı, restorasyonların değiştirilmesini gerektirebilmektedir. Polimer matriks içinde oluşan stres çatlakları ve hidrolizin bir sonucu olarak doldurucu partiküllerin organik rezinden kısmi ayrılmasına bağlı olarak restorasyonun opaklığı artıp görünümü olumsuz etkileyebilmektedir. Ayrıca polimer matriks içindeki su değişiminden, reaksiyona girmemiş polimer bölgeleri, başlatıcı ve hızlandırıcı etkileşimden kaynaklanan oksidasyon sonucunda da renk bozulması meydana gelebilir (28).

2.5.6. Radyoopasite

Restorasyonlarda kullanılan materyallerin radyoopasiteleri, kompozit rezin ile diş yüzeyleri arasındaki bölgelerin radyografik olarak ayırt edilebilmesi açısından önemlidir. Kuvars, lityum alüminyum camlar ve silika gibi doldurucu partiküller radyoopak özellik

göstermezler. Bu nedenle modern kompozitlere baryum, stronsiyum ve zirkonyum gibi yüksek atomik ağırlığa sahip elementler dahil edilerek radyoopak hale getirilir (28).

2.6. Kompozit Restorasyonlarda Yüzey Bitirme ve Cila İşlemleri

Bitirme, ideal anatomik formu elde etmek ve gerekli oklüzal ayarlamaları tamamlamak için restorasyonun şekillendirilmesini ifade ederken; cilalama, bitirme aletleri tarafından oluşturulan yüzey düzensizliklerinin azaltılıp parlak bir yüzey elde etmeyi ifade eder (56). Ayrıca bitirme işlemi kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında restorasyon yüzeyinde toksik, mekanik kuvvetlere karşı dirençsiz olan oksijen inhibisyon tabakasının da uzaklaştırılmasını sağlamaktadır (57). Yüzey bitirme ve cila işlemleri, kompozit restorasyonların uzun ömürlü olmalarını sağlamak için önemlidir. Bir kompozit restorasyonun yüzey pürüzlülüğü, dental biyofilm akümülasyonuna ve bakteri adezyonuna duyarlılığı artırıp potansiyel olarak diş-kompozit rezin ara yüzlerine bitişik ikincil çürüklerin ve periodontal problemlerin oluşmasına sebep olabilmektedir. Ayrıca yüzey pürüzlülüğü restore edilmiş dişin aşınma potansiyelini de etkilemektedir. Yüzey pürüzlülüğü aynı zamanda boyanmaya karşı direnci ve kompozit restorasyonların yansıması dahil optik özellikleri de etkileyebilmektedir (54,43). Kompozit rezinlerin pürüzlü yüzeylerinde pigment absorbsiyonu daha yüksek olup zamanla restorasyonun renk değişimine neden olur (41).

Kompozit restorasyonların bitirilmesi ve cilalanması için çeşitli aşındırıcılar mevcuttur. Alüminyum oksit, elmas aşındırıcılar, karbid bileşikleri ve silikon dioksit bu aşındırıcılara örnek olarak verilebilir (37,56,58).

Doldurucu partiküllerinin doğası ve boyutu, doldurucu miktarı, cilalanacak yüzeylere erişim gibi faktörler bir kompozit restorasyonun cilalanabilirliğini etkilemektedir (56).

Çalışmalar, hastaların 250 ile 500 nm arasındaki pürüzlülüğü tespit edebildiğini bildirmektedir. Bu sebepten dolayı restorasyonların maksimum yüzey pürüzlülüğünün 500 nm olması gerektiği öne sürülmüştür (43).

2.7. Diş Aşınmaları

Diş aşınmaları, ağız içinde diş çürüğü dışında kronik yıkıcı bir sürece bağlı olarak diş dokusunda oluşan patolojik kaybı ifade eder. Çürüksüz servikal lezyonlar (servikal aşınma), mine-sement birleşiminde diş dokusunun kaybı olarak tanımlanır. Diş aşınmaları

oluşumunda rol alan etkene bağlı olarak atrizyon, abfraksiyon, abrazyon ve erozyon olarak sınıflandırılır (59).

Klinik çalışmalar ve gözlemler, servikal aşınma lezyonlarının sıklıkla dişlerin vestibüler, nadiren lingual veya proksimal yüzeylerinde oluştuğu bildirilmiştir. Bu aşınmalar kesici, köpek ve küçük azı dişlerinde daha çok gözlenmekle birlikte maksillada mandibulaya göre daha yaygın oluşmaktadır (59).

2.7.1. Abfraksiyon

Abfraksiyon terimi Grippo tarafından oklüzal kuvvetlerin servikal bölge boyunca mine ve dentinde gerilimler yarattığı; oluşan bu gerilimlere bağlı olarak mine-sement birleşiminde diş sert dokularında kırılma ve madde kaybı olarak tanımlanmıştır (59,60). Abfraksiyon lezyonları en yaygın olarak dişlerin servikal bölgesinde, tipik olarak keskin iç ve dış çizgi açılarına sahip kama şeklinde oluşurlar. Ayrıca abfraksiyon lezyonları dişleri erozyon ve abrazyon aşınmasına duyarlı hale getirir (59).

2.7.2. Abrazyon

Abrazyon, bir maddenin veya yapının mekanik bir işlemle aşınmasını anlatan Latince "abrasum" (kazımak) fiilinden türetilmiş bir terimdir. Dental abrazyon, aşındırıcı maddelere veya anormal alışkanlıklara bağlı olarak dişlerin yüzeylerinde oluşan patolojik sert doku kaybıdır (61).

Abrazyon lezyonlarının yeri ve şekli etkenine bağlı olarak değişmektedir. Dişlerin insizal yüzeylerinde görülen abrazyon lezyonları pipo içmek, tırnak yemekten kaynaklı oluşabileceği gibi ağızda çivi tutan marangoz, iğne ısıran terzi gibi mesleki alışkanlıklardan da kaynaklı oluşabilmektedir. Dişlerin proksimal kök yüzeylerinde görülen abrazyon lezyonları yanlış diş ipi veya kürdan kullanımına bağlı oluşmaktadır. Dişlerin servikal yüzeylerinde oluşan abrazyon lezyonları ise yanlış diş fırçası seçimi, yanlış fırçalama tekniğine ve süresine bağlı olarak gelişmektedir (61). Oluşan bu abrazyon lezyonları ağız içinde kenarları keskin lezyonlar olarak görülür (59).

2.7.3. Atrizyon

Atrizyon terimi, Latince bir şeye sürtünme eylemini tanımlayan "attritum" fiilinden türetilmiştir (61). Atrizyon dış mekanik bir etken olmaksızın dişler arasında sürtünme ve çiğneme sonucunda diş sert dokularında (mine veya dentinde) meydana gelen aşınmadır (59). Atrizyon, fizyolojik ve patolojik olarak ikiye ayrılabilir. Yaşla birlikte dişler arasındaki

normal sürtünme ve çiğneme kuvvetinin, yavaş ve sürekli olmasıyla dişlerin okluzal kısımlarında meydana gelen aşınmaya fizyolojik atrizyon; kişinin yaşına göre erken dönemde beklenenden fazla miktarda diş sert dokularında yıkım oluşmasına patolojik atrizyon denir (61).

Atrizyon lezyonları genellikle dişlerin insizal veya okluzal yüzeylerinde görülürken bazen proksimal yüzeylerde de oluşabilmektedir. Atrizyon lezyonları klinik olarak başlangıçta, dişlerin tüberkül tepelerinde veya kesici kenar üzerinde küçük cilalı bir faset görünümündeyken; ileri evrelerde dentin kaybına neden olabilir (61).

Fizyolojik atrizyonda sekonder dentin yapımı aşınma sürecini dengede tuttuğundan, herhangi bir tedavi gerektirmez. Maloklüzyon ve bruksizm olduğunda kalan dişler için okluzal ayarlama ve splint tedavisi endike olabilir. Şiddetli aşınmanın görüldüğü patolojik atrizyonda etkilenen dişlerde fonksiyonu ve estetiği iyileştirmek için aşınma miktarına bağlı olarak ilgili dişlerin kompozit restorasyonu, sabit veya hareketli protezler uygulanması veya çekimi gerekebilir (61).

2.7.4. Erozyon

Diş erozyonu, bakteri plağı kökenli asitleri içermeyen, kimyasal (asit) etkenlerin diş yüzeyinde mineral kaybı oluşturması sonucunda mine ve dentin kalınlığının azalmasına ve aynı zamanda kalan dokularda yapısal değişikliklere sebep olan çok faktörlü bir durumdur. Erozyona sebep olan asit kaynakları iç kaynaklı (intrinsik) veya dış kaynaklı (ekstrinsik) olabilmektedir. Asitli yiyecek ve içecekler, diş erozyonuna neden olan en yaygın dış kaynaklı faktörlerdendir. Bunların yanı sıra asetilsalisilik asit gibi ilaçlar, kimyasal veya galvanik fabrikalardaki asidik dumanlar da dış kaynaklı faktörlerdendir. Meyveler, meyve suları ve yoğurt gibi sağlıklı yiyecek ve içecekler de asitlikleri nedeniyle erozyona neden olabilmektedir (62–65). İçsel asit kaynakları mideden kaynaklanır. Anoreksiya ve bulimia nervoza gibi yeme bozuklukları veya asit reflü regürjitasyon ile ilişkilidir (59). Genel olarak düşük pH'nın dişler üzerindeki eroziv etkisi daha fazladır. Eroziv yoğunluk tükürüğün kalitesi ve miktarı ile değişmektedir (62–65).

İlk aşamalarda, erozyon lezyonları mat bir yüzeye sahip sığ defektler olarak görünür. Süreç devam ettikçe, kasp tepelerinde çukurluklar ve yuvarlaklıklar belirginleşir. İleri evrelerde dişin morfolojisi tamamen etkilenebilir. Restorasyonlar varsa, bunlar, restoratif materyal adacıklarına benzeyen bitişik diş yapısının üzerinde yükselmiş gibi görünürler. Bunun nedeni, eroziv asitlerin restoratif materyalleri diş dokularını etkilediği gibi

etkilememesidir (66). Servikal aşınmanın ilerlemesi ile Sınıf V restorasyonlar gerektiren kama şeklindeki lezyonlar gelişebilir (67). Gastrointestinal reflü ile ilişkili erozyon, maksiller dişlerin palatal ve oklüzal yüzeylerinde, mandibular arka dişlerin bukkal ve oklüzal yüzeylerinde iç bükey çöküntüler olarak görülür (61).

Erozyondan mustarip hastaların 6 ay boyunca ortalama 36.5 μm diş aşınması (17,6–108,2 μm aralığında) olduğu gösterilmiştir. Ayrıca, erozyona uğramış mine yüzeylerinin yumuşatılmış bölgeleri, normalde küçük sayılabilecek fiziksel kuvvetlere karşı oldukça hassastır (64).

Diş erozyonu multifaktöriyel bir durumdur ve zamanla hastaya ve/veya beslenme alışkanlıklarına bağlı faktörlerin etkileşimi lezyonun ilerlemesine veya yüzeyin korunmasına neden olabilir (68). Diş hekimleri, etiyolojik faktörlerin kontrol altına alınmasına ve özel koruyucu önlemlerin uygulanmasına ek olarak, diş yapısında önemli bir kayıp olduğunda, kalan dokuları korumak, pulpa açığa çıkma riskini azaltmak ve dentin aşırı duyarlılığını kontrol etmek için aşınmış dokuların restorasyonunu önerebilir (66).

2.8. Yüzey Analiz Yöntemleri

2.8.1. Yüzey Sertliği

Yüzey sertliği, materyalin girinti veya penetrasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır. Dental materyallerin en önemli fiziksel özelliklerinden biridir (19). Çiğneme kuvvetine yüksek oranda maruz kalan posterior dişlerde restorasyonun yüzey mikrosertliği restorasyonun dayanıklılığı ve rijitliği açısından çok önemlidir (5,11). Rezin kompozitlerin sertliği, bu materyallerin ağız ortamındaki aşınma direnci ve uzun süreli stabilitesi ile yakından ilgili bir özelliktir (38).

Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri

Sertlik, bir test numunesinin standart bir kuvvet veya ağırlık ile girintilenmesiyle ölçülür. Simetrik şekilli girinti, girintinin derinliği, alanı veya genişliği için bir mikroskop altında ölçülür. Girinti boyutları daha sonra tablo halindeki sertlik değerleri ile ilişkilendirilir. Girintinin boyutları, penetrasyon direnci ile ters orantılı olarak değişir. Daha yumuşak materyaller için daha düşük kuvvette yükler kullanılır (69).

Ayrıca enstrümantasyondaki ilerlemeler, girintilemeyi boyut ölçeklerinde (makrodan nanoya) birçok farklı sistem ve çok sayıda bilimsel disiplin için yararlı bir araştırma aracı haline getirmiştir (51). Dental materyaller için makro ve mikro sertlik testleri endike olup

yaygın olarak kullanılmaktadır (70). Brinell ve Rockwell makrosertlik test yöntemiyken, Knoop ve Vickers mikrosertlik testleridir. Mikrosertlik testlerinde 9.8 N'den daha az kuvvet uygulanıp ortaya çıkan iz 19 μm'den daha az derinlikte oluşmaktadır. Bu mikrosertlik testleri daha küçük materyallerin sertliğini ölçmek için uygundur (71). Kompozit rezinlerin sertliği genellikle Vickers veya Knoop yöntemleri kullanılarak ölçülür. Bu yöntem, nispeten basit, yeniden üretilebilir ve tahribatsız olma avantajına sahiptir (51).

Brinell Sertlik Testi

Brinell sertlik testi, diş hekimliğinde kullanılan metalleri ve alaşımları test etmek için kullanılır. Yöntem, tipik olarak 1.6 mm çapında küçük bir küresel çelik veya tungsten karbid uç ile 123 N yük uygulanarak ölçülür. Yük 30 saniye uygulanır ve ardından kaldırılır, ardından girinti çapı dikkatlice ölçülür. Brinell sertlik testi, nispeten geniş bir çentik alanı oluşturur. Bu nedenle numunedeki ortalama sertlik değerini belirlemek için iyi olup belli bir kısmın sertliğinin değerini belirlemek için yetersiz kalır (69).

Knoop Sertlik Testi

Knoop sertlik testi, uygulanan yükün 3.6 kgf'yi (35 N) aşmadığı ince plastik veya metal levhalar veya kırılgan materyaller için uygundur. Geniş bir sertlik aralığına sahip materyaller, test yükü değiştirilerek kolayca test edilebilir. Ortaya çıkan girinti alanı, uygulanan yüke ve materyalin özelliklerine göre değişir. Knoop sertlik testi ile yapılan hafif yükler, son derece hassas mikro girintiler oluşturarak, bu yöntemi küçük bir bölgede sertliği değişen materyalleri test etmek için kullanışlı hale getirir. Knoop yöntemi, oldukça parlak ve düz bir test numunesi gerektirir. Testin tamamlanma süresi, diğer yöntemlerden daha uzun sürmektedir (69).

Vickers Sertlik Testi

Vickers sertlik testinde, kare tabanlı piramit şeklinde elmas girinti kullanır. Prensip olarak Knoop ve Brinell testlerine benzer olmakla birlikte, Vickers testinde elmas piramidin uçları arasında 136°'lik açı bulunur (69). Bu sertlik testinde elmas ucun yüzeye uyguladığı kuvvete materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Elmas uç materyalin yüzeyine belli bir kuvvet uygular. Uygulanan bu kuvvete bağlı olarak materyalin yüzeyinde oluşan iz mikroskobik olarak ölçülerek, özel bir hesaplama yöntemiyle sertlik değeri bulunur. Materyalin yüzeyinde oluşan izin alanı ne kadar küçük ise, materyalin o kadar sert olduğu anlaşılıp Vickers sertliği de o kadar yüksek olur. Vickers sertlik değeri HV veya VHN olarak kısaltılır

(71). Sertlik ölçümlerinde kullanılan bu elmas uç zamanla deforme olmaz ve kırılgan materyallerin sertliğini ölçmek için uygun olduğu ileri sürülmektedir (5).

Rockwell Sertlik Testi

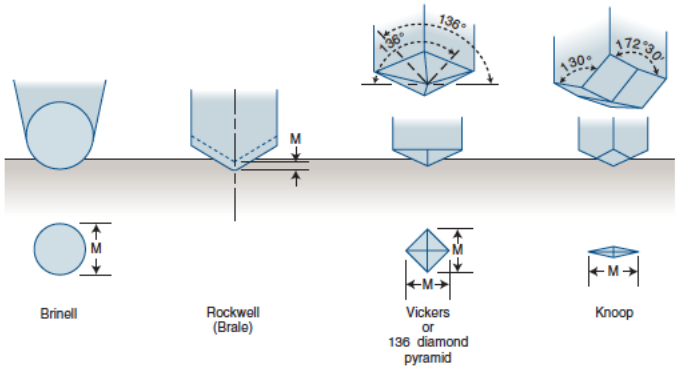
Rockwell sertlik testi, sertlik ölçümü için hızlı bir yöntemdir. Bir top veya koni uç olarak kullanılır ve hassas kadran mikrometresi, penetrasyon derinliğini ölçer. Sertlik, küçük bir ön yükten kaynaklanan penetrasyona kıyasla büyük bir yük altındaki penetrasyon derinliği ile belirlenir. Çeşitli yüklerde [60 ila 150 kg-f (588 ila 1470 N)] çeşitli çaplarda bilyeler veya koniler kullanılır (69).

Barcol Sertlik Testi

Barcol sertlik testinde test edilecek yüzeye 1 mm çapında yaylı bir iğne (Barcol impresör) yerleştirilerek penetrasyon direnci ölçülür. İmpresör yüzeye nüfuz ettikçe gösterge kadranındaki okuma azalır. Rezin kompozitin polimerizasyon derinliği, 0.5 mm'lik artışlarla 0.5 ila 6 mm veya daha fazla kalınlıkta değişen numuneler hazırlanarak test edilir. Numunenin üst yüzeyi bir dental polimerizasyon ışığı ile polimerize edildikten sonra, üst yüzeyin Barcol sertliği alt yüzeyin sertliği karşılaştırılır. Polimerizasyon derinliği, alt yüzeyin Barcol okumasının üst yüzeyden %10'dan daha az farklılık gösterdiği kalınlık maksimum kalınlık olarak tanımlanır. Bir kompozit rezinin Barcol sertliğinde %10'luk azalma, eğilme mukavemetinde %20'lik bir azalmaya karşılık gelmektedir (69).

Shore A Sertlik Testi

Shore A Sertlik testi elastomerik materyallerin sertliğini belirlemek için kullanılır. Sertlik ölçümü durometre cihazı ile yapılır. Cihazın ucu 1.6 mm'lik silindir çapında olup uç kısmı daralarak 0.8 mm çapında küt uçlu bir girintiden oluşur. Girinti, bir kaldıraçla bir ölçeğe bağlanır. Cihazın ucu örneğe ne kadar nüfuz ederse, elde edilen sertlik değeri o kadar düşük kaydedilir. Yani girinti numuneye tamamen nüfuz ederse 0; penetrasyon olmazsa 100 birimlik bir değer elde edilir (69).



Şekil 17. Sertlik testlerinin girinti şekilleri (71)

2.8.2.Yüzey Pürüzlülüğü

Literatürden elde edilen bilimsel verilere göre, kompozit rezinlerin estetik olarak başarılı olması, yüzey kalitesi ile doğrudan ilişkilidir. Kompozit restorasyonların yüzey pürüzlülüğü, dental biyofilm akümülasyonuna karşı duyarlılığı artırarak, potansiyel olarak diş-kompozit rezin ara yüzlerinde ikincil çürüklerin oluşmasına sebep olabilmektedir. Aynı zamanda yüzey pürüzlülüğü boyanmaya karşı direnci ve kompozit restorasyonların yansıması gibi optik özellikleri de etkilemektedir (56).

Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Kompozit rezin restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün analizi için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Dental materyallerde kantitatif (sayısal) analiz için profilometre kullanılırken kompozit rezinlerin yüzeylerinin topografisinin kalitatif değerlendirmesi için taramalı elektron mikroskobu (SEM) tercih edilir (56). Bunların yanı sıra yeni geliştirilen güncel bir teknik olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) da yüzey pürüzlülük analizlerinde kullanılmaktadır (72).

Profilometreler

Diş hekimliğinde dental materyallerin yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmek için profilometreler yaygın olarak kullanılmaktadır. Mekanik ve optik profilometre olmak üzere iki farklı çeşidi bulunmaktadır. Hem mekanik hem de optik profilometre, yüzey pürüzlülüğünün aritmetik ortalamalarını (Ra) hesaplar (72). Bu analiz yönteminin önemli bir avantajı, gözlemden önce örnek yüzeyinin hazırlanmasına gerek olmamasıdır. Böylece, aynı örnekler ölçüm sonrasında tekrardan kullanılabilmektedir (73)

Mekanik profilometreler:

Mekanik profilometri iki boyutludur. Elmas sivri bir probun materyal yüzeyinde gezdirilmesi sırasında sivri ucun, materyal yüzeyindeki girinti ve çıkıntılardan geçerek materyalin yüzey profilinin çıkarılması prensibine dayalı olarak çalışır. Sensör, bir X ekseni boyunca hareket ederken, Z ekseni boyunca yükseklik değişikliklerini ölçer. Bu nedenle, incelenen yüzey ile sensörün hareket eden ekseni arasındaki paralellik dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır. Tekniğin duyarlılığı 0.01 μm'dir. Pürüzlülük minimum olduğunda, sensör çözünürlüğü yetersiz kalmaktadır. Böyle durumlarda optik profilometre ile yapılacak ölçümlere ihtiyaç duyulur (73).

Optik profilometreler:

Optik profilometre, örnek ile yüzey arasında mekanik temasın olmadığı, yüzeyin hem nitel hem de nicel temsilini oluşturan üç boyutlu bir analiz yöntemidir. Optik profilometreler ışığın dalga boyu özelliğini kullanarak ölçüm yüzeyinin referans dalga boyu ile farkını esas alarak oldukça hassas ölçümler yapabilmektedir. Yüzey çok pürüzlüyse, ışık her yöne eşit olarak dağılır ve buna bağlı olarak yüzeyin topografyası oluşturulamaz. Bu nedenle optik profilometreler pürüzsüz yüzeylerin ölçümlerinde daha yararlı olmaktadır. Aparat, bir iç referans ile yüzeyin noktaları arasındaki mesafeyi ölçerek çalışır. Cihazın optik parçaları, yaklaşık 100 μm^2'lik bir alanda birkaç nanometrelik bir çözünürlük sağlayabilmektedir (73).

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Yüzeylerin kalitatif incelenmesi, materyalin doğal pürüzlülüğü ile bitirme/parlatma aletlerinin yıkıcı etkisi arasında ayrım yapılmasını mümkün kılmaktadır. Taramalı Elektron Mikroskobu yüzeyde oluşan çizikleri ve bir yüzeyde oluşan kusurları gözlemlemek için yaygın olarak kullanılmaktadır (72). Taramalı Elektron Mikroskobunda görüntü alma işlemi incelenecek örneğin yüzeyine yüksek hızdaki elektronların gönderilmesi esasına dayanır. Örneğin yüzeyine gönderilen hızlandırılmış elektronlar örnek tarafından saçılır. Elektron akışının devamlı olması için incelenecek yüzeyin iletken hale getirilmesi gerekmektedir. Bu nedenle incelenecek yüzeylerin 20-1000 nm kalınlıkta altın (Au) ve palladyum (Pd) ile kaplanması gerekmektedir (74).

