



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GIDALARI TAKLİT EDEN SOLÜSYONLARIN BULK FİLL
KOMPOZİTLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ, YÜZEY
SERTLİĞİ VE ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİ ÜZERİNE
ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Özge Gizem CABADAĞ

Samsun

Ocak-2019



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**GIDALARI TAKLİT EDEN SOLÜSYONLARIN BULK FİLL
KOMPOZİTLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ, YÜZEY
SERTLİĞİ VE ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİ ÜZERİNE
ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Özge Gizem CABADAĞ

Danışman: Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL

Samsun

Ocak-2019

T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Özge Gizem CABADAĞ tarafından Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL danışmanlığında hazırlanan “Gıdaları taklit eden solüsyonların bulk fill kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve çözünürlük düzeyleri üzerine etkisi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 21.01.2019 tarihinde yapılan sınav ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Ertan ERTAŞ (Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Safa TUNCER (İstanbul Üniversitesi)

Üye: Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL (Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Bu tez, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Akademik Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.../.../...

Prof. Dr. Selim ARICI

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, bilgi ve deneyimlerini her zaman paylaşan, yol göstericiliği, sabrı ve hoşgörüsü ile üzerimde büyük emeği olan, her yönüyle örnek aldığım değerli hocam ve tez danışmanım Sayın **Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL**'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca hiçbir zaman desteğini, bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, bana her zaman yol gösteren değerli hocam Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın **Prof. Dr. Ertan ERTAŞ**'a,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca gösterdikleri anlayış ve yardımları için Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Çalışmam süresince manevi destekleriyle her zaman yanımda olan tüm asistan arkadaşlarıma,

Hayatımın her alanında olduğu gibi uzmanlık eğitimim sırasında da beni hep destekleyen, her zaman yanımda olan annem **Güler YENİDÜNYA**, kardeşim **Atakan YENİDÜNYA**, eşim **Orçun Emre CABADAĞ**'a ve tüm aileme; bugün yanımda olamasalar da hep yanımda olduklarını hissettiğim babam ve dedeme üzerimdeki emekleri için,

En içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, PYO.DIS. 1904.17.022 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

GIDALARI TAKLİT EDEN SOLÜSYONLARIN BULK FİLL KOMPOZİTLERİN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ, YÜZEY SERTLİĞİ VE ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİ ÜZERİNE ETKİSİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerin, ağız içi ortamda maruz kalabilecekleri sıvılar içerisinde bekletilerek yüzey pürüzlülük, yüzey sertlik ve çözünürlük düzeyleri üzerindeki etkilerini karşılaştırmalı olarak incelemektir.

Materyal-Metot: Çalışmada, 4 farklı yüksek viskoziteli bulk fill kompozit (SonicFill™, Tetric® EvoCeram Bulk Fill, Beautifil-Bulk Restorative, Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative) ve 1 adet geleneksel tipte mikrohibrit kompozit (Filtek™ Z250) kullanılarak 8 mm çap ve 4 mm kalınlıkta toplam 200 adet örnek hazırlandı. Çözünürlük değerlerini saptamak için, örneklerin başlangıç ağırlıkları mikrogram (μg) cinsinden kaydedildi (m_1). Başlangıç yüzey pürüzlülük ölçümleri profilometre (Perthometer M2, Mahr, Almanya) ile yapıldı. Örnekler gıdaları taklit eden 4 farklı solüsyonda (yapay tükürük, sitrik asit, etanol, heptan) 7 gün bekletildi, ardından profilometre ile ikinci yüzey pürüzlülük değerleri belirlendi. Örnekler desikatörde bekletilip ağırlık sabitlendiğinde, değerler m_2 olarak kaydedildi. Çözünürlük düzeyleri ISO 4049:2009 spesifikasyonuna göre hesaplandı. Daha sonra Vickers mikrosertlik ölçme cihazı (HM-112, Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan) kullanılarak örneklerin yüzey sertlik değerleri belirlendi. Son olarakta, her gruptan birer adet olmak üzere önceden belirlenmiş olan rastgele seçilen temsili 20 örnek 3D optik profilometre ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yüzey morfolojisi açısından değerlendirildi.

Bulgular: Gıdaları taklit eden solüsyonlara maruz kalmaları sonucu yüzey pürüzlülüğü açısından en çok etkilenen grup Beautifil Bulk Restorative olmakla birlikte, en fazla yüzey pürüzlülüğü bu grubun sitrik asitte bekletilen numunelerinde tespit edilmiştir ($p<0,005$). Solüsyonlardan bağımsız olarak; Beautifil Bulk Restorative ve Filtek Z250 grupları en yüksek yüzey sertlik değerlerini gösterirken, Tetric EvoCeram grubu en düşük sertlik ortalamasına sahiptir. Kompozitler arasında en yüksek çözünürlük değerlerini Beautifil Bulk Restorative grubu gösterirken, kompozitlerden bağımsız olarak solüsyonlar arasında sitrik asit ve etanol grupları en yüksek çözünürlüğe neden olmuştur.

Sonuç: Bulk fill kompozitler kompozisyonlarına bağlı olarak gıdaları taklit eden solüsyonlardan farklı oranlarda etkilenmiştir. Beautifil Bulk Restorative grubu değerlendirilen üç parametrede de diğer gruplardan belirgin farklılıklar göstermiştir.

Anahtar kelimeler: Bulk fill kompozit, çözünürlük, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği.

Özge Gizem CABADAĞ, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Ocak- 2019

ABSTRACT

EFFECTS OF FOOD SIMULATING LIQUIDS ON SURFACE ROUGHNESS, SURFACE HARDNESS AND SOLUBILITY OF BULK FILL COMPOSITES

Aim: The aim of this study is to compare the effects of liquids which can be exposed to in the mouth on the surface roughness, surface hardness and solubility levels of high viscosity bulk fill composites.

Materials-Methods: In this study, 4 different high viscosity bulk fill composites (SonicFill™, Tetric® EvoCeram Bulk Fill, Beautifil-Bulk Restorative, Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative) and 1 microhybrid composite (Filtek™ Z250) were used and 200 samples with 8 mm diameter and 4 mm thickness were prepared. To determine the solubility values, the initial weights of the samples were recorded in micrograms (μg) (m_1). Initial surface roughness measurements were made with a profilometer (Perthometer M2, Mahr, Germany). The samples were stored in 4 different food simulating liquids (artificial saliva, citric acid, ethanol, heptane) for 7 days, then the second surface roughness values were determined by the profilometer. When the samples were held in the desiccator and the weight was fixed, the values were recorded in m_2 . The solubility levels were calculated according to the ISO 4049: 2009 specification. The surface hardness values of the samples were then determined by using the Vickers microhardness measuring device (HM-112, Mitutoyo Corporation, Tokyo, Japan). Finally, randomly chosen representative 20 specimens from each group were evaluated in terms of surface morphology with 3D optical profilometer and scanning electron microscope (SEM).

Results: Beautifil Bulk Restorative was the most affected group in terms of surface roughness as a result of exposure to food simulating solutions and the highest surface roughness was determined in the samples of this group which were stored in citric acid ($p < 0,005$). Regardless of the food simulating liquids; the Beautifil Bulk Restorative and Filtek Z250 groups show the highest surface hardness values, while the Tetric EvoCeram group has the lowest hardness. The highest solubility values among the composites were the Beautifil Bulk Restorative group, while the citric acid and ethanol groups caused the highest solubility among the solutions, regardless of the composites.

Conclusion: Bulk fill composites were affected at different rates from the solutions due to their composition. The Beautifil Bulk Restorative group showed significant differences from the other groups in all three parameters evaluated.

Key words: Bulk fill composites, solubility, surface hardness, surface roughness.

Özge Gizem CABADAĞ, Expertise Thesis

Ondokuz Mayıs University-Samsun, January-2019

SİMGELER VE KISALTMALAR

±	: Artı, eksi işareti
°C	: Derece Santigrat
%	: Yüzde
2D	: 2 boyutlu
3D	: 3 boyutlu
4-MET	: 4-[2-(metakriloksi)metoksi karbonil]ftalik asit
AFM	: İlave fragmentasyon monomeri
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
Ag	: Gümüş
Al	: Alüminyum
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
AUDMA	: Aromatik üretan dimetakrilat
Ba	: Baryum
BHN	: Brinell sertlik değeri
Bis-EMA	: Etoksile bisfenol A dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol A glisidil metakrilat
Bis-MA	: 2,2 bis[4-(2-metakriloksietoksi)fenil]propan
Bis-MPEPP	: 2,2 bis[4-metakriloksi polietoksi)fenil]propan
Bis-PMA	: 2,2 bis[4-(2-metakriloksipropil)fenil]propan
CHX	: Klorheksidin
C ₂ H ₆ O	: Etanol
C ₆ H ₈ O ₇	: Sitrik asit
CQ	: Kamforkinon
DDDMA	: 1, 12-dodekandiol dimetakrilat
DEGDMA	: Dietilenglikol dimetakrilat
DMAEMA	: Dimetilaminoetil metakrilat
EGDMA	: Etilenglikol dimetakrilat
FDA	: Gıda ve İlaç Dairesi
FTIR	: Fourier Transform Kızılötesi Spektrometre
g	: Gram
g-MPS	: Gamma-metakriloksipropiltrimetoksisilan

GPa	: Gigapascal
GPDM	: Gliserofosfat dimetakrilat
ISO	: Uluslararası Standart Organizasyonu
J/cm²	: Joule / santimetrekare
kg	: Kilogram
KCl	: Potasyum klorür
KHN	: Knoop sertlik değeri
KSCN	: Potasyum tiyosiyanat
KH₂PO₄	: Mono potasyum fosfat
MDPB	: 12-metakriloksi dodesil piridinyum bromür
mg	: Miligram
mJ/cm²	: Milijoule / santimetrekare
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetrekare
mW/cm²	: Miliwatt / santimetre kare
MMA	: Metil metakrilat
MPTS	: 10-metakriloksi propilmetoksisilan
µg/mm³	: Mikrogram / milimetreküp
µm	: Mikrometre
nm	: Nanometre
NaCl	: Sodyum klorür
NaHCO₃	: Sodyum bikarbonat
NH₄Cl	: Amonyum klorür
OTMS	: Oktiltrimetoksisilan
p	: İstatistiksel anlamlılık düzeyi
PRG	: Önceden reaksiyona sokulan cam iyonomer
r	: Korelasyon katsayısı
Ra	: Pürüzlülük ortalaması
sn	: Saniye
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SiO₂	: Silisyum dioksit

TCB	: Bis-2-hidroksietil metakrilat
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
TMPTMA	: Trimetilolpropan trimetakrilat
TTCP	: Tetrakalsiyum fosfat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
VHN	: Vickers sertlik değeri
YbF₃	: Ytterbium trifluoride
UV	: Ultraviyole
ZnO	: Çinko oksit



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.Kompozit Resinlerin Tarihçesi.....	3
2.2.Kompozit Resinlerin Yapısı.....	5
2.2.1.Organik Faz	5
2.2.2.İnorganikFaz	7
2.2.3.Bağlayıcı Ajan (Ara Faz, Silan)	8
2.3. Kompozit Resinlerin Geleneksel Sınıflandırılması.....	8
2.3.1.İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	9
2.3.2.Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	11
2.3.3.Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	13
2.4.Kompozit Resin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler.....	14
2.4.1.Kendi Bağlanabilen (Self-adeziv) Kompozit Resinler.....	14
2.4.2.Ormoserler (Organik Olarak Modifiye Edilmiş Seramikler).....	14
2.4.3.Antibakteriyel Kompozit Resinler.....	15
2.4.4.Giomerler.....	16
2.4.5.Siloran Esaslı Kompozit Resinler.....	16
2.4.6.Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler.....	17
2.4.7.Bulk Fill Kompozitler.....	18
2.5.Gıdaları Taklit Eden Solüsyonlar.....	25
2.6.Kompozit Resinlerin Fiziksel-Mekanik Özellikleri ve Test Yöntemleri.....	26
2.6.1.Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Özellikleri.....	26
2.6.2.Yüzey Pürüzlülüğü.....	27
2.6.3.Yüzey Sertliği.....	29
3. MATERYAL VE METOT	34
3.1.Test Materyalleri.....	34

3.2.Örneklerin Hazırlanması.....	39
3.3.Yüzey Pürüzlülüğü ve Suda Çözünürlük Ölçümlerinin Yapılması.....	41
3.4.Yüzey Sertliği Ölçümlerinin Yapılması.....	47
3.5.İstatistiksel Değerlendirme.....	48
4. BULGULAR.....	50
4.1.SEM ve 3 Boyutlu Profilometre Görüntüleri	58
5. TARTIŞMA.....	69
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	90
KAYNAKLAR	92
ÖZGEÇMİŞ.....	114



1. GİRİŞ

Son yıllarda, rezin esaslı materyallerin mekanik özelliklerindeki ilerleme, artan estetik isteklere yanıt vererek geniş bir kullanım alanı yaratmaktadır.¹ Kompozit rezinlerin özelliklerinde meydana gelen bu gelişim, geniş ve derin kavitelereki kullanımlarını da rutin hale getirmiştir.^{2, 3} Böyle vakalarda, 2 mm. kalınlığında ki kompozit tabakalarının ayrı ayrı polimerizasyonuna dayalı olan tabakalama tekniği altın standart olarak kabul edilmektedir.⁴ Ancak tabakalama tekniğinde oluşan tabakalar arasında bağlanmada başarısızlık, boşluk oluşma riski, kontaminasyon riski, her bir tabakanın ayrı ayrı yerleştirilmesi ve polimerize edilmesinden kaynaklı uzayan tedavi prosedürü⁵ gibi olumsuzlukların üstesinden gelmek için; tek seferde 4 veya 5 mm.'ye kadar polimerize olabilen bulk fill kompozitler piyasaya sürülmüştür.

Materyallerin içeriği ve özelliklerindeki kayda değer ilerlemelere rağmen, kompozit restorasyonlar bütünlük ve ömürlerini olumsuz etkileyen, ağız içinde çeşitli durumlara maruz kalmaktadır.⁶ Mekanik ve çevresel yükler, matriks ve/veya doldurucularda bozulmalara, arayüz bağlantısında kopmalara, mikroçatlaklara ve doldurucu partikül kırıklarına neden olabilmektedir.⁷ Restoratif materyallerdeki yüzeysel değişiklikler; kısmen materyalin kimyasal yıkımı ile ilişkili olup, dış yüzeydeki yumuşama materyali mekanik abrazyona karşı daha savunmasız yapmaktadır. Ağız içerisinde çeşitli solüsyonlara maruz kalma nedeniyle meydana gelen kimyasal yıkım ve mekanik abrazyon gibi nedenler rezin kompozit restorasyonların yüzeyine zarar verebilmekte, yüzeyi daha pürüzlü bir hale getirerek yüzeyde renklenmelere, artmış plak birikimine, yumuşak doku inflamasyonuna ve rekürrent çürük oluşumuna neden olmaktadır.^{8,9}

Restoratif materyallerin diş hekimliğini en çok ilgilendiren özelliklerinden biri de kullanılan materyalin sertlik derecesidir. Sertlik, penetrasyon veya deformasyona karşı bir yüzeyin göstermiş olduğu direnç olarak tanımlanmaktadır.¹⁰ Resin kompozitlerin ağız içerisinde maruz kaldıkları etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek derecede yüzey sertlik değerleriyle mümkündür.

Bir diğer önemli parametre olan çözünürlük; rezinlerin ağız sıvıları karşısındaki ayrışma özelliği olarak tanımlanmaktadır.¹¹ Restoratif materyallerin çözünürlüğü hakkında bilgi sahibi olmak; onların ağız ortamındaki davranışını tahmin etmeyi sağlamada önemlidir.¹² Gıdaları taklit eden solüsyonlar, restorasyonların kimyasal

özünürlüğünü arttırarak biyolojik yapılaraya olan uyumlarını olumsuz etkiler. Sonuç olarak restorasyonun bütünlüğü, mekanik özellikleri, yüzey özellikleri ve estetik görünümünü açısından çözünlük önemli bir parametredir.¹³

Bu çalışmada, diş hekimliğı rutininde giderek daha fazla yer tutmaya başlayan bulk fill kompozitlerin, gıdaları taklit eden solüsyonlara maruz kalmaları sonucu yüzey pürüzlülük, yüzey sertlik ve çözünlük özelliklerinin, geleneksel bir rezin kompozitle karşılaştırılarak değeriendirilmesi amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezınlerin Tarihçesi

Mine dokusunun asitlenebilirliğinin bildirilmesi¹⁴ ve adeziv bağlanmanın tanımlanmasıyla birlikte kompozit rezinlerde büyük gelişmeler yaşanmıştır.¹⁵ Bu yeni materyeller ile birlikte gelişen uygulama teknikleri, “G.V. Black” tarafından bir asırdan fazla bir süre önce tanımlanan “koruma için genişletme” prensibinin değişmesine yol açmış, bunun yanında restoratif materyalin retansiyonu için mekanik bağlanma yerine adezyon kavramının ve adeziv bağlanmanın gelişmesine yol açmıştır. Bu sayede kavite preparasyonları daha konservatif yapılabilir hale gelerek daha fazla sağlam diş dokusunun korunmasına da imkan sağlanmıştır.¹⁵

Diş hekimliğinde diş rengine ilk restoratif materyal kullanımı silikat simanların kullanılmasıyla başlamıştır.¹⁶⁻¹⁸ Bu materyal esasında kompozit yapısına sahip alumino-fluoro-silikat cam bazlı bir yapı ile fosforik asit bazlı bir yapıdan oluşmaktadır. Ancak materyalin yüksek büzülme ve genleşme katsayısı, düşük renk stabilitesi göstermesi ve diş dokularına zayıf bir adezyon ile bağlanması en büyük dezavantajlarını oluşturmuş, materyalin hem arka bölge hemde ön bölge dişlerinin restorasyonunda kırılğan bir yapı sergilemesi nedeniyle fiziksel ve mekanik özellikleri daha iyi olan yeni materyal arayışlarına yol açmıştır.^{19, 20} Kompozit rezinlerde 1960’lı yıllarda büyük gelişmeler kaydedilmiş ve estetik özellikleri daha iyi olan materyaller ortaya çıkmıştır.^{16, 17} Erken dönemde tanıtılan bu materyaller akrilik materyaller olup metil metakrilat (MMA) bazlıdır. Bu rezinler toz ve likit karışımı şeklinde bir baz ve katalizörden oluşan, iki patın karıştırılmasıyla kimyasal reaksiyonun başladığı kendi kendine polimerize olan materyallerden oluşmuştur. Materyal yapısına polimerizasyon büzülmesini önlemeye yönelik olarak inorganik doldurucu partiküller de ilave edilmiş ve ayrıca materyalin termal genleşme katsayısı ve su emiliminde de azalmalar görüldüğü bildirilmiştir.²¹ Ancak, iki patın karıştırılması sırasında oluşan hava kabarcıkları yapı içerisinde porozitelerin oluşmasına ve materyalin hem estetik kalitesinin hem de mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden olmuştur. Ayrıca materyalin karıştırıldıktan sonra çalışma süresinin kısa olması, kütle şeklinde kaviteye yerleştirilmesi, inorganik partikül ilavesine rağmen polimerizasyon sırasında yüksek hacimsel büzülme göstermesi nedeniyle kenar sızıntısı ve sekonder çürük oluşumunda yüksek insidans görülmesi de en büyük dezavantajlarını oluşturmuştur.^{22, 23} Daha

sonraları Bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) yapısının bulunması ve bu yapının hem silikat simanlar ile hem de MMA bazlı rezin ile karşılaştırıldığında diş dokularına adezyonunun ve mekanik özelliklerinin daha iyi olduğunun bildirilmesi günümüzde kullandığımız kompozit rezinlerin gelişmesinde temel taş olmuştur.^{24, 25} Artmış mekanik ve fiziksel özellikleri, aşınmaya karşı daha yüksek direnci, polimerizasyon büzülmesi ve termal genleşme katsayısındaki azalmalar, daha iyi renk uyumu, kolay uygulanabilmesi gibi birçok faktörden dolayı bu materyaller dişhekimliği alanında oldukça fazla kabul görmüştür.^{20, 26} Yeni kompozit rezinlerin daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasından dolayı diş hekimleri ön ve arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanmaya başlamışlardır. Ancak, Bis-GMA yapısının yüksek viskoziteye sahip olması, doldurucu içeriğinin düşük kalmasına ve bu nedenle de aşınma ve polimerizasyon büzülmesi göstererek yüksek sekonder çürük insidansına elverişli olmasına neden olmuş, arka bölge dişlerde amalgam dolguların yerini almalarında yetersiz kalmıştır.^{20, 27} Bis-GMA'nın yüksek viskozitesini azaltmak amacıyla düşük moleküler ağırlıklı trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) monomeri tanıtılarak, doldurucu içeriğin artırılması ve rezin materyalin kullanım özelliklerinin uygun hale gelmesi sağlanmıştır.²⁰ Kimyasal aktivasyon ile polimerize olan Bis-GMA bazlı bu kompozit sistemler de iki pattan oluşmakta olup, polimerizasyon reaksiyonu benzoil peroksit (başlatıcı) ile tersiyer amin (aktivatör) arasında oda sıcaklığında serbest radikallerin oluşması ile gerçekleşmektedir.²⁸ Daha önceki kompozit rezin sistemlerde olduğu gibi bu sistemlerde de iki patın karıştırılmasından ve kaviteye yerleştirilmesinden sonra restorasyonda hava kabarcığı oluşumu sıklıkla görülmüş, kompozit restorasyonun kaviteye yerleştirilmesinde teknik hassasiyetler olduğu ve restorasyonun mekanik özelliklerinde zayıflıklar olduğu bildirilmiştir.²⁹ Bu nedenle yeni arayışlar devam etmiş ve 1970'li yıllarda yaşanan bu problemlerin üstesinden gelebilmek için materyal yapısına polimerizasyon sistemleri dahil edilerek Ultraviyole (UV) ışık dalga boyunda polimerize olabilen yeni kompozit rezinler geliştirilmiştir.^{20, 30} Kamforokinon gibi foto başlatıcıların yapı içerisine ilave edilmesi ile polimerizasyon reaksiyonunda yeni bir dönem başlamış ve bu sayede hem materyalin raf ömrünün uzaması hem de klinik kullanımları daha uygun hale gelmiştir.²⁰ Materyalin ışık ile aktive edilmeden polimerizasyon reaksiyonunun başlamaması diş hekimine materyalin kaviteye yerleştirilmesi ve şekillendirilmesi sırasında yeterli çalışma zamanı sağlamıştır.³⁰ Daha

sonrasında yaşanan gelişmeler sayesinde günümüzde yaygın olarak tek pat şeklinde kullanılan ve görünür ışık dalga boyunda polimerize olan yeni materyaller geliştirilmiştir.³¹

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler, farklı yapı ve özelliğe sahip iki veya daha fazla materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesiyle oluşan ürünlerdir.³² Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler organik faz (polimer matriksi), inorganik faz (doldurucu fazı) ve bağlayıcı faz (ara faz-silan) olarak adlandırılan üç farklı fazdan oluşurlar. Kompozit rezinlerin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerini bu fazlar belirler.³³⁻³⁷

2.2.1. Organik Faz

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini ve klinik performansını; içerisinde ko-monomerler, monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, inhibitörler, stabilizatörler hızlandırıcı sistem ve ultraviyole ışınlarını absorbe eden ajanlar bulunduran organik matriks adı verilen faz etkilemektedir.^{38, 39} Organik matriks polimer bir yapı olup, monomerlerin birbirlerine bağlanarak polimer zincirlerini oluşturmasıyla meydana gelir. Organik fazın miktarının fazlalığı polimerizasyon büzülmesini artırır.