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM kalitatif ölçümler için de uygulanabilen üç boyutlu veri de sağlayabilen mekanik bir mikroskoptur (72,75). Görüntüleme tamamen, numune boyunca bir prob

ucunun raster taraması (zikzak hareketleri) ile yüzey topografyasının fiziksel olarak oluşturulmasına dayanır. AFM görüntüleri, prob ucu ile numune arasında etkileşen çok sayıda kuvvetin, örneğin Van der Waals ve elektrostatik kuvvetlerin sonucunda oluşturulur (75).

SEM ve AFM teknikleri arasında bulunan farklılıklar, AFM'nin yüzey topografyasının daha ayrıntılı analizini yaparken herhangi bir numune hazırlığı (kaplama) gerektirmemesidir. Fakat AFM'nin tarama hızı SEM'e göre daha yavaş olmaktadır (72,75).

Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasının amacı restoratif diş hekimliği kliniğinde rutin olarak kullanılan 3 farklı geleneksel kompozit (Filtek™ Z250, Filtek™ Ultimate, Clearfil Majesty™ Esthetic) ile 4 farklı bulk fill kompozitin (X-tra fil, Filtek™ One Bulk Fill, QuiXfil™, Tetric® N-Ceram Bulk Fill) eroziv/abraziv döngüye maruz bırakılarak yüzeylerinde oluşacak sertlik ve pürüzlülük değişiminin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezleri ise;

1. Geleneksel ve bulk-fill kompozit rezinlerin gruplar arası başlangıç mikrosertlik değerleri arasında fark yoktur.
2. Geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin grup içi eroziv/abraziv döngü sonrası mikrosertlik değerleri ile başlangıç mikrosertlik değerleri arasında fark yoktur.
3. Geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin gruplar arası başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri arasında fark yoktur.
4. Geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin grup içi eroziv/abraziv döngü sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ile başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri arasında fark yoktur.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması, Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklendi (Proje No: 9455). Deney örneklerinin hazırlanması Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda yapıldı. Yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

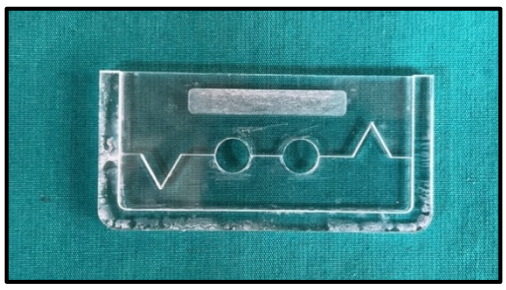
Bu in vitro çalışmada, farklı içeriklere sahip üç geleneksel kompozit rezin (Filtek™ Z250, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD; Filtek™ Ultimate, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD; Clearfil Majesty™ Esthetic, Kuraray Noritake Dental, Sakazu, Kurashiki, Okayama Japonya) ile dört bulk fill kompozit rezinin (X-tra fil, VOCO, Cuxhaven, Almanya; Filtek™ One Bulk Fill, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD; QuiXfil™, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya; Tetric® N-Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn) on günlük eroziv-abraziv döngü sonrası yüzey sertlik ve yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Çalışma aşağıdaki aşamaları kapsamaktadır;

3.1. Power Analizi

Örneklem boyutunun hesaplanmasında, alfa hata=0.05 beta hata=0.20, etki boyutu 1 alınarak her bir grup için 14'er kompozit örneğinin yeterli sonucuna varılmıştır. Ancak muhtemel veri kayıpları göz önüne alınarak toplamda 105 (n:15; her bir grup için) örneğin araştırmaya dahil edilmesi planlanmıştır (2). Bu nedenle bu tez çalışmasında her bir deney grubu için 15 örnek hazırlanmıştır.

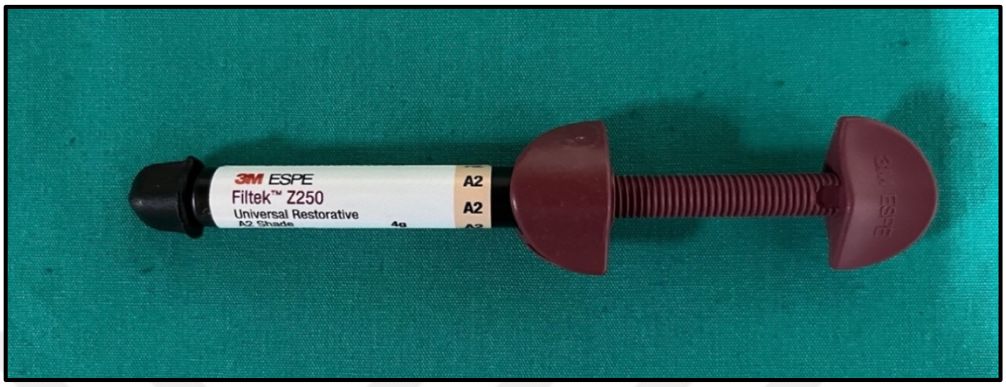
3.2. Çalışma Örneklerinin Hazırlanması

Deney örneklerinin hazırlanması amacıyla 8 mm çapında 2 mm kalınlığında pleksi kalıp hazırlanmıştır (Resim 1) (58,76).

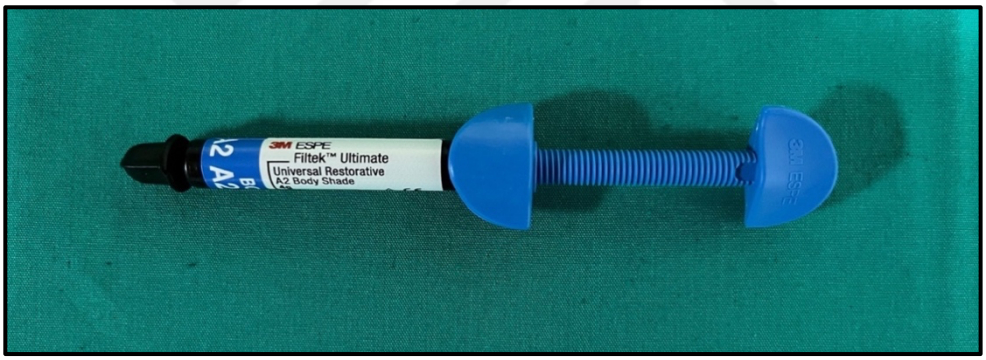


Resim 1. Örneklerin hazırlanması için kullanılan pleksi kalıp

Pleksi kalıpların alt kısmına şeffat bant yerleştirilerek kalıpların içerisine kompozit rezinler siman fulvarı yardımıyla yerleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan kompozit materyallerin detayları ve üretici firmaları Tablo 2'de gösterilmiştir.



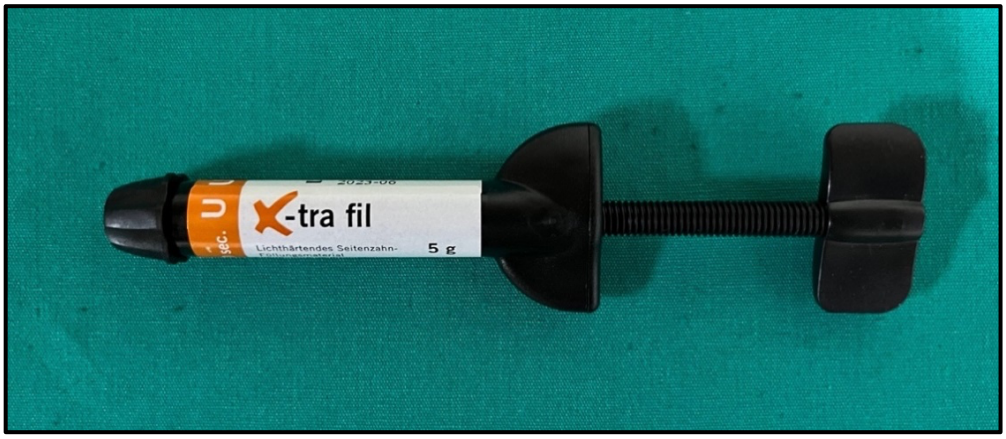
Resim 2. Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, ABD)



Resim 3. Filtek™ Ultimate (3M ESPE, St Paul, MN, ABD)



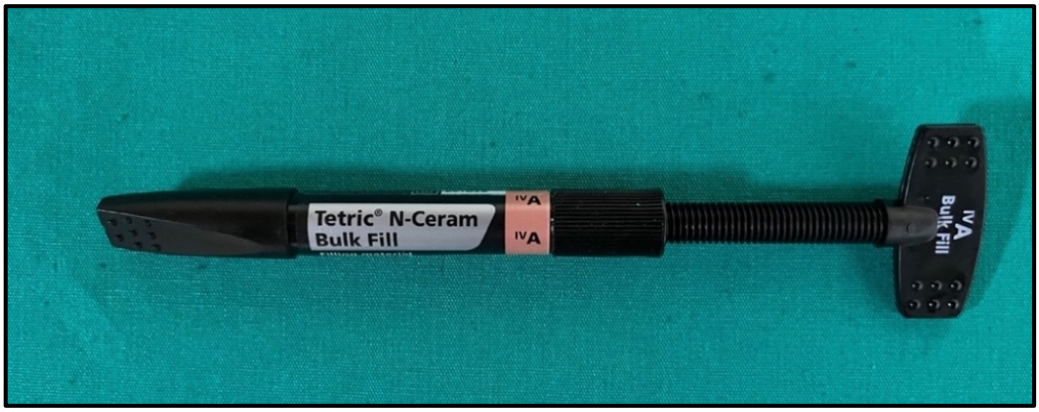
Resim 4. Clearfil Majesty™ Esthetic (Kuraray Noritake Dental, Sakazu, Kurashiki, Okayama Japonya)



Resim 5. X-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Almanya)



Resim 6. QuiXfil™ (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya)



Resim 7. Tetric® N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn)

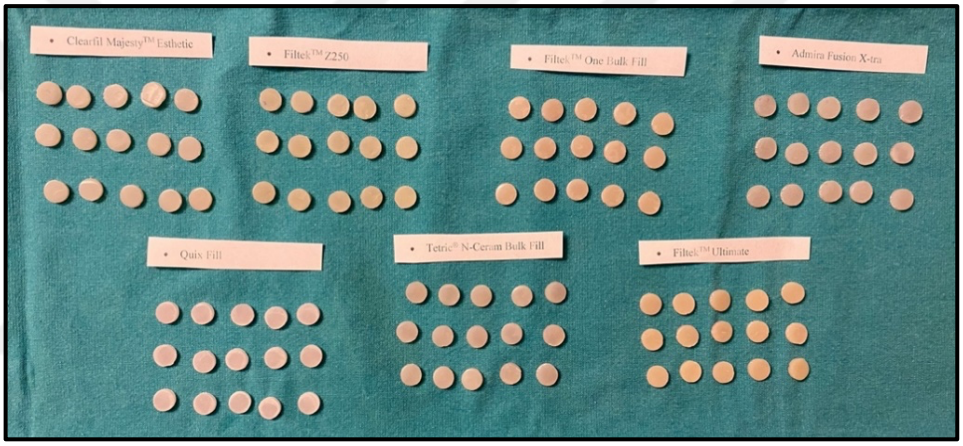


Resim 8. Filtek™ One Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, ABD)

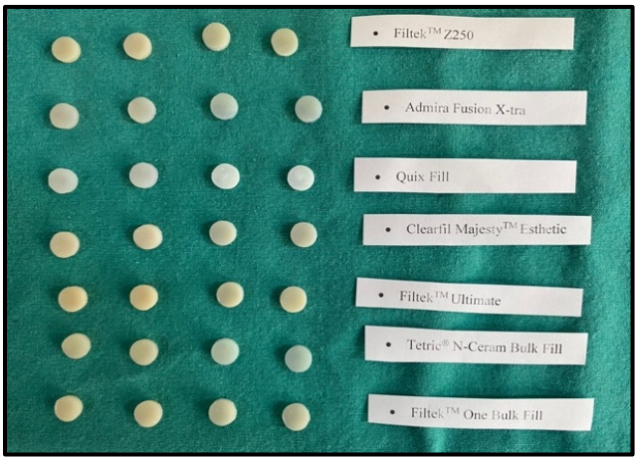
Tablo 2: Çalışmada kullanılan kompozit materyallerin detayları ve üretici firmaları							
Kod	**Kompozit Rezin**	**Tipi / Renk**	**Rezin Matriks**	**Doldurucu**	**Doldurucu oranı %ağırlık/%hacim**	**Üretici Firma**	**Lot. No.**
FZ	Filtek Z250	Mikrohibrit A2	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Zirkonya / silika, 0.01- 3.50 µm	%84.5 / %60	3M ESPE, St Paul, MN, ABD	NC88979
FU	Filtek Ultimate (Body)	Nanofil A2	Bis-GMA, TEGDMA, PEGDMA, UDMA, Bis-EMA	20 nm silika 4-11 nm zirkonya	%78.5 / %63.3	3M ESPE, St Paul, MN, ABD	NA57970
CME	Clearfil Majesty Esthetic	Nanohibrit A2	Hidrofobik aromatik dimetakrilatlar Bis-GMA	Pre-polimerize organik doldurucu, silanlı baryum cam, 0.37-1.5µm	- / %40	Kuraray Noritake Dental, Sakazu, Kurashiki, Okuyama, Japonya	B70202
FOB	Filtek One Bulk Fill	Nanofil A2	AUDMA, AFM, diüretan-DMA, 1.12 dodekandiol DMA	20 nm silika, 4-11nm zirkonya, 100nm ytterbium trifluoride (YbF_3)	%76.5 / %58.5	3M ESPE, St Paul, MN, ABD	NC91047
QXF	Quixfil	Mikrohibrit U	TEGDMA, UDMA	Stronsiyum, alüminyum, sodyum florid, fosfat, silikat cam	%86 / %66	Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Almanya	2012000229
TNC	Tetric-N Ceram	Nanohibrit ^{IV}A	Bis-GMA UDMA Bis-EMA	Baryum alüminosilikat cam, prepolimerize ytterbium trifluoride ve oksit (küresel) 0.04-3µm (ortalama 0.63µm)	%75-77 / %53-55	Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn	Z01B2S
VXF	X-tra Fil	Mikrohibrit U	Bis-GMA UDMA TEGDMA	Baryum, alüminyum, borosilikat cam, baryum sülfat, silikon dioksit	%86 / %70.1	VOCO, Cuxhaven, Almanya	2050531

Kompozit rezin örnekler pleksi kalıplara kondanse edildikten sonra üst yüzeylerine şeffat bant yerleştirilip bantın da üzerine basınç uygulamak amacıyla cam lamelle bastırılıp 20 sn LED ışık cihazıyla (Elipar™ S10, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) polimerize edilmiştir. Polimerizasyon esnasında ışık cihazının polimerize edici ucu cam lamele temas ettirilerek örneğin merkezine gelecek şekilde tutulmuştur. Örneklerin alt yüzeyleri de 20 sn LED ışık cihazıyla polimerize edilmiştir.

Her gruptan 15 adet deneylerde, 4 tanesi SEM incelemelerinde kullanılmak üzere her bir gruptan 19 adet örnek hazırlanmıştır. Yedi deney grubu için toplamda 133 örnek hazırlanmıştır (Resim 9,10).



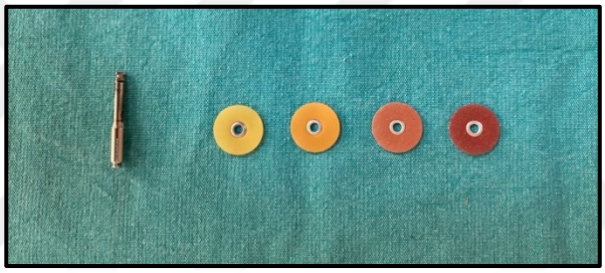
Resim 9. Deneyler için hazırlanan kompozit örnekler



Resim 10. SEM incelemeleri için hazırlanan kompozit örnekler

3.3. Çalışma Örneklerinin Bitirme ve Polisaj İşlemleri

Örnek yüzeylerine farklı grenlerde alüminyum oksit (Al_2O_3) emdirilmiş polisaj diskleri (Sof-Lex™ XT, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) (34) 15.000 rpm'de sırasıyla kalın grenliden ince grenliye doğru her bir disk kuru olarak 20 sn boyunca uygulandı (Resim 11). Her adımdan sonra örnekler 5 sn boyunca akan su altında yıkanıp kurutuldu. Homojen yüzeyler elde etmek için her örneğin polisajlanmasından sonra diskler yenileriyle değiştirildi (34). Polisajlanan kompozit örneklerin yüzeyindeki polisaj kalıntılarını gidermek için 10 dakika boyunca ultrasonik (Everest Ultrasonic, İstanbul, Türkiye) temizleme cihazı içerisinde bekletildi (Resim 12,13,14) (2,13,29,77). Ultrasonik temizleme cihazında bekletme işlemi tamamlanan kompozit örnekler 37°C'de 24 saat %100 nemli ortamda bekletildi. Standardizasyonun sağlanması için tüm kompozit örneklerin hazırlanması ve polisajlanması tek bir araştırmacı tarafından gerçekleştirildi.



Resim 11. Sof-Lex™ XT polisaj diskleri (3M ESPE, St Paul, MN, ABD)



Resim 12. Ultrasonik temizleme cihazı (Everest Ultrasonic, İstanbul, Türkiye)



Resim 13. ve 14. Kompozit örneklerin ultrasonik temizleyicide bekletilmesi (Everest Ultrasonic, İstanbul, Türkiye)

3.4. Yüzey Sertliğinin Ölçülmesi

Kompozit numunelerin yüzey sertlikleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda mikrosertlik ölçüm cihazı (Duramin, Struers, Japonya) kullanılarak ölçüldü (Resim 15).



Resim 15. Vickers Sertlik Test Cihazı (Duramin, Struers, Japonya)

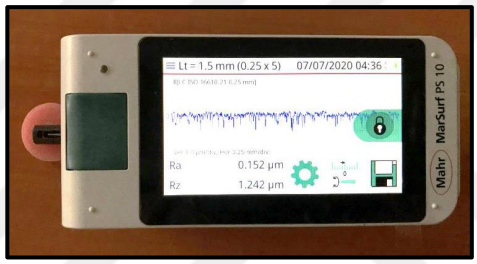
Erozyon/abrazyon döngülerinden önce başlangıç yüzey sertlik analizleri yapıldı. Kompozit örnekler sertlik cihazının ışık mikroskobunun tablası üzerine yerleştirilip ölçüm yapılacak yüzeyin lokalizasyonu büyütme altında (X40) belirlendi. Daha sonra Vickers elmas uç 200 g (1,96 N) kuvvet 15 sn boyunca uygulanarak diagonal bir iz oluşturuldu.

Uygulanan yük kaldırıldıktan sonra oluşan iz cihaza bağlı mikroskop ile ölçüldü. Vickers Sertlik değeri uygulanan kuvvetin, piramit şeklindeki yükleme ucunun oluşturduğu yüzey alanına bölünmesiyle hesaplanır. Elde edilen değerler cihaz tarafıından hesaplandı.

Kompozit numunelerin yüzeylerinin 3 farklı bölgesinden ölçüm yapıldı. Bu üç ölçümün ortalamaları alınıp "Başlangıç Yüzey Sertlik Değerleri" olarak kaydedildi.

3.5. Yüzey Pürüzlülüğün Ölçülmesi

Kompozit numunelerin yüzey pürüzlülükleri Karadeniz Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda kontakt profilometre cihazı (Mahr, Marsurf PS10, Almanya) ile ölçüldü (Resim 16).



Resim16. Profilometre Cihazı (Mahr, Marsurf PS10, Almanya)

Erozyon/abrazyon döngülerinden önce başlangıç yüzey pürüzlülük analizleri de yapıldı. Kompozit numunelerin yüzeyi, profilometrenin okuyucu ucana değme açısı 90^{o} olacak şekilde tablaya yerleştirildi. Profilometrenin okuyucu ucu 4 mm'lik alanı tarayacak şekilde ayarlandı (13,78,79). Kompozit numuneler 120^{o} döndürülerek, her numuneden üçer ölçüm yapıldı. Bu üç ölçümün ortalamaları alınıp "Başlangıç pürüzlülük değerleri" olarak kaydedildi. Sonuç mikrometre (µm) değerinde bulundu.

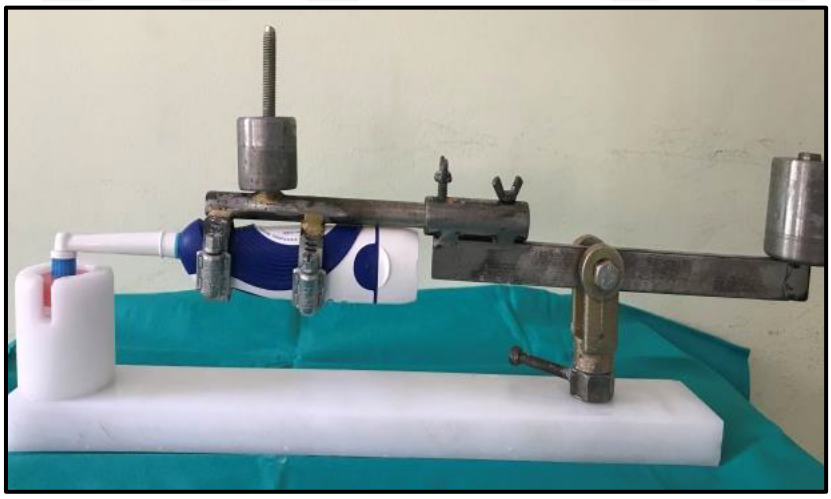
3.6. Erozyon/Abrazyon Döngüsü

Tüm gruplar için Yu ve ark. tarafından kullanılan on günlük erozyon/abrazyon döngü modeli kullanıldı (64). Kompozit örnekler oda sıcaklığında günde altı kez birer dakika sitrik asit (Sitrik asit %0,3, Norateks, İstanbul, Türkiye) çözeltisinde bekletildi. Sitrik asitte bekletildikten sonra numuneler 10 saniye boyunca akan su ile durulandı. Her erozyon aşamasından sonra, örnekler 30 dakika boyunca yapay tükürükte bekletildi. Yapay tükürük Bilgili ve ark. tarafından kullanılan formülasyona göre hazırlandı (2 litre yapay tükürük için;

8.4 mg NaF, 2560 mg NaCl, 332.97 mg $CaCl_2$, 250.00 mg $MgCl_2$ [$6H_2O$], 189.48 mg KCl, 0.1 ml H_3PO_4 [85 %], 0.1 mmol NaOH) (34). Daha sonra numuneler 10 sn boyunca akan su ile durulandı.

Kompozit numunelerinin fırçalanması için basınç 2 N olacak bir şekilde elektrikli fırça (Oral-B Professional, Braun, Frankfurt, Almanya) ile bir düzenek oluşturuldu (Resim 17). Numuneler günde altı kez birer dakika Colgate Total 12 (Colgate-Palmolive, S.o Bernardo do Campo, SP, Brezilya) diş macunu (29) ve distile su ile (ağırlıkça 1:3 oranında) hazırlanan bulamaçla fırçalandı (63,64,66,80). Fırça başlığı olarak fırça kıllarının aynı boyda olduğu Oral-B Sensitive (Oral-B Professional, Almanya) kullanıldı. Her kompozit grubu için fırça başlıkları yenilendi. Numuneler 10 sn akan su ile durulandıktan sonra bir sonraki döngüye kadar (30 dk) yapay tükürükte bekletildi.

Erozyon ve abrazyon döngüleri günde 6 kez gerçekleştirildikten sonra örnekler bir sonraki döngüye kadar gece boyunca yapay tükürükte bekletildi (81). Tüm işlemler oda sıcaklığında yapıldı (66,80). Diş macunu bulamacı, sitrik asit ve yapay tükürük solüsyonları günlük olarak değiştirildi (41,64,80).



Resim 17. Diş Fırçalama İçin Hazırlanan Düzenek

Kompozit örnekler erozyon/abrazyon döngüsüne maruz bırakıldıktan sonra döngü sonrası yüzey sertlik ve pürüzlülük ölçümleri aynı parametrelerle yapılıp "Döngü Sonrası Yüzey Değerleri" olarak kaydedildi.

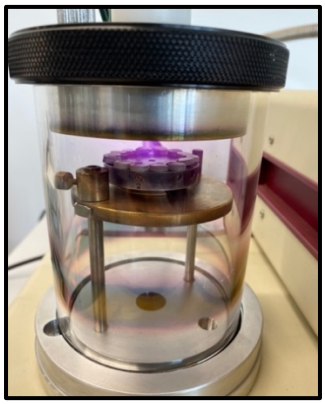
3.7. Taramalı Elektron Mikroskopu İncelemesi

Çalışmada kullandığımız farklı kompozit meteryallerin erozyon/abrazyon döngülerinden önce ve sonra yüzey özelliklerindeki değişim Karadeniz Teknik Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında örneklerin yüzey özellikleri incelenmiştir.

İkisi kontrol grubu ikisi erozyon/abrazyon döngüsüne maruz bırakılmış olmak üzere her gruptan dörder örnek hazırlandı. Toplamda 28 kompozit örneğin yüzeyleri altın film tabakasıyla kaplandı (Resim 18, 19). SEM incelermeleri (Zeiss EVO LS 10, İngiltere) 10.000-20.000 kV'de, X1000-X5000 arasındaki büyütmelerde yapıldı. Hazırlanan kompozit örneklerin başlangıç yüzeyleri incelenerek erozyon/abrazyon döngüsü sonrası yüzey özellikleri ile karşılaştırıldı. Erozyon/abrazyon döngüsünün kompozit örneklerin organik matriksine ve doldurucularına olan etkileri incelenmiştir.



Resim 18. Örneklerin altın film tabakası ile kaplanması



Resim 19. Örneklerin altın film tabakası ile kaplanması



Resim 20. Taramalı Elektron Mikroskopu (Zeiss EVO LS 10, İngiltere)

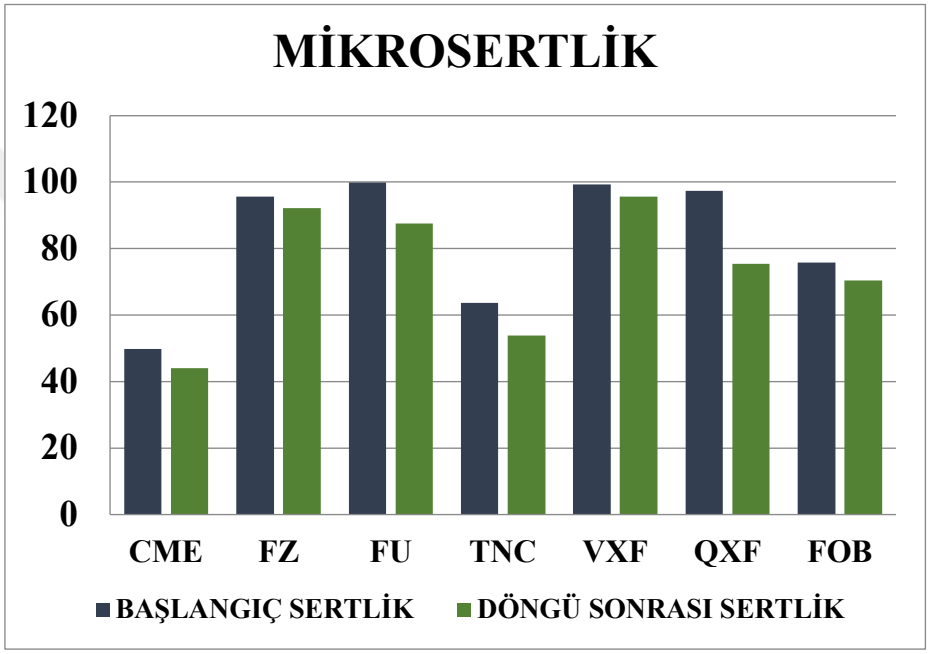
3.8. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için SPSS for Windows 17.0 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Şikago, ABD) kullanıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma olarak verildi. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Her bir zaman dilimi içerisinde gruplar arasındaki farkların analizi için tek yönlü ANOVA testi ve Tukey's post hoc testi kullanıldı. Ayrıca her bir grup içerisinde zamana bağlı değişiklikler analiz edilirken eşleştirilmiş örneklem için t testi kullanıldı. $p<0.05$ düzeyindeki farklar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Grupların Yüzey Mikrosertlik Değerlerinin İncelenmesi

Çalışmada kullanılan 7 farklı kompozit rezin grubunun başlangıç ve eroziv/abraziv döngüye maruz bırakıldıktan sonraki mikrosertlik değerlerinin ortalamaları Tablo 3'de gösterilmiştir. Bu çalışmada başlangıç ortalama mikrosertlik değerleri S0, kompozit örnekler eroziv/abraziv döngüye maruz bırakıldıktan sonra ölçülen ortalama mikrosertlik değerleri S1 olarak gösterilmiştir.



Şekil 18. Kompozit örneklerin mikrosertlik değerleri

Tablo 3. Kompozit grupların başlangıç ve döngü sonrası mikrosertlik değerleri

Gruplar	Başlangıç Mikrosertlik (S0)	Döngü Sonrası Mikrosertlik (S1)	Sig.
CME	49.9 [a, A] QXF (p:0.000; p<0.001) FOB (p:0.000; p<0.001)	44.1 [a, B] QXF (p:0.000; p<0.001) FOB (p:0.000; p<0.001)	p:0.000; p<0.001
FZ	95.7 [b, A] CME (p:0.000; p<0.001) TNC (p:0.000; p<0.001)	92.1 [bd, A] CME (p:0.000; p<0.001) TNC (p:0.000; p<0.001) QXF (p:0.000; p<0.001)	p:0.115; p>0.05
FU	99.9 [b, A] CME (p:0.000; p<0.001) TNC (p:0.000; p<0.001)	87.6 [b, B] CME (p:0.000; p<0.001) TNC (p:0.000; p<0.001) VXF (p:0.002; p<0.05)	p:0.000; p<0.001
TNC	63.7 [c, A] FOB (p:0.000; p<0.001) CME (p:0.000; p<0.001)	53.9 [c, B] FOB (p:0.000; p<0.001) CME (p:0.000; p<0.001)	p:0.000; p<0.001
VXF	99.4 [b, A] CME (p:0.000; p<0.001) TNC (p:0.000; p<0.001) FOB (p:0.000; p<0.001)	95.7 [d, A] CME (p:0.000; p<0.001) TNC (p:0.000; p<0.001) QXF (p:0.000; p<0.001)	p:0.058; p>0.05
QXF	97.3 [b, A] TNC (p:0.000; p<0.001) FOB (p:0.000; p<0.001)	75.5 [e, B] TNC (p:0.000; p<0.001) VXF (p:0.000; p<0.001) FU (p:0.000; p<0.001)	p:0.000; p<0.001
FOB	75.9 [d, A] FZ (p:0.000; p<0.001) QXF (p:0.000; p<0.001) FU (p:0.000; p<0.001)	70.4 [e, B] FZ (p:0.000; p<0.001) FU (p:0.000; p<0.001) VXF (p:0.000; p<0.001)	p:0.022; p<0.05

Paired Samples t test p<0.05 için veriler istatistiksel olarak anlamlıdır.

*: Aynı satır içerisindeki farklı büyük harfler, kompozitlerin grup içi başlangıç ve döngü sonrası mikrosertlik değerleri arasındaki farklılığı göstermektedir.

**: Aynı sütun içerisindeki farklı küçük harfler, farklı kompozit grupları arasında mikrosertlik değerlerindeki farklılığı göstermektedir.

4.1.1. Başlangıç Mikrosertlik Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

Gruplar arası istatistiksel karşılaştırma Tablo 3'te verilmiştir. Başlangıç sertlik değerleri incelendiğinde en yüksek sertlik değeri FU grubunda (99.9 VHN) görülmesine rağmen FU grubu ile VXF (99.4 VHN), QXF (97.3 VHN) ve FZ (95.7 VHN) grupları arasında istatistiksel olarak başlangıç sertlik değerleri arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

FU (99. 9 VHN) grubunun başlangıç sertlik değeri, FOB (75.9 VHN), TNC (63.7 VHN) ve CME (49.9 VHN) gruplarının başlangıç sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

VXF (99.4 VHN) grubunun başlangıç sertlik değeri ile FZ (95.7 VHN) ve QXF (97.3 VHN) gruplarının başlangıç sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). VXF grubunun başlangıç sertlik değeri FOB (75.9 VHN), TNC (63.7 VHN) ve CME (49.9 VHN) gruplarının başlangıç sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

QXF (97.3 VHN) grubunun başlangıç sertlik değeri ile FZ (95.7 VHN) grubunun başlangıç sertlik değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). QXF grubunun başlangıç sertlik değeri FOB (75.9 VHN), TNC (63.7 VHN) ve CME (49.9 VHN) gruplarının başlangıç sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

FZ (95.7 VHN) grubunun başlangıç sertlik değeri FOB (75.9 VHN), TNC (63.7 VHN) ve CME (49.9 VHN) gruplarının başlangıç sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

FOB (75.9 VHN) grubunun başlangıç sertlik değeri TNC (63.7 VHN) ve CME (49.9 VHN) gruplarının başlangıç sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

TNC (63.7 VHN) grubunun başlangıç sertlik değeri CME (49.9 VHN) grubunun başlangıç sertlik değerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

4.1.2. Eroziv/Abraziv Döngü Sonrası Mikrosertlik Değerlerinin (S1) Gruplar Arası Karşılaştırılması

Döngü sonrası sertlik değerleri incelendiğinde; en yüksek sertlik değeri VXF (95.7 VHN) grubunda görülmüştür. VXF grubunun döngü sonrası sertlik değeri ile FZ (92.1 VHN)

grubunun döngü sonrası sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p>0.05). VXF grubunun döngü sonrası sertlik değeri FU (87.6 VHN p=0.002 p<0.05), QXF (75.5 VHN, p=0.000; p<0.001), FOB (70.4 VHN, p=0.000; p<0.001), TNC (53.9 VHN, p=0.000; p<0.001), CME (44.1 VHN, p=0.000; p<0.001) gruplarının döngü sonrası sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur.

FZ (92.1 VHN) grubunun döngü sonrası sertlik değeri ile FU (87.6 VHN) grubunun döngü sonrası sertlik değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p>0.05). FZ grubunun döngü sonrası sertlik değeri QXF (75.5 VHN), FOB (70.4 VHN), TNC (53.9 VHN) ve CME (44.1 VHN) gruplarının döngü sonrası sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (p=0.000; p<0.001).

FU (87.6 VHN) grubunun döngü sonrası sertlik değeri ile QXF (75.5 VHN), FOB (70.4 VHN), TNC (53.9 VHN), CME (44.1 VHN) gruplarının döngü sonrası sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (p=0.000; p<0.001).

QXF (75.5 VHN) grubunun döngü sonrası sertlik değeri ile FOB (70.4 VHN) grubunun döngü sonrası sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir (p>0.05). QXF grubunun döngü sonrası sertlik değeri TNC (53.9 VHN) ve CME (44.1 VHN) gruplarının döngü sonrası sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (p=0.000; p<0.001).

FOB (70.4 VHN) grubunun döngü sonrası sertlik değeri TNC (53.9 VHN) ve CME (44.1 VHN) gruplarının döngü sonrası sertlik değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (p=0.000; p<0.001).

TNC (53.9 VHN) grubunun döngü sonrası sertlik değeri CME (44.1 VHN) grubunun döngü sonrası sertlik değerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yüksek bulunmuştur (p=0.000; p<0.001).

4.1.3. Başlangıç ve Eroziv/Abraziv Döngü Sonrası Ölçülen Mikrosertlik Değerlerinin Grup İçi Karşılaştırılması

CME grubunun başlangıç sertlik değeri (49.9 VHN) ile döngü sonrası sertlik değeri (44.1 VHN) arasında görülen azalma istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.001).

FZ grubunun başlangıç sertlik değeri (95.7 VHN) ile döngü sonrası sertlik değeri (92.1 VHN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi (p:0.115; p>0.05).

FU grubunun başlangıç sertlik değeri (99.9 VHN) ile döngü sonrası sertlik değeri (87.6 VHN) arasında görülen azalma istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.001).

TNC grubunun başlangıç sertlik değeri (63.7 VHN) ile döngü sonrası sertlik değeri (53.9 VHN) arasında görülen azalma istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.001).

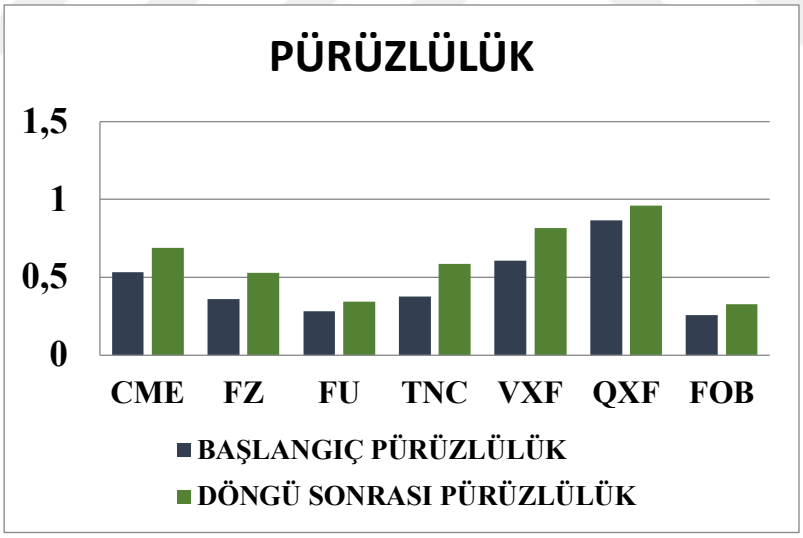
VXF grubunun başlangıç sertlik değeri (99.4 VHN) ile döngü sonrası sertlik değeri (95.7 VHN) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi (p:0.058; p>0.05).

QXF grubunun başlangıç sertlik değeri (97.3 VHN) ile döngü sonrası sertlik değeri (75.5 VHN) arasında görülen azalma istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.001).

FOB grubunun başlangıç sertlik değeri (75.9 VHN) ile döngü sonrası sertlik değeri (70.4 VHN) arasında görülen azalma istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.022; p<0.05).

4.2. Grupların Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin İncelenmesi

Yapılan profilometrik analiz ölçümleri sonucunda elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri Tablo 4'te gösterilmiştir. Bu çalışmada başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri T0, erozyon/abrazyon döngüsü sonrası ölçülen değerler T1 olarak belirtilmiştir.



Şekil 19. Kompozit grupların pürüzlülük değerleri

Tablo 4. Kompozit grupların başlangıç ve döngü sonrası pürüzlülük değerleri

Gruplar	Başlangıç Pürüzlülük (T0)	Döngü Sonrası Pürüzlülük (T1)	Sig.
CME	0.535 [a, A] FZ (p:0.002; p<0.05) FU (p:0.000; p<0.001)	0.689 [ad, B] FZ (p:0.008; p<0.05) FU (p:0.000; p<0.001)	p:0.01
FZ	0.361 [b, A] VXF (p:0.000; p<0.001) QXF (p:0.000; p<0.001)	0.529 [b, B] FU (p:0.001; p<0.05) VXF (p:0.000; p<0.001) QXF (p:0.000; p<0.001)	p:0.000; p<0.001
FU	0.284 [b, A] VXF (p:0.000; p<0.001) QXF (p:0.000; p<0.001)	0.346 [c, B] TNC (p:0.000; p<0.001) VXF (p:0.000; p<0.001) QXF (p:0.000; p<0.001)	p:0.029
TNC	0.378 [b, A] CME (0.006; p<0.05) QXF (p:0.000; p<0.001)	0.587 [ab, B] VXF (p:0.000; p<0.001) QXF (p:0.000; p<0.001) FOB (p:0.000; p<0.001)	p:0.000; p<0.001
VXF	0.606 [a, A] QXF (p:0.000; p<0.001) TNC (p:0.000; p<0.001)	0.817 [d, B] QXF (p:0.023; p<0.05) FOB (p:0.000; p<0.001)	p:0.000; p<0.001
QXF	0.867 [c, A] FOB (p:0.000; p<0.001) CME (p:0.000; p<0.001)	0.961 [e, B] CME (p:0.000; p<0.001) FOB (p:0.000; p<0.001)	p:0.025
FOB	0.258 [b, A] VXF (p:0.000; p<0.001) CME (p:0.000; p<0.001)	0.329 [c, B] CME (p:0.000; p<0.001) FZ (p:0.000; p<0.001)	p:0.001

Paired Samples t test p<0.05 için veriler istatistiksel olarak anlamlıdır.

*: Aynı satır içerisindeki farklı büyük harfler, kompozitlerin grup içi başlangıç ve döngü sonrası pürüzlülük değerleri arasındaki farklılığı göstermektedir.

**:Aynı sütun içerisindeki farklı küçük harfler, kompozitlerin gruplar arası pürüzlülük değerleri arasındaki farklılığı göstermektedir.

4.2.1. Başlangıç Pürüzlülük Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

Gruplar arası istatistiksel karşılaştırma Tablo 4'te verilmiştir. Başlangıç pürüzlülük değerleri incelendiğinde en düşük pürüzlülük değeri FOB (0.258 μm) grubunda görülmüştür.

FOB grubunun başlangıç pürüzlülük değeri ile FU (0.284 μm), FZ (0.361 μm) ve TNC (0.378 μm) gruplarının başlangıç pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). FOB grubunun başlangıç pürüzlülük değeri QXF (0.867 μm), VXF (0.606 μm) ve CME (0.535 μm) gruplarının başlangıç pürüzlülük değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

FU (0.284 μm) grubunun başlangıç pürüzlülük değeri ile FZ (0.361 μm) ve TNC (0.378 μm) gruplarının başlangıç pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). FU grubunun başlangıç pürüzlülük değeri QXF (0.867 μm), VXF (0.606 μm) ve CME (0.535 μm) gruplarının başlangıç pürüzlülük değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

FZ (0.361 μm) grubunun başlangıç pürüzlülük değeri ile TNC (0.378 μm) grubunun başlangıç pürüzlülük değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). FZ grubunun başlangıç pürüzlülük değeri QXF (0.867 μm), VXF (0.606 μm) ve CME (0.535 μm $p=0.002$) gruplarının başlangıç pürüzlülük değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

TNC (0.378 μm) grubunun başlangıç pürüzlülük değeri ile QXF (0.867 μm), VXF (0.606 μm) ve CME (0.535 μm $p=0.006$) gruplarının başlangıç pürüzlülük değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

CME (0.535 μm) grubunun başlangıç pürüzlülük değeri ile VXF (0.606 μm) grubunun başlangıç pürüzlülük değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). CME grubunun başlangıç pürüzlülük değeri QXF (0.867 μm) grubunun başlangıç pürüzlülük değerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

4.2.2. Eroziv/Abraziv Döngü Sonrası Pürüzlülük Değerlerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

Gruplar arası istatistiksel karşılaştırma Tablo 4'te verilmiştir. Eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değerleri incelendiğinde en düşük pürüzlülük değeri FOB (0.329 μm) grubunda görülmüştür.

FOB (0.329 μm) grubunun döngü sonrası pürüzlülük değeri ile FU (0.346 μm) grubunun döngü sonrası pürüzlülük değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). FOB grubunun döngü sonrası pürüzlülük değeri FZ (0.529 μm), TNC (0.587 μm), CME (0.689 μm), VXF (0.817 μm) ve QXF (0.961 μm) gruplarının döngü sonrası pürüzlülük değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

FU (0.346 μm) grubunun döngü sonrası pürüzlülük değeri ile FZ (0.529 μm) ($p=0.001$; $p<0.05$), TNC (0.587 μm), CME (0.689 μm), VXF (0.817 μm) ve QXF (0.961 μm) gruplarının döngü sonrası pürüzlülük değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

FZ (0.529 μm) grubunun döngü sonrası pürüzlülük değeri ile TNC (0.587 μm) grubunun eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). FZ grubunun eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değeri CME (0.689 μm) ($p=0.008$; $p<0.05$), VXF (0.817 μm) ve QXF (0.961 μm) gruplarının eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

TNC (0.587 μm) grubunun döngü sonrası pürüzlülük değeri ile CME (0.689 μm) grubunun eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). TNC grubunun eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değeri VXF (0.817 μm) ve QXF (0.961 μm) gruplarının eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur ($p=0.000$; $p<0.001$).

CME (0.689 μm) grubunun döngü sonrası pürüzlülük değeri ile VXF (0.817 μm) grubunun eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). CME grubunun eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük

değeri ile QXF (0.961 μm) grubunun eroziv/abraziv döngü sonrası pürüzlülük değerinden istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur (p=0.000; p<0.001).

4.2.3. Başlangıç ve Eroziv/Abraziv Döngü Sonrası Ölçülen Pürüzlülük Değerlerinin Grup İçi Karşılaştırılması

CME grubunun başlangıç pürüzlülük değeri (0.535 μm) ile döngü sonrası pürüzlülük değeri (0.689 μm) arasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05).

FZ grubunun başlangıç pürüzlülük değeri (0.361 μm) ile döngü sonrası pürüzlülük değeri (0.529 μm) arasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.001).

FU grubunun başlangıç pürüzlülük değeri (0.284 μm) ile döngü sonrası pürüzlülük değeri (0.346 μm) arasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.029; p<0.05).

TNC grubunun başlangıç pürüzlülük değeri (0.378 μm) ile döngü sonrası pürüzlülük değeri (0.587 μm) arasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.001).

VXF grubunun başlangıç pürüzlülük değeri (0.606 μm) ile döngü sonrası pürüzlülük değeri (0.817 μm) arasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.000; p<0.001).

QXF grubunun başlangıç pürüzlülük değeri (0.867 μm) ile döngü sonrası pürüzlülük değeri (0.961 μm) arasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.025; p<0.05).