Monomerler içerisinde en yaygın; glisidil metakrilatın ve bisfenol A'nın birleşmesi ile oluşan, çift fonksiyonlu Bis-GMA monomeri kullanılır.⁴⁰ Renk değişimine dirençli olan ve iyi adezyon sağlayan, üretan dimetakrilat (UDMA), organik matriks olarak daha sonradan kullanılmaya başlanmıştır.⁴¹ Bu iki monomer de; yüksek moleküler ağırlığa sahip, aşırı derecede visköz olan bileşiklerdir.⁴⁰⁻⁴³

Bis-GMA'ya oranla daha küçük ve daha esnek yapıda olan TEGDMA, kompozitlerde oluşan vizkoziteyi azaltmak için materyallere eklenmiştir. TEGDMA, kompozit rezinlerde, aşınmaya karşı direnci düşürürken, marjinal dayanıklılık ve esneklik artmasına sebep olur.⁴⁴

Çok katı ve oligomerleri oldukça fazla olan Bis-GMA ve UDMA monomerleri, fazla visköz olduklarından dolayı, daha az visköz olan ko-monomer (TEGDMA) ile seyreltilirler. UDMA, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında renk değişimine daha dirençli olan ve daha iyi adezyon sağlayan bir yapı oluşur. Bis-GMA'dan daha az visköz olan UDMA'nın molekül ağırlığı açısından kıyaslandığında benzerdir. TEGDMA, etilen

glikol dimetakrilat (EGDMA) ve MMA gibi düşük viskoziteye sahip ko-monomerler UDMA ve Bis-GMA içeren kompozitlere eklenerek rezinin viskozitesini azaltırlar.^{40, 45}

Polimerizasyon Başlatıcı-Aktivatör Sistemi: Polimer zincirlerinin meydana gelmesi serbest radikallerin başlattığı ilave polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekleşir.⁴⁶ Fiziksel ve/veya kimyasal aktivasyon ile polimerizasyon reaksiyonu için gerekli serbest radikallerin oluşmasını sağlayan maddeler polimerizasyon başlatıcıları olarak adlandırılırken^{47, 48}; başlatıcıları aktive ederek, polimerizasyonun klinik olarak kabul edilebilir bir sürede gerçekleşmesini sağlayan maddeler ise aktivatör olarak adlandırılmaktadır.^{38, 47, 48}

Kimyasal olarak aktive olan kompozit rezinler, biri benzoil peroksit başlatıcı, diğeri aromatik tersiyer amin (N,N-dimetil-p-toluidin) içeren iki pastadan oluşur. Bu iki pasta karıştırıldığında, amin serbest radikal oluşturmak için benzoil peroksitle reaksiyona girer ve polimerizasyon süreci başlamış olur.⁴⁶

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde ise, tek bir pasta içerisinde fotobaşlatıcı ve amin aktivatörden oluşan serbest radikal başlatıcı sistem bulunmaktadır. Bu iki bileşen ışıkla aktive olmadığı sürece reaksiyona girmezken; yaklaşık 468 nm dalga boyunda ışığa maruz kaldığında fotosensitizer uyarılarak ilave polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikalleri oluşturmak için amin ile etkileşime girer. Kamforkinon yaygın olarak kullanılan ve üretim sırasında monomer karşımına %0.2 veya daha az miktarlarda ilave edilen bir fotobaşlatıcıdır. Kamforkinon dimetilaminoetil metakrilat (DMAEMA) gibi tersiyer aminlerle birlikte kullanılmaktadır.⁴⁶

İnhibitörler: Monomerlerin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendiliğinden polimerize olmasını engelleyen bileşenlerdir. Resinin polimerizasyon öncesi raf ömrünü arttırmak ve sertleşme sonrası kimyasal stabilitesini maksimum süre devam ettirebilmesini sağlamak amacıyla organik matriks yapısına “hidrokinon monometil eter” gibi inhibitörler eklenmektedir.³⁸

Ultraviyole Stabilizatörler: 350 nm'nin altındaki ultraviyole dalga boylarını absorbe ederek renk stabilitesini sağlayan sistemlerdir. Aynı zamanda uzun vadede UV ışığın başlatıcı sistemde bulunan amin bileşikleri üzerindeki renklendirici etkisini elimine ederler. Bunlara örnek olarak “2-hidroksi-4-metoksi benzofenon” gösterilebilir.³⁸

Renk Pigmentleri: Diş dokuna benzer renk ve translüensliği sağlayarak doğal bir görünüm elde etmek amacıyla ilave edilmektedir. Bu pigmentler genellikle az miktarda metal oksit partiküllerinden oluşmaktadır.⁴⁶

2.2.2. İnorganik Faz

İnorganik doldurucu partiküllerin nasıl elde edildiği, tipi, partikül büyüklüğü ve dağılımı, ağırlık ve hacim olarak konsantrasyonu ile hangi oranda ilave edildiği kompozit rezinin mekanik özelliklerini belirlemede büyük önem taşımaktadır. İnorganik doldurucular termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azaltırken, radyoopasiteyi ve estetik özellikleri artırır. Ayrıca rezine kıvam kazandırarak uygulamayı kolaylaştırır ve rezinin polimerizasyondan önce şekillendirilmesini sağlarlar. Organik matrikse ilave edilen inorganik doldurucu partiküller organik matriksin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirdiği için organik matrikse mümkün olduğunca fazla miktarda doldurucu eklenmesi amaçlanır.^{38, 46, 49}

İnorganik doldurucular organik matriks içinde dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, bor silikat, koloidal silika, baryum silikat, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, zirkonyum, çinko ve yitrium cam gibi partiküllerden oluşur.⁴⁹

Silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirir ve ışığı geçirip yayarak kompozit rezine mineye benzer yarı şeffaf bir görüntü kazandırır. Saf silika, kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam) olmak üzere 2 formda bulunur. Kristalin formların sert olması rezin kompozitin bitirme ve polisaj işlemlerini güçleştirdiğinden, günümüzde silikanın non kristalin formu (silikat cam) tercih edilmektedir. Baryum, stronsiyum, çinko, zirkonyum gibi partiküller ise kompozit rezine radyoopasite özelliği kazandırır.⁵⁰⁻⁵²

Gelişen kompozit rezin materyallerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partiküller, boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri ile ilk üretilen kompozitlere göre zamanla farklılık göstermiştir. İlk üretilen kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ortalama 25-30 µm arasında iken, günümüzde 0,005-0,075 µm'ye (nanodoldurucu partiküller) kadar küçültülmüş ve inorganik doldurucuların toplam ağırlıktaki oranlarının artması amaçlanmıştır.⁵³ Kompozit rezin materyale ilave edilen inorganik doldurucu partiküllerin oranının yüksek olması materyalin daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasını sağlarken, inorganik doldurucu partikülün boyutunun

küçük olması kompozitin polisajlanabilirliğini ve restorasyonun estetik sonuçlarını önemli ölçüde etkiler.^{36, 54}

2.2.3. Bağlayıcı Ajan (Ara Faz, Silan)

Erken dönem kompozit rezinlerin yapısına ilave edilen inorganik doldurucu partiküller, rezin matriks ile kimyasal olarak bağlantı sağlayamadığından yapı içerisinde defektlerin oluşmasına neden olmuştur.⁵⁵ Bowen⁵⁶ tarafından silanize edilmiş silika partiküllerinin Bis-GMA ile iyi bir bağlantı sağladığının ve rezinlerin mekanik özelliklerinde diş dokularına benzer özellikler elde edildiğini bildirmesinden bu yana kompozit rezinlerin yapısında ara bağlayıcı olarak silan kullanılmaktadır. Doldurucu partiküllerin silanize edildiği ve silan uygulanmadan denendiği bir araştırmada kompozit rezinlerin sertlik, bükülme ve sıkıştırma dayanımları incelenmiş ve silanize edilerek organik matrikse ilave edilen inorganik partiküllerin olduğu grupta tüm değerlerin daha iyi bulunduğu bildirilmiş ve sonuç olarak iki faz arasında kimyasal bir bağlantının olduğu ileri sürülmüştür.⁵⁷ İnorganik doldurucu partiküller organik matrikse genel olarak kimyasal bağlarla bağlanmaktadır.³⁶ Organik matriks fazı ile inorganik doldurucu partiküller arasında ara bağlantı fazının iyi bir bağlantı sergilemesi, kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin daha iyi olmasına katkıda bulunacaktır.⁵⁸ Eğer iki faz arasında iyi bir bağlanma sağlanmaz ise yapı içerisinde porozite ve mikro çatlaklar oluşarak materyalin degradasyonu ve uzun dönem performansı üzerine olumsuz etkiler yaratacaktır.⁵⁹ Bu nedenle kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik doldurucu partiküller, %0.025-%2 arasında değişen oranlarda silan ile muamele edilerek organik matriks yapı içerisine ilave edilmektedirler.⁵⁹ Günümüzde kompozit rezinlerde ara bağlayıcı olarak sıklıkla kullanılan silan ajanı “ γ -metakriloksipropiltrimetoksisilan” (γ -MPS) dir.^{48, 59, 60} İnorganik partiküller silan ajanı ile ya kurutulmuş ya da partiküller üzerinde silan ajanının çökertilmesi ile fonksiyonel hale gelen partiküllerin rezin matriks içerisine karıştırılması ile eklenebilmektedirler.⁶¹

2.3. Kompozit Resinlerin Geleneksel Sınıflandırılması

Kompozit rezinleri tanımlamak için önerilen çok sayıda sınıflama sistemi mevcut olmakla birlikte bu sınıflamalar araştırmacılara göre de farklılık göstermektedir.^{53, 62, 63} Kompozit rezin materyaller içeriğindeki inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre

sınıflandırılmaktadır.³⁴ En yaygın kullanılan sınıflama sisteminde doldurucu partikül büyüklüğü dikkate alınmaktadır.⁶⁴

2.3.1.İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Megafil Kompozitler

Megafil kompozitlerin inorganik doldurucu partikülleri 50-100 µm büyüklüğündedir. Okluzal temas bölgelerine ya da aşırı kuvvet alan ve aşınan bölgelerde kullanılması önerilen büyük çaplı cam partikülleri mega doldurucu olarak kabul edilir.^{34, 48}

Makrofil (Geleneksel) Kompozit Resinler

Makrofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri ortalama 10–100 µm arasında olmaktadır. İçeriğinde inorganik doldurucu olarak kuartz veya cam partikülleri kullanılmıştır. Doldurucu partiküllerin büyük ve çok sert olması organik yapının inorganik partiküllere oranla daha fazla aşınmasına neden olur. Bu durum yüzey pürüzlülüğü ve renklenme gibi olumsuzluklara sebebiyet verir. Ayrıca makrofil kompozitler çigneme kuvvetlerine karşı dirençli değildir. Makrofil kompozitlerin en önemli dezavantajları ise bitirme ve cila işlemlerinin zor olmasıdır.^{34, 48}

Midifil Kompozitler

Doldurucu partiküllerin 1-10 µm büyüklüğünde olduğu kompozit resinlerdir. Bu kompozitler makrofil kompozitlerden daha iyi cilalanabilmektedir. Midifil kompozitlerin makrofil doldurucu kompozitlere göre avantajlı olduğu noktalar olsa bile benzer dezavantajlara sahiptirler. Bu nedenle günümüzde tercih edilmemektedir.^{34,}

65

Minifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partiküller 0.1-1 µm büyüklüğündedir. Makrofil kompozitlerden daha fazla doldurucu partikül miktarı bulunmaktadır. Doldurucu partiküllerin daha küçük olmasından dolayı daha düzgün bir yüzey elde etme şansı sağlanmıştır. Bu yüzden estetik özellikler açısından daha üstün hale gelmiştir. Ayrıca

aşınmaya karşı direnç artmış ve materyal daha radyopak hale gelmiştir. Ancak çiğneme kuvvetlerine karşı dirençlerinin az olması önemli bir dezavantajlarıdır.^{34, 48}

Mikrofil Kompozitler

Bu tür kompozit rezinlerde inorganik doldurucu olarak kolloidal silika partikülleri kullanılmıştır. Partiküllerin büyüklüğü 0.01-0.1µm arasındadır. Sıkışma dayanımları dışında diğer mekanik özellikleri makrofil kompozitlerden daha üstün değildir. Organik matriks ile doldurucu partiküllerin aşınma hızları neredeyse aynıdır. Böylece bitirme ve cila işlemleri istenilen düzeyde tamamlanabilir. Doldurucu partikül miktarına bağlı olarak organik matriks oranının artması nedeniyle bu tür kompozitlerin su absorpsiyonu artabilir. İlaveten mikrofil kompozitlerin ısıl genişleme katsayısı yükselmiş ve elastisite modülü azalmıştır. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli değillerdir. Bu yüzden sadece ön bölgedeki dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler.

^{34, 48, 66}

Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozitler farklı büyüklüklerde doldurucu içeren yapılardır. Bu kompozitler mikrofil kompozitlerin gelişmiş yüzey düzgünlüğü özelliğinden, makro moleküllü kompozitlerin de fiziksel ve mekanik özelliklerinden yararlanmak amacıyla iki farklı doldurucu büyüklüğünün karıştırılması ile oluşturulmuştur.⁶⁷ Hibrit kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri 0,04-1 µm arasında değişmektedir. Toplam ağırlığın yaklaşık %75-85'ini koloidal silikadan oluşan doldurucu partiküller meydana getirmiştir. İnorganik partikül büyüklükleri makropartiküllü kompozitlerden daha küçüktür. Miktar olarak ise mikropartiküllü kompozitlerden daha fazla inorganik partikül bulundurur. Bu durum hibrit kompozitlerin her iki kompozitten de daha iyi mekanik özellik kazanmasını sağlamıştır. Hibrit türünün belirlenmesi büyük partikülün adına göre olmaktadır. Örneğin, büyük partiküller minifil boyuttaysa kompozit minifil hibrit adını alır. Küçük partiküller karışımının genellikle ikinci komponentidir.^{34, 48}

Küçük partiküllü kompozitlerde doldurucu partiküllerin monomer matrikse eklenmesiyle karışımın viskozitesinde artış meydana gelmektedir. Bu problemi çözmek adına monomer matrikse doldurucu olarak önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kütlesi eklenmiştir. Bu kütlede 1-20 µm büyüklüğünde partikül elde edilebilecek şekilde öğütülmüş partiküller yer almaktadır. Doldurucu partiküllerde

yapılan bu modifikasyonla bu tür kompozitlere heterojen kompozitler adı verilmektedir.^{68, 69}

Nanofil Kompozitler

Son yıllarda nanoteknolojinin diş hekimliğinde kullanımı ile firmalar tarafından nanofil kompozitler piyasaya sürülmüştür. Bu kompozitlerin inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü nano boyuttadır (0.01-0.001 nm). Partiküller görünür ışık dalga boyundan daha küçük olmaları sebebiyle ışığı absorbe edemezler. Bu nedenle görünür ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler. Partiküller görülemeyecek kadar küçük olduklarından doldurucular silika kökenli olmayabilir. Dental restoratif kompozit rezinlerin yapımında nanoteknolojinin kullanımı materyallerin aşınma direnci ve fiziksel özelliklerini geliştirir. Diğer taraftan nano-kompozitlerin inorganik doldurucu içeriğindeki translusensi özelliğinin mikrodolduruculu kompozitlerdeki partiküllerin translusensi özelliklerine benzemesi, materyale yüksek cilalanabilirlik ve cila kalıcılığı özelliği sunar, bu özellik de nano-kompozitleri avantajlı hale getirmektedir. Nanofil kompozitler dayanıklılık açısından hibrit kompozitlere benzerken, yüzey düzgünlüğü ve estetik açıdan mikrofil kompozitlere benzemektedir.^{34, 68}

2.3.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, baz ve katalizör olmak üzere 2 bileşenden oluşmaktadır. Her bir bileşen doldurucu ve rezin içermektedir. Bileşenlerden birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, diğerinde ise polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunmaktadır. Polimerizasyon bu 2 bileşenin karıştırılmasıyla başlar.^{34, 49, 66} Karıştırma homojen yapılamaz ise polimerizasyon da homojen olmayacağı için kompozitin fiziksel özellikleri olumsuz etkilenmektedir. Ayrıca zaman içerisinde tersiyer aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmektedir ve bu renklenme ultraviyole ışığı, nem ve oksidasyon ile hızlanmaktadır.³⁴

Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler

İlk defa 1972 yılında 365 nm dalga boyuna sahip ultraviyole ışığı ile aktive edilebilen bir polimerizasyon başlatıcı olan benzoin metil eter içeren kompozit tipi kullanıma sunulmuştur. Ancak bu tip kompozitlerin hasta ve hekime zararlı etkilerinden dolayı kullanımı zaman içerisinde terk edilmiştir.^{34, 66} Günümüzde görünür ışık yoluyla aktive olan rezinler tercih edilmektedir. Işık ile polimerize olan kompozitlerde mavi ışığa duyarlı bir diketon olan kamforokinon ve hızlandırıcı olarak da alifatik amin bulunur. Polimerizasyonun başlaması için rezinin içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcı kamforokinona uygun dalga boyunda ışık verilmelidir.³⁴ Bu amaçla LED, kuartz-tungsten halojen, diyot ve argon lazer, plazma ark gibi ışık kaynakları kullanılmaktadır.⁷⁰⁻⁷² Kamforokinon 460-480 nm dalgaboyundaki mavi görünür ışığı absorbe ettiğinde diketon/amin kompleksi aktive olur ve rezinin polimerizasyonu başlatılır.^{73, 74} Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerde büzülme ışık kaynağına doğru olacağından, kenar uyumunda problemler görülebilir ancak bu durumun asit ile pürüzlendirme ve adeziv sistemlerin uygulanmasıyla önlenmesi amaçlanır.³⁴ Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerin tek komponent içermesi, kompozitin yerleştirilmesi için hekime yeterli çalışma zamanı kazandırması, bitirme işlemlerinin kısa sürede tamamlanabilmesi ve küçük parçalar halinde polimerize edildiklerinde daha az büzülme göstermesi gibi avantajları vardır. Ayrıca kimyasal kompozitlerle kıyaslandığında polimerizasyon dönüşüm oranlarının daha yüksek, renk seçeneklerinin ve renk stabilitesinin fazla olması, dayanıklılık ve buna bağlı kırılma dirençlerinin yüksek olması da yaygın olarak tercih edilmelerine neden olmuştur.⁷³

Hem Kimyasal Yolla Hem de Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Bu tür rezinlerin polimerizasyonu ışıkla başlar ve kimyasal olarak devam eder. Kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Işıkla polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı durumlarda kullanılması tavsiye edilmektedir. Özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır.³⁴

2.3.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Akışkan (Flowable) Kompozit Rezinler

Son yıllarda kompozit rezinlerin daha akışkan çeşitleri kullanıma sunulmuştur. Bu “akışkan” materyaller yapılarında ya daha az doldurucu oranına sahiptirler ya da daha yüksek oranda moleküler ağırlığı düşük olan monomerler içermektedirler. Bu materyaller daha fazla akışkanlık göstererek, kavite duvarlarına daha iyi adaptasyon, daha kolay uygulanabilme ve daha yüksek elastisite gösterebilme gibi özelliklere sahiptirler.⁷⁵ Geleneksel minifil kompozit rezinlerde doldurucu oranı %50-70 arasında iken; akışkan kompozitlerde doldurucu oranı %37- 53'lere kadar düşürülmüştür. Akışkan kompozit rezinlerin bazıları mikrofil boyutunda olsa da genellikle minifil boyutlarındadır.⁷³

Düşük stres alanlarındaki restorasyonlarda, kaide tabakası olarak kompozit rezin restorasyonların altında, protetik restorasyonlar için siman olarak kullanılmanın yanı sıra, fissür örtücü olarak da karşımıza çıkmaktadırlar. Piyasadaki birçok adeziv rezin siman, piyasada akışkan kompozitler adı altında yer alan ürünler ile aynı kimyasal yapıda yer almaktadır. Akışkan kompozitlerin, rezin simanlardan farklılığı daha fazla renk seçeneklerinin olmasıdır. Klinikte kullanım kolaylıkları vardır. Mevcut bir restorasyona ek olarak, yoğun kompozitin adaptasyonun artırıcı tabaka olarak veya kompozit yüzeyinde ince bir koruyucu tabaka olarak kolaylıkla yerleştirilebilirler ancak kalın tabakalarda veya geniş alanlarda kullanılamamaktadır. Premise Flow (Kerr), Filtek Supreme Flow (3M ESPE), Gradia Direkt Flo (GC America, Alsip, IL, ABD) bu grupta yer alan materyallere örnek olarak verilebilir.

Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Rezinler

Kondanse olabilen kompozitlerin rezin matriksleri modifiye edilerek doldurucu miktarlarının artışına izin verilecek şekilde düzenlenmiştir. Bu kompozitlerin doldurucu partikül büyüklüğü hibrit kompozitlerin partikül büyüklüğünden daha büyüktür. Hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında; kondanse olabilen kompozitler hacimce %80 ve daha fazla doldurucu yüzdesine sahip visköz kompozitlerdir.⁷⁶ Bu kompozitler amalgam yerine posterior bölgede sınıf I ve II restorasyonlarda kullanım amacıyla geliştirilmiştir.⁷⁷ Bu kompozitlerin doldurucu partiküllerinin daha büyük olmasından dolayı bitirme ve cila işlemlerinden sonra yüzeyin pürüzlü kalma ihtimalinin fazla

olması dezavantajları olarak bildirilmiştir.⁷⁸ Bu ürün kategorisinde piyasada QuiXX (Dentsply), Solitaire 2 (Heraeus Kulzer) ve Alert (Pentron) gibi kompozit materyaller bulunmaktadır.

2.4. Kompozit Rezin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler

2.4.1. Kendi Bağlanabilen (Self-adeziv) Kompozit Rezinler

Son yıllarda piyasaya sürülen ve diş dokularına kendiliğinden tutunan, akışkan kıvamda olup adeziv içeren ilk ürün Vertise Flow'dur (Kerr Corp., Orange, CA, ABD). Bu ürünün içinde, işlevsel bir fosfat grubundan oluşan ve özel bir monomer olan gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) bulunmaktadır. Bu materyal diş sert dokusundaki kalsiyumla kimyasal bağ kurmaktadır. Bir taraftan asidik olan fosfat grubu yüzeyi dağlayarak mikroretantif bir alan meydana getirip kimyasal bağ oluştururken; öte yandan molekülün diğer ucunda bulunan metakrilat grupları diğer monomerlerle bir ağ yapısı oluşturabilmektedir. Bir diğer ürün olan Fusio Liquid Dentin (Pentron Clinical) ise 4-[2-(metakriloksi)metoksi karbonil]ftalik asit (4-MET)'i adeziv monomer olarak içermektedir. Cam iyonomer siman ile benzer olarak karboksilat grupları üzerinden diş sert dokularında bir tutuculuk sağlar. Geleneksel akışkan kompozitlerden farklı olarak kendinden adezivli akışkan kompozitler, adezivle ön işlem gerektirmeden kavitelere uygulanmaktadırlar. Dentine bağlantısı mineye göre daha yüksek olduğu için kole defektlerinin restorasyonlarında mutlaka bir adeziv sistemle kombine kullanılmaları önerilmektedir. Şimdiye kadar piyasada var olan kendinden adezivli akışkan kompozitler minimal girişimsel kavitelere, dolgu kenarlarının tamirinde, Sınıf II kavitelere liner olarak ve braket yapıştırılmasında kullanılır.⁷⁹

2.4.2. Ormoserler (Organik Olarak Modifiye Edilmiş Seramikler)

Kimya alanında uzun süreden beri bilinen organik modifikasyonlu seramikler, 1998 yılından beri restoratif diş hekimliğinde de kullanılmaktadır. Bu materyale organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ormoser adı verilmiştir.^{80, 81} Ormoserlerde, çok fonksiyonlu üretan ile tioeter oligo metakrilat alkoksilanın inorganik-organik kopolimeri oluşur. Silanın alkoksilil grupları hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si ağını, metakrilat grupları da fotokimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir.⁸¹ Ormoser yapısı üç boyutlu olarak polimerize olan inorganik-organik ko-polimerden oluşur. Ormoser yapısı

polikondensasyon sayesinde oluşan inorganik-organik ağı dayanmaktadır. Ormoserler SiO₂ yapısındaki inorganik iskeletten oluşur. Bu da üç boyutlu polimer zinciri olan ormoseri meydana getirir. Doldurucu partiküller, bu çapraz bağlı inorganik ve organik ağ yapısındaki matrikse yerleşmiştir. Yapıda bulunan Silisyum dioksit (SiO₂) termal genleşmeden ve materyalin elastikiyetinden sorumludur. Metakrilat, polimerize olabilen organik birimleri oluşturur. Bu gruplar; polimerizasyondan, materyalin sertliğinden ve ormoserin optik özelliklerinden sorumludur.^{80, 81} Polimerizasyon büzülmesinin az olması, aşınma direncinin fazla olması, biyouyumlulukları ve çürük önleyici etkileri ormoserlerin avantajları olarak karşımıza çıkmaktadır. Ancak klinik uygulama basamakları, direkt kompozit rezinlerle hemen hemen aynıdır.^{34, 58, 82} Bu ürün kategorisinde piyasada Definite (Degussa, Dental Centrum, Hanau, Germany), Admira (Voco GmbH, Cuxhaven, Germany) gibi materyaller bulunmaktadır.

2.4.3. Antibakteriyel Kompozit Rezinler

Kompozitlerin kullanımı, estetik olmaları ve direkt restore edebilme kapasiteleri nedeni ile giderek artmaktadır.³⁶ Buna rağmen kompozitler daha fazla biyofilm ve plak birikimine neden olduğundan asit üretimine bağlı olarak marjin bölgelerinde rekürrent çürüklere neden olmaktadır.^{83, 84} Kompozit restorasyonların ana başarısızlık nedenini sekonder çürükler olarak bildirilmiştir.⁸⁵ Bu nedenle rezin içerisine bazı partiküller eklenerek antibakteriyel etki kazanması ve bu sayede sekonder çürüklerin önüne geçilmesi amaçlanmaktadır. Resin içerisine eklenen antimikrobiyal ajanların bir kısmı iyon salan (releasing), bir kısmı da iyon salmayan (non-releasing) ajanlardır. Bunlardan klorheksidin (CHX) ve gümüş (Ag) partikülleri çeşitli çalışmalarla piyasaya sürülmüş ajanlardır.^{86, 87}

Bakteriyel hücreler CHX ile temas ettiğinde, CHX sitoliz veya apoptozu indüklemek için yetersiz olmasına rağmen bakterilerin dış hücre zarı hızla hasar görmektedir.⁸⁸ Bu amaçla rezinlere eklenen bir diğer materyal gümüş partikülleridir. Gümüş nanopartikülleri (NAg) küçük boyut ve yüksek yüzey alanlarına sahip olduklarından etkili antimikrobiyal özellik göstermektedirler. Bu sistemlerinin kısıtlamalarından biri salınımların sadece kısa bir sürede kalmasıdır. Bu kusur, kovalent bağlı (“hareketsiz” ve “salınmayan”) ajanlarla aşılabilir. Salınmayan antimikrobiyal ajanlar rezinler içerisine immobilize edilmektedir.⁸⁹ Bu, resin matrisinde kuarterner amonyum metakrilatların (QAM) kopolimerleştirilmesi ile başarılmaktadır. 12-

Metakriloiloksidodesil-piridinyum bromür (MDPB) rezin içerisinde bakterilere karşı dayanıklı temas inhibisyonu sağlamak için kopolimerleştirilmiştir.⁸⁹ Buna benzer olarak kuaterner amonyum polietilenimin nanopartikülleri, metakriloksietil setil dimetil amonyum klorür içeren adezivlerin antimikrobiyal aktiviteleleri de rapor edilmiştir.^{83, 90, 91} Bakır'ın (Cu) da Ag nanopartiküllerinin etkisine benzer bir etki gösterdiği ileri sürülmüştür. Bu materyaller dışında, çinkooksit (ZnO) nanopartiküllerinin antimikrobiyal etki gösterdiği bilinmektedir.

2.4.4. Giomerler

Bu materyal aynı kompomer materyal grubu gibi, cam iyonmer simanların kötü estetik sonuçları ve nemden etkilenmeleri gibi klinik dezavantajları en aza indirmek, ancak klinik avantajlarını da kullanmak üzere geliştirilmiştir.^{92, 93} Giomerler rezin esaslı materyallerdir ve içeriklerinde 'prereacted' cam partiküller (PRG) ile beraber, üretan dimetakrilat ve hidroksietil metakrilat bulunmaktadır. Bu cam partiküller, cam iyonmer simanlardaki fluorosilikat camlara çok benzemektedir ve materyale katılmadan önce poliakrilik asitle muamele edilmişlerdir. Bu ön işlem partiküllerin yüzeyini kaplayarak gerçekleştirilebileceği gibi, tüm partiküllerin içine de uygulanabilir.

Giomerler ışıkla sertleşirler, oldukça radyoopaktırlar ve dişe bağlanmak için mutlaka bir bağlayıcı sisteme ihtiyaç duymaktadırlar.

İlk yapılan araştırmalar florür salınımlarıyla ilgili çelişkili raporlar sunmuştur.^{94, 95} Itota ve ark.⁹³ Reactmer'in bir kompomer ve kompozitten çok daha fazla florür saldıgını bildirmelerine karşın, Yap ve ark.⁹² materyalin başlangıç salınımının olmadığını, salınımın sonradan arttığını ve 28 gün sonrasında bir kompomerden daha düşük olduğunu bulmuşlardır.

2.4.5. Siloran Esaslı Kompozit Resinler

Bu tip kompozit resinler ışıkla sertleşen halka açılımlı polimerizasyon reaksiyonu gösteren oksiran ve siloksan olarak adlandırılan iki farklı molekülden oluşmaktadır. Siloran ismi, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran yapıtaşlarından gelmektedir.⁹⁶

Siloran bazlı kompozitlerde; oksiran halka açılımlı monomerler sayesinde daha az polimerizasyon büzülmesi görülürken, siloksana bağlı olarak ise kompozitin

hidrofobik özellikleri artmıştır. Bu kompozitler, biyolojik sıvılar içerisinde çözünmez ve stabildirler.⁹⁷ Siloksanın hidrofobik özelliklerine bağlı olarak su absorpsiyonu ve ekzojen renklenme azalmaktadır.³⁵ Oksiranlar, geleneksel Bis-GMA bazlı kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında artmış sertleşme derinliği, yüksek dayanıklılık, düşük polimerizasyon büzülmesi gibi avantajlara sahiptir.⁹⁷

Siloranların açık halka kimyası halka sistemlerinin açılması ve bölünmesi ile başlar. Bu işlem, kimyasal bağlar meydana geldiğinde, bir önceki adımda kaybedilen hacmi önlemeye neden olmaktadır. Literatüre bakıldığında; siloran bazlı sistemler metakrilat esaslı sistemlerle karşılaştırıldığında, kenar uyumu, polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı açısından siloranların daha iyi olduğu rapor edilmiştir.⁹⁸ Ancak bu materyallerin klinik uygulaması, renk seçeneğinin az olması sebebiyle posterior dişlerle sınırlandırılmıştır.

2.4.6. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Reziner

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, güncel sistemler arasında yer almaktadırlar. Yapılarında; cam fiber, poliester fiber, karbon fiber, aramid fiber ve ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiber gibi farklı özellikte fiber tipleri bulunmaktadır ve bunlar kompozit rezinin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır.⁹⁹ Bu fiberler rezin veya polimer esaslı matriks içinde gömülü olarak bulunmaktadır.

Matriks yapının amacı materyale gelen kuvvetleri en güçlü kısım olan fiberlere aktarmak ve fiberleri nem etkisinden korumaktır. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin endikasyonları arasında, splint uygulamaları, geniş madde kayıplı ve kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonu bulunmaktadır.⁸⁰ Fiberlerin; kompozitin özelliklerine etkisini anlamak için, fiberle güçlendirmenin etkenlerini incelemek önemlidir. Bununla ilgili iki önemli etkenden biri rastgele dizimli kısa fiberler kullanılması ve yapıdaki fiberlerin hacimsel oranıdır.¹⁰⁰ Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kırılma dayanımları diğerlerine göre daha yüksek değerler göstermiştir.

^{101, 102} Kompozitin yapısında herhangi bir çatlak oluştuğunda, fiberler çatlak yüzlerini birbirine doğru çekerler ve sonuç olarak çatlağın ilerlemesi engellenmiş olur.¹⁰³ Bunun yanı sıra fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerde, polimerizasyon büzülme streslerinin kontrol altına alınarak, kenar sızıntısının azaldığı bulunmuştur. Son yıllarda üretilmiş olan EverX Posterior(GC Europe) hacimce %7.2 oranında kısa fiberlerden

oluşan, tek tabaka halinde yerleştirilebilen bir alt yapı materyali olarak tasarlanmıştır. Üzerine geleneksel bir kompozit rezin uygulanması gereklidir.¹⁰⁴

2.4.7. Bulk Fill Kompozitler

Kompozit rezinlerle ilgili devam eden araştırmalar, materyalin kimyasal bileşiminde gelişmeler ile doldurucu partikül yapısında modifikasyonların yapılmasını sağlayarak yeni bir kompozit rezin kategorisine yol açmış ve kütle halinde uygulanabilen “Bulk fill” kompozitlerin ortaya çıkmasına neden olmuştur.¹⁰⁵ Klinik kullanımda uygulama kolaylığı sunması nedeniyle bu materyaller arka bölge dişlerin restorasyonunda klinisyenler tarafından ilgi ile karşılanmış ve kullanılmaya başlanmıştır. Araştırmalar bu kompozit rezinlerin, geleneksel veya akışkan kompozitlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olduğunu bildirmektedir.^{106, 107} Polimerizasyon büzülmesinde yaşanan bu düşüşün nedeninin, hem inorganik doldurucu partikül teknolojisinden, hem kullanılan polimerizasyon başlatıcı kimyasından hem de rezin matris formülasyonunun iyileştirilmesinden kaynaklandığı bildirilmiştir.¹⁰⁸ Bu materyaller, kütle olarak 4 mm hatta 5 mm kalınlığa kadar uygulanabilmektedir ve bu sayede klinik uygulamalar esnasında hasta ve dişhekiminin zaman kazanması ve uygulamanın basitleştirilmesi sağlanmıştır.^{105, 109, 110} Ayrıca, bu materyallerin kullanımının, klinik kullanımda geleneksel kompozitlerle yaşanabilen restorasyonda boşluklar ve hava kabarcıklarının oluşması, tabakalar arası kontaminasyon riskini azaltması ve bu sayede kabul edilebilir fiziksel ve mekanik özellikler ile iyi cilalanabilirliğinin artması bakımından önemli olduğu bildirilmiştir.¹¹⁰⁻¹¹² Materyalin artmış translüsent yapısı, yapısında bulunan inorganik doldurucu partiküllerin tipi ve dağılımı sayesinde daha derin polimerizasyon ve daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği ileri sürülmüştür.¹¹³

Bulk fill kompozitlerin, mekanik özellikleri^{111, 114} ve uygulama tekniklerindeki farklılıklara bağlı olarak iki tipi mevcuttur;

- 1) Düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinler
- 2) Yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinler

İlk defa “SDR™” (Dentsply) akışkan kompoziti piyasaya sürülmüştür. Günümüzde ise kaide materyali olarak kullanılabilen akışkan tipte Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer), x-tra base (VOCO), Filtek Bulk Fill Flowable (3M ESPE) ve Beautifil-Bulk Flowable (Shofu) ; üzerine ek bir tabaka uygulaması gerektirmeyen

yüksek viskoziteli SonicFill (Kerr), Tetric N-Ceram® Bulk Fill-Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), x-tra fil (VOCO), Quixfil (Dentsply), Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE) ve Beautifil Bulk Restorative (Shofu) olmak üzere çok sayıda bulk fill kompozit mevcuttur. Yüksek viskoziteli bulk fill kompozitlerin üzerlerinin geleneksel bir kompozit rezin ile örtülmesine gerek yoktur, daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilirler. Düşük viskoziteli bulk fill kompozitler ise kaide olarak tasarlanmıştır, abrazyona dirençlerinin düşük olması sebebiyle restorasyonun oklüzal kısmına daha dirençli bir kompozit rezin tabaka ilavesi gerektirir.¹¹⁴ Dolayısıyla en başta bahsedilen tabakalama yöntemine ihtiyaç duyulmaması avantajını kısıtlasa da, kondansasyon gerektirmediği için uygulama süresini kısaltır ve metakrilat bazlı kompozitlerle uyumlu olması geniş kullanım alanı sağlar.¹¹⁵

Bulk fill kompozit materyaller hakkındaki temel endişe 4-5 mm kalınlıkta kaviteye yerleştirilen bu materyallerin derin tabakalarının optimal şekilde polimerize olup olmadığı, biyo uyumluluğu ve fiziko-mekanik özelliklerinin kabul edilebilirliğidir.¹¹⁶ Bu nedenle, bulk fill kompozit rezinler modifiye edilmiş, doldurucu monomer büyüklüğü artırılmış ve monomerin organik matriksteki oranı azaltılmıştır. Geleneksel kompozit rezinlere göre büyük dolduruculara (>20 µm) ve düşük doldurucu matriks oranına sahip olmaları doldurucu-matriks arayüz alanının azalmasıyla ışığın daha az saçılmasını ve mavi ışığın daha derinlere penetre olmasına sebep olur.¹¹⁴ Bu penetrasyonun sağlanması için ya yüksek molekül ağırlıklı monomerler ya da yeni bir foto-başlatıcı sistem kullanılır. İvocerin germanyum bazlı bir foto başlatıcıdır, kamforokinona ek olarak ilave edilir ve ışığı daha iyi absorbe ederek yüksek fotoaktivite gösterir. Mavi ışığın kavite tabanına kadar penetre olabilmesi için bulk fill kompozit rezinlerin translusensi özellikleri artırılmış ve polimerizasyon foto-aktivatörü olarak rezin iskelet yapısına üretilen dimetakrilat eklenmiştir. Bu monomer stresi azaltarak elastik modülüsün yavaş yavaş oluşmasına sebep olur.¹¹⁷⁻¹¹⁹

- SDR™ (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) ilk üretilen bulk fill kompozit kaide materyalidir. Üretici firma ürünle ilgili olarak geleneksel kompozit rezinlerden ayıran özelliğinin rezin matriks kısmına eklenen 'Polimerizasyon Modülatör' yapısının olduğunu belirtmiştir. Polimerizasyon Modülatörü, temel olarak çok fazla çapraz bağlanma olmadan daha fazla doğrusal/dallanan zincir yapısı ile çapraz bağ yoğunluğundaki ani artışı önleyerek kontrollü

polimerizasyona olanak sağlama prensibiyle etki etmektedir. Bu sayede polimerizasyon oranında azalma olmadan hacimsel büzülmenin etkisi kompanse edilip büzülme stresini azalttığı ileri sürülmektedir. Bunun yanında 4 mm'ye kadar ışık penetrasyonunun, inorganik doldurucuların sağladığı yüksek translüsent özellik sayesinde gerçekleştiği söylenmiştir (Scientific Compendium SDR™).¹²⁰

- SonicFill™ (Kerr, Orange, CA, USA), sonik enerji ile aktivasyonu sağlayan özel modifikatörler içeren yüksek dolduruculu ve kendine özgü monomer yapısına sahip bir bulk fill kompozittir. El aleti ile sonik aktivasyon 1-5 arası farklı şiddetlerde ayarlanarak, modifikatörler sayesinde kompozit rezinin viskozitesi yaklaşık %90'a kadar düşürülebilmekte, sonik enerji durduğunda ise kompozit rezin visküz hale gelerek kolayca şekillendirilebilmektedir. Üreticiler, sonik enerji uygulaması ile azalan viskozitenin kompozit rezinin hızlı yayılması ve kavite duvarlarına iyi adaptasyonunu sağladığını bunun yanında kompozit rezinin yüksek translüensliğine bağlı olarak ışığın derin tabakalara penetrasyonunun gerçekleşebildiğini ileri sürmektedirler (Sonicfill. Sonic-Activated, Bulk Fill Composite. Portfolio of Scientific Research).¹²¹
- Tetric N-Ceram® Bulk Fill ve Tetric EvoCeram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kompozitlerin geliştirilmesinde ise, polimerizasyon derinliğini arttırma amaçlı farklı fotobaşlatıcı sistemlerin kullanılması şeklinde bir strateji izlenmiştir. Matriks yapısına klasik kamforkinon/amin başlatıcı sistem yanında germanyum bazlı bir başlatıcı olan "Ivocerin" ilave edilmesi yoluna gidilmiştir. Bu fotobaşlatıcı sistemin sağladığı avantaj 370-460 nm dalga boyları arasında daha yüksek absorpsiyonla daha yüksek fotoaktivite göstermesi ve amin gibi bir ko-başlatıcı gerektirmemesidir. Polimerizasyon stresinin azaltılması konusunda ise üreticiler kompozit rezinlerin yapısına stres indirgeyici olarak görev yapan modifiye doldurucu partiküller ilave etmişlerdir. Bu prepolimer partikül yapılarının düşük elastisite modüllerine (10 GPa) bağlı olarak polimerizasyon süreci boyunca stresi absorpladığı iddia edilmektedir (Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill; Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill).^{122, 123}

- Quixfil (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) bulk fill kompozitlerin geliştirilmesi ise yüksek doldurucu içeriği sağlayan yeni bir doldurucu teknolojisine dayanmaktadır. İçerdikleri farklı boyuttaki cam partiküller (küçük cam partiküller ortalama 1 µm boyutunda; büyük cam partiküller ortalama 10 µm boyutunda) sayesinde doldurucu içeriği artırılarak polimerizasyon büzülmesinde azalma elde edildiği iddia edilmektedir (Scientific Compendium on Quixfil).¹²⁴
- Filtek™ Bulk Fill Flowable (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kompozit rezinler düşük viskoziteli kompozit rezinler olup, 4 mm'ye kadar tek tabaka halinde uygulanabilmektedir. Polimerizasyon büzülmesi ve büzülme stresinin azaltılması amacıyla yüksek moleküler ağırlıklı monomerler kullanılarak üretilmiştir. Bu yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerin oranları ayarlanarak akışkanlık için uygun viskozite elde edilmiştir. Üretici firma tarafından bu sayede polimerizasyon büzülmesindeki azalmayla birlikte düşük elastisite modülü ile strese de azalma elde edildiği iddia edilmektedir (Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative Technical Product Profile).¹²⁵
- Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE, St Paul, MN, USA) üreticileri ise polimerizasyon büzülme stresinin azaltılmasında kompozit rezinin yapısına iki yeni metakrilat monomer eklemişlerdir. Bunlardan ilki rezin içerisindeki reaktif grupların sayısını azaltan yüksek moleküler ağırlıklı aromatik bir dimetakrilat olan AUDMA monomeridir. Üreticiler bu monomerin, strese yol açan hacimsel büzülme ve polimer matriks rijiditesinin dengelenmesine yardımcı olduğunu, ilave fragmentasyon monomeri (addition-fragmentation monomers, AFM) olarak adlandırılan diğer metakrilat monomerin ise çapraz bağ yapısına katılarak üçüncü reaktif bölgesi sayesinde parçalara ayırıp polimerik ağ oluşumunu rahatlattığı ve devamında strese azalmaya yol açtığını ileri sürmektedirler (Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative Technical Product Profile).¹²⁶
- Beautifil®-Bulk Flowable ve Beautifil®-Bulk Restorative (Shofu, Kyoto, Japan), Shofu'nun flor salımı ve resarj özelliği ile yüksek biyoaktivite gösteren patentli Giomer kimyasıyla formülize edilmiştir. "S-PRG doldurucu" olarak adlandırılan bu inorganik yapı, üretim sürecinde doldurucu partiküllerin matriks

kısmen eklenmeden önce dayanıklı bir cam iyonomer fazla kaplanması sonucu elde edilir. Üreticiler, bu bulk fill kompozitlerin yüksek doldurucu içerikleri (Beautiful-Bulk Flowable için ağırlıkça %72.5; Beautiful-Bulk Restorative için ağırlıkça %87) ve farklı partikül boyutları sayesinde düşük polimerizasyon büzülmesi ve stresi gösterdiklerini iddia etmekteydiler. Ayrıca doldurucu yapısı sayesinde, diğ r bulk fill kompozitlerde 4 mm'ye kadar polimerizasyon derinliği elde edebilmek için dezavantaj olarak karşımıza çıkan doğal dişle uyumsuz yüksek translüsent görüntünün oluşmadığını ifade etmektedirler (Beautiful-Bulk: One Bulk-Fill Composite-Two Viscosities).¹²⁷

Günümüzde kullanılmakta olan bazı düşük visk ziteli bulk fill kompozitlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 1'de, yüksek visk ziteli bulk fill kompozitlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 2'de gösterilmektedir.