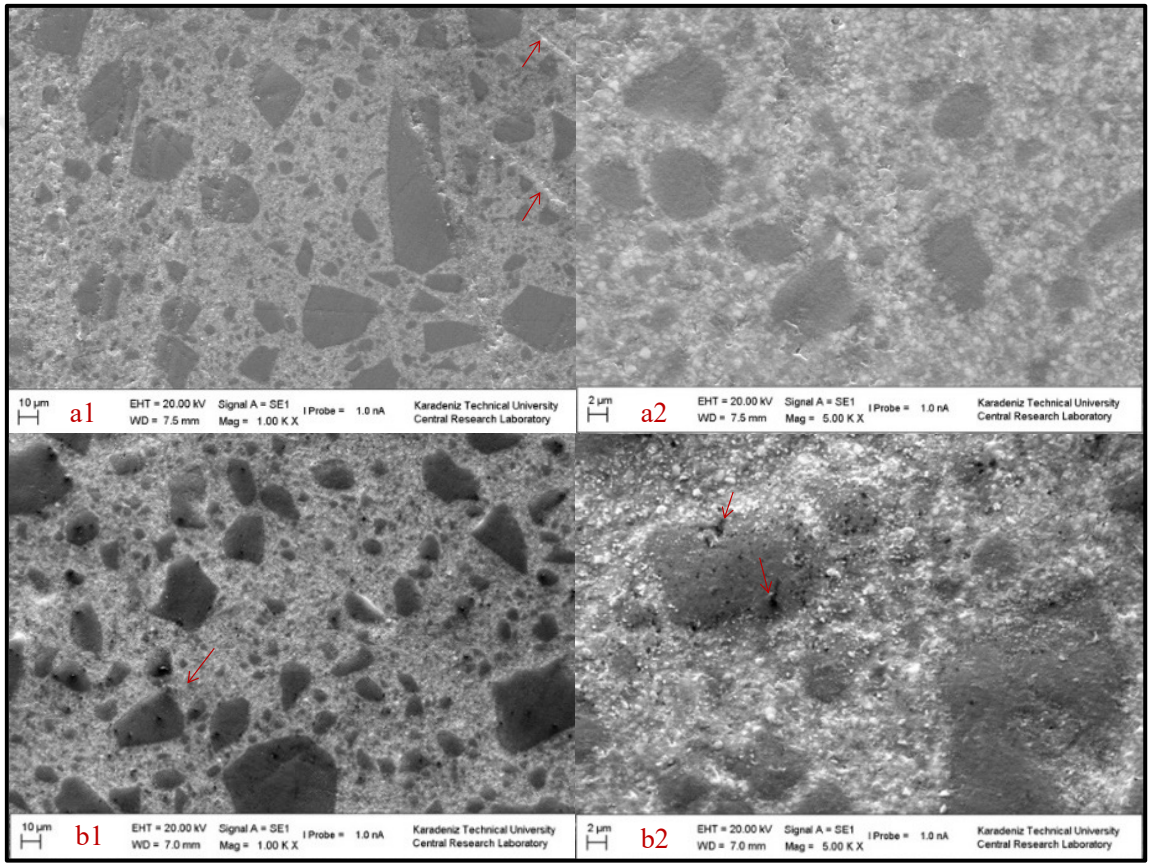
FOB grubunun başlangıç pürüzlülük değeri (0.258 μm) ile döngü sonrası pürüzlülük değeri (0.329 μm) arasında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır (p:0.001; p<0.05).

4.3. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Bulguları

4.3.1. CME Grubu SEM Bulguları

CME grubunun başlangıç SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde çizgi şeklinde polisaj disklerinin izleri görüldü.

CME grubunun döngü sonrası SEM görüntüleri incelendiğinde organik matrikste çözünme olduğu, dolduru partiküllerin yüzeyde belirginleştiği, doldurucu yüzeylerinde çatlakların oluştuğu görüldü.

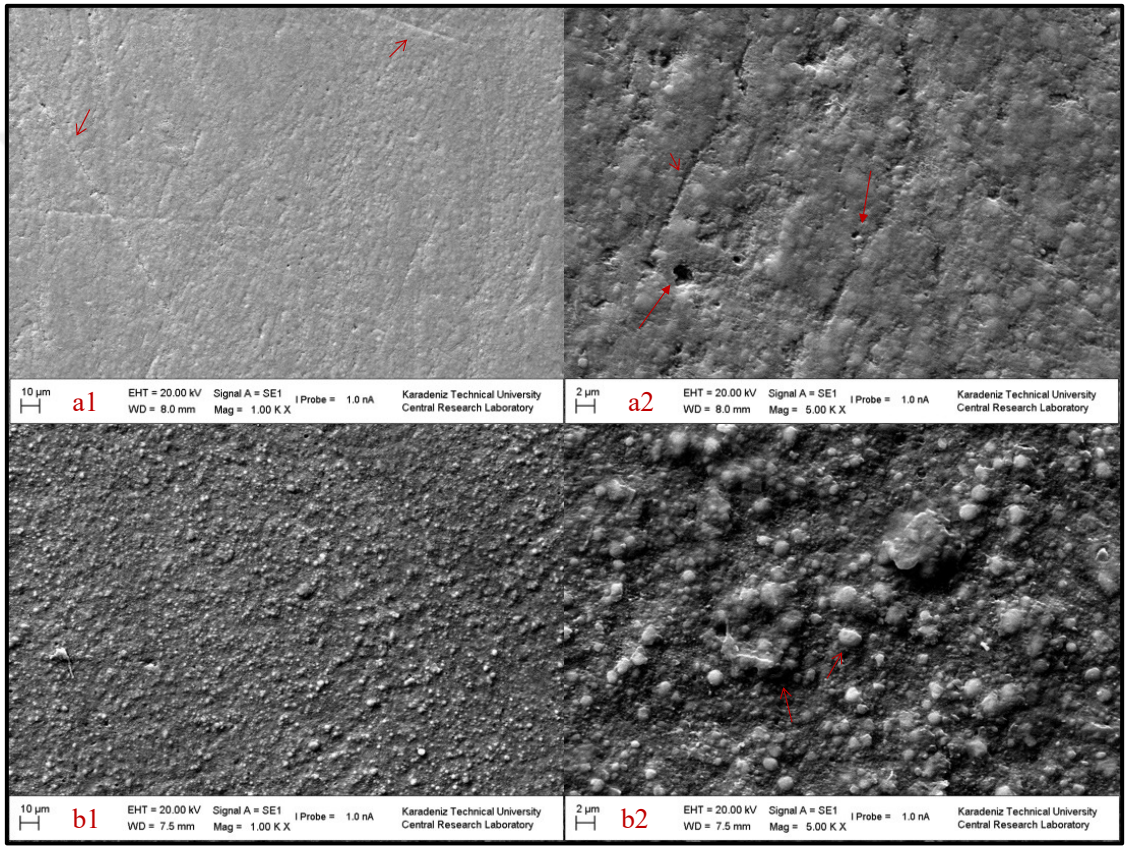


Resim 21. CME grubunun SEM görüntüleri (a1, a2 başlangıç: X1000-X5000- b1,b2:E/A döngü sonrası X1000-X5000 büyütmedeki SEM görüntüleri)

4.3.2. FZ Grubu SEM Bulguları

FZ grubunun başlangıç SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde çizgi şeklinde polisaj disklerinin izleri görülmektedir. Genel olarak düzgün bir yüzey görülmekle birlikte x5000'lik büyütmede mikro boşluklar görülmektedir.

FZ grubunun döngü sonrası SEM görüntüleri incelendiğinde organik matrikste belirgin çözünme olup doldurucu partiküllerin ortaya çıktığı görülmektedir. Ayrıca doldurucu partiküllerin yoğunluğu dikkat çekmektedir.

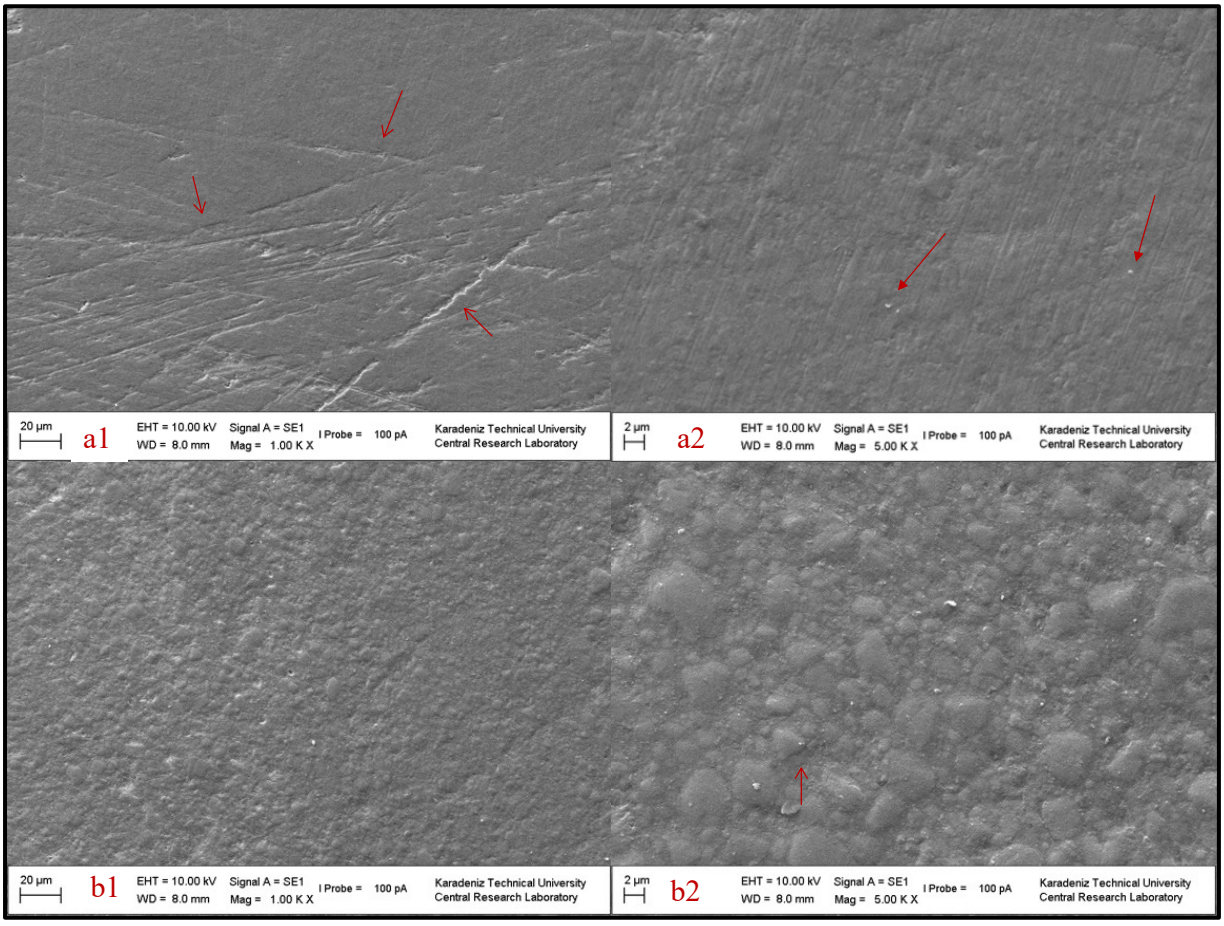


Resim 22. FZ grubunun SEM görüntüleri (a1, a2 başlangıç: X1000-X5000- b1,b2:E/A döngü sonrası X1000-X5000 büyütmedeki SEM görüntüleri)

4.3.3. FU Grubu SEM Bulguları

FU grubunun başlangıç SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde yaygın olarak çizgi şeklinde polisaj disklerinin izleri mevcuttu. Genel olarak pürüzsüz bir yüzey görülmekle birlikte yer yer ufak opaklıklar görülmektedir. Bu opaklıkların cilalama sırasında Sof-Lex disklerinden ayrılan ve daha sonra organik matrikse gömülen alüminyum oksit parçacıklarınından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

FU grubunun döngü sonrası SEM görüntüleri incelendiğinde belirgin bir fark olmamakla birlikte organik matriksin çözünüp doldurucu partiküllerin ortaya çıktığı görülmektedir.

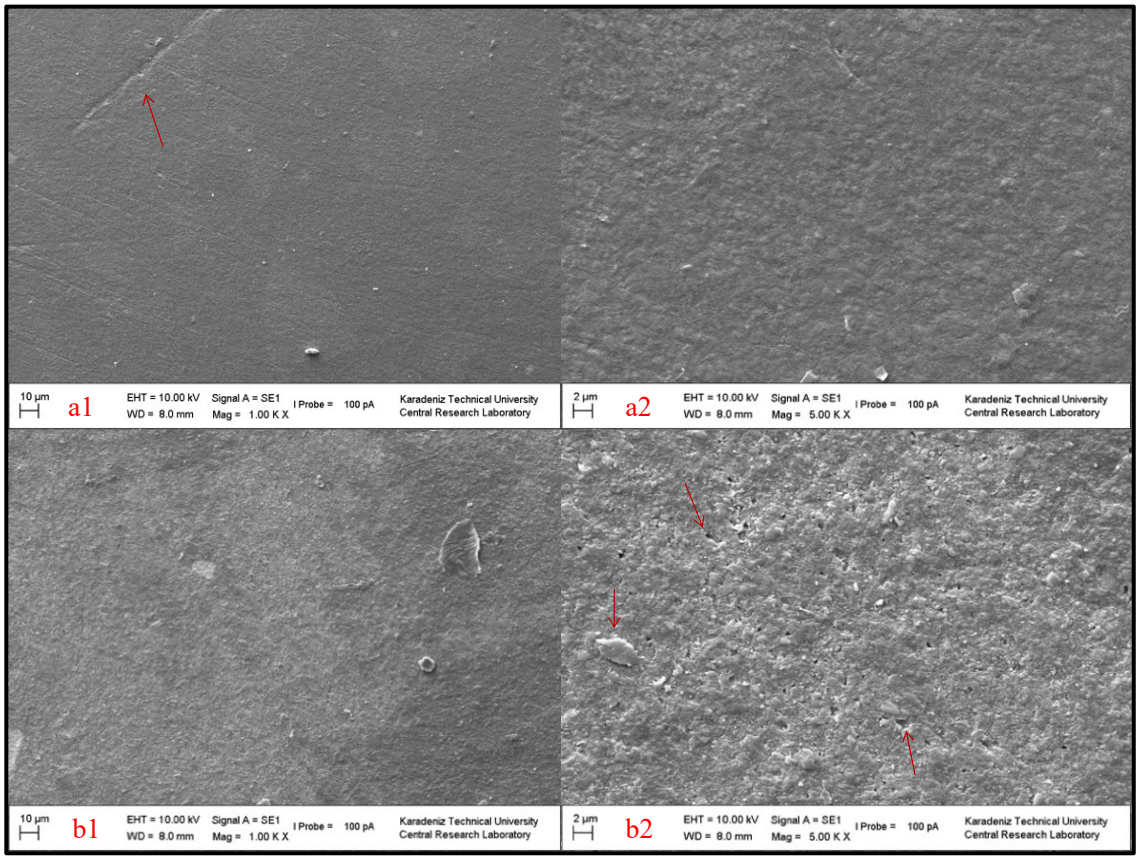


Resim 23. FU grubunun SEM görüntüleri (a1, a2 başlangıç: X1000-X5000- b1,b2:E/A döngü sonrası X1000-X5000 büyütmedeki SEM görüntüleri)

4.3.4. TNC Grubu SEM Bulguları

TNC grubunun başlangıç SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde çizgi şeklinde polisaj disklerinin izleri mevcuttur. Genel olarak düzgün, homojen bir yüzey görülmektedir.

TNC grubunun döngü sonrası SEM görüntüleri incelendiğinde organik matrikste çözünme olduğu, doldurucu partiküllerin belirginleştiği, mikro boşlukların oluştuğu görülmektedir.

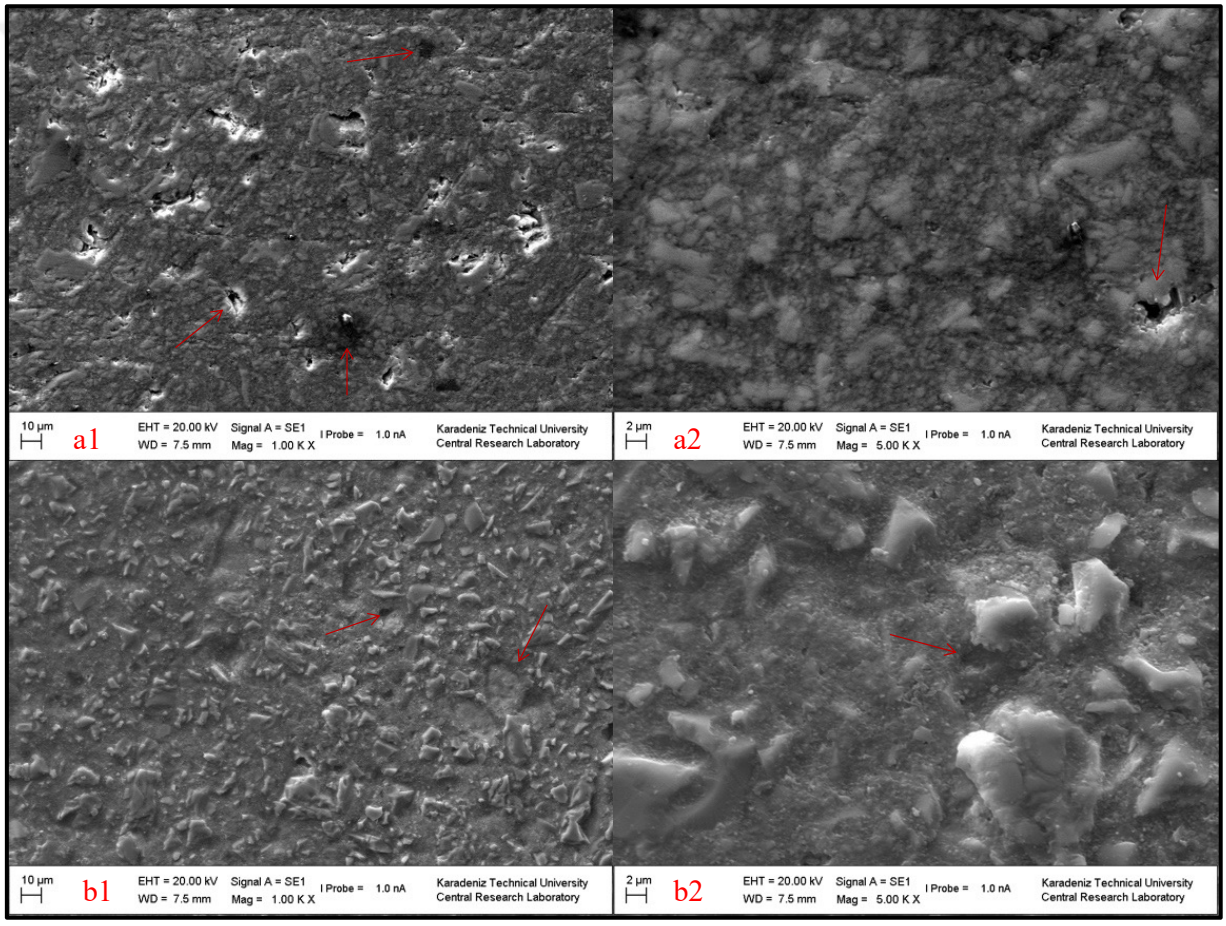


Resim 24. TNC grubunun SEM görüntüleri (a1, a2 başlangıç: X1000-X5000- b1,b2:E/A döngü sonrası X1000-X5000 büyütmedeki SEM görüntüleri)

4.3.5. VXF Grubu SEM Bulguları

VXF grubunun başlangıç SEM görüntüleri incelendiğinde profilometrik yüzey pürüzlülüğü bulgularını destekler nitelikte oldukça düzensiz bir yüzey görülmektedir. Yüzeyde opaklıklar ve mikro boşluklar görülmektedir. Bu mikro boşlukların polisaj esnasında yüzeyden ayrılan doldurucu partiküllerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

VXF grubunun döngü sonrası SEM görüntüleri incelendiğinde organik matrikste belirgin çözünme olup dolduru partiküllerin ortaya çıktığı görülmektedir. Yer yer doldurucu partiküllerin yüzeyden ayrılmasından kaynaklı oluştuğu düşünülen izler görülmekle birlikte doldurucu partiküllerin yoğunluğu dikkat çekmektedir.

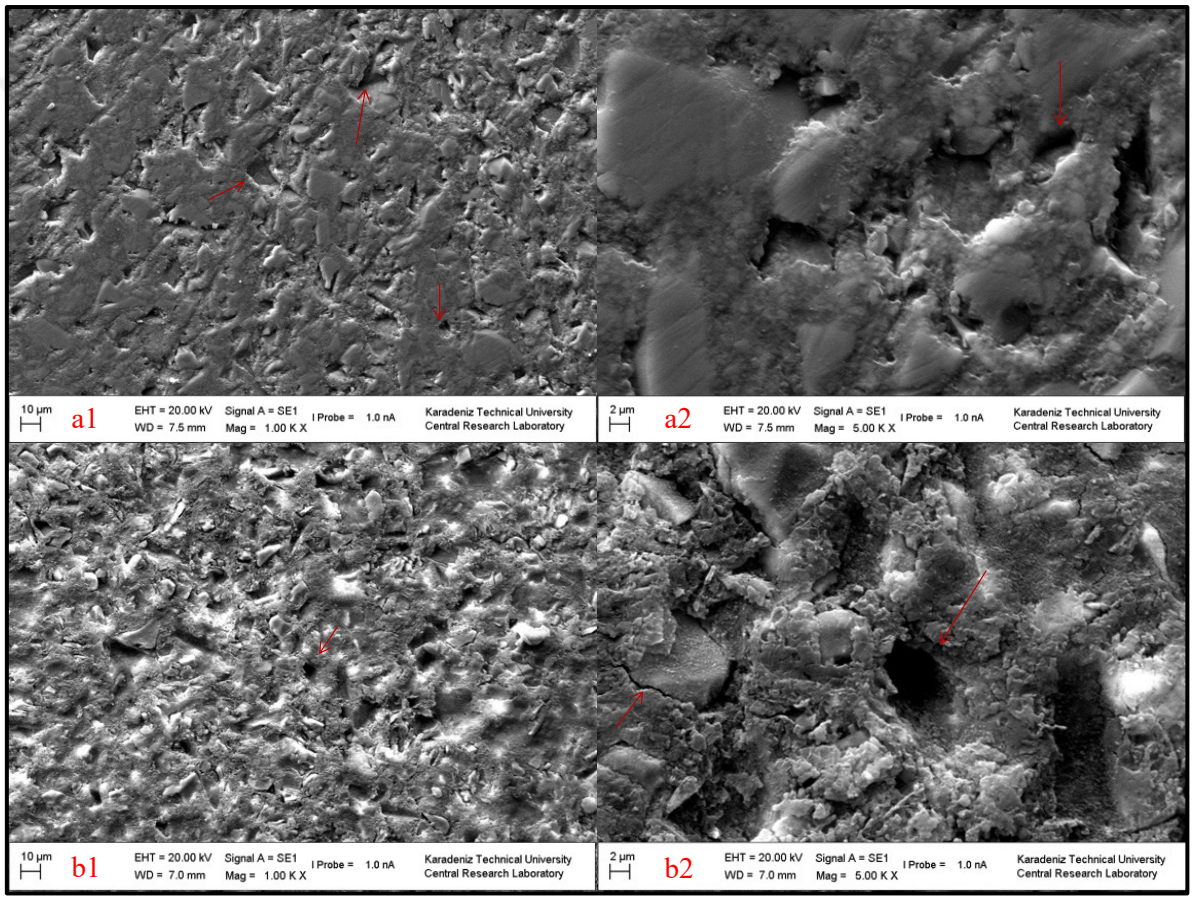


Resim 25. VXF grubunun SEM görüntüleri (a1, a2 başlangıç: X1000-X5000- b1,b2:E/A döngü sonrası X1000-X5000 büyütmedeki SEM görüntüleri)

4.3.6. QXF Grubu SEM Bulguları

QXF grubunun başlangıç SEM görüntüleri incelendiğinde profilometrik yüzey pürüzlülüğü bulgularını destekler nitelikte oldukça düzensiz bir yüzey olmakla birlikte mikro boşluklar görülmektedir. Bu mikro boşlukların polisaj esnasında yüzeyden ayrılan doldurucu partiküllerden kaynaklandığı düşünülmektedir.

QXF grubunun döngü sonrası SEM görüntüleri incelendiğinde organik matrikste bozulmalar olup doldurucu partiküllerin ortaya çıktığı görülmektedir. Ayrıca yüzeyde yaygın bir şekilde derin boşluklar da görülmektedir.

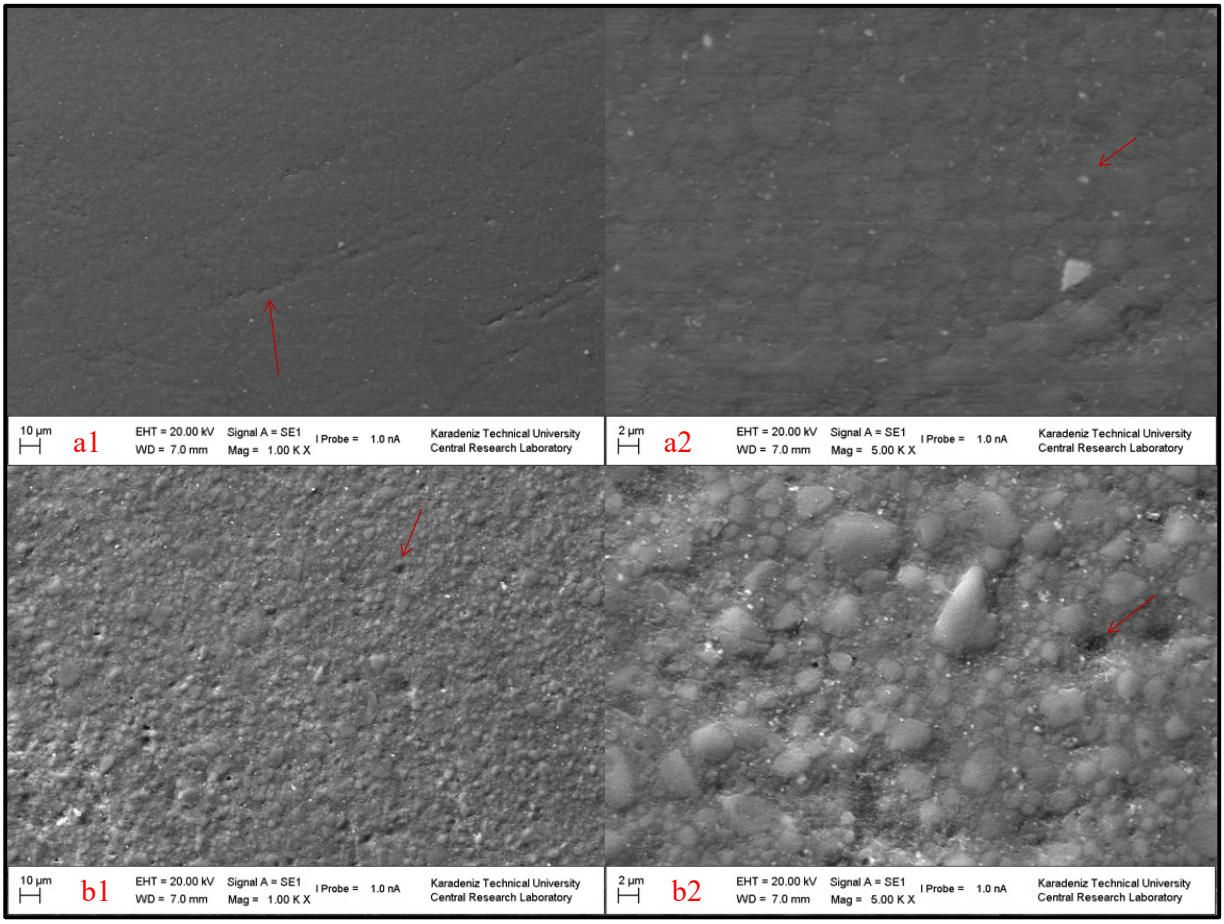


Resim 26. QXF grubunun SEM görüntüleri (a1, a2 başlangıç: X1000-X5000- b1,b2:E/A döngü sonrası X1000-X5000 büyütmedeki SEM görüntüleri)

4.3.7. FOB Grubu SEM Bulguları

FOB grubunun başlangıç SEM görüntüleri incelendiğinde yüzeyde çizgi şeklinde polisaj disklerinin izleri bulunmaktadır. Genel olarak daha düzgün homojen bir yüzey görülmekle birlikte yer yer ufak opaklıklar görülmektedir. Bu opaklıkların polisaj diskinden kopan parçalar olabileceği düşünülmektedir.

FOB grubunun döngü sonrası SEM görüntüleri incelendiğinde organik matrikste yüzeysel bir çözünme olduğu, dolduru partiküllerin belirginleştiği görülmektedir.



Resim 27. FOB grubunun SEM görüntüleri (a1, a2 başlangıç: X1000-X5000- b1,b2:E/A döngü sonrası X1000-X5000 büyütmedeki SEM görüntüleri)

5. TARTIŞMA

Piyasada anterior ve posterior restorasyonlar için çok sayıda kompozit rezinler mevcuttur. Bu durum klinik kullanımlarını ve performanslarını etkileyecek çok çeşitli organik ve inorganik bileşenler içermelerinden kaynaklanır. Kompozit rezinlerin mekanik özellikleri ve estetiği, bileşimlerinden ve mikro yapılarından etkilenmektedir (38).

Geleneksel kompozit rezinlerin ana handikaplarından biri kaviteye yerleştirilmesi esnasında maksimum 2 mm kalınlığında tabakalı yerleştirme tekniği kullanılmasıdır. Bu teknikte dental kompozitlerin her bir tabakayı ayrı ayrı polimerize etmek, hasta ve hekim için zaman alıcı olmasının yanında tabakalar arasında hava kabarcığı kalma veya nem kontaminasyonu olasılığı da artmaktadır (5,42).

Geleneksel kompozit rezinlerin sınırlamalarını en aza indirmek amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bulk fill kompozitlerin ortaya çıkışı bu alandaki gelişmelerden biridir (41). Üretici firmalar bu yeni materyal sınıfının mevcut tabakalı yerleştirme tekniği yerine tek seferde 4-5 mm kalınlıkta kompozitlerin uygulanabilmesi sayesinde inkremental tekniğin polimerizasyon büzülmesi, tabakalar arasında boşluk oluşumu ve nem kontaminasyonu gibi dezavantajlarının elimine edildiğini bildirmektedir (2,5). Böylelikle daha az tabakalamaya ihtiyaç olup klinik adımların sayısı azaltılarak tedavi süresi kısalmaktadır (2,51,58).

Bununla birlikte son yıllarda, estetik diş hekimliğine yönelik artan talepler, geliştirilmiş mekanik özelliklere ve dayanıklılığa sahip direkt restorasyonlar için kompozit rezinlerin geliştirilmesine yol açmıştır (20). Kompozit rezinlerde, özellikle inorganik doldurucu partiküllerinin tipi, dağılımı ve boyutunda değişiklikler meydana getirilerek bu materyallerin mekanik ve estetik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır (76). Dental kompozit teknolojisindeki sınırsız gelişim nedeniyle piyasada çok çeşitli materyaller bulunmaktadır (10). Farklı içeriklere (inorganik doldurucu tipi, dağılımı, boyutuna) sahip kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri farklı olacağından bu materyallerin ağız ortamında sağ kalım süresi; erozyon ve abrazyon gibi dayanıklılığı etkileyen olumsuz faktörlere karşı etkisinin incelenmesi yapılacak restorasyonların uzun ömürlülüğü açısından önemlidir.

Bu nedenle bu tez çalışmasında yaygın olarak kullanılan farklı içeriklere sahip 3 geleneksel kompozit rezin ile 4 bulk fill kompozit rezinin ağız içi ortamı taklit eden eroziv/abraziv uygulamalar sonrasında materyalin yüzey özelliklerindeki değişimin incelenmesi amaçlandı. Eroziv/abraziv döngülerden önce ve sonra örneklerin yüzey

pürüzlülüğü ve yüzey mikrosertliği değerlendirildi. Ayrıca örnekler taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenerek yüzeylerindeki değişimler gözlendi.

Kompozit rezinler, organik matriksleri nedeniyle inert metal veya seramik restorasyonlara kıyasla kimyasal değişime daha yatkındır (70). Ağız boşluğunda karyojenik bakterilerin varlığı, tükürük disfonksiyonu ve fermente olabilen karbonhidratların tüketilmesine bağlı olarak oluşan demineralizasyon, diş çürüklerinin oluşumunu kolaylaştırır ve restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilir (2). Bu nedenle kullanılan restoratif materyallerin ağız boşluğundaki kimyasal değişikliklere karşı dayanıklı olması gereklidir (12).

Kompozit rezinlerin uzun süreli dayanıklılığının sürdürülmesinde restorasyonların yüzey pürüzsüzlüğü çok önemli bir faktördür. Çünkü pürüzsüz bir yüzey biyofilm birikimini, diş eti tahrişini ve kompozitin zamanla renklenmesini azaltarak, restorasyonun estetiğini korur ve ikincil çürük olasılığını azaltır (1,76). Bu nedenle, restorasyonların mümkün olduğunca pürüzsüz hazırlanması kompozit materyallerin klinik başarısı için son derece önemlidir (58).

Bunun yanında kompozit restorasyonlar, en önemli oral hijyen prosedürü olan fırçalamaya bağlı fiziksel ve mekanik kuvvetlere ve aynı zamanda asitli gıda tüketimine bağlı kimyasal etkenlere maruz kalmaktadır (41,56,66). Bunun yanında eroziv diş aşınmasının toplumda görülme sıklığının giderek artması nedeniyle ağızda mevcut olan kompozit restorasyonlar kimyasal aşındırıcılara maruz kalmaktadır (63,68,81). Bu nedenle, restorasyonların uzun dönem başarısı için kompozit rezinlerin bu etkenlere karşı aşınma direnci göstermesi önemlidir (41). Kompozit rezinlerin aşınma direncini tahmin etmek için kullanılan mikrosertlik değerleri (23), kompozit rezinlerin parlatılabilirliği ve antagonist dişler üzerindeki aşındırıcı etkisi hakkında da bilgi vermektedir (50). Bu nedenle bu çalışmada güncel kompozit materyallerin pürüzlülük ve mikrosertlik verileri erozyon/abrazyon döngü sonrasında karşılaştırıldı.

Yapılan sertlik çalışmalarında mikrosertlik değerlerinin numune kalınlığından etkilenmediği bildirilmiştir (38). Flury ve ark. kompozit kalınlığının bulk fill kompozitlerin mikrosertliğine olan etkisini araştırdıkları bir in vitro çalışmada 2,4,6 mm kalınlıklarda hazırlanan SDR, Filtek Bulk Fill, X-tra fil kompozit örneklerin mikrosertliklerinin sabit kaldığı sonucuna ulaşmışlardır (82). Bulk fill kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü veya sertliğini araştıran bir çok çalışmada da 2 mm kalınlığında örnekler kullanılmıştır (9,78,83–85). Bu nedenle bu çalışmada Misilli ve arkadaşlarının çalışmalarında tercih ettiği gibi 8 mm çapında 2 mm kalınlığında örnekler hazırlandı (83).

Kompozit rezinlerde rengin koyulaşması ile polimerizasyon derecesi azalıp yavaşlamaktadır (24). Bu nedenle kompozit rezinler arasında standardizasyonu sağlamak amacıyle FZ, FU, FOB, CME kompozit rezinlerinin A2 rengi, TNC kompozit rezinin bu renklere en yakın olan ^{IV}A (A2-A3) rengi, VXF ve QXF kompozit rezinlerinin universal rengi tercih edilmiştir.

Kompozit rezin restorasyonlarda yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için ideal mesafe 1 mm olduğundan (86) çalışmamızda standardizasyonu elde etmek amacıyla kompozit rezinlerin üst tabakasına şeffaf matris bandı yerleştirilip üzerine 1 mm kalınlığında cam koyularak polimerizasyon gerçekleştirildi.

Çeşitli çalışmalarda kullanılan şeffaf matris bandı oksijen inhibisyon katmanını en aza indirmek ve standart şekilde pürüzsüz yüzeyler üreten bir yöntem olduğu için kompozitlerin yüzeyinde kullanılmıştır. Bununla birlikte, kompozitin matris bandı ile temas etmesinden sonra kompozit yüzeyinde organik rezin açısından zengin yüzeysel bir tabakanın birikimi sertlikte azalmaya, aşınma direncinde artışa neden olup restorasyonların renklenmesini kolaylaştırdığından polisaj işlemiyle uzaklaştırılması önerilir (15,58,87,88).

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü, materyalin bileşimi ve gözenekliliğinin yanı sıra cilalamada kullanılan alet ve prosedürler de etkiler. Bu nedenle bu tez çalışmasında, kompozitler için pek çok çalışmada oldukça pürüzsüz yüzeyler oluşturduğundan tüm kompozit örneklerin bitim ve cilalanması için Sof-Lex diskler kullanılmıştır (72,89–91).

Eroziv diş aşınmasındaki artış dünya çapında asitli alkolsüz içecek tüketiminin artmasından kaynaklanmaktadır (81). Bu eroziv etkenler restoratif materyallerin matriks ve doldurucu partiküllerinin bozulmasına neden olabildiğinden bu etkenlere karşı restoratif materyallerin dayanıklılığının incelenmesi restoratif materyallerin başarısı açısından önemlidir (2). Bunun yanında, diş fırçası abrazyonu ve erozyonunun dental materyallerin üzerinde sinerjik bir etkiye sahip olacağı öne sürülmektedir (64). Bu sebeplerden dolayı, diş fırçalamanın mekanik süreci ile bağlantılı olarak eroziv döngünün değerlendirilmesi önemlidir (2). Bununla birlikte,bildiğimiz kadarıyla farklı dental restoratif materyaller üzerinde diş fırçası aşınması ile erozyonun potansiyel etkileri hakkında literatürde yeterli bilgi bulunmamaktadır (64). Asitli içeceklerin tüketimi ve ağız hijyeni uygulamaları, dünya nüfusunun çoğunluğunun günlük rutininde mevcuttur (8). Bu nedenle, erozyona ve/veya abrazyona maruz kalabilecek dişlerin restorasyonunda hangi kompozit rezinin kullanılacağını planlamada diş hekimleri için önemli olacaktır (64). Bu tez çalışmasında farklı içeriklere sahip 3 farklı geleneksel kompozit rezinlerden ve 4 farklı bulk fill kompozit rezinlerden hazırlanan örnekler eroziv/abraziv

döngülere maruz bırakıldı. Döngülerden önce ve sonra örneklerin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey mikrosertliği incelendi. Ayrıca örnekler taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenerek yüzeylerindeki değişimler gözlendi.

Klinik olarak, kompozit rezin restoratif materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozulması tek bir parametre kaynaklı olmayıp, çeşitli faktörleri içeren karmaşık reaksiyonların sonucudur (11). Eroziv/abraziv aşınmayı test eden in vitro ve in situ modellerde değişkenlerin mümkün olduğunca ağız içi gerçek yaşam koşullarını yansıtacak bir şekilde ayarlanması önerilir (92). Bu nedenle bu tez çalışmasında Yu ve ark. tarafından önerilen on günlük eroziv/abraziv döngü modeli tercih edilmiştir (64). Yapılan in situ çalışmalarda hem ağız içi erozyon hem de numunelerin fırçalanması gerçek koşulları yansıtma olasılığı daha yüksek olsa da, bireyler arası tükürük parametrelerinde farklılık olmaktadır. Standart koşullar altında ağız dışında eroziv/abraziv döngüye maruz bırakılmış numunelerle genellikle daha yüksek bir standardizasyon (fırçalama darbelerinin süresi ve sayısı, diş fırçası ve macununun türü, fırçalama kuvveti) elde edilmektedir (92). Bu sebeple bu tez çalışmasında ağız dışı (in vitro) döngü modeli tercih edilmiştir. Seçilen eroziv/abraziv döngü modeli, bir beslenme alışkanlığını veya tıbbi bir bozukluğu yansıtırken aynı zamanda da klinik olarak anlamlı olmalıdır.

Erozyon çalışmalarında asit türü olarak asitli içecekler, sitrik asit, fosforik asit veya hidroklorik asit ; asit konsantrasyonu olarak %0,3 ila %6,0 arasında tercih edilmektedir (13,40,64,93,94). Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) kılavuzunda listelenen gıdaları taklit eden sıvılar, genellikle diyette bulunan çözücüleri taklit etmek için kullanılırlar (23). Bu sıvılardan sitrik asit, bazı içeceklerle birlikte sebzeler, meyveler, şekerler ve şurup gibi gıda maddelerinde bulunan asidi taklit eder (23,64,89). Sitrik asidin pH değeri, alkolsüz içeceklerin ve asitli içeceklerin ortak pH'ını temsil etmelidir (64). Bu amaçla, bu tez çalışmasında %0.3 sitrik asit (ph ≈ 2.4) çözeltisi kullanılmıştır (63,66).

Her bir döngünün süresi, döngülerin sayısı ve zamanlaması dikkate alınması gereken değişkenler arasındadır (95). Yapılan in vitro çalışmalar incelendiğinde erozyon süresi döngü başına 15 s ve 40 dakika arasında değişirken, çoğunlukla döngü başına 1 ve 5 dakika arasında bir daldırma süresi seçilmiştir (63,64,66,67,92,96–98). Klinik durumu yansıtan bir sürenin sağlanabilmesi için uzun aşındırma süreleri yerine kısa aşındırma süreleri tercih edilmelidir (92).Asidik bir içecek içerken, tükürük ile etkileşimi nedeniyle seyreltme ve solüsyonun ağız boşluğunda eşit olmayan dağılımı nedeniyle doğal diş yapısına yönelik ağız içi tehdidin daha az olduğu belirtilmelidir. Bu, diş yüzeyindeki pH'nın kritik pH'nın altında olduğu yaklaşık 2 dakikalık kısa bir süre ile sonuçlanır. Bu nedenle ağız dışı erozyon yapılırken, tükürük

etkileşimi olmadan asidik ortama maruz kalma süresi 2 dak/döngü geçmemelidir (92). Ağız sıvılarının pH'nın asidik bir içeceğin tek bir yudumundan sonra 1–3 dakikada nötral hale döndüğünü gösteren verilere dayalı olarak (64), bu tez çalışmasında her döngü için 1 dakikalık erozyon süresi seçildi. Sıcaklık, erozyon oranını önemli ölçüde etkileyebileceğinden kontrol altında tutulmalıdır. Vücut sıcaklığı (37°C), ortalama ağız içi sıcaklık (36°C) veya 'oda sıcaklığı' kullanılabilir. Oda sıcaklığı coğrafi, mevsimsel ve gün içinde değişiklik gösterebileceğinden 'oda sıcaklığı' için 25 °C'lik kontrollü bir sıcaklığın dikkate alınması önerilir (95). Bu nedenle bu tez çalışması oda sıcaklığında (25°C) gerçekleştirilmiştir.

Pek çok çalışmada numuneler erozyondan hemen sonra fırçalanmadı, 4 saate kadar (çoğunlukla 30-60 dakika) beklendikten sonra fırçalandı (13,64,92). İnsanların her gıda alımından hemen sonra dişlerini fırçalamaları pek olası görünmediğinden, fırçalamadan önceki bekleme süresi, günlük yaşamdaki koşulları daha iyi temsil edebilir (82). İnsan tükürüğünün bileşimi bireyler arasında ve kişide uyarının derecesi ve yöntemine, uyarılma süresine ve günün saatine göre yüksek bir değişkenlik gösterebilmektedir (92,95). Yapay tükürük, yeterli miktarlarda ve tutarlı bir bileşimle hazırlanabildiğinden yüksek derecede standardizasyon sağlar. Ayrıca in vitro çalışmalarda genellikle fazla miktarda tükürüğün gerekli olmasının yanı sıra, insan tükürüğünün bileşenleri in vitro koşullar altında hızla değişebilir veya bozulabilmektedir. Bu nedenle, insan tükürüğü kullanımının yapay tükürüğe kıyasla bir in vitro çalışmada çok önemli bir fayda sağlayıp sağlamadığı ve dolayısıyla insan tükürüğü kullanımının klinik durumu daha yakından yansıtıp yansıtmadığı şüpheli görünmektedir. Bu nedenle, mevcut bilgilere dayanarak, gecikmiş bir abrazyon simülasyonu planlanıyorsa, fırçalamadan önce bekleme ortamı olarak yapay tükürüğün kullanılması uygun görünmektedir (92). Bu sebeplerden dolayı bu tez çalışmasında kompozit örnekler her aşındırıcı uygulama sonrasında 30 dak süreyle yapay tükürükte bekletilmiştir.

Döngüsel modellerin çoğunluğunda eşit sayıda eroziv ve abraziv yöntem kullanılmakta olup bu, seçilen bekleme süresinden bağımsız olarak her eroziv uygulamanın ardından fırçalama uygulaması yapılır (92). Abrazyon döngülerinde, fırçalama sıklığı ve süresi, kullanılan diş fırçası ve diş macunu türü ve uygulanan fırçalama kuvveti gibi çeşitli fırçalama parametrelerinde önemli farklılıklar bulunmaktadır (92,95). Güncel literatürün taranmasına dayanarak çalışmaların pek çoğunda 2–3 N'luk bir kuvvet önerilmiştir, ancak ISO 14569-1 82007 0,5–2,5 N'ye izin verdiğinden, 2 N'lik bir kuvvet iyi bir seçenek olabilir (95,99). Bu değerler manuel diş fırçası ile fırçalama sırasında uygulanan ortalama kuvvetin klinik değerleriyle örtüşmektedir (92). Kullanılan diş fırçasının tutuculara sabitlenmesi fırçanın

numune yüzeyi üzerinde standart bir şekilde hareket etmesini ve aynı zamanda sabit bir fırçalama kuvveti uygulanmasını sağlar (70,92). Literatürde, diş fırçası sertliğinin diş rengindeki restorasyonların yüzey özelliklerini değiştirebileceği bildirilmiştir (70). Bu nedenle herhangi bir olumsuz etkiden kaçınmak için Binhasan ve ark. çalışmalarında yumuşak kıllı bir diş fırçasını tercih etmişler (21,70). Elektrikli diş fırçaları kullanılarak yapılan çalışmalarda döngü başına 5 saniye ila 1 dakika arasında değişen fırçalama süreleri kullanılmıştır. Klinik koşullar altında her dişin elektrikli diş fırçası ile fırçalanması 5sn'den daha kısa sürmektedir (92). Günlük diş fırçalama sırasında bir diş için maksimum temas süresinin 10 saniye olduğu varsayıldığında, toplam 60 dakikalık fırçalama süresi yaklaşık 1 yıllık diş fırçalamaya eşdeğer olduğu kabul edilir (64). Diş fırçalarının aşındırma potansiyeli, fırçalama kuvvetinden etkilense de diş fırçasının kendi başına (fırçanın tipi ve kıl sertliği) olan etkisinin, diş macununun etkisinden önemli ölçüde daha düşük olduğu ileri sürülmüştür (92,94). Erozyon/abrazyon deneylerinde aşındırıcılık ve florür içeriği, diş macunu parametreleri olarak kabul edilir. Ne yazık ki, yayınlanmış çalışmaların çoğunda diş macununun aşındırıcılığına atıfta bulunulmamaktadır. Buna karşılık, yazarlar genellikle florürlü veya florürsüz diş macunları kullanıp kullanmadıklarını belirtmişlerdir. Florürlü diş macunları in vitro olarak florürsüz diş macunlarına göre daha az aşınma oluşturmaktadır. Çalışmanın amacına bağlı olarak, florür içeren veya florürsüz diş macunları tercih edilebilir (92). Ancak ilk süt dişinin çıktığı andan itibaren florürlü diş macunlarının kullanılmasının tavsiye edildiği (66) ve aynı zamanda uluslararası piyasada bulunan diş macunlarının çoğunun florür içerdiği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle, mümkün olduğunca, klinik koşulları yansıtmak amacıyla florür içeren diş macunları kullanılmalıdır (92). Bu nedenle bu tez çalışmasında florür içeren diş macunu tercih edilmiştir. Ayrıca Binhasan ve ark. diş macunlarının nanofill kompozitlerin yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğüne etkisinin incelendiği in vitro çalışmada materyal içeriğinin yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğüne kıyasla diş macunu çeşidine göre yüzey özelliklerinin belirlenmesinde daha etkili olduğu sonucuna ulaşmışlardır (70).