Tablo 1. Düşük viskoziteli bazı bulk fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

Kompozit Resin Tipi	Marka	Üretici Firma	İçerik	Doldurucu Oranı (wt%/vol%)	Doldurucu Boyutu
Düşük Viskoziteli Bulk Fill Kompozit	SDR™	Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany	SDR™ patentli UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, Ba-Al-F-borosilikat cam, Sr-Al-F-silikat cam	68/45	-
	Venus® Bulk Fill	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany	UDMA, Bis-EMA, Ba-Al-F-silikat cam, YbF ₃ , SiO ₂	65/38	0,02-5 µm
	x-tra base	VOCO, Cuxhaven, Germany	Bis-EMA, alifatik dimetakrilat	75/-	-
	Filtek™ Bulk Fill	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, prokriyat rezin, YbF ₃ , zirkonya/silika	64.5/42.5	0,01-3,5 µm (ort:0,6 µm)
	Beautiful® Bulk Flowable	Shofu, Kyoto, Japan	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, F-B-Al silikat cam bazlı S-PRG doldurucu	72.5/-	

UDMA: üretilen dimetakrilat; Bis-EMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat; TEGDMA: metilen glikol dimetakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-glisidil dimetakrilat; YbF₃: iteryum triflorid; SiO₂: silisyum dioksit; Bis-MPEPP: 2,2-bis[(4-metakriloksi polietoksi) fenil] propan

Veriler üretici firma bilgilerinden elde edilmiştir.

Tablo 2. Yüksek viskoziteli bazı bulk fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

Kompozit Resin Tipi	Marka	Üretici Firma	İçerik	Doldurucu Oran (wt%/vol%)	Doldurucu Boyutu
Yüksek Viskoziteli Bulk Fill Kompozit	Quixfill™	Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany	Bis-EMA,UDMA, TEGDMA, TMPTMA, TCB, Sr-Al-Na-F-PO ₄ silikat cam	85,5/66,4	1-10 µm
	SonicFill™	Kerr, Orange, CA, USA	Bis-GMA Bis-EMA, TEGDMA, SiO ₂ , cam, oksit	83,5/66	25-400nm
	Tetric EvoCeram® Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, Ba-Al-Si cam, prepolimer doldurucu, YbF ₃ , oksit	76-77 (17% prepolimer)//53-54	0,04-3 µm (ort: 0,55µm)
	x-tra fil	VOCO, Cuxhaven, Germany	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Ba-B-Al silikat	86/70,1	-
	Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative	3M ESPE, St Paul, MN, USA	AUDMA, UDMA, DDDMA, AFM, silika, zirkonya, YbF ₃ , zirkonya/silika	76.5/58.4	silika: 0,02 µm zirkonya: 0,004-0,011 µm
	Beautiful® Bulk Restorative	Shofu, Kyoto, Japan	Bis-GMA, UDMA, BisMPEPP, TEGDMA, F-B-Al silikat cam bazlı S-PRG doldurucu	87/74,5	-

Bis-EMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat; UDMA: üretan dimetakrilat; TEGDMA: metilen glikol dimetakrilat; TMPTMA: trimetilolpropan trimetakrilat; TCB: bis-2-hidroksietil metakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-glisidil dimetakrilat; SiO₂: silisyum dioksit; YbF₃: iterbiyum triflorid; DDDMA: 1, 12-dodekandiol dimetakrilat; AFM: ilave fragmentasyon monomeri; Bis-MPEPP: 2,2-bis[(4-metakriloksi polietoksi)fenil]propan

Veriler üretici firma bilgilerinden elde edilmiştir.

2.5. Gıdaları Taklit Eden Solüsyonlar

Günlük hayatta tüketilen yiyecek ve içeceklerdeki çeşitli kimyasallar; kompozit restorasyonların yüzeyinde yıkıma neden olabilmekte ve estetik olmayan görünüm, artmış yüzey pürüzlülüğü ile aşınmalarla sonuçlanmaktadır.¹²⁸ Oral ortama alınan bu kimyasalların kompozit restorasyonlarda meydana getirdiği değişiklikler *in vitro* ortamda birçok çalışmada test edilmiştir.¹²⁹⁻¹³² Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration; FDA, ABD) rehberine göre gıdaları taklit eden solüsyonlar; sitrik asit, etanol, heptan olarak belirlenmiştir.¹³³

- Heptan, tereyağı, yağlı etler ve bitkisel yağları taklit eder.¹³⁴⁻¹³⁷ Molekül formülü C_7H_{16} olup 100,20 molekül ağırlığındadır ve petrolden elde edilen bir hidrokarbondur. Heptan buharlaşabilen ve kolayca tutuşabilen bir sıvıdır, suda çözünmez, alkol, kloroform ve eterde çözünebilir.¹³⁸
- Ethanolün molekül formülü C_2H_6O şeklinde olup, molekül ağırlığı 46.07 dir. Renksiz, berrak görünüşlü, buharlaşabilen ve kolayca tutuşabilen, higroskopik bir sıvıdır. Su ile karışabilir. Nişasta, şeker ve diğer karbonhidratların fermentasyonu yoluyla üretilebileceği gibi, alkollü içkilerdeki etilen, asetilen ve sülfitten de üretilebilir. Ayrıca metanın oksidasyonu ve etil sülfidin hidroliziyle de üretilebilir.¹³⁸
- $C_6H_8O_7$ molekül formülüne sahip olan sitrik asit 210,1 molekül ağırlığında olup, beyaz, kristalin toz, renksiz kristaller veya granüller şeklindedir. Alkol, kloroform, eter ve suda çok iyi çözünür. Endüstriyel olarak şeker pekmezi gibi şeker eriyiklerinden üretilebilen, başta turunçgiller olmak üzere birçok meyvede de yüksek miktarlarda bulunan bir organik asittir. Ayrıca meyve suları ve meşrubatlar da sitrik asit ihtiva eder. Efervesan tuzlar, farmakolojik şuruplar, efervesan tozlar ve tabletlerde ekşilik vermek için, peynir yapımında pH'ı ayarlamak için ve antioksidan olarak, meşrubatlarda marmelat, reçel ve şekerlemelerde ekşilik sağlamak için kullanılır.¹³⁸

Söderholm ve ark.²⁴ ağız içerisinde su ve diğer kimyasalların, kompozitlerin doldurucu matrikslerindeki bağlarda zamanla parçalanmaya neden olduğunu ve bunun da materyallerin aşınma dirençlerinde azalmaya neden olabileceğini bildirmişlerdir. Ayrıca kompozit materyallerin sertlik değerlerinin de su emilimi ile büyük oranda değişebileceği ve bunun ilk 7 gün içinde olduğu bildirilmiştir.^{139, 140} Wu ve ark.¹⁴¹ ile Assmussen¹⁴² yaptıkları çalışmalarda, dental kompozitlerin rezin matrikslerinin, organik asitlere ve çeşitli gıdaları taklit eden solüsyonlara maruz kalmaları sonucunda

yumuşadığını bildirmişlerdir. Ek olarak, kompozitlerin ağız içi sıvılara maruz kalmasının rezin-doldurucu arayüzünde parçalanmaya neden olduğunu ve bu nedenle, ağız boşluğundaki kimyasal ortamın, kompozit rezinlerin *in vivo* yıkımı üzerinde kritik bir etkiye sahip olduğu birçok çalışmada gösterilmiştir.^{143, 144} Tanthanuch ve ark.¹³⁰ yaptıkları çalışmanın sonucunda, gıdaları taklit eden solüsyonların, bulk fill kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey mikro sertliğini etkileyebileceğini göstermiştir. Krüger ve ark.¹³² gıdaları taklit eden solüsyonların kullanımının kimyasal bozulma ile kompozit rezinlerin mekanik ve yüzey özelliklerinin azalmasına neden olarak, restoratif materyalin klinik performansının zamanla azalacağını bildirmişler ve bu sonuçları diğer birçok çalışmanın bulgularıyla da desteklemişlerdir.^{7, 145, 146}

2.6. Kompozit Rezınlerin Fiziksel-Mekanik Özellikleri ve Test Yöntemleri

2.6.1. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Özellikleri

Yapılan birçok çalışma kompozit rezinlerin su içerisinde beklemesiyle ortamdaki suyun materyal bünyesine girişini göstermiştir. Su emilimi kompozit rezinin organik matriks, inorganik doldurucu ve bağlayıcı silan bileşenlerini etkiler.¹⁴⁷ Kompozit rezinlerin uzun dönem klinik başarılarının incelendiği çalışmalarda, materyalin organik içeriğinin su emilimi ve çözünürlüğünde etkili olan en önemli faktörler olduğu bildirilmiştir.¹⁴⁸ Su ortamında kompozit rezinlerde iki farklı fiziksel olay gerçekleşmektedir. Birinci durum; su emilimi ile materyalin ağırlığının ve hacminin artması; ikinci durum ise reaksiyona girmemiş monomer veya doldurucu partiküllerin materyalden çözünmesi ile örneklerin ağırlığının azalması veya hacimsel azalma şeklinde gerçekleşmektedir.¹⁴⁹ Ortamdaki suyun materyal bünyesine girmesi ile kompozit rezinlerin yapısındaki organik matriks etkilenmektedir. Su, doldurucu partiküllerin matriksten ayrılmasına veya bu partiküllerin hidrolitik degradasyonuna neden olarak materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir.¹⁵⁰ Su emilimi nedeniyle oluşan hidrolitik degradasyon kompozit rezin içerisindeki kimyasal bağların kırılmasına veya suyun plastikleştirici etkisi nedeniyle materyalin sertliğinde azalma meydana gelmektedir. Aynı zamanda materyal bünyesindeki su materyalin mekanik özelliklerinde düşüşe neden olmaktadır.¹⁵¹ Ortamda bulunan su moleküllerinin materyal bünyesine girmesi esnasında, suda çözünebilir moleküllerin de restorasyon içerisine penetre olmasına ve dolayısıyla materyalde renk değişmesinin meydana gelmesine neden olabilmektedir.¹⁵²

Kompozit rezinlerin yapısından ortama geçen moleküller arasında olan reaksiyona girmemiş monomer, yapıdan en çok çözünen maddelerden biri olduğu bildirilmiştir. Artık monomerlerin büyük bir kısmının ilk 7 gün içerisinde kompozit rezinin bünyesinden çözüldüğünü göstermektedir. Kompozit rezinlerden ilk çözünen molekülün TEGDMA monomeri olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, Bis- GMA ve UDMA gibi az miktardaki başka monomerlerin de suda çözünebildikleri bildirilmiştir.¹⁵³ Materyale su girişi ile oluşan hacim artışı yavaş bir şekilde oluşsa da polimerizasyon büzülmesinin yaratacağı streslerin azaltılabileceği bildirilmektedir. Polimerizasyon sonrası oluşan hacim azalmasından daha fazla olacak şekilde meydana gelen hacim artışı ise istenmeyen durumlara neden olabilecektir.¹⁴⁹ ADA Specification No:27 ve ISO 4049:2000'e göre tüm materyallerin su emilimi 40 µm/mm³'e eşit veya daha az olması gerektiği, çözünürlüğün ise 7,5 µm/mm³'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir.¹⁵⁴

2.6.2. Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin özelliklerine ya da elde edilme yöntemine bağlı olarak oluşan yüzey dokusundaki düzensizliklerdir.¹⁵⁵ Diş hekimliğinde yapılan restorasyonlarda yüzey düzgünlüğünün sağlanması ağız sağlığı ve estetik gereksinimler için oldukça önemlidir. Bitirme ve cila işlemlerinin temel amacı da restorasyona iyi bir kontör, iyi bir okluzyon, sağlıklı embrasur ve düzgün bir yüzey kazandırmaktır.¹⁵⁶ Kompozit rezin restorasyonlarda düzgün bir yüzey elde edilmesi ile plak retansiyonu azaltılarak gingival iritasyonların, yüzey renklenmelerinin, hasta memnuniyetsizliğinin ve rekürrent çürüklerin önlenebileceği birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir.¹⁵⁷⁻¹⁵⁹ Ayrıca yüzeyin düzgün olması sürtünme katsayısını azalttığından sonrasında oluşabilecek aşınmayı da azaltarak klinik performansı arttırabileceği bildirilmiştir.¹⁶⁰ Bunun yanında pürüzlü yüzeyler kırılmaya daha eğilimli olduklarından yüzey düzgünlüğünün sağlanması ile kırılma riskinin de azalabileceği rapor edilmiştir.¹⁶¹

Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Yöntemleri

Kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Bunlar; tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) gibi kalitatif (nitel) ve yüzey profili analizi (Profilometre) gibi kantitatif (sayısal) metodları kapsamaktadır. Bunların yanı sıra son yıllarda yeni bir teknik olan Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ile de yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapılmaktadır.¹⁶²

Profilometreler

Profilometreler mekanik ve optik olmak üzere iki farklı tipte üretilmişlerdir. Her iki metod da benzer pürüzlülük parametreleri kullanarak kantitatif ölçümler yapmaktadır.¹⁶³

Mekanik Profilometreler

Mekanik profilometreler iki-boyutlu ölçüm yaparlar ve örnek yüzeyi üzerinde sabit doğrusal bir mesafede, boyutları belirli elmas bir uç yardımıyla yüzeyin temas ederek taranması prensibiyle çalışır. Sensor X eksenini boyunca hareket eder ve dikey eksenindeki yükseklik farklarını makinenin dönüştürüm sistemini referans alarak hesaplar. Bu nedenle çalışılan bölgedeki yüzeyin paralelliği ve sensörün eksen dönüştürümü mutlaka dikkatli bir şekilde ayarlanmalıdır.¹⁶³ Mekanik profilometreler hem dijital hem de analog donanım ve yazılım kullanılarak değerleri kaydedilebilmektedir.¹⁶⁴ Bu değerlerden;

-Ra; belirli bir ölçüm mesafesinde tüm yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerinin) mutlak toplamlarının aritmetik ortalamasını,

-Rmax; belirli mesafedeki en yüksek ve en derin noktalar arası mesafeyi,

-Rz; belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamasını ifade etmektedir.

Yüzey pürüzlülüğü çoğunlukla aritmetik ortalama pürüzlülük (Ra) olarak ifade edilir.¹⁶⁵

Optik Profilometreler

Optik profilometreler üç-boyutlu ölçüm sağlayan cihazlardır. Yüzey ile mekanik bir temas yoktur ve optik ışınla tarama yapmaktadır.¹⁶³ Cihaz yüzey üzerinde belirlenen referans noktaları arasındaki mesafede ölçüm yapmaktadır. Cihazın optik parçaları 100 μm^2 ' lik bir alanda birkaç nanometrelik çözünürlük sağlayabilmektedir.¹⁶³

Yüzey topografisi 3 boyutludur dolayısıyla optik profilometreler ile yüzeyin doğal karakteri gösterilebilmektedir.¹⁶²

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, çok ince (10 µm) bir elektron demetinin incelenen yüzey boyunca bir noktadan bir noktaya ard arda hareket etmesi prensibiyle çalışır.¹⁶⁶ SEM bir yüzeyde oluşan çiziklerin ve bozuklukların incelendiği en sık kullanılan yöntemlerden biridir ancak üç-boyutlu yüzey özelliği görüntülenememesi, vakum veya örnekler için özel bir işlem (kaplama vb.) gerektirmesi gibi bir takım sınırlamalara sahiptir.¹⁶²

Taramalı elektron mikroskobunun diğer mikroskoplardan üstün olduğu bazı özellikler de vardır. Bunlardan en önemlisi odak derinliğidir. Gerek ayırım gücü, gerek odak derinliği ve gerek görüntü ve analizi birleştirme özelliği taramalı elektron mikroskobunu araştırma ve incelemelerde geniş ölçüde kullanılan bir aygıt haline getirmiştir. Bunun yanında mikro işlemci ve bilgisayarların mikroskopa birlikte kullanılmaları cihaza kullanım kolaylığı sağlamıştır. Diğer yöntemlerle çok uzun sürebilecek ayrıntılı veri toplama ve toplanan veri üzerinde yapılan istatistiksel değerlendirmelerin otomatik olarak, çok kısa zamanda tamamlanabilmesini sağlamaktadır.¹⁶⁷⁻¹⁶⁹

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

AFM, son yıllarda popülerite kazanan bir tekniktir. Çalışma prensibinde, örnek yüzeyi çok ince bir manivela (sivri uç) yardımıyla tarar.¹⁷⁰ Genellikle AFM tekniklerinde kullanılan uçlar 40-60 nm çapındadır ve AFM ucu yüzeyi tararken, AFM uç ve yüzey arasındaki etkileşimi kayıt eder. Bu etkileşimler Van der Waals kuvvetleri, kapiller kuvvetler ve sürtünme kuvvetlerine bağlıdır.¹⁷¹ AFM'nin konvansiyonel tekniklere göre 3 boyutlu ölçüm yapması, vakum veya örnekler için özel bir işlem (kaplama vb.) gerektirmemesi gibi avantajları vardır. Ancak tarama hızının düşük olması, örnek sayısının az olması ve undercutları belirleyememesi ise dezavantajlarıdır.¹⁷⁰

2.6.3. Yüzey Sertliği

Sertlik, penetrasyon veya deformasyona karşı bir yüzeyin göstermiş olduğu direnç olarak tanımlanmakta olup, deformasyonlar; çentik, çizilme veya aşınma sonucunda oluşabilir.¹⁰ Günümüzde materyallerin yüzey sertliklerinin

değerlendirilmesinde; tekrar edilebilirliği, güvenilirliği ve uygulama kolaylığı nedeniyle sıklıkla sertlik testleri kullanılmaktadır. Araştırmalar, kompozit rezinlerin sertlik değerinin polimerizasyon derecesi ve derinliği ile uyumlu bir korelasyon gösterdiğini bildirmektedir.^{80, 172, 173}

Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri

Erken dönemde kullanılan sertlik cihazları temelde bir materyalin daha yumuşak olan başka bir materyali çizme yeteneği üzerine geliştirilmiştir. Daha kantitatif ölçme imkanı sunan sertlik cihazları ise yıllar sonra kullanıma girmiş ve bu cihazlarda küçük bir uç yardımıyla kontrol edilebilir yükler altında materyal yüzeyine kuvvetler uygulanarak sertlik değerleri elde edilmeye başlanmıştır.¹⁰

Materyallerin mekanik özelliklerini test etmek için kullanılan sertlik tetleri; basit ve ucuz olmasının yanı sıra test aparatının da nispeten ucuz olması, numuneler üzerinde yıkıcı bir etkisinin olmaması ve gerilme testi gibi testlere oranla değerlerin saçılma göstermemesi gibi avantajlarından ötürü diğer mekanik testlere oranla sıklıkla kullanılmaktadır.¹⁰ Materyal yüzeyinde oluşturduğu izlere göre farklı tipte sertlik ölçme yöntemleri bulunmaktadır (Şekil 1).



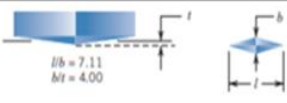
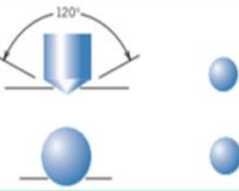
Bunlar;

Brinell sertlik testi: Bu test yönteminde 10-mm çapında küresel formda çelik veya karbid uçlar kullanılmaktadır.

Rockwell sertlik testi: Bu test türünde kullanılan uçlar küresel veya konik formda olabilir. Küresel formdaki çelik uçlar yumuşak ve orta setlikteki materyal ölçümleri için kullanılırken, konik elmas uçlar daha sert materyaller için kullanılır.

Vickers sertlik testi: 136°'lik açıya sahip kare tabanlı piramit şeklinde elmas uç kullanılmaktadır.

Knoop sertlik testi: Karşılıklı iki yüzü arasında 172° diğer iki yüz arasında da 130° açı yapan, uzatılmış piramit şekilli elmas uç kullanılmaktadır.