Bu tez çalışmasında fırçalama uygulaması her eroziv aşındırmadan sonra örnekler 30 dak yapay tükürükte bekletildikten sonra fırçalama cihazına sabitlenip 2 N kuvvet altında yumuşak başlıklı elektrikli diş fırçası ile 1 dakika boyunca uygulandı. Diş fırçalama sırasında kullanılan diş macunu, bileşiminde silika ve 15 000 ppm F (NaF olarak) içeren düşük aşındırıcılığa sahip, Colgate Total 12 (Colgate, Brezilya) 'dir (2,21,52,66).

Yüzey sertliği, restoratif materyalleri karşılaştırmak için kullanılan en önemli özelliklerden biri olup kalıcı girinti veya penetrasyona karşı direnç olarak tanımlanır (5).

Çiğneme kuvvetine yüksek oranda maruz kalan dişlerde restorasyonun yüzey mikrosertliği restorasyonun dayanıklılığı açısından çok önemlidir (5). Bundan dolayı posterior kompozitler, anterior kompozitlere göre daha yüksek aşınma direncine sahip olacak şekilde tasarlanmıştır (23).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzeylerinin sertliğini değerlendirmek için farklı yöntemler kullanılmaktadır. Vickers sertlik testi, kompozit rezinlerin yüzey mikrosertliğini ölçmek için kullanılan en yaygın test yöntemidir (100). Bu çalışmada test edilen materyallerin yüzey sertliği, uygulaması kolay ve elde edilen verilerin güvenilir olması nedeniyle Vickers sertlik testi kullanılarak değerlendirilmiştir (5,9,101). Sertlik ölçümlerinde kullanılan elmas uç zamanla deforme olmaz ve kırılgan materyallerin sertliğini ölçmek için uygun olduğu ileri sürülmüştür (5). Bu tez çalışmasında kompozit materyallerin yüzey sertliği Vickers test cihazıyla Tuncer ve ark. çalışmalarında da olduğu gibi 200 gr yük 15 sn boyunca uygulanarak ölçülmüştür (102). Diş dokularının ortalama sertlik değerleri, mine için 250 ila 360 VHN (Vickers sertlik değeri) iken (25) ; dentin için 46 ila 53 VHN arasında değişmektedir (62). Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan kompozit materyaller için minimum sertlik değeri 40–50 VHN olmalıdır. Çünkü bir restoratif materyalin kullanım amacı, kaybedilen dokuyu yani dentini taklit etmektir (25).

Bu tez çalışmasında kullanılan kompozit örneklerin başlangıç sertlik değerlerinin FU (99.9 VHN), VXF (99.4 VHN), QXF (97.3 VHN), FZ (95.7 VHN), FOB (75.9 VHN), TNC (63.7 VHN) gruplarının minimum sertlik değerinin üzerinde olduğu; CME (49.9 VHN) grubunun ise minimum sertlik değerinde olduğu belirlendi.

Ayrıca bu çalışmanın bulgularına göre başlangıç sertlik değerleri incelendiğinde FU, VXF, QXF, FZ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözükmezken FOB, TNC, CME grupları diğer gruplardan istatistik olarak anlamlı oranda daha düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Bu nedenle bu tez çalışmasının 1. sıfır hipotezi “Geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin gruplar arası başlangıç mikrosertlik değerleri arasında fark yoktur.” reddedilmiştir.

Restoratif materyallerin sertlik değerlerini önemli ölçüde etkileyen faktörler şunlardır: doldurucunun hacimce oranı, bileşimi, rezin tipi ve polimerizasyon derecesidir. Polimerizasyondan sonra reaksiyonlara katılmayan monomerler mikrosertliğin azalmasına neden olur. Ayrıca inorganik doldurucu partiküllerin sertliği materyallerin genel mikrosertliğini doğrudan etkiler (103).

Kompozit rezinlerin mikrosertlikleri içerdikleri doldurucu partiküllerin miktarıyla yakından ilişkilidir (20,51). Tuncer ve ark. termal döngünün farklı kompozit rezinlerin sertlik, pürüzlülük ve renk değişimine olan etkisini inceledikleri in vitro çalışmada kompozit rezinlerin artan doldurucu miktarıyla sertliklerinin de arttığı bildirilmiştir (102). Thomadios ve ark. kompozit rezinlerin sertliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında kompozit rezinlerin sertlik değerlerinin içerdikleri inorganik doldurucuların hacimce yüzdesiyle doğru orantılı olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca bu in vitro çalışmada Filtek Z250 ve Filtek Ultimate gruplarının başlangıç sertlik değerleri arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir (104). Bu sonuç bizim çalışmamızla benzerdir. Çalışmamızda incelenen kompozit grupları sertlik değerlerine göre sıralandığında FU grubu hariç diğer kompozit rezinlerin sertlik değerleri içerdikleri inorganik dolduru hacmiyle uyumlu bulunup FU ve FZ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Kompozit Gruplar	FU (99.9 VHN)	VXF (99.4 VHN)	QXF (97.3 VHN)	FZ (95.7 VHN)	FOB (75.9 VHN)	TNC (63.7 VHN)	CME (49.9 VHN)
%H	%63.5	%70>	%66>	%60>	%58.5>	%53-55	>%40

Tablo 5. Kompozit grupların hacimce inorganik doldurucu içeriği ile sertlik değerleri arasındaki ilişki

Ayrıca Kelic ve ark. bulk fill kompozitlerin mikrosertliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında kompozit rezinlerin hacimce doldurucu oranı ile mikrosertlik değerleri arasında pozitif korelasyon olduğu bildirilmiştir (50). Kelic ve arkadaşlarının yaptığı in vitro çalışmada VXF ve QXF kompozitlerinin sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak fark olmayıp VXF grubunun mikrosertlik değeri sayısal olarak QXF grubundan yüksek bulunup bunun sebebinin doldurucu hacminden kaynaklı olabileceği ileri sürülmüştür. Bu tez çalışmasının sonuçları Kelic ve arkadaşlarının yaptığı in vitro çalışmayı destekler nitelikte olup VXF grubunun mikrosertlik değeri QXF grubundan sayısal olarak yüksek bulunup istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Hosseinalipour ve ark. kütlece farklı yüzdelerde silika nanopartikül içeren deneysel kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini inceledikleri in vitro çalışmalarında doldurucu

partiküllerin yüzdece miktarı artırıldığında buna paralel olarak mikrosertlik değerlerinin de arttığı bildirilmiştir (20).

Materyallerdeki inorganik doldurucu partiküllerin sertliği kompozit materyalin genel sertliğini etkiler. Gönder ve ark. bulk fill kompozitlerin yüzey sertliklerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada Filtek Z250 ve Filtek One Bulk Fill kompozitlerin mikrosertlik değerlerinin daha yüksek bulunmasının bu kompozitlerin inorganik doldurucu olarak zirkonyum içeriğinden kaynaklı olduğu ileri sürülmüştür (100). Bunun yanında Kowalska ve ark. farklı kompozit rezinlerin mikrosertlik değerlerini inceledikleri çalışmada Filtek Ultimate grubunda belirgin derecede yüksek bir fark gözlenmiştir. Bu farkın Filtek Ultimate grubunun doldurucu olarak güçlü bir partikül olan zirkonyum doldurucu içermesiyle ilişkilendirilmiş. Zirkonyum içeren materyallerin daha yüksek mikrosertliğe ve yüksek aşınma direncine sahip olduğunu ve bunun da daha düşük yüzey pürüzlülüğü ile sonuçlanabileceği ileri sürülmüştür (101). Bu tez çalışmasında da zirkonyum içeren FU ve FZ gruplarının mikrosertlik değeri diğer kompozit rezinlerden daha yüksek bulunup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

Nano dolduruculu rezin kompozitler yüksek sertlik, aşınma direnci, yüksek parlaklık ve üstün cilalama özellikleri göstermektedir (91). Nano boyutta doldurucu içeren kompozitlerin, geleneksel kompozitlerden daha yüksek mikrosertlik değerleri sergilediği bildirilmiştir (40). Nano dolduruculu kompozit rezinler, geleneksel kompozitlerin mikropartiküllerine göre organik matriksle daha yüksek temas yüzeylerine sahiptir. Bu durum, nano boyutta doldurucu içeren kompozitlerin mikrosertliğinin iyileştirilmesini sağlar (20). Bayraktar ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada kompozit rezinlerin başlangıç mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında en yüksek mikrosertlik değerini Filtek Ultimate grubunda bulup Filtek Ultimate'in daha yüksek mikrosertlik değeri göstermesi nano boyutta doldurucu içermesinden kaynaklı olabileceği ileri sürülmüştür (91). Bu sonuçlar bizim çalışmamızla benzerdir. Bu tez çalışmasında da en yüksek mikrosertlik değeri nano dolduruculu kompozit olan FU grubunda bulundu. Fakat nano boyutta doldurucu içeren FOB grubunun mikrosertliğinin FU grubundan anlamlı şekilde daha düşük bulunması hem hacimce daha düşük miktarda inorganik doldurucu içermesine hem de organik matriksinde içerdiği farklı monomerlerden kaynaklı olabilir. Kompozit rezinlerin rezin matriksinin sertliğini azaltmak için aromatik UDMA (AUDMA) monomeri eklenmektedir (6). FOB in mikrosertliğinin kısmen düşük olmasının sebebi içerdiği AUDMA monemerinden kaynaklı olabilir.

Bayraktar ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada kompozit rezinlerin başlangıç mikrosertlik değerleri karşılaştırıldığında en düşük mikrosertlik değerlerini nanohibrit içerikli Charisma Smart ve Clearfil Majesty ES-2 kompozitlerinde bulunmuştur. Bu kompozitlerin düşük mikrosertlik göstermeleri; polimer matriks ile inorganik doldurucular arasında zayıf çapraz bağlanmaya neden olabilecek önceden polimerize edilmiş doldurucular içermeleriyle ilişkilendirilmiştir (91). Kelic ve ark. bulk fill kompozitlerin mikrosertliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında da önceden polimerize edilmiş inorganik doldurucu içeren kompozitlerin mikrosertliklerinin daha düşük olduğu bildirilmiştir (50). Bu sonuçlar bizim çalışmamızla benzerdir. Bu tez çalışmasında da en düşük mikrosertlik değerleri ise önceden polimerize edilmiş doldurucu içeren TNC ve CME gruplarında ölçüldü. CME grubunun sertlik değerinin TNC grubunun sertlik değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük olmasının sebebi hacimce daha az miktarda inorganik doldurucu partikül içermesinden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Ayrıca Tuncer ve ark. termal döngünün farklı kompozit rezinlerin sertlik, pürüzlülük ve renk değişimine olan etkisini inceledikleri in vitro çalışmada önceden polimerize edilmiş partiküllere sahip Clearfil Majesty Esthetic ve Gradia Direct Posterior, mikrosertlik için en düşük değerleri göstermiştir (102). Bu in vitro çalışmada incelenen FU ve CME gruplarının mikrosertlik değerleri bizim tez çalışmamamızla benzer olup bizim çalışmamızı destekler niteliktedir. Doldurucu partiküllerin miktarının yanında doldurucu partiküllerin tipi, şekli, ve rezin matriksine bağlanması da performansı etkileyebilir (102).

Gönder ve ark. bulk fill kompozitlerin yüzey sertliklerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada en düşük mikrosertlik değerleri Tetric N-Ceram Bulk Fill grubunda bulunmuştur. Kompozit rezinlerin mikrosertliği; organik matriks içeriği, doldurucu partiküllerin şekli ve oranı gibi faktörlere de bağlı olduğu bildirilmiş. Bu nedenle, mikrosertlik değerlerindeki farklılıklar materyallerin içeriğindeki farklılıklara bağlı olduğu düşünülmüştür (100). Bu çalışmada TNC grubunun yüzey mikrosertlik değeri bizim çalışmamızla benzer değerler göstermektedir.

Piyasadaki kompozit rezinlerin mikrosertliği, bu materyallerin ağız ortamındaki aşınma direnci ve uzun süreli stabilitesi ile yakından ilişkili bir özelliktir (38). Çünkü kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri ağız ortamı koşullarına maruz kaldıklarında değişebilmektedir (84). Asitli içecek alımını takiben diş fırçalamanın, kompozit rezin restorasyonunun yüzeyinde değişiklikler oluşturmaktadır (8).

Yap ve ark. farklı solüsyonlarda bekletilen kompozit rezinlerin mikrosertliklerindeki değişimi inceledikleri bir in vitro çalışmada; kimyasal ortamın kompozit rezinlerin mikrosertlik değerlerindeki değişimin materyale bağlı olduğunu bildirmiştir (15).

Düşük pH'a sahip sitrik asit kompozit rezinlerde erozyona sebep olarak organik matriksin yumuşamasına neden olmaktadır (8,64,94). Yu ve ark. eroziv/abraziv döngüye maruz bırakılan kompozit rezinde bu bozulmuş tabakanın diş fırçası aşındırması ile kolaylıkla yüzeyden uzaklaşabileceği söylenmiştir (64).

Diş macunu kullanılarak hazırlanan fırçalama döngüsü abrazyon süreci boyunca kompozit rezinin yüzeyinde aşınmaya neden olur. Bu aşınma ile ilgili birkaç mekanizma vardır: 1) Organik matriksin aşınması, 2) Organik matriks ile bağ başarısızlığı nedeniyle doldurucuların kaybı, 3) Açıkta kalan doldurucuların kesilmesi nedeniyle doldurucu partiküllerin kaybı, 4) Organik matristeki çatlakların bir sonucu olarak doldurucu kaybı ve 5) Restoratif prosedüre özgü boşlukların açığa çıkması. Bu nedenle, diş fırçalama, başlangıçta pH döngüsünün neden olduğu yüzeysel bozulmayı güçlendirir (2).

Gömeç ve ark. diyet asitlerinin çeşitli diş rengindeki restoratif materyallerin yüzey mikrosertliğine olan etkilerini inceledikleri in vitro çalışmada sitrik aside maruz bırakılan kompozit rezinin mikrosertliğinde istatistiksel olarak anlamlı azalma olduğunu bildirmiştir (105).

Hamouda çeşitli içeceklerin estetik restoratif materyallerin sertliğine olan etkilerini incelediği in vitro çalışmada, iki farklı sitrik asit içerikli içeceğe maruz bırakılan kompozit rezinin mikrosertliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma olduğunu bildirmiştir (106).

Önceki çalışmalar, suyun kompozit rezinlerin yüzey mikrosertliğini azaltma etkisine sahip olduğunu geniş çapta bildirmiştir (15,23). Dental kompozit rezinlerin su absorbsiyonu ve suda çözünürlüğü organik monomerlerin kimyası, polimer matriksin polimerizasyon derecesi, doldurucu partiküllerin boyutu, şekli ve dağılımı ve doldurucu partiküller ile organik matriksin arayüz özelliklerine de bağlıdır (23). Gönder ve ark. bulk fill kompozitlerin mikrosertliklerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada termal döngü sonrasında değerlendirilen tüm kompozitlerin (Filtek Z250, Filtek One Bulk-Fill, Tetric Evo Ceram Bulk-Fill, Tetric N-Ceram Bulk-Fill) mikrosertliklerinde anlamlı azalma olduğu bildirilmiştir. Kompozit rezinlerin yüzey mikrosertlik değerlerindeki azalmanın sebebi suyun rezin matrikste plastikleştirici bir molekül görevi görerek polimer yapıdaki rezinin yumuşamasına neden olduğu ileri sürülmüştür. Rezin matriks suyu absorbe ettiğinde, inorganik parçacıklarla kohezyon derecesi değişir, bunun da

materyallerin mekanik özelliklerini azaltarak bozulmaya neden olabileceği ileri sürülmüştür (100). Bu tez çalışmasında başlangıç ve döngü sonrası sertlik değerleri karşılaştırıldığında FOB ve TNC gruplarının sertlik değerlerinde anlamlı azalma varken, FZ grubunda istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir. Bunun sebebinin de bu in vitro çalışmayla bu tez çalışmasının gereç ve yöntemindeki farklılıktan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasının 2. sıfır hipotezi "Geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin grup içi eroziv/abraziv döngü sonrası mikrosertlik değerleri ile başlangıç mikrosertlik değerleri arasında fark yoktur." reddedilmiştir.

Bununla birlikte organik rezin matriks monomerlerinden olan Bis-GMA, TEGDMA'dan daha az su emer (40), ancak UDMA ve Bis-EMA'dan daha fazla su emer. TEGDMA en yüksek hidrofiliteye ve en yüksek su emme kapasitesine sahiptir (23,78). Ayrıca UDMA, Bis-GMA bazlı materyaller diyeti taklit edici çözücüler tarafından çözünmeye karşı daha duyarlıdır (23). Bis-GMA'nın etoksillenmiş bir versiyonu olan Bis-EMA dışında, diğer moleküller (Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA) su emilimini artıran hidroksil gruplarına sahiptir (23). Bis-EMA, hidrofobik ve yüksek dönüşüm karakterinden dolayı suda en düşük absorbsiyon ve çözünürlüğü sahiptir. Kompozit rezinlerin su absorbsiyonu, silan birleştirici ajanların hidrolizine buna bağlı olarak doldurucu partiküller ile silan birleştirici ajanlar arasındaki kimyasal bağların kaybına neden olarak, doldurucu partiküllerin kompozit rezinlerin dış yüzeyinden ayrılmasını desteklemektedir. Bunlar, kompozit rezinlerin erozyonunu kolaylaştırıp yüzey sertliğinde azalmaya neden olmaktadır (78).

Alencar ve ark. intrinsik ve ekstrinsik asitlerin nanofil ve bulk fill kompozitlerin mikrosertliğine etkisini inceledikleri bir in vitro çalışmada sitrik aside maruz bırakılan ve TEGDMA içeren tüm kompozit rezinlerde mikrosertlik kaybının anlamlı olduğunu bildirmişlerdir (40). Yapay tükürük esas olarak sudan oluştuğu için (15) bu tez çalışmasında mikrosertlik değerlerindeki değişimin bu monomerlerin su absorbsiyonuna bağlı oluştuğu düşünülmektedir. TEGDMA monomerini içeren FU, QXF, VXF gruplarından FU ve QXF kompozitlerinin eroziv/abraziv döngü sonrası mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı şekilde azalma bulunmaktadır. Fakat VXF grubu TEGDMA içerirken eroziv/abraziv döngü sonrası mikrosertlik değerindeki azalma istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bunun sebebinin VXF grubunun aynı zamanda Bis-GMA ve UDMA içermesinden veya içerdiği bu TEGDMA monomer yüzdesinin düşük olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Wongkhantee ve ark.'nın yaptığı çalışmada farklı içeceklerde (kola, portakal suyu, enerji içeceği) bekletilen Filtek Z250 kompozitinin mikrosertliğinde anlamlı bir değişim

olmadığı bildirilmektedir. Bunun sebebinin organik matriks yapısından kaynaklı olduğu ileri sürülmüştür (62). Gazola ve ark. eroziv/abraziv aşındırmaya tabi tutulan siloran ve metakrilat kompozit rezinlerin mikrosertliklerini değerlendirdikleri bir in vitro çalışmada eroziv/abraziv döngü sonrası Filtek Z250 kompozit rezinin mikrosertlik değerlerinde anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmektedir (94).

Tanthanuch ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada Bis-EMA ve UDMA içeren kompozit rezinin su absorbsiyonuna bağlı mikrosertlik değişiminden daha az etkilendiğini bildirmektedir (78). Bu tez çalışmasında Bis-EMA ve UDMA içeren FZ grubu eroziv/abraziv döngü sonrasında mikrosertlik değerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Fakat Bis-EMA ve UDMA içeren TNC grubunun döngü sonrası mikrosertlik değerinde istatistiksel olarak azalma görülmektedir. Organik matriks içeriği benzer olan bu iki kompozitin mikrosertliklerindeki değişimin farklı çıkmasının sebebi içerdikleri inorganik doldurucuların farklı olmasından kaynaklı olabilir. Çinko ve baryum camları içeren kompozit rezinlerin suya maruziyete karşı daha duyarlı olduğu bildirilmiştir (15). TNC grubu inorganik partikül olarak baryum cam içermektedir. Bunun yanında CME grubunun mikrosertlik değerindeki azalmanın sebebi organik monomer olarak Bis-GMA içerip inorganik partikül olarak baryum cam içermesinden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Filtek Ultimate kompozit rezinin inorganik doldurucuları arasında nano kümeler bulunmaktadır (84). Bu nano kümeler, nano boyutlu doldurucu partiküllerin zayıf bir şekilde bir araya gelmesiyle oluşmaktadır (26). Bu nano kümeler, doldurucu partiküller arasında ideal birleşmenin oluşmasını engellediği iddia edilmektedir (84). Bu tez çalışmasında da nano küme içerikli FU ve FOB'in mikrosertlik değerlerindeki anlamlı azalmanın sebebi gevşek yapıda birleşmenin neden olduğu nano kümelerin fırça abrazyonuna bağlı olarak yüzeyden ayrılmasından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Bunun yanında Mara da Silva ve arkadaşlarının kahve içeceğinde bekletildikten sonra fırçalamanın yapıldığı in vitro çalışmada florür içeren kompozit rezinin mikrosertliğinin florür içermeyen kompozit rezine göre daha fazla azaldığı bildirilmiştir (21). Bu tez çalışmasının sonuçları bu bilgiyi destekler niteliktedir. Bu çalışmada florür içeren FOB, QXF ve TNC gruplarında döngü sonrası mikrosertlik değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma görülmektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif dolgu materyallerinin ağız boşluğunda uzun süre dayanıklı olması gerekmektedir. Ağız ortamında, kimyasal işlemler veya çözünmeye karşı mekanik direncin olmaması, restoratif materyalin yüzey pürüzlülüğünü artırabilir (89). Pürüzlü

yüzey bakteri-plak akümülasyonunda artışa ve buna bağlı olarak daha sonra diş çürüğü ve periodontal hastalık gelişmesine sebep olabilir. Yüzey pürüzlülüğü kompozitlerin rengini, parlaklığını ve lekelenme duyarlılığını da artırabilir (10,88).

Dental materyallerin yüzey pürüzlülüğünü belirlemek için profilometre adı verilen özel cihazlarla ölçüm yapılmaktadır. Ancak profilometre ile sadece sayısal veya nicel değerler elde edilebildiği için bu ölçüm yöntemi sınırlıdır. SEM, profilometre tarafından değerlendirilemeyen kontur değişikliklerini göstermek için kullanılabilir (88). Bu çalışmada, kullanımının pratik ve ekonomik olması ve de sayısal değerlerin elde edilmesi nedeniyle yüzey pürüzlülük değerleri profilometre ile ölçülmüştür (83,88). Profilometre ölçümlerinde parametre olarak, yüzeyin genel pürüzlülüğünü tanımlayan Ra parametresi seçildi. Bu parametre pürüzlülük profilinin ölçüm uzunluğu içindeki merkez hattından tüm mutlak mesafelerinin aritmetik ortalama değeri olarak tanımlanabilir (90). Ayrıca, kontur değişikliklerini ve üç boyutlu yüzey topografisini değerlendirmek için SEM analizi yapılmıştır (88).