Test metodu	Uç türü	Uç şekli Yandan görüntüsü Üstten görüntüsü	Yük	Sertlik değeri formülü
Brinell	10-mm çelik veya tungsten karbid küre		P	$HB = \frac{2P}{\pi D [D - \sqrt{D^2 - d^2}]}$
Vickers	Elmas piramit		P	$HV = 1.854P/d^2$
Knoop	Elmas piramit		P	$HK = 14.2P/l^2$
Rockwell	Elmas konik uç 1/16, 1/8, 1/4, 1/2 çaplarında çelik küreler		60 kg 100 kg 150 kg 15 kg 30 kg 45 kg	Rockwell Küresel Rockwell

Şekil 1. Bazı sertlik testlerinde kullanılan farklı uç tipleri ve sertlik değerinin hesaplanması-(Callister & Rethwisch)¹⁰

Brinell sertlik testi, materyallerin sertlik ölçümünde kullanılan en eski yöntemlerden birisidir. Bu test yönteminde 10-mm çapındaki çelik veya tungsten karbid yapıdaki yuvarlak uç 500 kg lık artışlar halinde 500-3000 kg arasında standart yüklerin belirli zaman aralığında (10-30 sn) uygulanması ile elde edilir ve uygulanan yükün kullanılan ucun yüzeyde bıraktığı izin alanına bölünmesiyle Brinell Sertlik Değeri (BHN) elde edilir.¹⁰ Oldukça düzgün ve cilalı yüzeylerden ölçüm yapma gereğinin olduğu bu test metodunda daha çok metallerin veya metalik yapıların sertlik ölçümü yapılabilmektedir.

Rockwell sertlik testi, en sık kullanılan sertlik ölçüm yöntemlerinden birisi olup uygulaması kolay olan ve her hangi bir özel yetenek gerektirmeyen yöntemdir.¹⁰ Pek çok farklı skalanın ve değişik uçların farklı yüklerde kullanıldığı, metal ve metal alaşımlarla bazı polimer yapıların ölçümüne imkan veren sistemdir. Kullanılan farklı yuvarlak ve sert çelik uçlar sırasıyla 1.588, 3.175, 6.350 ve 12.70 mm çaplarında olup nispeten daha yumuşak metallerin sertlik ölçümünde kullanılırken, konik elmas uç daha sert metallerin sertlik ölçümünde kullanılmaktadır.¹⁰ Brinell testinden farklı olarak bu test yönteminde ucun bıraktığı izin çapının ölçülmesi yerine cihazın üzerindeki sayaçtan faydalanılarak penetrasyon derinliği ölçülür. Test yönteminde en düşük 10 kg yük

kullanılırken en fazla 60, 100 ve 150 kg yükler kullanılmaktadır. Sertlik değerinin ölçülmesinde başlangıçta uygulanan minör ağırlıktan sonra major bir ağırlık uygulaması yapılır ve iki uygulamada oluşan penetrasyon derinliği farkı Rockwell sertlik değeri olarak kaydedilir.¹⁰ Sertlik değerinin hesaplanmasında uygulanan yükün miktarı, uç çapı ve oluşan derinliğe göre dönüşüm tablosu yardımıyla Rockwell sertlik değeri elde edilir.

Knoop ve Vickers sertlik testlerinde piramidal bir geometriye sahip küçük bir uç kullanılarak test edilen örnek yüzeyine uygulama yapılır. Uygulanan yükler Brinell ve Rockwell sertlik ölçümlerinde kullanılan yüklerden daha küçük olup 100 gr ile 1000 gr arasında değişmektedir.¹⁰ Yük uygulaması sonrasında numune yüzeyinde piramit ucun bıraktığı izler mikroskop veya cihaza bağlı ekran üzerinde ölçümlenerek sertlik numarası olarak dönüştürülür. Bilgisayar yazılımı kullanılarak ekran üzerinden yapılan ölçümler, ucun lokasyonunun, iki ölçüm arası mesafenin ayarlanması ve ölçümlerin daha kolay yapılabilmesi gibi avantajlara sahiptir. Knoop sertlik testinde karşılıklı iki yüzü 172° ve diğer iki yüzü 130° açı yapan elmas bir uç kullanılırken, Vickers sertlik testinde 136° ye sahip elmas piramit bir uç kullanılmaktadır.¹⁷⁴ Elmas uçların bıraktığı izlerin net olarak görülebilmesi ve numune yüzeyinden doğru bir ölçüm yapabilmek için hazırlanan numune yüzeylerinin dikkatli bir şekilde hazırlanması (aşındırma ve cila) gereklidir. Her iki sertlik testi de kullanılan uç büyüklüğüne göre mikro test metodları olarak adlandırılmakta olup, küçük çapta hazırlanan numunelerin belirli bölgelerinden ölçüm yapmak için uygun yöntemlerdir. Her iki test metodunda da kullanılan uçların numune yüzeyinde bıraktığı izlerin kenarlarının ölçülmesi ile sertlik değerleri hesaplanmaktadır. Numune yüzeyinde farklı alanlarda ölçümler yapılarak (3-5 ölçüm) elde edilen değerlerin ortalaması o numuneye ait sertlik değeri olarak kaydedilir. Vickers sertlik değerleri VHN, Knoop sertlik değerleri de KHN olarak kaydedilir. Bu test metodları, elde edilen değerlerin güvenilir olması, numune yüzeyinde olumsuz bir tahribat yapmaması nedeniyle tekrar edilebilirliği, kullanılan elmas ucun zaman içerisinde yıpranmaması gibi avantajlara sahiptir ve diş dokuları (mine, dentin) ile sert materyallerin (kompozit, seramik gibi) test edilmesi için uygun yöntemlerdir.^{10, 174}

Kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliğinin tespiti, numunelerin alt ve üst yüzeylerinden farklı noktalardan sertlik ölçümleri yapılarak elde edilen ortalama değerlerin oranına göre hesaplanmaktadır. Bu sayede, kompozit rezinlerde konversiyon derecesinin farklı seviyelerde göreceli olarak hesaplanması amaçlanmaktadır. Birçok

araştırmacı, kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğinin numunenin alt ve üst yüzeyi arasındaki sertlik değerlerinin karşılaştırılması ile elde edilebileceğini ve alt/üst yüzey sertlik oranının minimum 0,80 (%80) olması durumunda klinik olarak kabul edilebilir polimerizasyon derinliğini sağladığını bildirmiştir.¹⁷⁵⁻¹⁷⁷

Bu çalışmada, diş hekimliği rutininde giderek daha fazla yer tutmaya başlayan bulk fill kompozitlerin, gıdaları taklit eden solüsyonlara maruz kalmaları sonucu yüzey pürüzlülük, yüzey sertlik ve çözünürlük özelliklerinin, geleneksel bir rezin kompozitle karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezi; gıdaları taklit eden solüsyonlara maruz kalma sonucu bulk fill kompozit gruplarında geleneksel kompozit grubuna göre yüzey pürüzlülük, yüzey sertlik ve çözünürlük düzeyleri açısından herhangi bir fark oluşmayacağıdır.

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda; diş hekimliğinde kullanılan 4 farklı yüksek viskoziteli bulk fill kompozit ve 1 adet geleneksel nanohibrit tipte kompozitin, gıdaları taklit eden 4 farklı solüsyonda bekletilmesi sonucu yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve suda çözünürlük düzeylerindeki değişimin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Deneyler, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı, Samsun Sampa Ticaret Araştırma Laboratuvarı ve Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan kompozit disk örnekleri deney koşullarında $23\pm 1^{\circ}\text{C}$ oda sıcaklığında ve $\%50\pm 5$ rölatif nemlilikte hazırlanmıştır. Testlerde kullanılan örnek kalıplar, ağız spatülü, cam lamel gibi materyaller deney koşullarında en az 1 saat bekletilerek, kompozit örneklerin standart sıcaklık değerlerine gelmesi sağlanmıştır. Oluşabilecek hatayı en aza indirmek için örnekler aynı kişi tarafından hazırlanmıştır.

3.1. Test Materyalleri

Bu çalışmada 4 farklı yüksek viskoziteli bulk fill kompozit ve bir adet geleneksel nanohibrit tipte kompozit rezin, polimerizasyon için 2. jenerasyon bir LED ışık kaynağı ve gıdaları taklit eden 4 farklı solüsyon kullanılmıştır.

Bu materyaller;

- Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 2),
- Tetric® EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (Şekil3),
- SonicFill™ (Kerr, Orange, CA, USA) (Şekil 4),
- Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif (3M ESPE, Seefeld, Germany) (Şekil 5),
- Beautifil-Bulk Restoratif (SHOFU Inc., Kyoto, Japan) (Şekil 6),
- Elipar™ S10 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (Şekil 7),
- Yapay tükürük ($125.6 \text{ mgL}^{-1} \text{ NaCl}$, $963.9 \text{ mgL}^{-1} \text{ KCl}$, $189.2 \text{ mgL}^{-1} \text{ KSCN}$, $654.5 \text{ mgL}^{-1} \text{ KH}_2\text{PO}_4$, $200.0 \text{ mgL}^{-1} \text{ Urea}$, $763.2 \text{ mgL}^{-1} \text{ NaSO}_4.10\text{H}_2\text{O}$, $178.0 \text{ mgL}^{-1} \text{ NH}_4\text{Cl}$, $227.8 \text{ mgL}^{-1} \text{ CaCl}_2.2\text{H}_2\text{O}$, $630.8 \text{ mgL}^{-1} \text{ NaHCO}_3$),
- Heptan (n-Heptan, Tekkim Kimya Sanayi Tic.Ltd. Sti.) (Şekil 8),
- Sitrik Asit (Sitrik asit %10, Norateks) (Şekil 8),
- Etanol (Teksoll 96%, Tekkim Kimya Sanayi Tic.Ltd. Sti.) (Şekil 8).



Şekil 2. Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA)



Şekil 3. Tetric® EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)



Şekil 4. SonicFill™ (Kerr, Orange, CA, USA)



Şekil 5. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif (3M ESPE, Seefeld, Germany)



Şekil 6. Beautifil-Bulk Restoratif (SHOFU Inc., Kyoto, Japan)



Şekil 7. Elipar™ S10 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)



Şekil 8. Çalışmada kullanılan gıdaları taklit eden solüsyonlar

Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 3'te; kullanılan gıdaları taklit eden solüsyonlar ise Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri

Kompozit Rezin	Rezin Matriks	Doldurucu	Doldurucu Oranı wt.% /vol. % (Boyutu)	Üretici Firma ve Seri No.
Filtek™ Z-250	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Zirkonyum/silika	82/60 (0.01-3.5µm, ortalama:0.6 µm)	3M ESPE, St Paul, MN, USA N905168
Tetric® EvoCeram Bulk Fill	BisGMA, UDMA, Bis-EMA	Ba-Al-Si-cam, prepolymer doldurucu, sferik karışık oksit, YbF ₃	79-81(%17 prepolymer içerik)/60-61 0,04-3 µm (ort: 0,55µm)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein U26276
Beautiful-Bulk Restorative	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TMGDMA	Fluoro-alumino-silikat cam bazlı S-PRG doldurucu	87.0/74.5	SHOFU Inc., Kyoto, Japan 051727
Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative	AUDMA, UDMA, (1,12-dodecane-DMA)	Silika, zirkonyum, ytterbium trifluoride	76.5/58.4 (20 nm silika, 4-11 nm zirkon, 100 nm YbF ₃)	3M ESPE, St Paul, MN, USA N880335
SonicFill™	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, EBPDMA	SiO ₂ , cam, oksit	83,5/66 (25-400nm)	Kerr, Orange, CA, USA 6385712

Tablo 4. Çalışmada kullanılan gıdaları taklit eden solüsyonlar

Bekletme Ortamı	
1)Yapay tükürük	125.6 mgL ⁻¹ NaCl, 963.9 mgL ⁻¹ KCl, 189.2 mgL ⁻¹ KSCN, 654.5 mgL ⁻¹ KH ₂ PO ₄ , 200.0 mgL ⁻¹ Urea, 763.2 mgL ⁻¹ NaSO ₄ .10H ₂ O, 178.0 mgL ⁻¹ NH ₄ Cl, 227.8 mgL ⁻¹ CaCl ₂ .2H ₂ O, 630.8 mgL ⁻¹ NaHCO ₃
	Simulasyon Tipi
2)Heptan	Tereyağı, bitkisel ve hayvansal yağlar
3)Sitrik asit	İçecekler, sebzeler, meyveler, şeker, şurup
4)Etanol	Alkollü içecekler, ağız gargaraları

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve suda çözünürlük testleri uygulanan kompozit disk örneklerinin hazırlanmasında 8 mm çapında ve 4 mm kalınlığında paslanmaz çelik kalıptan yararlanılmıştır (Şekil 8). Örneklerin çapı, polimerizasyon sırasında materyalin her bir bölgesine eşit miktarda ışık uygulanabilmesini sağlamak amacıyla ışık cihazının ucunun çapına göre; örnek kalınlığı ise bulk fill kompozit üretici firmalarının önerilerinin doğrultusunda belirlenmiştir.



Şekil 9. Kompozit rezin disklerin hazırlanmasında kullanılan paslanmaz çelik kalıp

Çalışmamızda gruplar; temel olarak 5 farklı kompozit grubu ve gıdaları taklit eden 4 farklı solüsyon olmak üzere, her bir kompozit grubunun 4 alt grubu olacak şekilde tasarlandı. Her bir grup için 9 adet olmak üzere toplam 180 adet örnek hazırlanmıştır.

Örneklerin hazırlanmasında cam lamel üzerine şeffaf bant (Hawe Stopstrip, Kerr, Switzerland) konularak paslanmaz çelik kalıplar yerleştirildi. Bulk fill kompozit rezinler tek tabaka halinde, geleneksel tipte bir kompozit olan Filtek Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) üretici firma talimatlarına uygun olarak 2 mm'lik tabakalar halinde kalıplara yerleştirildi. Üzerine ikinci bir şeffaf bant ve diğer lameli yerleştirip, bastırarak fazla materyalin taşması sağlandı. Kompozit diskler, bir bulk fill kompozit olan SonicFill (Kerr, Orange, CA, USA) sistemde kompozitin yerleştirilmesi sırasında ses dalgalarının vermiş olduğu titreşim sayesinde hava boşluğu minimize edilerek yerleştirilirken, geleneksel tipteki kompozit grubunda ve diğer bulk fill gruplarında da hava kabarcığı oluşmaması için el aletleri yardımıyla kalıp içerisine kondanse edilerek yerleştirilmiştir. Kompozit disklerin polimerizasyonu sırasında, ışık kaynağının ucu cam lamel üzerine direkt temas ettirilerek ışık uygulama mesafesi minimum olacak şekilde standardize edilmiştir.

Üretici firma talimatları doğrultusunda, bulk fill kompozitler için standart modda 1 kez 20 saniyelik; geleneksel tipteki kompozit rezinde ise, standart modda her iki tabaka için ayrı ayrı 20 saniyelik polimerizasyon gerçekleştirildi. Kompozit rezinlere uygulanan toplam enerji yoğunluğu “Toplam enerji (mJ/cm²) = ışık yoğunluğu (mW/cm²) x ışık uygulama süresi (sn)” formülüyle hesaplanarak aşağıdaki gibi belirlenmiştir.

$$\text{standart mod: } 1200 \text{ mW/ cm}^2 \times 20 \text{ sn} = 24 \text{ J/ cm}^2$$

Işık uygulamasının hemen ardından kalıp içindeki kompozit rezin örneklerin ışık uygulanan yüzeylerine alüminyum oksit (Al₂O₃) emdirilmiş diskler (Sof-Lex™ XT, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) ile bitirme ve polisaj işlemleri yapıldı (Şekil 9). Kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerine herhangi bir işlem uygulanmadı.



Şekil 10. Sof-Lex™ XT (3M ESPE, St Paul, MN, ABD)

Bu işlem için diskler standart 4 aşamalı sistemde kullanıldı. Her kompozit rezin örneğin üst yüzeyine 2 bitirme diski (kaba ve orta grenli) ve 2 cila diski (ince ve süper-ince grenli) sıra ile birbirini takip ederek ve tek yönlü olacak şekilde 10'ar sn uygulandı. Diskler her kullanımdan sonra yenisiyle değiştirildi.

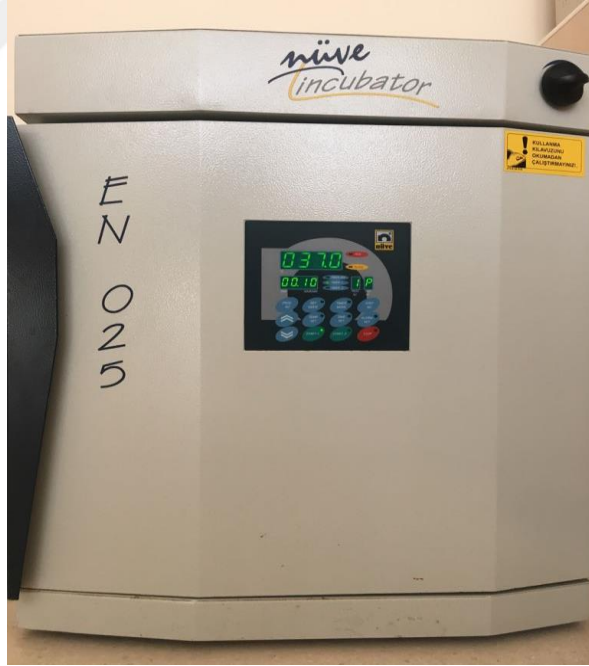
3.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Suda Çözünürlük Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin suda çözünürlük düzeylerini saptamak için, ISO 4049:2009a spesifikasyonu esas alınarak, standartta bildirilen formülden yararlanıldı. Bu testin uygulanması aşamasında öncelikle örnekler numaralandırılarak karışmayacak şekilde silika jel içeren desikatöre yerleştirildi (Şekil 11).



Şekil 11. Çalışmada kullanılan desikatör

Hazırlanan deney örnekleri desikatör içinde 22 saat süresince $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'lik etüvde (EN025, Nüve, Türkiye) ve devamında $23\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de 2 saat bekletildi (Şekil 12).



Şekil 12. Örneklerin bekletildiği etüv (EN025, Nüve, Türkiye)

Bunu takiben örneklerin kuru ağırlıkları 0,0001 g hassasiyetindeki terazi (Precisa XB 220A, Zurich, Switzerland) ile ölçüldü, aynı periyodik işlem 24 saatte bir tekrar edilerek, ağırlığın 0,1 mg'dan fazla değişmediği görülene kadar ölçümler tekrarlandı (Şekil 13). ISO 4049:2009a standartlarına göre numunedeki ağırlık kaybı 24 saatlik periyod içinde 0,1 mg'dan az ise bu nihai ağırlık olup M_1 olarak kabul edilmektedir. Ağırlık sabitlendiğinde başlangıç ağırlıkları mikrogram (μg) cinsinden M_1 olarak kaydedildi. Sabit ağırlığa gelen örneklerin çapları kumpas (Mitutoyo–Absolute Digimatic NTD12-15C., Kanagawa, Japonya) yardımıyla ölçüldükten sonra ortalama çapları hesaplandı. Her bir örneğin aynı şekilde kalınlıkları ölçülerek ortalamaları hesaplandı. Ortalama çap kullanılarak her bir örneğin alanı mm^2 cinsinden ve ortalama kalınlıkları kullanılarak her bir örneğin mm^3 cinsinden hacmi hesaplandı ($V=\pi r^2 h$).



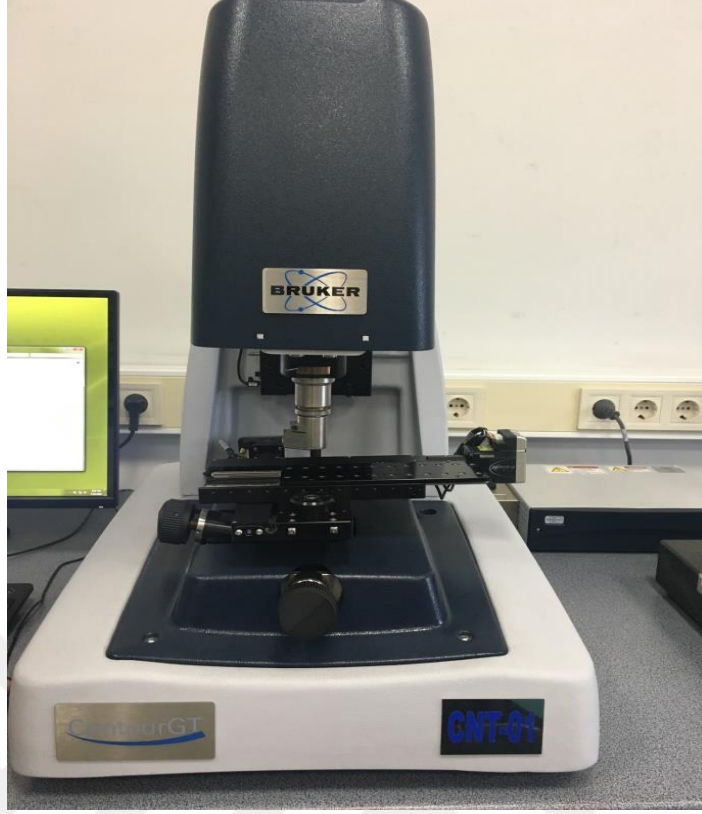
Şekil 13. Çalışmada kullanılan hassas terazi (Precisa XB 220A, Zurich, Switzerland)

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri gerçekleştirilmeden önce yüzey profilometresi (PerthometerM2, Mahr, Almanya) kendi kalibrasyon parçası kullanılarak kalibre edildi. Sonrasında profilometrenin okuyucu ucu ile örnek diskin değme açısı 90 derece olacak şekilde örnek tabla üzerine yerleştirildi (Şekil 14). Yüzey pürüzlülüğü ölçümü, cihazın 0,25 mm. cutoff ve 2 mm. izlem yolu ile örnek üzerinde farklı bölgelere 3 kez uygulanması ile gerçekleştirildi. Örneklerin her biri için R_a değeri hesaplanarak μm

cinsinden başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri olarak kaydedildi. İlaveten, yüzey topoğrafyasının daha kapsamlı görüntülenebilmesi için, gıdaları taklit eden 4 farklı solüsyonda bekletilecek olan 5 çeşit kompozit grubundan her gruptan birer örnek olmak üzere toplamda 20 örneğin, 3D nonkantt optik profilometre (Bruker-ContourGT-K) ile görüntü analizi yapıldı (Şekil 15).



Şekil 14. Örneklerin yüzey profilometresi ile yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmesi



Şekil 15. Örneklerin yüzey topografyasının 3 boyutlu olarak görüntülenmesi

Farklı kompozit materyaller ile hazırlanan örnekler başlangıç ağırlıkları ve yüzey pürüzlülük ölçümleri yapıldıktan sonra gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletilmek üzere 4 alt gruba ayrıldı.

Grup Z: Filtek™ Z250 ile hazırlanan örnekler 4 alt gruba ayrıldı.

Grup ZH: Örnekler 7 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

Grup Zs: Örnekler 7 gün boyunca %10 sitrik asit içerisinde bekletildi.

Grup ZE: Örnekler 7 gün boyunca %96 etanol içerisinde bekletildi.

Grup ZT: Örnekler 7 gün boyunca yapay tükürük içerisinde bekletildi.

Grup T: Tetric® EvoCeram Bulk Fill ile hazırlanan örnekler 4 alt gruba ayrıldı.

Grup TH: Örnekler 7 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

Grup Ts: Örnekler 7 gün boyunca %10 sitrik asit içerisinde bekletildi.

Grup TE: Örnekler 7 gün boyunca %96 etanol içerisinde bekletildi.

Grup Tt: Örnekler 7 gün boyunca yapay tükürük içerisinde bekletildi.

Grup S: SonicFill™ ile hazırlanan örnekler 4 alt gruba ayrıldı.

Grup SH: Örnekler 7 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

Grup Ss: Örnekler 7 gün boyunca %10 sitrik asit içerisinde bekletildi.

Grup SE: Örnekler 7 gün boyunca %96 etanol içerisinde bekletildi.

Grup St: Örnekler 7 gün boyunca yapay tükürük içerisinde bekletildi.

Grup F: Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif ile hazırlanan örnekler 4 alt gruba ayrıldı.

Grup FH: Örnekler 7 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

Grup Fs: Örnekler 7 gün boyunca %10 sitrik asit içerisinde bekletildi.

Grup FE: Örnekler 7 gün boyunca %96 etanol içerisinde bekletildi.

Grup Ft: Örnekler 7 gün boyunca yapay tükürük içerisinde bekletildi.

Grup B: Beautifil-Bulk Restoratif ile hazırlanan örnekler 4 alt gruba ayrıldı.

Grup BH: Örnekler 7 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

Grup Bs: Örnekler 7 gün boyunca %10 sitrik asit içerisinde bekletildi.

Grup BE: Örnekler 7 gün boyunca %96 etanol içerisinde bekletildi.

Grup Bt: Örnekler 7 gün boyunca yapay tükürük içerisinde bekletildi.

Daha sonra örnekler içlerinde farklı saklama solüsyonlarının bulunduğu tüplere konarak 7 gün süreyle 37±1°C'de etüvde bekletildi. Kullanılan solüsyon hacmi her bir örnek için 5 ml olacak şekilde ayarlandı. 7 günün sonunda örnekler solüsyonlardan çıkarıldıktan sonra sabit kütle ağırlıklarını tekrar kazanmaları için desikatörde 24 saatlik periyodlara tabi tutularak testin başındaki işlem tekrarlandı. Örneğin ağırlığı sabitlendiğinde elde edilen değerler M₃ olarak kaydedildi. Kompozit örneklerin 7 gün sonundaki suda çözünürlük düzeyleri milimetreküpde mikrogram cinsinden şu şekilde hesaplandı;

$$W_{SL} (\mu\text{g}/\text{mm}^3) = M_1 (\mu\text{g}) - M_3 (\mu\text{g}) / V (\text{mm}^3)$$

W_{SL} :Suda çözünürlük

Ardından yüzey profilometresi kendi kalibrasyon parçası kullanılarak kalibre edildi ve daha önce de bahsedildiği şekilde 2. yüzey pürüzlülüğü işlemleri gerçekleştirilerek değerler µm cinsinden kaydedildi. Sonrasında daha önceden belirlenmiş olan toplamda 20 örneğin yüzey topoğrafyasının, 3D nonkantakt optik profilometre ile görüntü analizi yapılarak kaydedildi.

3.4. Yüzey Sertliği Ölçümlerinin Yapılması

Hazırlanan örneklerin Vickers mikrosertlik değerlerinin ölçümü için Samsun Sampa Ticaret Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan, bu test için tasarlanmış sertlik ölçme cihazı (Buehler UK Ltd., England) kullanılmıştır (Şekil 16). Bu test metodunda kare tabanlı, piramit şeklindeki elmas bir uç ile örneklerin yüzeyine 200 g kuvvet 10 sn uygulanarak diagonal bir çentik oluşturuldu ve uygulanan yük kaldırıldıktan sonra, oluşan çentik, cihaza bağlı mikroskop ile ölçüldü. Vickers sertlik değeri (VHN); uygulanan kuvvetin, piramit şeklindeki yükleme ucunun oluşturduğu yüzey alanına bölünmesiyle elde edilir. Elde edilen değerler aşağıdaki formül kullanılarak cihaz tarafından hesaplandı.

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

$$P = \text{Yük, kgf}$$

$$d = \text{çentiğin iki köşegeninin ortalama uzunluğu, mm}$$

Tüm örneklerin üst yüzeylerinden 3 defa ölçüm yapıldı ve ortalamaları alındı. Elde edilen değerler Vickers sertlik değeriyle belirtildi.



Şekil 16. Vickers sertlik ölçme cihazı (Buehler UK Ltd., England)

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadan her bir kompozit grubundan ayrılan birer örnek ve gıdaları taklit eden 4 farklı solüsyonda bekletilen 5 çeşit kompozit grubundan her gruptan birer örnek olmak üzere toplamda 25 örnek SEM incelemesi

yapılmak üzere Karadeniz İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'ne götürüldü. Burada bulunan altın-palladyum (Au-Pd) kaplama cihazında (Quorum-SC7620, Quorum Technologies Ltd, United Kingdom) 20 nm altın palladyum ile kaplandıktan sonra taramalı elektron mikroskobu (JEOL, JSM-7001FT-TLS LV, Oxford Nordlys EBSD) kullanılarak 10 kV' de x1500'lük ve x3500'lük büyütmelerde görüntüler alındı (Şekil 17).



Şekil 17. Taramalı elektron mikroskobu (JEOL, JSM-7001FT-TLS LV, Oxford Nordlys EBSD)

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmamızda istatistiksel analizlerde IBM SPSS for Windows Version 22.0 paket programı kullanıldı. Sayısal değişkenler ortalama±standart sapma, kategorik değişkenler ise sayı ve yüzde ile özetlendi. Hazırlanan toplam 200 örnekten yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve çözünürlük testleri kullanılarak elde edilen değerler ilk olarak Shapiro-Wilk testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden incelendi ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görüldü. Yüzey sertlik ve çözünürlük değerlerinin gruplar arası karşılaştırılmasında iki yönlü varyans analizi kullanıldı. Yüzey pürüzlülük değerlerinin gruplar arası ve grup içi karşılaştırılmasında ise tekrarlı

ölçümlerde varyans analizi kullanıldı. İkili karşılaştırmalar Bonferroni testi ile yapıldı. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak alındı.



4. BULGULAR

Çalışmada kullanılan 5 farklı kompozit grubunun başlangıçtaki ve 4 farklı gıdaları taklit eden solüsyonda bekletilmesi sonucunda elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları (μm) Tablo 5' te gösterilmiştir.

Tablo 5.Gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletilen kompozit rezinlerin genel başlangıç ve 2. ölçüm sonrası Ra ortalamaları(μm) \pm standart sapmaları

	Başlangıç Pürüzlülük Ölçümleri	İkinci Pürüzlülük Ölçümleri
	Ortalama \pm Std. Sapma	Ortalama \pm Std. Sapma
Grup S	0,181 \pm 0,038 ^b	0,184 \pm 0,032 ^b
Grup F	0,205 \pm 0,047 ^b	0,200 \pm 0,047 ^b
Grup T	0,136 \pm 0,037 ^c	0,162 \pm 0,066 ^b
Grup B	0,284 \pm 0,072 ^{a,B}	0,437 \pm 0,194 ^{a,A}
Grup Z	0,150 \pm 0,040 ^c	0,162 \pm 0,048 ^b

A,B aynı satır içerisindeki 1. ve 2. yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farklılıkları göstermektedir. a,b,c aynı sütun içerisindeki kompozitler arasındaki farklılıkları göstermektedir.

Yapılan iki yönlü varyans analizi sonucu yüzey pürüzlülük değerleri üzerine kompozit materyallerin ve gıdaları taklit eden solüsyonların önemli etkisi olduğu tespit edilmiştir.

Başlangıç pürüzlülük değerleri incelendiğinde; en yüksek yüzey pürüzlülüğü anlamlı olarak Grup B'te (0,284 \pm 0,072) tespit edilmiş olup, en düşük yüzey pürüzlülük değerleri ise Grup T (0,136 \pm 0,037) ve Grup Z (0,150 \pm 0,040)'de gözlenmiştir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Bunları Grup S ve Grup F takip etmiştir. Grup S (0,181 \pm 0,038) ve Grup F (0,205 \pm 0,047)'in ise başlangıç yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletme sonrası test edilen kompozitlerin 2. yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farklılık Grup S (0,184 \pm 0,032), Grup F (0,200 \pm 0,047), Grup T (0,162 \pm 0,066) ve Grup Z (0,162 \pm 0,048) için istatistiksel olarak anlamlı değildir. En yüksek Ra değerleri Grup B'te (0,437 \pm 0,194) elde edilmiştir ve bu farklılık anlamlıdır ($p<0,001$).

Test edilen kompozitlerin, başlangıç ve her bir solüsyona maruz kalmaları sonucunda ki yüzey pürüzlülük değerleri ortalamaları±standart sapmaları Tablo 6-10'da gösterilmiştir.

Tablo 6. Etanolde bekletilen örneklerin Ra değerleri (μm)±standart sapmaları

Kompozit Grupları	Pürüzlülük Başlangıç	Pürüzlülük 2. Ölçüm	p
	Ortalama±Std. Sapma	Ortalama±Std. Sapma	
Grup S	0,178±0,034	0,183±0,043	0,852
Grup F	0,224±0,069	0,197±0,063	0,316
Grup T	0,124±0,028	0,174±0,083	0,064
Grup B	0,246±0,051 ^B	0,322±0,092 ^A	0,005
Grup Z	0,157±0,052	0,161±0,068	0,882
Toplam	0,186±0,065	0,207±0,091	
p		< 0,001	

Grup B'te etanolde bekletme sonrası yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir artış gözlemlenmiştir ($p<0,05$). Diğer grupların pürüzlülük değerlerinde meydana gelen değişim ise anlamlı değildir ($p>0,05$).

Tablo 7. Heptanda bekletilen örneklerin Ra değerleri (μm)±standart sapmaları

Kompozit Grupları	Pürüzlülük Başlangıç	Pürüzlülük 2. Ölçüm	p
	Ortalama±Std. Sapma	Ortalama±Std. Sapma	
Grup S	0,191±0,047	0,179±0,027	0,655
Grup F	0,198±0,040	0,210±0,050	0,655
Grup T	0,135±0,022	0,135±0,040	1,000
Grup B	0,292±0,063 ^B	0,359±0,183 ^A	0,013
Grup Z	0,153±0,042	0,162±0,048	0,738
Toplam	0,194±0,070	0,209±0,117	
p		< 0,001	

Heptanda bekletilen tüm gruplar içerisinde Grup B'in yüzey pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış bulunmuşken ($p<0,05$), diğer kompozitlerin pürüzlülük değerlerinde meydana gelen değişim anlamlı değildir ($p>0,05$).

Tablo 8. Sitrik asitte bekletilen örneklerin Ra değerleri (μm) \pm standart sapmaları

Kompozit Grupları	Pürüzlülük Başlangıç	Pürüzlülük 2. Ölçüm	P
	Ortalama \pm Std. Sapma	Ortalama \pm Std. Sapma	
Grup S	0,167 \pm 0,034	0,176 \pm 0,029	0,738
Grup F	0,202 \pm 0,038	0,194 \pm 0,042	0,766
Grup T	0,152 \pm 0,057	0,154 \pm 0,061	0,941
Grup B	0,309 \pm 0,097 ^B	0,698 \pm 0,120 ^A	0,000
Grup Z	0,138 \pm 0,027	0,154 \pm 0,036	0,552
Toplam	0,194 \pm 0,082	0,275 \pm 0,223	
p		< 0,001	

Sitrik asitte bekletilen gruplar arasında; başlangıç ve 2. yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark Grup B için anlamlı olup, çalışmada ki en yüksek yüzey pürüzlülük değeri Grup Bs'te tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Diğer kompozit gruplarının başlangıç ve 2. yüzey pürüzlülük değerleri arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Tablo 9. Tükürükte bekletilen örneklerin Ra değerleri (μm) \pm standart sapmaları

Kompozit Grupları	Pürüzlülük Başlangıç	Pürüzlülük 2. Ölçüm	P
	Ortalama \pm Std. Sapma	Ortalama \pm Std. Sapma	
Grup S	0,186 \pm 0,037	0,197 \pm 0,025	0,682
Grup F	0,194 \pm 0,033	0,199 \pm 0,037	0,852
Grup T	0,133 \pm 0,030	0,183 \pm 0,072	0,064
Grup B	0,287 \pm 0,064 ^B	0,367 \pm 0,071 ^A	0,003
Grup Z	0,150 \pm 0,039	0,172 \pm 0,040	0,413
Toplam	0,190 \pm 0,068	0,224 \pm 0,089	
p		< 0,001	

Tükürükte bekletme sonrası Grup B'in yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir artış gözlemlenirken ($p < 0,05$), diğer kompozitlerin hepsinde artış olsa da bu artış anlamlı değildir ($p > 0,05$).

Tablo 10. Yüzey pürüzlülük değeri ortalamaları±standart sapmaları

Kompozit Grupları	Gıdaları taklit eden solüsyonlar	Başlangıç	2. ölçüm	p
Grup S	Etanol	0,178±0,034	0,183±0,043	0,809
	Heptan	0,191±0,047	0,179±0,027	
	Sitrik Asit	0,167±0,034	0,176±0,029	
	Tükürük	0,186±0,037	0,197±0,025	
	Total	0,181±0,038	0,184±0,032	
p			0,917	
Grup F	Etanol	0,224±0,069	0,197±0,063	0,738
	Heptan	0,198±0,040	0,210±0,050	
	Sitrik Asit	0,202±0,038	0,194±0,042	
	Tükürük	0,194±0,033	0,199±0,037	
	Total	0,205±0,047	0,200±0,047	
p			0,962	
Grup T	Etanol	0,124±0,028	0,174±0,083	0,059
	Heptan	0,135±0,022	0,135±0,040	
	Sitrik Asit	0,152±0,057	0,154±0,061	
	Tükürük	0,133±0,030	0,183±0,072	
	Total	0,136±0,037	0,162±0,066	
p			0,442	
Grup B	Etanol	0,246±0,051 ^B	0,322±0,092 ^{A,b}	<0,001
	Heptan	0,292±0,063 ^B	0,359±0,183 ^{A,b}	
	Sitrik Asit	0,309±0,097 ^B	0,698±0,120 ^{A,a}	
	Tükürük	0,287±0,064 ^B	0,367±0,071 ^{A,b}	
	Total	0,284±0,072	0,437±0,194	
p			< 0,001	
Grup Z	Etanol	0,157±0,052	0,161±0,068	0,343
	Heptan	0,153±0,042	0,162±0,048	
	Sitrik Asit	0,138±0,027	0,154±0,036	
	Tükürük	0,150±0,039	0,172±0,040	
	Total	0,150±0,040	0,162±0,048	
p			0,956	

A,B aynı satır içerisindeki 1. ve 2. yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farklılıkları göstermektedir. a,b aynı sütun içerisindeki solüsyonlar arasındaki farklılıkları göstermektedir.

Gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletildikten sonra test edilen kompozitlerde 2. yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki farklılık Grup S (0,184±0,032), Grup F (0,200±0,047), Grup T (0,162±0,066) ve Grup Z (0,162±0,048) için istatistiksel olarak anlamlı değildir. Grup B’te (0,437±0,194) ise gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletilme sonucu oluşan bu farklılık anlamlıdır. En yüksek yüzey pürüzlülük değeri sitrik asitte bekletilen Grup B’te elde edilmiş olup, bu değer istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0,01). Grup B açısından etanol, tükürük ve heptan gruplarında elde edilen

yüzey pürüzlülük değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$).

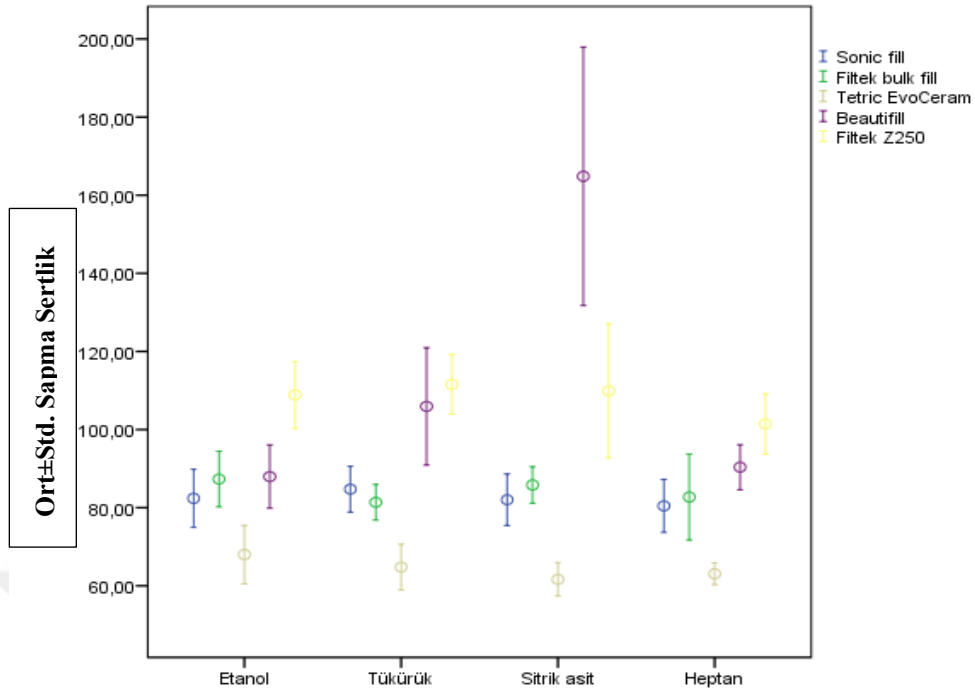
Başlangıç ve 2. yüzey pürüzlülük değerleri arasında; Grup S, Grup F, Grup T ve Grup Z'de tüm solüsyonlarda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Grup B'in ise başlangıç ve 2. yüzey pürüzlülük değerleri arasındaki fark; etanol, heptan, sitrik asit ve tükürük gruplarında istatistiksel olarak anlamlıdır.

Test edilen kompozitlerin her bir solüsyona maruz kalmaları sonucunda ki yüzey sertlik değeri ortalamaları \pm standart sapmaları Tablo 11'de, sertlik değerlerinin grafiksel görünümü ise Şekil 18'de gösterilmiştir.

Tablo 11. Yüzey sertlik (VHN) değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel değerler

Yüzey Sertlik	Grup S	Grup F	Grup T	Grup B	Grup Z	Toplam	
Etanol	82,39 \pm 7,43 ^b	87,32 \pm 7,13 ^b	67,99 \pm 7,48 ^c	87,95 \pm 8,11 ^{b,C}	108,87 \pm 8,57 ^a	86,90 \pm 15,21 ^{YZ}	<0,001
Heptan	80,47 \pm 6,78 ^b	82,72 \pm 11,01 ^b	63,07 \pm 2,82 ^c	90,37 \pm 5,78 ^{ab,C}	101,44 \pm 7,68 ^a	83,61 \pm 14,55 ^Z	<0,001
Sitrik Asit	82,03 \pm 6,61 ^c	85,82 \pm 4,69 ^c	61,66 \pm 4,29 ^d	164,84 \pm 33,09 ^{a,A}	109,89 \pm 17,17 ^b	100,85 \pm 39,43 ^X	<0,001
Tükürük	84,74 \pm 5,86 ^b	81,38 \pm 4,57 ^b	64,78 \pm 5,87 ^c	105,93 \pm 15,05 ^{a,B}	111,57 \pm 7,64 ^a	89,68 \pm 19,13 ^Y	<0,001
Toplam	82,41 \pm 6,61 ^y	84,31 \pm 7,44 ^y	64,38 \pm 5,72 ^z	112,27 \pm 36,35 ^x	107,94 \pm 11,29 ^x	90,26 \pm 24,98	
p	0,856	0,603	0,606	<0,001	0,178		

Büyük harfler sütun içerisindeki solüsyonlardan kaynaklanan farklılıkları göstermektedir.
Küçük harfler satır içerisindeki kompozitler arasındaki farklılıkları göstermektedir.



Şekil 18. Gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletilme sonrası test edilen kompozitlerin sertlik değerlerinin grafiksel görünümü

Bekletilen solüsyonlardan bağımsız olarak, yüzey sertlik değerleri açısından genel kompozit karşılaştırmasında; Grup B ($112,27\pm36,35$) ve Grup Z ($107,94\pm11,29$) en yüksek değerleri verirken, Grup T ($64,38\pm5,72$) en düşük sertlik ortalamasına sahiptir.

Kullanılan kompozitlerden bağımsız olarak genel solüsyon karşılaştırması yapıldığında ise yüzey sertlik değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla sitrik asit ($100,85\pm39,43$), tükürük ($89,68\pm19,13$), etanol ($86,90\pm15,21$) ve heptan ($83,61\pm14,55$) gruplarında tespit edilmiş olup; tükürük-etanol ve heptan-etanol grupları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Gıdaları taklit eden solüsyonların yüzey sertlik değerleri üzerindeki etkileri incelendiğinde; etanolde bekletilen örneklerden Grup Z ($108,87\pm8,57$) en yüksek yüzey sertlik değerini göstermiştir. Grup B ($87,95\pm8,11$), Grup F ($87,32\pm7,13$) ve Grup S ($82,39\pm7,43$) arasında yüzey sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, Grup T ($67,99\pm7,48$) en düşük yüzey sertlik değerine sahiptir.