Yüzey pürüzlülüğü ağız ortamında bulunan yüzeylerin bakteri kolonizasyonu ile güçlü bir şekilde ilişkilidir. 0,2 μm'nin üzerindeki bir Ra yüzey pürüzlülük değerinin, kompozit yüzeylerde bakterilerin kolonizasyonunda ve yapışmasında önemli bir artışa neden olup diş-kompozit arayüzünde tekrarlayan çürük oluşumuna sebep olduğu bildirilmiştir. Ayrıca daha yüksek bir yüzey pürüzlülüğünün oral biyofilmin uzaklaştırma olasılığını azalttığı için periodontal problemlere neden olabileceği bildirilmiştir. Bunun yanında, yüzey pürüzlülüğünde artış, kompozit restorasyonların renk ve parlaklığındaki değişikliklere neden olabilmektedir (56,107,108). Bunun yanı sıra 0,5 μm'lik bir yüzey pürüzlülük değerinin insan dili tarafından algılanabileceği (52) ve yüzey pürüzlülüğü 1 μm 'den daha düşük olduğunda ise yüzeylerin gözle görülür şekilde pürüzsüz olduğu bildirilmektedir (108). Ayrıca American Dental Association'a göre, dişlerde kabul edilebilir maksimum yüzey pürüzlülüğü 0.5 μm 'dir (41).

Bu tez çalışmasında kompozit rezinlerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde FOB, FU, FZ, TNC gruplarının yüzey pürüzlülüklerinin 0.5 μm'lik kabul edilebilir değerin altında olduğu; CME, VXF, QXF gruplarının yüzey pürüzlülüklerinin ise kabul edilebilir değerden daha yüksek olduğu görülmüştür.

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etki eden faktörlerden bazıları restoratif materyalin yapısından kaynaklanan doldurucu içeriği, boyutu, şekli, partiküller arası mesafe; monomer tipi; ve matriks ile doldurucu arasında iyi bir bağlantının olmasıdır (108). Rezin matriks ve doldurucu partiküllerin farklı sertlik seviyelerine sahip olması polisaj işlemi

sırasında kullanılan materyalin aşınma derecesinde farklılıklara yol açar ve bu değişkenlik yüzey pürüzlülüğünü artırabilir (89,103).

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen birçok faktör olmasına rağmen ana içsel faktörlerin, doldurucu partiküllerin tipi, boyutu ve miktarı olmak üzere inorganik doldurucu olduğu bildirilmektedir (1). Genel olarak, daha büyük boyutlu dolduruculara sahip kompozit rezinler, daha küçük boyutlu dolduruculara sahip olanlara göre daha fazla yüzey pürüzlülüğü göstermektedir (103). İnorganik dolduruculaların partikül boyutunu küçülterek yüksek derecede pürüzsüz yüzeyler elde edilebilmektedir (1,108). En yeni kompozit teknolojilerden biri, yüksek miktarda çok küçük doldurucu partikül içeren ve maksimum estetik ve iyi mekanik özelliklerin yanı sıra hem posterior hem de anterior restorasyonlarda kullanılacak şekilde tasarlanmış nanofill kompozittir (1).

Misilli ve ark. bulk-fill kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırdıkları bir in vitro çalışmada değerlendirilen kompozit rezinlerin başlangıç yüzey pürüzlülükleri ölçüldüğünde en düşük değerin nanofil doldurucu içeriğine sahip kompozit grubunda olduğu görülmüştür. Misilli ve ark. yaptıkları bu çalışmanın sonuçlarına bağlı olarak nano boyutta daha küçük partikül boyutu ile daha homojen doldurucu dağılımına sahip olan kompozit rezinlerin daha düşük yüzey pürüzlülük değerleri gösterdikleri bildirilmiştir (83). Bu in vitro çalışmada elde edilen sonuç bizim çalışmamızla uyumludur. En düşük yüzey pürüzlülüğene sahip olan iki kompozit rezinin de nanofil doldurucu içeren FOB ve FU olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Polisaj sonrası başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri karşılaştırıldığında CME (0.37µm-1.5µm) grubunun doldurucu partikül boyutunun FZ (0.01µm-3.5µm) ve TNC (0.04µm -3µm) gruplarından daha küçük boyutta olmasına rağmen yüzey pürüzlülüğünün daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Kompozit rezinler daha küçük boyuttaki doldurucu partikülleri daha yüksek oranda içerdiğinde, komşu partiküller arasındaki mesafenin az olduğu ve bunun polimerik matriks aşınmasına karşı bir bariyer görevi görebileceği bildirilmiştir (107). Daha yüksek doldurucu içeriğinin polisaj sırasında organik matriksi daha fazla aşınmaya karşı koruyarak daha pürüzsüz yüzeyler oluşturması beklenir (108). Fakat CME grubunun polimerik matriksi yalnızca hacim olarak %40 doldurucu oranına sahiptir. CME grubunun inorganik partikül boyutu küçük olmasına rağmen (nanohibrit) yüzey pürüzlülüğünün yüksek çıkmasının sebebi doldurucu oranının az olmasından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Genel olarak, doldurucu boyutu ile yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif bir korelasyon beklenir (83,84). Misili ve ark. bulk-fill kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırdıkları in vitro çalışmada büyük doldurucu partiküller içerip doldurucu boyutunda heterojen dağılıma sahip olan kompozitlerin en pürüzlü yüzeylere sahip olduğu bildirilmiştir (83). Karadas ve ark. kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırdığı in vitro çalışmada X-tra fil kompozit rezinin en yüksek yüzey pürüzlülük değeri gösterdiği bildirilmiştir. Bu sonucun X-tra fil kompozit rezinin en büyük doldurucu partiküllere sahip olmasından kaynaklı olabileceği ileri sürülmüştür (84).

Güler ve ark kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırdıkları in vitro çalışmada en pürüzlü yüzeye sahip kompozit rezinin Quixfil bulunmuştur. Bunu da daha büyük doldurucu partikül içermesinden kaynaklandığı bildirilmiştir (90). Bizim çalışmamızın sonucu yapılan bu çalışmaları destekler niteliktedir. Bizim çalışmamızda da başlangıç pürüzlülük değerleri incelendiğinde en pürüzlü iki kompozitin büyük doldurucu boyutuna sahip olup doldurucu boyutunda homojen dağılım göstermeyen VXF ve QXF gruplarında görülmüştür. QXF grubunun pürüzlülüğünün VXF'den daha yüksek çıkmasının sebebi içerdiği doldurucu boyutunun daha büyük olmasından kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasının 3. sıfır hipotezi "Geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin gruplar arası başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri arasında fark yoktur." reddedilmiştir.

Kocaağaoğlu ve ark. yaptığı in vitro çalışmada CME grubunda daha pürüzlü yüzey elde etmişlerdir. Kompozit rezinlerdeki cam partiküllerin yüksek gözenekliliğe neden olup CME grubunun inorganik olarak silika ve baryum cam doldurucu içerdiği bildirilmiştir. Bu nedenle, cam partiküllerin kompozit rezinlere dahil edilmesinin daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri gösterebileceği ileri sürülmüştür (88). Ereifej ve ark. polisaj tekniğinin kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri in vitro çalışmada cam doldurucu partikül içeren kompozit rezinlerin polisaj esnasında cam doldurucularının kopup geride boşluklar bırakmasından dolayı daha pürüzlü bir yüzey oluşabileceği bildirilmiştir (108). Bu tez çalışmasında da cam doldurucuya sahip QXF, VXF, CME, TNC grupları cam doldurucu içermeyen FOB, FU, FZ gruplardan daha pürüzlü yüzeye sahip oldukları bulunmuştur. Fakat cam doldurucu partikül içeren kompozit rezinler arasında TNC grubunun yüzey pürüzlülüğü diğer cam dolduru içeren kompozit rezinlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür ($p<0.05$). Yüzey pürüzlülüğünün doldurucu şeklinden etkilendiği düzensiz şekilli doldurucu partikül içeren kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünün daha yüksek olduğu

bildirilmiştir (108). TNC grubunun yüzey pürüzlülüğünün daha düşük olmasının küresel şekilli doldurucu partikül içermesinden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Ağız ortamı koşullarının, rezin bazlı materyallerin bütünlüğünü ve uzun ömürlülüğünü tehdit ettiği bilinmektedir (74). Fakat kompozit rezinlerin aşınma mekanizmalarında yer alan süreçler çok karmaşık olup henüz tam olarak aydınlatılamamıştır. Literatürde, kompozit rezinlerin ağız ortamında bulunduklarında mekanik, termal ve kimyasal uyaranlara maruz kaldıkları ve bunun da materyalin yüzeyinde bozunma sürecini oluşturan hasarlara yol açabileceği gösterilmiştir (52). Karyojenik biyofilm ve asitli içeceklerin yanı sıra su emilimi ve erozyonun neden olduğu düşük çevresel pH, materyalin bozulmasına neden olabilir ve restorasyon yüzeyindeki matriks, doldurucu ve matriks-doldurucu arayüzünün bozulması pürüzlülüğü ve aşınmayı daha da artırabilir (83).

Bu tez çalışmasının 4. sıfır hipotezi "Geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin grup içi eroziv/abraziv döngü sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ile başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri arasında fark yoktur." reddedilmiştir. Çünkü bu çalışmada, profilometrik analiz sonucunda ve SEM görüntülerinde de görüldüğü gibi, numunelerin başlangıç yüzey pürüzlülükleri sitrik asit veya yapay tükürüğe bağlı kimyasal reaksiyona veya fırça aşınmasına bağlı olarak artmıştır.

Yu ve ark. eroziv/abraziv döngüye maruz bırakılan diş rengindeki restoratif materyallerin yüzey kaybını inceledikleri in vitro çalışmada döngü sonrasında organik matrikste bozulma olduğu ve doldurucu partiküllerin kaybını SEM görüntüleriyle bildirmektedir. Sitrik asidin organik matriks çözünmesine neden olup bu bozulmuş tabakanın diş fırçası aşındırması ile kolaylıkla yüzeyden uzaklaşabileceği bildirilmiştir (64).

Binhasan ve arkadaşlarının yaptıkları in vitro çalışmada kompozit rezinlerin diş fırçalama uygulamasının etkisiyle doldurucu partiküllerin etrafında bulunan organik matriksin aşınmasına bağlı olarak doldurucu partiküllerin yüzeyde olduğundan daha belirginleşip yüzey pürüzlülüğünün artmasına sebep olabileceği bildirmiştir. Ayrıca bu aşınmaya bağlı olarak yüzeyde mikro çatlak oluşumuna ve yayılmasına neden olarak doldurucu partiküllerin yüzeyden ayrılmasına ve dolayısıyla yüzey pürüzlülüğünün artmasına neden olabileceği bildirilmiştir. Organik matriksin inorganik dolduruculara kıyasla diş macunu ve diş fırçalama uygulamalarına karşı daha az dirençli olduğundan yüzey pürüzlülüğünün kompozit materyalin organik matriksinin bileşimi ile açıklanabileceği ileri sürülmüştür. Bu nedenle diş fırçalamanın yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin göz ardı edilemeyeceği ve materyalin yüzeyinde düzensizliklere neden olabileceği bildirilmiştir (70).

Bu tez çalışmasında erozyon/abrazyon döngü sonrası kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülükleri ölçüldüğünde tüm kompozit rezinlerde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlendi. Bu sonuç literatürdeki diğer bulguları destekler niteliktedir. Almeida ve arkadaşlarının fırçalama uygulamaları sonrası farklı kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinin değerlendirildiği in vitro çalışmada fırçalama uygulamaları sonrasında tüm kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünde istatistiksel olarak bir artış olduğu bildirilmiştir. Kompozit rezinlerin aşınma mekanizmalarının, rezinin organik kısmının aşınması olarak açıklanabileceğini, bunun da partikül boyutuna göre partiküllerin etrafında değişen boşlukların oluşmasına ve dolayısıyla yüzey pürüzlülüğünün artmasına yol açtığı ileri sürülmüştür (52).

Bunun yanında kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü inorganik doldurucu boyutu da etkilemektedir. Abrazyon sürecinde kaybolan doldurucuların boyutu ne kadar büyük olursa, yüzey pürüzlülüğü o kadar artar (41). Misilli ve ark. ph-döngüsünün ve diş fırçalama simülasyonunun bulk fill kompozitlerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini inceledikleri in vitro çalışmada bizim çalışmamıza benzer şekilde VXF grubunun pürüzlülük değerlerinde yüksek bir artış gözlenmiştir (83). Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada yaşlandırma işlemi sonrasında yüzey pürüzlülüğünde en fazla değişim VXF grubunda görülmüştür (84). Mikrohibrit yapıda bulunan VXF'nin içeriğinde bulunan büyük partiküller ve doldurucu boyutundaki heterojen dağılım nedeniyle, yaşlandırmadan sonra test edilen diğer materyallere kıyasla en kötü performansa sahip olduğu bildirilmiştir (84). Tez çalışmamızın bulguları bu çalışmalar ile uyumludur. Döngü sonrası pürüzlülük değerleri incelendiğinde yüzey pürüzlülük değerinde en fazla artış gösteren grupların mikrohibrit yapıda bulunan FZ ve VXF olduğu gözlenmiştir ($p:0.000$; $p<0.001$).

Voltarelli ve arkadaşları kimyasal bozunmanın ardından fırçalamanın kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini inceledikleri in vitro çalışmada Quixfil kompozitindeki (silanlanmış stronsiyum alüminyum sodyum florür fosfat silikat cam) gibi doldurucu partikül olarak alkali metal içeren kompozit rezinlerin özellikle hidrojen iyonlarının etkisi altında korozyona karşı oldukça hassas oldukları bildirilmiştir. Bu nedenle, sitrik asit çözeltisinden salınan iyonlar, kompozit rezinin doldurucu partiküllerinin kaybına neden olmuş ve sonuç olarak yüzey pürüzlülüğünü artırmış olabilir (109). Döngü sonrası QXF grubundaki yüzey pürüzlülük değişiminin sebebi içerdiği doldurucu tipinden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir ($p:0.025$).

Partikül boyutu 1 μm'den daha büyük olan mikrohibrit kompozitlerde, önce rezin matriks aşınıp doldurucu partiküller açığa çıkar; bu nedenle daha yüksek yüzey pürüzlülüğü

gösterirler. Ancak nano boyutta doldurucu içeren kompozitlerde doldurucu partiküller ve matriks aynı anda aşınır. Bu nedenle, nano dolduruculu kompozitlerde aşınmayı takiben yüzey pürüzlülüğündeki artış daha düşüktür (41).

Daha önceki çalışmada, daha küçük boyutta doldurucu partikül içeriğine sahip kompozit rezinlerin; ph döngüsü ve fırçalama simülasyon testlerinden sonra yüzey pürüzlülüğünde daha düşük bir artış gösterdiği bildirilmiştir (83). Bu iddia doğrultusunda, bu çalışmada elde edilen pürüzlülük değişimleri incelendiğinde en az pürüzlülük artışının FU grubunda olduğu görülmüştür. Bu kompozit rezinin bozunmaya karşı direnci, nano boyutlu inorganik doldurucu içeriğine bağlı olabileceği düşünülmektedir (p:0.029).

Yüzey pürüzlülüğünü etkileyen diğer bir faktör de organik matriksi, doldurucu partikülleri ve bu partiküller ile matriks arasındaki ara yüzey bağlantısını etkileyebilen karmaşık bir olgu olan su emilimidir (27). Partiküllerin şekli, sertliği, dağılımı ve kompozitlerin partikül miktarındaki farklılıklar gibi diğer parametreler de materyallerin yüzey pürüzlülüğünü etkileyebilir (27).

Çözeltilerdeki suyun absorbsiyonu, organik matriks/doldurucu ara yüzeyinde ozmotik basınçta bir artışa neden olarak kompozit rezinlerin yüzeyinde çatlak oluşumunu destekler. Bu absorbsiyon organik matriksin bileşimine ve organik matriks ile doldurucu partiküller arasındaki bağın kalitesine bağlıdır. Ayrıca, su absorbsiyonu da silanın hidrolitik bozunmasına neden olarak doldurucu partiküllerin organik matriksten ayrılmasına ve sonuç olarak mikro boşlukların oluşumuna sebep olabilir (2).

Somacal ve arkadaşları pH döngüsü ve ardından simüle edilmiş diş fırçalamanın bulk fill kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini inceledikleri in vitro çalışmada Filtek Z250, Tetric N-Ceram, Aura Bulk-Fill, Filtek Bulk-Fill kompozit rezinleri kullanmış olup yalnızca Aura Bulk-Fill kompozitin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı artış gözlemlemişlerdir. Aura Bulk-Fill'in içerdiği TEGDMA monomeri materyalin su absorbsiyonunu artırırken viskozitesini azaltır. TEGDMA'nın hidrolize karşı Bis-GMA ve Bis-EMA'ya göre daha hassas olduğu ve bunun da artan materyal aşınmasına ve yüzey pürüzlülüğüne yol açtığı iddia edilmiştir (2). Tez çalışmamızda kullandığımız döngü sonrasında istatistiksel olarak anlamlı artış gösteren FZ ve TNC kompozitlerinin yüzey pürüzlülüklerinin Somacal ve arkadaşlarının yaptıkları bu in vitro çalışmada değişmemesinin sebebi kullanılan eroziv/abraziv döngüdeki farklılıktan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Gehlot ve arkadaşlarının ağız gargaralarının ve diş fırçalama uygulamalarının Tetric N-Ceram Bulk-Fill kompozit rezinin yüzey pürüzlülüğü ve mikrosertliğine olan etkisinin incelendiği in vitro çalışma çözücülerin varlığında hidrolitik bozunma mekanizmasının, özellikle baryum ve çinko gibi metalik iyonlara sahip doldurucu partiküllerinin varlığında artabileceği ileri sürülmüştür. Bunun nedeninin, bu iyonların elektropozitif doğası ve sulu çözelti ile reaksiyona girme yeteneklerinden kaynaklı olabileceği iddia edilmiş olup Tetric N-Ceram Bulk-Fill kompozit rezindeki bozunmaya katkı sağlayıp yüzey pürüzlülüğünü artırabileceği düşünülmüştür (9). Bu tez çalışmasında da baryum içeren TNC, VXF ve CME gruplarında eroziv/abraziv döngü sonrasında hidrolitik çözünmeye bağlı olarak yüzeyde bozulma meydana gelip yüzey pürüzlülüğünde artışa sebep olmuş olabilir.

Bu in vitro çalışmanın sınırlamalarından biri tek bir polisaj sisteminin kullanılmış olmasıdır. Ayrıca bu çalışmada her ne kadar 3 farklı geleneksel ve 4 farklı bulk fill kompozit rezin kullanılmış olsa da daha farklı içeriklere sahip ve farklı polimerizasyon metodları ile polimerize olabilen kompozitler kullanılmamıştır. Bu çalışmanın sınırlamalarından biri de kompozit rezinler eroziv/abraziv uygulamalar sonrasında yüzey özellikleri incelenmiş olsa da bu çalışmanın in vitro olması ve ağız ortamını yeterince taklit edememesidir. Bunun yanında diğer bir sınırlamada çiğneme simülasyonunun olmamasıdır. Bu nedenle farklı içeriklere sahip kompozitlerin daha uzun vadeli olarak, ve farklı parametrelerle yüzey özelliklerinin incelendiği in vitro ve klinik çalışmaların literatüre katkı sağlayacağına inanmaktayız.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

İn vitro koşullarda gerçekleştirdiğimiz bu çalışmadan elde ettiğimiz bilgiler doğrultusunda;

1. Değerlendirilen kompozit rezinlerin başlangıç mikrosertlik değerlerinin birbirinden farklı olduğu belirlendi (FU=VXF=QXF=FZ>FOB>TNC>CME).
2. Kompozit rezinler arasında VXF ve FZ grupları hem başlangıç hem de eroziv/abraziv döngü sonrasında en yüksek mikrosertlik değerlerini gösterdi.
3. Kompozit rezinler arasında CME grubunun hem başlangıç hem de döngü sonrasında en düşük mikrosertlik değerine sahip olduğu belirlendi.
4. Kompozit rezinlerin başlangıç yüzey pürüzlülük değerlerinin birbirinden farklı olduğu belirlendi (FOB=FU=FZ=TNC<CME=VXF<QXF).
5. Kompozit rezinler arasında QXF grubunun hem başlangıçta hem de döngü sonrasında en fazla pürüzlülük gösteren yüzeye sahip olduğu belirlendi.
6. Kompozit rezinler arasında FOB ve FU grubunun hem başlangıçta hem de döngü sonrasında en az pürüzlülük gösteren yüzeye sahip olduğu belirlendi.
7. Ağız ortamını taklit eden eroziv/abraziv uygulamalar sonrasında yüzey mikrosertlik değerindeki değişim miktarının kompozit rezinlerin yapılarına göre farklılık gösterebileceği bulunmuştur. Bununla birlikte eroziv/abraziv uygulamalar sonrasında değerlendirilen tüm kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı derecede artış olduğu belirlendi.

Bu çalışmanın sınırlamaları içinde, günlük hayatta sıklıkla tüketilen asitli gıdalar ve rutin oral hijyen alışkanlığı olan fırçalama kompozit rezinlerin yüzey özelliklerini değiştirebilmektedir. Asitli içeceklerin dünya genelinde tüketim sıklığının artması ve oral hijyen prosedürlerine uymaya çalışılması kompozit restorasyonların sağ kalım süresini önemli oranda etkileyecektir. Bunun yanında bu çalışmaya dahil edilmemekle birlikte bireylerin hayat kalitesini etkileyen parafonksiyonel alışkanlıkların da olması kompozitlerin ömrünü oldukça sınırlayabilen alışkanlıklardandır. Bu nedenlerle bu gıdaların tüketiminin sınırlanması ve bu gıdaların alımından sonra oral hijyen uygulamalarına ve zamanlamasına dikkat edilmesi kompozitlerin yüzey özelliklerinin korunması ve dayanıklılığının artırılması açısından önemlidir.