Tükürükte bekletilen örneklerde ise en yüksek yüzey sertlik değerleri; aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmaksızın sırasıyla Grup Z ($111,57\pm7,64$)

ve Grup B’te (105,93±15,05) elde edilmişken; en düşük değer ise Grup T’de (64,78±5,87) bulunmuştur. Grup S (84,74±5,86) ve Grup F’ in (81,38±4,57) sertlik değerleri diğer gruplardan farklı olup, aralarındaki fark anlamlı değildir.

Sitrik asite maruz kalan örneklerde yüzey sertlik değerleri en yüksekten düşüğe doğru olmak üzere sırasıyla; Grup B (164,84±33,09), Grup Z (109,89±17,17), Grup F (85,82±4,69), Grup S (82,03±6,61) ve Grup T’de (61,66±4,29) bulunmuş olup; Grup F ve Grup S arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, diğer tüm gruplar arasındaki farklılık anlamlıdır.

Heptan grubunda ise Grup Z (101,44±7,68) ve Grup B (90,37±5,78) en yüksek yüzey sertlik değerlerine sahipken; Grup T (63,07±2,82) en düşük sertlik değerini vermiştir.

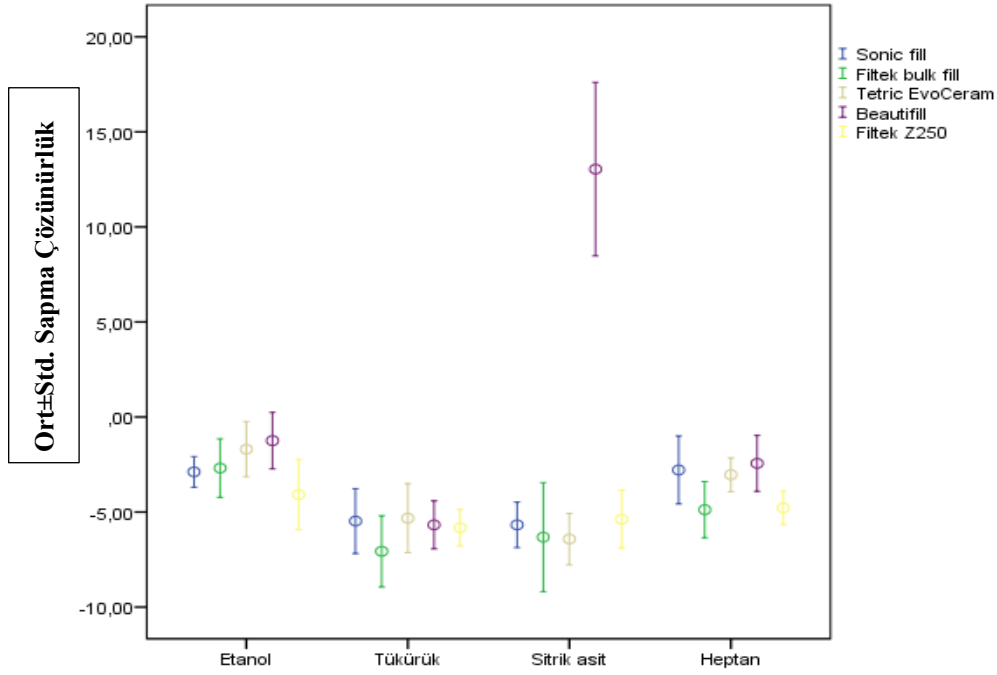
Her bir kompozit 4 farklı solüsyon bazında ayrı ayrı değerlendirildiğinde; yalnızca Grup B’de istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edilmiştir (p<0,001). Grup B’te, sitrik asitte en yüksek yüzey sertlik değeri elde edilmişken, en düşük yüzey sertlik değerleri ise etanol ve heptan grubunda bulunmuştur.

Test edilen kompozitlerin gıdaları taklit eden solüsyonlara maruz kalmaları sonucunda ki çözünürlük değerleri ortalamaları±standart sapmaları Tablo 12’de, çözünürlük değerlerinin grafiksel görünümü ise Şekil 19’da gösterilmiştir.

Tablo 12. Çözünürlük değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel değerler

	ETANOL	HEPTAN	SİTRİK ASİT	TÜKÜRÜK	TOPLAM	
	Ortalama± Std Sapma	Ortalama± Std Sapma	Ortalama± Std Sapma	Ortalama± Std Sapma	Ortalama± Std Sapma	p
Grup S	-2,88±0,80 ^{A,ab}	-2,78±1,78 ^{A,ab}	-5,67±1,19 ^{B,b}	-5,47±1,70 ^B	-4,20±1,95 ^Y	<0,001
Grup F	-2,68±1,54 ^{A,ab}	-4,87±1,47 ^{B,b}	-6,32±2,86 ^{BC,b}	-7,06±1,87 ^C	-5,23±2,57 ^Y	<0,001
Grup T	-1,69±1,45 ^{A,a}	-3,03±0,89 ^{A,ab}	-6,41±1,35 ^{B,b}	-5,32±1,81 ^B	-4,11±2,32 ^Y	<0,001
Grup B	-1,24±1,48 ^{B,a}	-2,43±1,47 ^{B,a}	13,03±4,56 ^{A,a}	-5,67±1,26 ^C	0,92±7,68 ^X	<0,001
Grup Z	-4,08±1,85 ^b	-4,77±0,88 ^b	-5,37±1,51 ^b	-5,82±0,96	-5,01±1,47 ^Y	0,167
Toplam	-2,51±1,72 ^X	-3,58±1,66 ^Y	-2,15±8,08 ^X	-5,87±1,62 ^Z		
p	0,007	0,004	<0,001	0,223		

Büyük harfler satır içerisindeki solüsyonlardan kaynaklanan farklılıkları göstermektedir.
Küçük harfler sütun içerisindeki kompozitler arasındaki farklılıkları göstermektedir.



Şekil 19. Gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletilme sonrası test edilen kompozitlerin çözünürlük değerlerinin grafiksel görünümü

Genel ortalamalara bakıldığında, kompozitler arası en yüksek çözünürlük değeri Grup B ($0,92 \pm 7,68 \mu\text{g}/\text{mm}^3$)'ye aittir ve bu değer diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p < 0,05$). Grup S, F, T ve Z arasında ise çözünürlük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p > 0,05$).

Solüsyonların kompozit grupları üzerindeki çözünürlük düzeylerine etkisi genel ortalamalara bakılarak kıyaslandığında; sıralama büyükten küçüğe doğru sırasıyla sitrik asit ($-2,15 \pm 8,08 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), etanol ($-2,51 \pm 1,72 \mu\text{g}/\text{mm}^3$), heptan ($-3,58 \pm 1,66 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ve tükürük ($-5,87 \pm 1,62 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) grupları şeklindedir. Sitrik asit ve etanol grupları arasındaki fark ise istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Grup S'de en yüksek çözünürlük heptan ($-2,78 \pm 1,78 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ve etanol ($-2,88 \pm 0,80 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) solüsyonlarında görülmüştür ve bu iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Grup S için en düşük çözünürlük değerleri ise sırasıyla sitrik asit ($-5,67 \pm 1,19 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ve tükürük ($-5,47 \pm 1,70 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) grubunda saptanmıştır.

Grup F en yüksek çözünürlüğü etanolde ($-2,68 \pm 1,70 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) gösterirken, en düşük çözünürlük ise tükürükte ($-7,06 \pm 1,87 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) tespit edilmiştir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaktadır.

Grup T en yüksek çözünürlüğü etanol ($-1,69 \pm 1,45 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ve heptan ($-3,03 \pm 0,89 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) solüsyonlarında göstermiştir ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Grup T'in sitrik asit ($-6,41 \pm 1,35 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ve tükürük ($-5,32 \pm 1,81 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) solüsyonlarındaki çözünürlük düzeyleri arasındaki farklılık ise anlamlı değildir.

Grup B'in çözünürlüğü sitrik asitte ($13,03 \pm 4,56 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) en fazlayken, en düşük çözünürlük değerleri tükürükte ($-5,67 \pm 1,26 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) bekletilme sonrası tespit edilmiştir ve aralarında istatistiksel olarak belirgin bir fark vardır ($p < 0,001$).

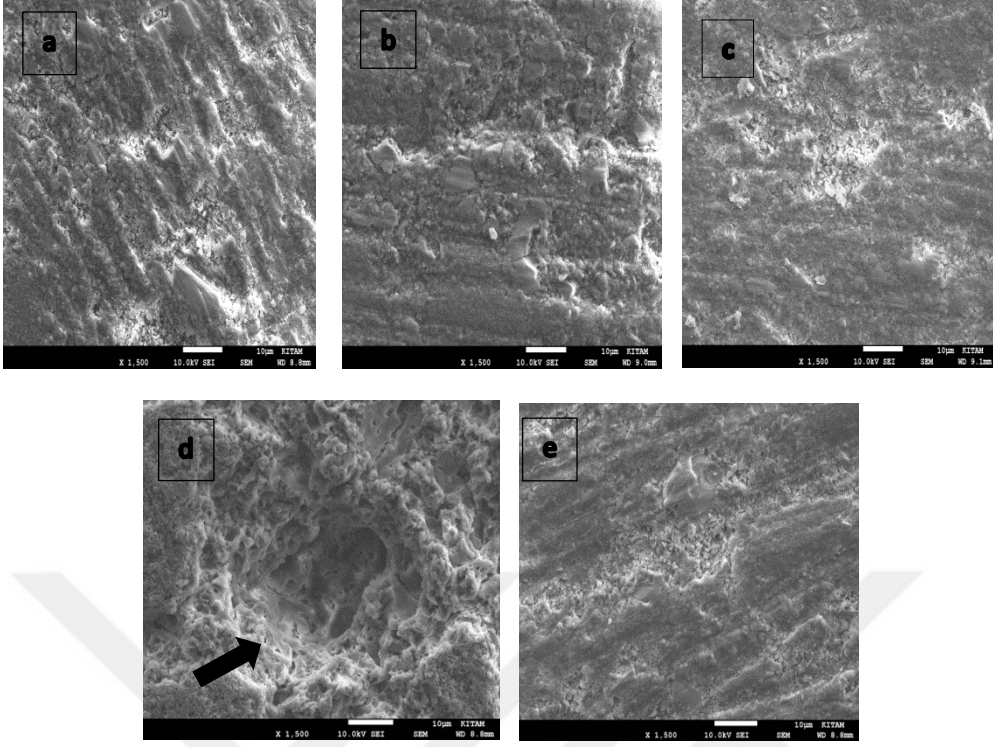
Grup Z'nin tüm solüsyonlardaki çözünürlük düzeyleri kıyaslandığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p = 0,167$).

Çözünürlük düzeyleri solüsyon bazında incelendiğinde; etanolün en fazla çözdüğü gruplar Grup B ve T iken; en az çözünme gösteren grup ise Grup F'dir. Tükürükte bekletilen kompozit gruplarının çözünürlük düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sitrik asitte bekletilen kompozit gruplarında en yüksek çözünürlüğü Grup B gösterirken; diğer gruplar arasındaki fark anlamlı değildir. Heptana maruz kalan örneklerde ise en yüksek çözünürlük değeri Grup B'de, en düşük çözünürlük ise Grup F ve Z'de saptanmıştır.

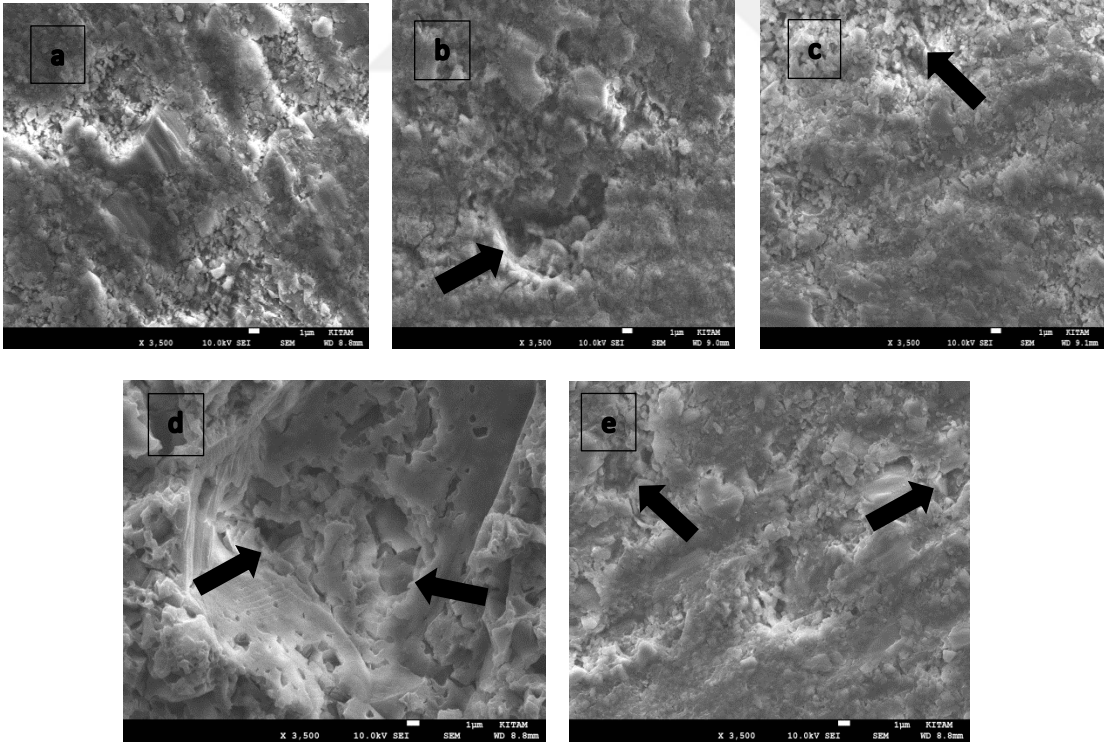
4.1. SEM ve 3 Boyutlu Profilometre Görüntüleri

Test edilen kompozitlerin gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletilmesi sonucu alınan SEM görüntüleri Şekil (20-29) arasında, optik profilometre görüntüleri ise Şekil (30-49) arasında gösterilmiştir.

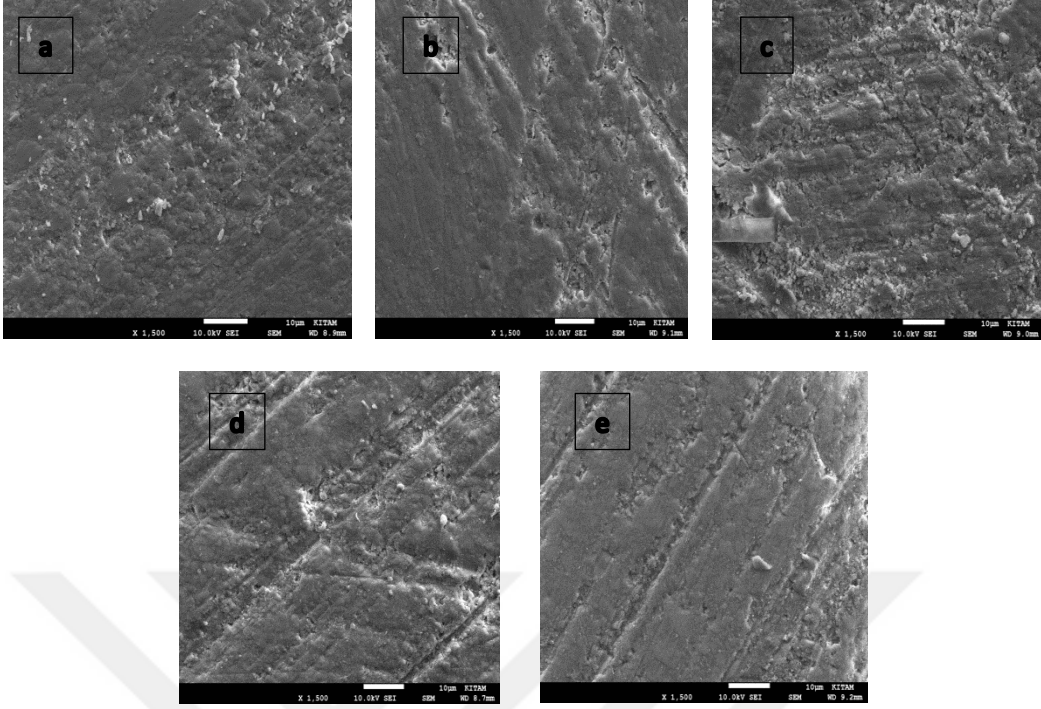
Beautiful Bulk Restoratif grubuna bakıldığında yüzey pürüzlülük değerlerinde tüm solüsyonlarda saptanan istatistiksel olarak anlamlı artış SEM ve 3 boyutlu profilometre ile elde edilen yüzey görüntüleriyle de desteklenmektedir. Bu görüntülerde inorganik doldurucuların yüzeyden uzaklaşmasına bağlı olarak meydana gelen boşluklar ise oklarla gösterilmiştir.



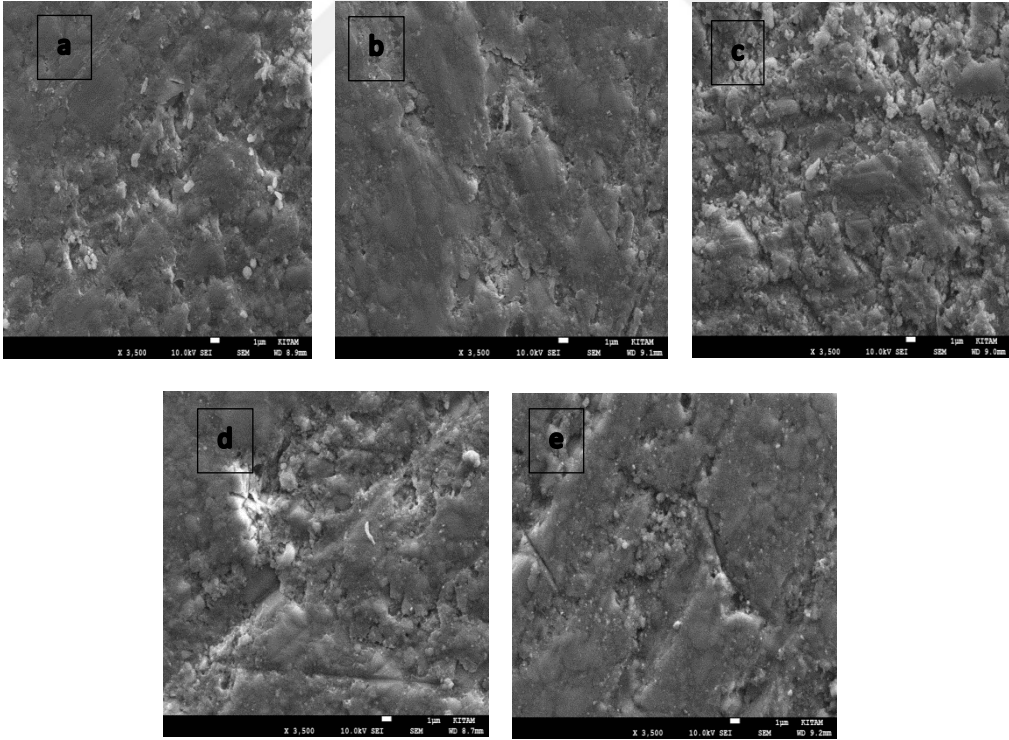
Şekil 20. Beautifil Bulk Restoratif grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 1500x büyütmedeki SEM görüntüsü



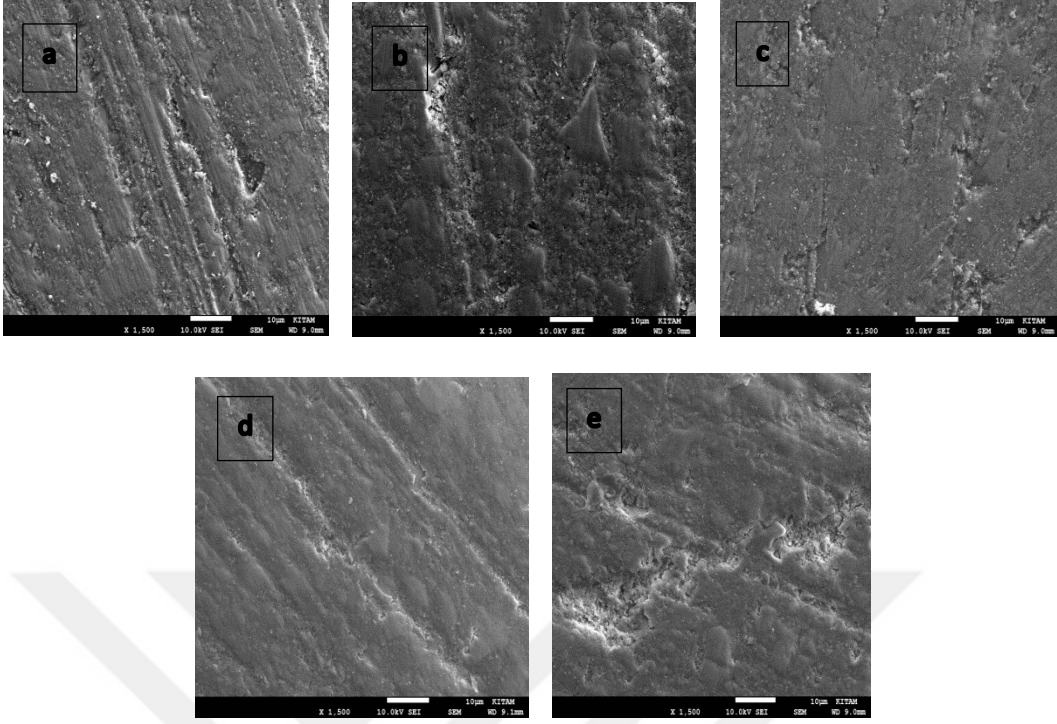
Şekil 21. Beautifil Bulk Restoratif grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 3500x büyütmedeki SEM görüntüsü