Bu nedenle, daha güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi ve etkili tedavilerin uygulanabilmesi için faklı içeriklere sahip kompozit rezinlerin kullanıldığı, farklı polisaj sistemleriyle kombine edildiği, uzun dönem etkilerinin karşılaştırıldığı, daha fazla sayıda in vitro ve klinik çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Moda MD, Godas AG de L, Fernandes JC, Suzuki TYU, Guedes APA, Briso ALF, et al. Comparison of Different Polishing Methods on the Surface Roughness of Microhybrid, Microfill, and Nanofill Composite Resins. J Investig Clin Dent. 2018;9(1).
2. Somacal DC, Manfroi FB, Monteiro MSG, De Oliveira SD, Bittencourt HR, Borges GA, et al. Effect of pH Cycling Followed by Simulated Toothbrushing on the Surface Roughness and Bacterial Adhesion of Bulk-Fill Composite Resins. Oper Dent. 2020;45(2):209–18.
3. Haugen HJ, Marovic D, Par M, Thieu MK Le, Reseland JE, Johnsen GF. Bulk Fill Composites have Similar Performance to Conventional Dental Composites. Int J Mol Sci. 2020;21(14):1–20.
4. Ilie N, Stark K. Curing Behaviour of High-Viscosity Bulk-Fill Composites. J Dent. 2014;42(8):977–85.
5. Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA. Degree of Conversion and Surface Hardness of Bulk-Fill Composite Versus İncremental-fill Composite. Tanta Dent J. 2015;12(2):71–80.
6. Erdemir U, Kaner AO, Eren MM, Ozan G, Yıldız E. Color Stability of Bulk-Fill Composites İmmersed in Different Drinks. Color Res Appl. 2018;43(5):785–93.
7. Valinoti AC, Neves BG, Da Silva EM, Maia LC. Surface Degradation of Composite Resins by Acidic Medicines and PH-cycling. J Appl Oral Sci. 2008;16(4):257–65.
8. Vilela ALR, Machado AC, Queiroz LL, Batista PHM, Faria-E-Silva AL, De Sousa Menezes M. Effect of Interval Time between Corrosive and Abrasive Challenges on a Nanoparticulate Composite Resin. Eur J Dent. 2021;15(4):607–11.
9. Gehlot PM, Sudeep P, Manjunath V, Annapoorna BM, Prasada LK, Nandlal B. Influence of Various Desensitizing Mouthrinses and Simulated Toothbrushing on Surface Roughness and Microhardness of Tetric N-Ceram Bulk-Fill Resin Composite: An in Vitro Study and Scanning Electron Microscope Analysis. Eur J Dent. 2022;16(4):820–7.
10. Abuelenain D, Neel EAA, Aldharrab A. Surface and Mechanical Properties of Different Dental Composites. Austin J Dent. 2015;2(2):03.

11. Al-Samadani KH. Surface Hardness of Dental Composite Resin Restorations in Response to Preventive Agents. J Contemp Dent Pract. 2016;17(12):978–84.

12. Okada K, Tosaki S, Hirota K, Hume WR. Surface Hardness Change of Restorative Filling Materials Stored in Saliva. Dent Mater. 2001;17(1):34–9.

13. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Keawjinda K, Udomaksorn T, Kongsaeng S, Ittiariyawikul A, et al. Surface Roughness and Erosion of Bulk-Fill Restorative Materials After Exposure to Acidic Beverages and Brushing. Int J Dent Oral Sci. 2021;8(7):3188–93.

14. Zhou X, Huang X, Li M, Peng X, Wang S, Zhou X, et al. Development and Status of Resin Composite as Dental Restorative Materials. J Appl Polym Sci. 2019;136(44):1–12.

15. Yap AUJ, Tan SHL, Wee SSC, Lee CW, Lim ELC, Zeng KY. Chemical Degradation of Composite Restoratives. J Oral Rehabil. 2001;28(11):1015–21.

16. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct Composite Restorative Materials. Dent Clin North Am. 2007;51(3):659–75.

17. Çelik Ç. Güncel Kompozit Rezin Sistemler. Turkiye Klin J Med Sci. 2017;3(3):128–37.

18. Bayne SC. Beginnings of the Dental Composite Revolution. J Am Dent Assoc. 2013;144(October):42S-46S.

19. Yu H, Li Q, Hussain M, Wang Y. Effects of Bleaching Gels on the Surface Microhardness of Tooth-colored Restorative Materials in Situ. J Dent. 2008;36(4):261–7.

20. Hosseinalipour M, Javadpour J, Rezaie H, Dadras T, Hayati AN. Investigation of Mechanical Properties of Experimental Bis-GMA/TEGDMA Dental Composite Resins Containing Various Mass Fractions of Silica Nanoparticles. J Prosthodont. 2010;19(2):112–7.

21. Mara da Silva T, Barbosa Dantas DC, Franco TT, Franco LT, Rocha Lima Huhtala MF. Surface Degradation of Composite Resins Under Staining and Brushing Challenges. J Dent Sci. 2019;14(1):87–92.

22. da Silva EM, Gonçalves L, Guimarães JGA, Poskus LT, Fellows CE. The Diffusion Kinetics of a Nanofilled and a Midifilled Resin Composite İmmersed in Distilled Water,

Artificial Saliva, and Lactic Acid. Clin Oral Investig. 2011;15(3):393–401.

23. Yesilyurt C, Yoldas O, Altintas SH, Kusgoz A. Effects of Food-Simulating Liquids on the Mechanical Properties of a Silorane-Based Dental Composite. Dent Mater J. 2009;28(3):362–7.

24. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite Resins. A review of the Materials and Clinical İndications. Vol. 11, Medicina oral, patología oral y cirugía bucal. 2006. p. 215–20.

25. Bociong K, Szczesio A, Krasowski M, Sokolowski J. The İnfluence of Filler Amount on Selected Properties of New Experimental Resin Dental Composite. Open Chem. 2018;16(1):905–11.

26. Chen MH. Update on Dental Nanocomposites. J Dent Res. 2010;89(6):549–60.

27. Camilotti V, Mendonça MJ, Dobrovolski M, Detogni AC, Ambrosano GMB, De Goes MF. Impact of Dietary Acids on the Surface Roughness and Morphology of Composite Resins. J Oral Sci. 2021;63(1):18–21.

28. Ahmed H. Craig's Restorative Dental Materials. Fourteenth. Elsevier, editor. British Dental Journal; 2019. 135–155 p.

29. Carvalho FG, Sampaio CS, Fucio SBP, Carlo HL, Correr-Sobrinho L, Puppin-Rontani RM. Effect of Chemical and Mechanical Degradation on Surface Roughness of Three Glass İonomers and a Nanofilled Resin Composite. Oper Dent. 2012;37(5):509–17.

30. Riva YR, Rahman SF. Dental Composite Resin: A Review. AIP Conf Proc. 2019;2193(December 2019).

31. Yazici AR, Celik C, Ozgünaltay G, Dayangaç B. The Effects of Different Light-curing Units on the Clinical Performance of Nanofilled Composite Resin Restorations in Non-carious Cervical Lesions: 3-year Follow-up. J Adhes Dent. 2010;12(3):231–6.

32. William J. O'Brien. Dental Materials and Their Selection. 3rd Editio. William J. O'Brien, editor. Vol. 119, Den norske tannlegeforenings Tidende. 2009.

33. Ferracane JL. Resin Composite - State of the Art. Dent Mater. 2011;27(1):29–38.

34. Bilgili D, Dündar A, Barutçugil Ç, Tayfun D, Özyurt ÖK. Surface Properties and Bacterial Adhesion of Bulk-fill Composite Resins. J Dent. 2020;95(December 2019).

35. Ritter A V., Boushell LW, Walter R. Sturdevant's Art & Science of Operatif Dentistry.

Sturdevant's Art & Science of Operatif Dentistry. 2019. 127 p.

36. Dayangaç B. Kompozit Restorasyonlar. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; 2011. 2–24 p.

37. Carneiro PMA, Ramos TM, De Azevedo CS, De Lima E, De Souza SHJ, Turbino ML, et al. Influence of Finishing and Polishing Techniques and Abrasion on Transmittance and Roughness of Composite Resins. Oper Dent. 2016;41(6):634–41.

38. Alzraikat H, Burrow MF, Maghaireh GA, Taha NA. Nanofilled Resin Composite Properties and Clinical Performance: A Review. Oper Dent. 2018;43(4):E173–90.

39. Burgess, J. O., Walker, R., & Davidson JM. Posterior Resin-Based Composite : Review of the Literature. Pediatr Dent. 2002;24(5):465–79.

40. Alencar MF, Pereira MT, De-Moraes MDR, Santiago SL, Passos VF. The Effects of İntrinsic and Extrinsic Acids on Nanofilled and Bulk Fill Resin Composites: Roughness, Surface Hardness, and Scanning Electron Microscopy Analysis. Microsc Res Tech. 2020;83(2):202–7.

41. Asadian F, Shahidi Z, Moradi Z. Evaluation of Wear Properties of Four Bulk-Fill Composites: Attrition, Erosion, and Abrasion. Biomed Res Int. 2021;2021.

42. Fugolin APP, Pfeifer CS. New Resins for Dental Composites. J Dent Res. 2017;96(10):1085–91.

43. O'Neill C, Kreplak L, Rueggeberg FA, Labrie D, Shimokawa CAK, Price RB. Effect of Tooth Brushing on Gloss Retention and Surface Roughness of five Bulk-fill Resin Composites. J Esthet Restor Dent. 2018;30(1):59–69.

44. Ilie N, Hickel R. Resin Composite Restorative Materials. Aust Dent J. 2011;56:59–66.

45. Ilie N, Hickel R. Macro-, Micro- and Nano-Mechanical Investigations on Silorane and Methacrylate-Based Composites. Dent Mater. 2009;25(6):810–9.

46. Xue J, Wang J, Feng D, Huang H, Wang M. Application of Antimicrobial Polymers in the Development of Dental Resin Composite. Molecules. 2020;25(20).

47. Boaro LCC, Campos LM, Varca GHC, dos Santos TMR, Marques PA, Sugii MM, et al. Antibacterial Resin-Based Composite Containing Chlorhexidine for Dental Applications. Dent Mater. 2019;35(6):909–18.

48. Chen L, Suh BI, Yang J. Special Issue Review Article Antibacterial Dental Restorative

Materials: A Review. 2018;

49. S P, KM S, K N, S S. Fiber Reinforced Composites - A Review. J Mater Sci Eng. 2017;06(03).

50. Kelić K, Matic S, Marović D, Klarić E, Tarle Z. Microhardness of Bulk-fill Composite Materials. Acta Clin Croat. 2016;55(4):607–14.

51. Comba A, Scotti N, Maravić T, Mazzoni A, Carossa M, Breschi L, et al. Vickers Hardness and Shrinkage Stress Evaluation of Low and High Viscosity Bulk-Fill Resin Composite. Polymers (Basel). 2020;12(7):1–12.

52. De Almeida J, Messias A, Gadelha D, Caldas S, Caldas M. Evaluation of Surface Characteristics and Weight Variation of Different Composite Resins After Simulated Toothbrushing. Eur J Gen Dent. 2020;9(3):141–6.

53. Aydın N, Karaoğlanoğlu S, Oktay EA, Toksoy Topçu F, Demir F. Diş Hekimliğinde Bulk Fill Kompozit Rezinler. Selcuk Dent J. 2019;238:229–38.

54. Shimokawa CAK, Giannini M, André CB, Sahadi BO, Faraoni JJ, Palma-Dibb RG, et al. In Vitro Evaluation of Surface Properties and Wear Resistance of Conventional and Bulk-fill Resin-based Composites after Brushing with a Dentifrice. Oper Dent. 2019;44(6):637–47.

55. Heck K, Manhart J, Hickel R, Diegritz C. Clinical Evaluation of the Bulk Fill Composite QuiXfil in Molar Class I and II Cavities: 10-year Results of a RCT. Dent Mater. 2018;34(6):e138–47.

56. Daud A, Adams AJ, Shawkat A, Gray G, Wilson NHF, Lynch CD, et al. Effects of Toothbrushing on Surface Characteristics of Microhybrid and Nanofilled Resin Composites Following Different Finishing and Polishing Procedures. J Dent. 2020;99(April 2020):103376.

57. Ishii R, Takamizawa T, Tsujimoto A, Suzuki S, Imai A, Barkmeier WW, et al. Effects of Finishing and Polishing Methods on the Surface Roughness and Surface Free Energy of Bulk-Fill Resin Composites. Oper Dent. 2020;45(2):E91–104.

58. de Fátima Alves da Costa G, Melo AM dos S, de Assunção IV, Borges BCD. Impact of Additional Polishing Method on Physical, Micromorphological, and Microtopographical Properties of Conventional Composites and Bulk Fill. Microsc Res Tech. 2020;83(3):211–22.

59. Bartlett DW, Shah P. A Critical Review of Non-Carious Cervical (wear) Lesions and the Role of Abfraction, Erosion, and Abrasion. J Dent Res. 2006;85(4):306–12.

60. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, Abrasion, Corrosion and Abfraction Revisited: A New Perspective on Tooth Surface Lesions. J Am Dent Assoc. 2004;135(8):1109–18.

61. Litonjua, L. A., Andreana, S., Bush, P. J. & C. Tooth Wear: Attrition, Erosion, and Abrasion. Quintessence Int 34(6). 2003;

62. Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbirojn D. Effect of Acidic Food and Drinks on Surface Hardness of Enamel, Dentine, and Tooth-coloured Filling Materials. J Dent. 2006;34(3):214–20.

63. Gonçalves DFM, Briso ALF, Pini NIP, Moda MD, Parpinelli de Oliveira R, Santos PH dos, et al. Effects of Dentifrices on Mechanical Resistance of Dentin and Restorative Materials after Erosion and Abrasion. J Mech Behav Biomed Mater. 2019;97(January):7–12.

64. Yu H, Wegehaupt FJ, Wiegand A, Roos M, Attin T, Buchalla W. Erosion and Abrasion of Tooth-Colored Restorative Materials and Human Enamel. J Dent. 2009;37(12):913–22.

65. Wegehaupt FJ, Tauböck TT, Sener B, Attin T. Long-Term Protective Effect of Surface Sealants Against Erosive Wear by İntrinsic and Extrinsic Acids. J Dent. 2012;40(5):416–22.

66. Viana ÍEL, Alania Y, Feitosa S, Borges AB, Braga RR, Scaramucci T. Bioactive Materials Subjected to Erosion/Abrasion and Their İnfluence on Dental Tissues. Oper Dent. 2020;45(3):E114–23.

67. Zhao X, Pan J, Malmstrom HS, Ren YF. Protective Effects of Resin Sealant and Flowable Composite Coatings Against Erosive and Abrasive Wear of Dental Hard Tissues. J Dent. 2016;49:68–74.

68. Cruz NVS, Pessan JP, Manarelli MM, Souza MDB, Delbem ACB. In Vitro Effect of Low-fluoride Toothpastes Containing Sodium Trimetaphosphate on Enamel Erosion. Arch Oral Biol. 2015;60(9):1231–6.

69. Ahmed H. Craig's Restorative Dental Materials. Fourteenth. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J, editors. British Dental Journal. 2019. 70–80 p.

70. Binhasan M, Solimanie AH, Almuammar KS, Alnajres AR, Alhamdan MM, Ahdal K Al, et al. The Effect of Dentifrice on Micro-Hardness, Surface Gloss, and Micro-Roughness of Nano Filled Conventional and Bulk-Fill Polymer Composite—A Micro Indentation and Profilometric Study. Materials (Basel). 2022;15(12).

71. Kenneth J. Anusavice, Chiayi Shen, H. Ralph Rawls. Phillips' Science of Dental Materials. Vol. 21. 2013. 63–66 p.

72. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. Evaluation of Surface Characteristics of Dental Composites using Profilometry, Scanning Electron, Atomic Force Microscopy and Gloss-Meter. J Mater Sci Mater Med. 2007;18(1):155–63.

73. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of Two Surface Analyzers to Evaluate the Surface Roughness of Four Esthetic Restorative Materials After Polishing. Oper Dent. 2006;31(1):39–46.

74. Ergün, G., & Yenisey M. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit (FGK) Sabit Protezlerin Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ile Değerlendirilmesi ve İçeriklerinin Element Analizlerinin (EDS) Yapılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Dergisi,. 2006;73–81.

75. Gadegaard N. Atomic Force Microscopy in Biology: Technology and Techniques. Biotech Histochem. 2006;81(2–3):87–97.

76. Costa G de FA da, Fernandes ACB de CJ, Carvalho LA de O, de Andrade AC, de Assunção IV, Borges BCD. Effect of Additional Polishing Methods on the Physical Surface Properties of Different Nanocomposites: SEM and AFM Study. Microsc Res Tech. 2018;81(12):1467–73.

77. Rigo L, Bordin D, Fardin V, Coelho P, Bromage T, Reis A, et al. Influence of Polishing System on the Surface Roughness of Flowable and Regular-Viscosity Bulk Fill Composites. Int J Periodontics Restorative Dent. 2018;38(4):e79–86.

78. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Jantaravisoot J, Chanaphai C, Areewong C, Ampawa N. Degradability of Bulk-Fill Resin Composites After Cyclic İmmersion in Different Distilled Alcoholic Beverages. J Esthet Restor Dent. 2022;34(4):661–9.

79. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Eiam-O-Pas K, Pokawattana K, Pamanee N, Thongkamkaew W, et al. Surface Changes of Various Bulk-Fill Resin-Based Composites After Exposure to Different Food-simulating Liquid and Beverages. J Esthet

Restor Dent. 2018;30(2):126–35.

80. Pini NIP, Lima DANL, Lovadino JR, Ganss C, Schlueter N. In Vitro Efficacy of Experimental Chitosan-Containing Solutions as Anti-Erosive Agents in Enamel. Caries Res. 2016;50(3):337–45.

81. Scaramucci T, Hara AT, Zero DT, Ferreira SS, Aoki I V., Sobral MAP. In Vitro Evaluation of the Erosive Potential of Orange Juice Modified by Food Additives in Enamel and Dentine. J Dent. 2011;39(12):841–8.

82. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of İncrement Thickness on Microhardness and Dentin Bond Strength of Bulk fill Resin Composites. Dent Mater. 2014;30(10):1104–12.

83. Misilli T, Gonulol N, Cabadag OG, Almasifar L, Dinc D. The Effect of Ph-cycling and Toothbrushing Simulations on Surface Roughness of Bulk-Fill Composites. 2021;1–8.

84. Karadaş M, Demirbuğa S. Evaluation of Color Stability and Surface Roughness of Bulk-Fill Resin Composites and Nanocomposites. Meandros Med Dent J. 2017;18(3):199–205.

85. Tărăboanță I, Buhățel D, Brînză Concită CA, Andrian S, Nica I, Tărăboanță-Gamen AC, et al. Evaluation of the Surface Roughness of Bulk-Fill Composite Resins after Submission to Acidic and Abrasive Aggressions. Biomedicines. 2022;10(5):1–9.

86. Zhu S, Platt J. Curing Efficiency of Three Different Curing Modes at Different Distances for Four Composites. Oper Dent. 2011;36(4):362–71.

87. Koc-Vural U, Baltacioglu I, Altinci P. Color Stability of Bulk-fill and İncremental-fill Resin-based Composites Polished with Aluminum-Oxide İmpregnated Disks. Restor Dent Endod. 2017;42(2):118.

88. Kocaagaoglu H, Aslan T, Gürbulak A, Albayrak H, Taşdemir Z, Gumus H. Efficacy of Polishing Kits on the Surface Roughness and Color Stability of Different Composite Resins. Niger J Clin Pract. 2017;20(5):557–65.

89. Yanikoğlu N, Duymuş ZY, Yilmaz B. Effects of Different Solutions on the Surface Hardness of Composite Resin Materials. Dent Mater J. 2009;28(3):344–51.

90. Güler AU, Duran I, Yücel AÇ, Özkan P. Effects of Air Polishing Powders on the Surface Roughness of Composite Resins. J Dent Sci. 2010;5(3):136–43.

91. Bayraktar ET, Atali PY, Korkut B, Kesimli EG, Tarcin B, Turkmen C. Effect of

Modeling Resins on Microhardness of Resin Composites. Eur J Dent. 2021;15(3):481–7.

92. Wiegand A, Attin T. Design of Erosion/Abrasion Studies - Insights and Rational Concepts. Caries Res. 2011;45:53–9.

93. Schlueter N, Lussi A, Tolle A, Ganss C. Effects of Erosion Protocol Design on Erosion/Abrasion Study Outcome and on Active Agent (NaF and SnF2) Efficacy. Caries Res. 2016;50(2):170–9.

94. Gazola EA, Rego MA, Brandt WC, D'Arce MBF, Liporoni PCS. Microhardness Evaluation of Silorane and Methacrylate Composites Submitted to Erosion and Abrasion Processes. Acta Biomater Odontol Scand. 2015;1(2–4):66–9.

95. Shellis RP, Ganss C, Ren Y, Zero DT, Lussi A. Methodology and Models in Erosion Research: Discussion and Conclusions. Caries Res. 2011;45(SUPPL. 1):69–77.

96. Zoller MJ, Attin T, Wegehaupt FJ. Wear of Conventional and Pre-Polymerized Composite Materials Under Erosive/Abrasive Conditions. Swiss Dent J. 2021;132(2):1–25.

97. Scaramucci T, Borges AB, Lippert F, Frank NE, Hara AT. Sodium Fluoride Effect on Erosion-Abrasion Under Hyposalivatory Simulating Conditions. Arch Oral Biol. 2013;58(10):1457–63.

98. João-Souza SH, Sakae LO, Lussi A, Aranha ACC, Hara A, Baumann T, et al. Toothpaste Factors Related to Dentine Tubule occlusion and Dentine Protection Against Erosion and Abrasion. Clin Oral Investig. 2020;24(6):2051–60.

99. Okur E, Eyüboğlu GB. Evaluation of Dentin Tubule Plugging Efficiencies and Effects on Dentin Surface Roughness of Dentin Desensitizing Agents, the Er,Cr:YSGG Laser, and Their Combination After Erosion-abrasion Cycles: An In Vitro Study. Oper Dent. 2022;47(1):E35–51.

100. Gonder, H. Y., & Fidan M. Effect of Different Polymerization Times on Color Change, Translucency Parameter, and Surface Hardness of Bulk-Fill Resin Composites. Niger J Clin Pract. 2022;22:1070–7.

101. Kowalska A, Sokolowski J, Gozdek T, Krasowski M, Kopacz K, Bociong K. The İnfluence of Various Photoinitiators on the Properties of Commercial Dental Composites. Polymers (Basel). 2021;13(22).

102. Tuncer S, Demirci M, Tiryaki M, Ünlü N, Uysal Ö. The Effect of a Modeling Resin and Thermocycling on the Surface Hardness, Roughness, and Color of Different Resin Composites. J Esthet Restor Dent. 2013;25(6):404–19.

103. Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of Microhardness, Surface Roughness, and Wear Behavior of Different Types of Resin Composites Polymerized with Two Different Light Sources. J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater. 2010;92(2):470–8.

104. Thomaidis S, Kakaboura A, Mueller WD, Zinelis S. Mechanical Properties of Contemporary Composite Resins and Their İnterrelations. Dent Mater. 2013;29(8):e132–41.

105. Gömeç Y, Dorter C, Ersev H, Guray Efes B, Yildiz E. Effects of Dietary Acids on Surface Microhardness of Various Tooth-Colored Restoratives. Dent Mater J. 2004;23(3):429–35.

106. Hamouda IM. Effects of Various Beverages on Hardness, Roughness, and Solubility of Esthetic Restorative Materials. J Esthet Restor Dent. 2011;23(5):315–22.

107. Da Silva EM, De Sá Rodrigues CUF, Dias DA, Da Silva S, Amaral CM, Guimarães JA. Effect of Toothbrushing-mouthrinse-cycling on Surface Roughness and Topography of Nanofilled, Microfilled, and Microhybrid Resin Composites. Oper Dent. 2014;39(5):521–9.

108. Ereifej NS, Oweis YG, Eliades G. The Effect of Polishing Technique on 3-D Surface Roughness and Gloss of Dental Restorative Resin Composites. Oper Dent. 2013;38(1):1–12.

109. Voltarelli FR, dos Santos-Daroz CB, Alves MC, Cavalcanti AN, Marchi GM. Effect of Chemical Degradation Followed by Toothbrushing on the Surface Roughness of Restorative Composites. J Appl Oral Sci. 2010;18(6):585–90.

EKLER

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı :DEVLETLİ ÖZYİĞİT Leyla

Uyruğu :

Doğum Tarihi ve Yeri :

Telefon (İş) :

E-Posta :

Yazışma Adresi (İş) :Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisan	Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Tevfik Serdar Anadolu Lisesi	2010

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2018-

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Restoratif Diş Tedavisi