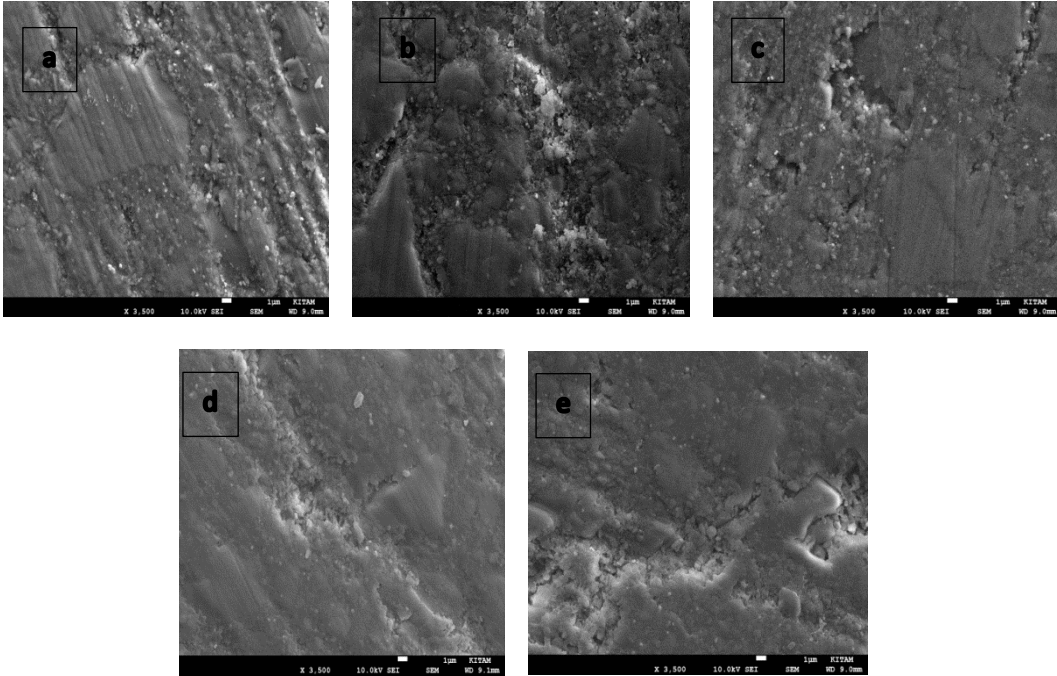
Şekil 22. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 1500x büyütmedeki SEM görüntüsü



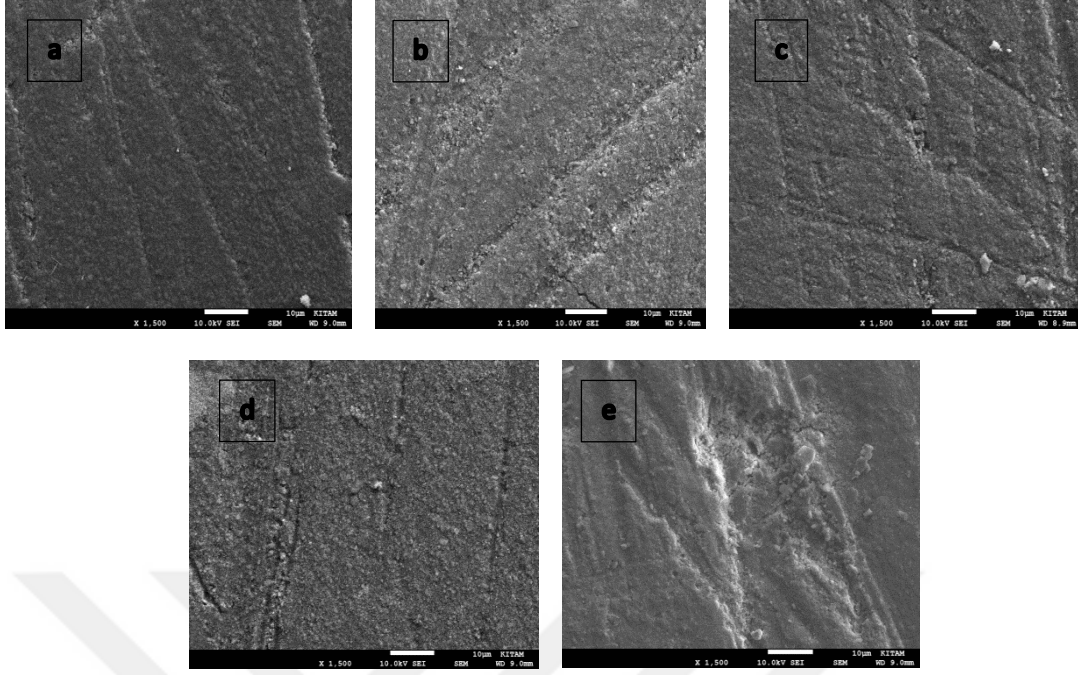
Şekil 23. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 1500x büyütmedeki SEM görüntüsü



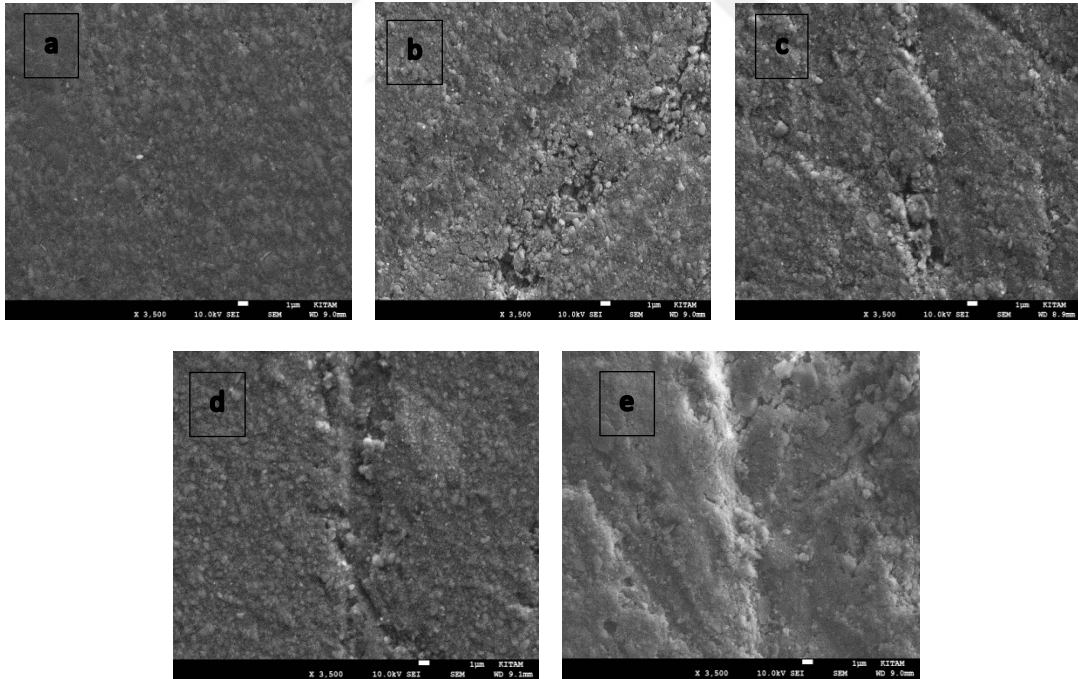
Şekil 24. SonicFill™ grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 1500x büyütmedeki SEM görüntüsü



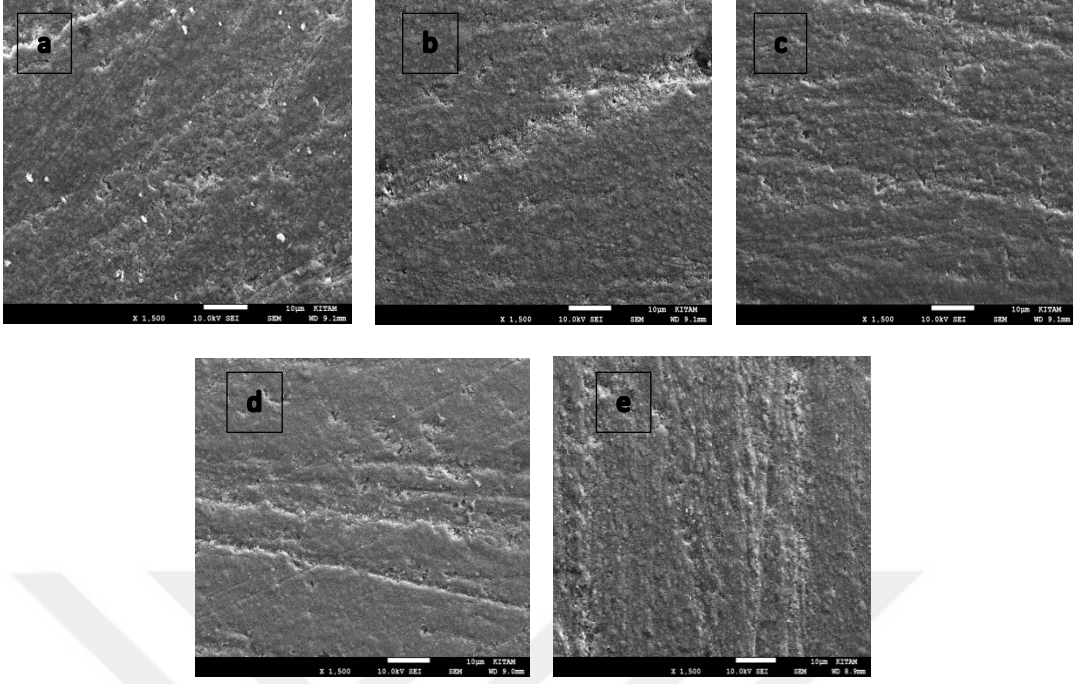
Şekil 25. SonicFill™ grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 3500x büyütmedeki SEM görüntüsü



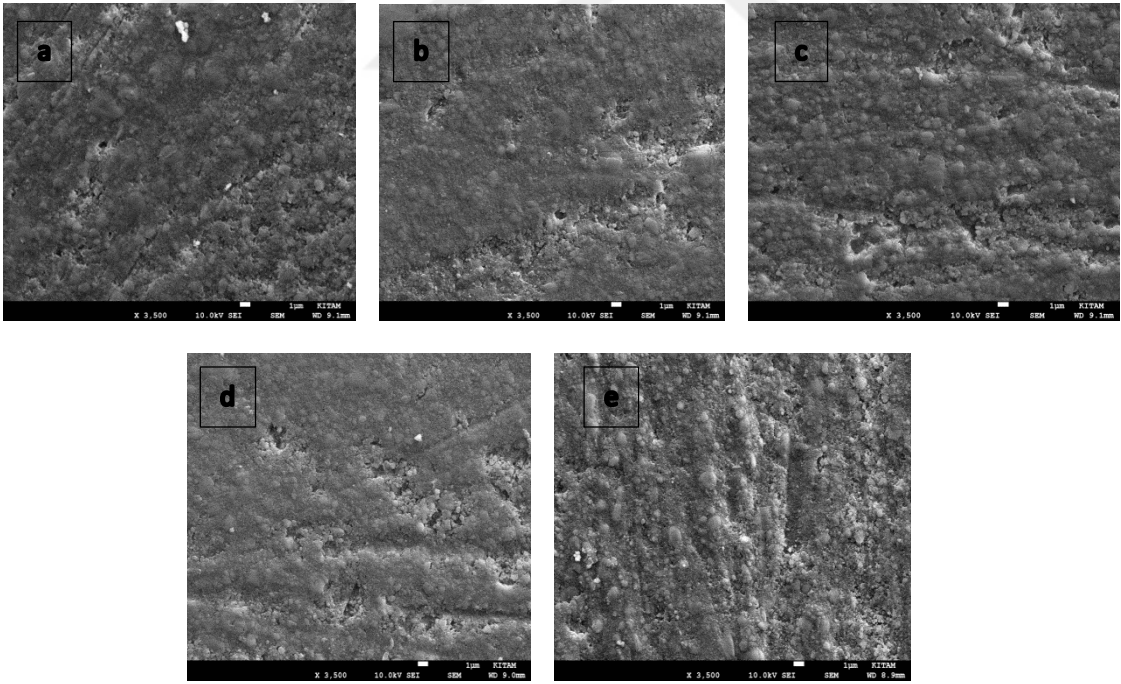
Şekil 26. Tetric® EvoCeram Bulk Fill grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 1500x büyütmedeki SEM görüntüsü



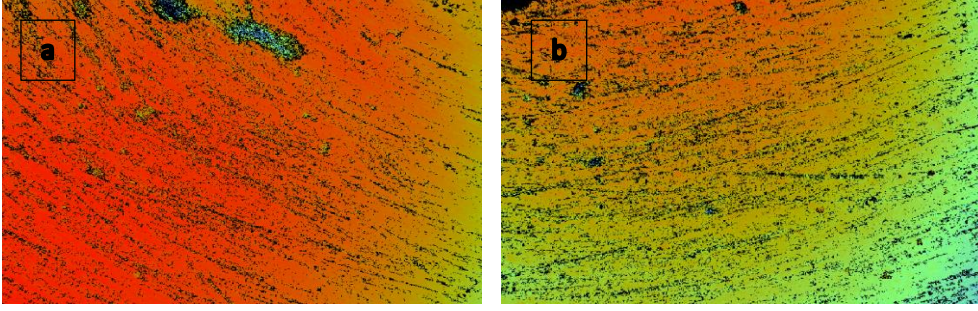
Şekil 27. Tetric® EvoCeram Bulk Fill grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 3500x büyütmedeki SEM görüntüsü



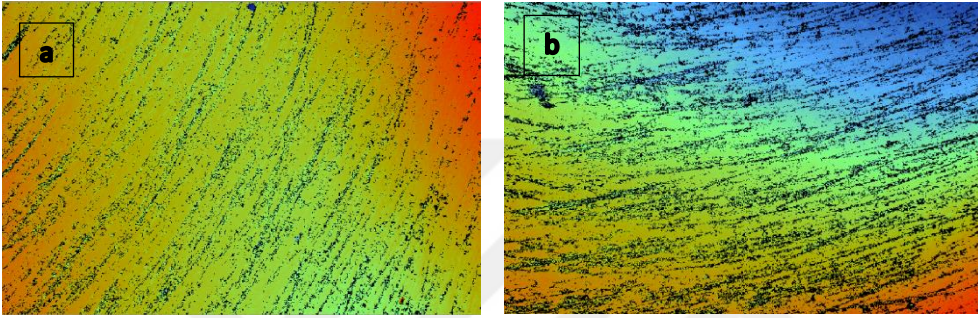
Şekil 28. Filtek™ Z250 grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 1500x büyütmedeki SEM görüntüsü



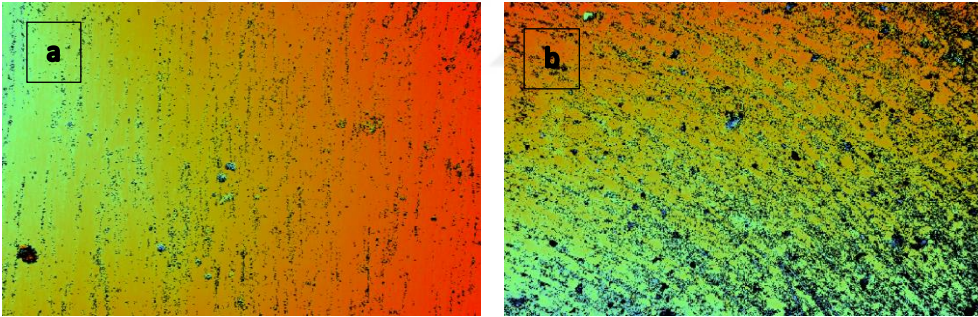
Şekil 29. Filtek™ Z250 grubunun a)başlangıç ve b)etanol, c)heptan, d)sitrik asit, e)tükürük solüsyonlarında bekletildikten sonra alınan 3500x büyütmedeki SEM görüntüsü



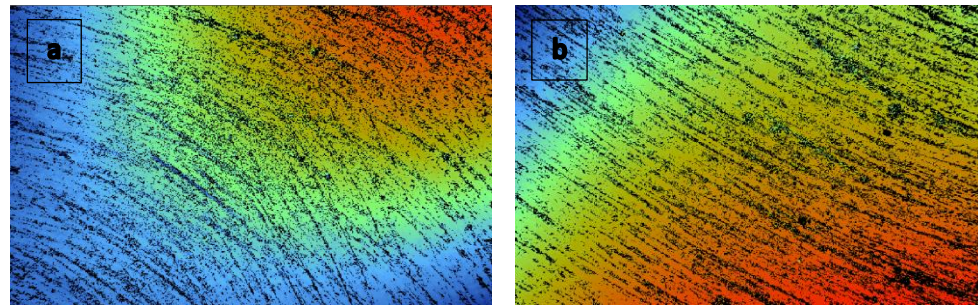
Şekil 30. Beautifil Bulk Restorative grubunun a)başlangıç ve b)etanol solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



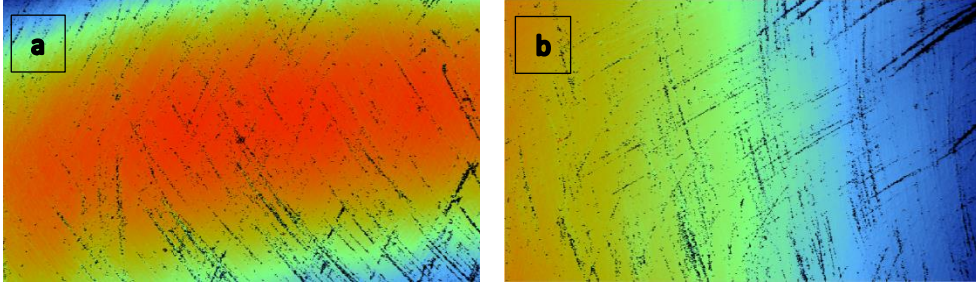
Şekil 31. Beautifil Bulk Restorative grubunun a)başlangıç ve b)heptan solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



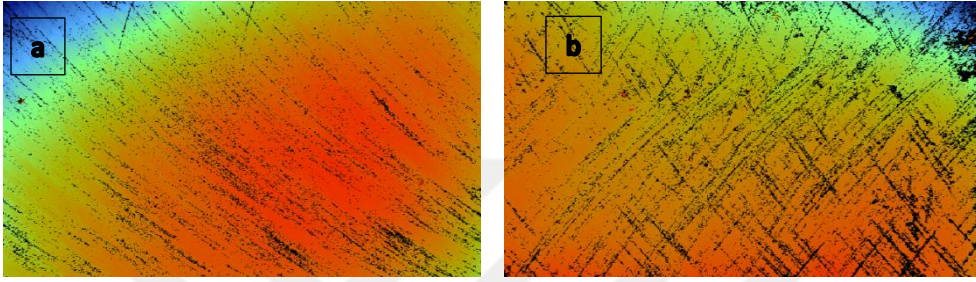
Şekil 32. Beautifil Bulk Restorative grubunun a)başlangıç ve b)sitrik asit solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



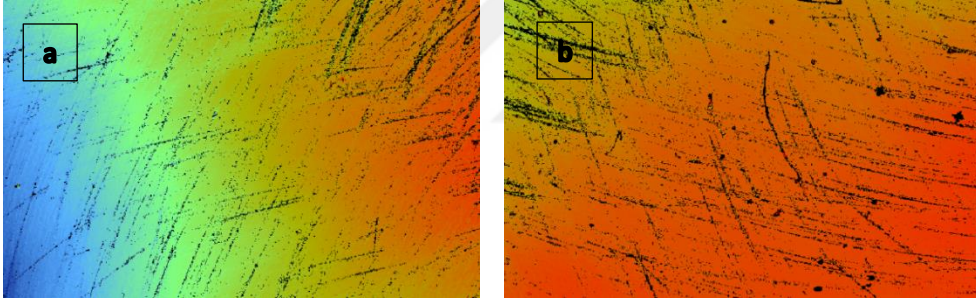
Şekil 33. Beautifil Bulk Restorative grubunun a)başlangıç ve b)tükürük solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



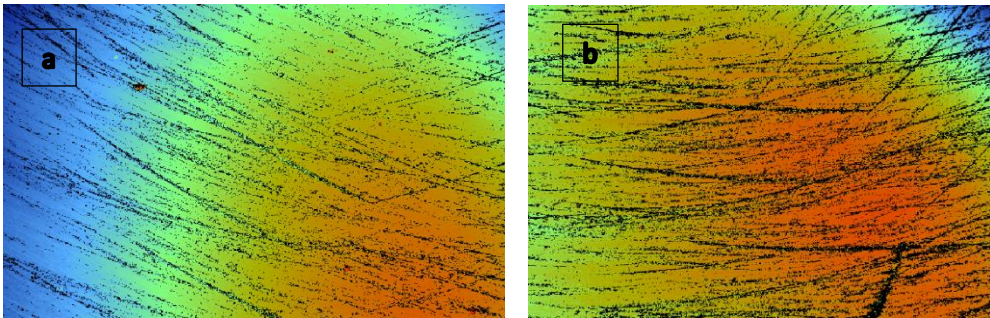
Şekil 34. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif grubunun a)başlangıç ve b)etanol solüsyonunda bekleme sonrası 3D profilometre görüntüsü



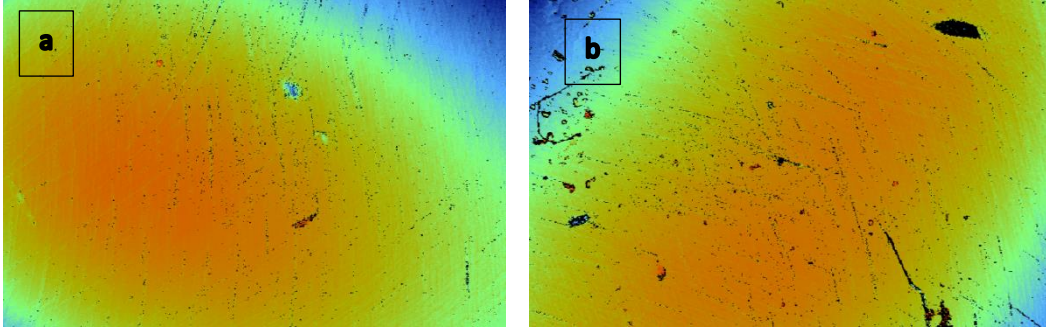
Şekil 35. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif grubunun a)başlangıç ve b)heptan solüsyonunda bekleme sonrası 3D profilometre görüntüsü



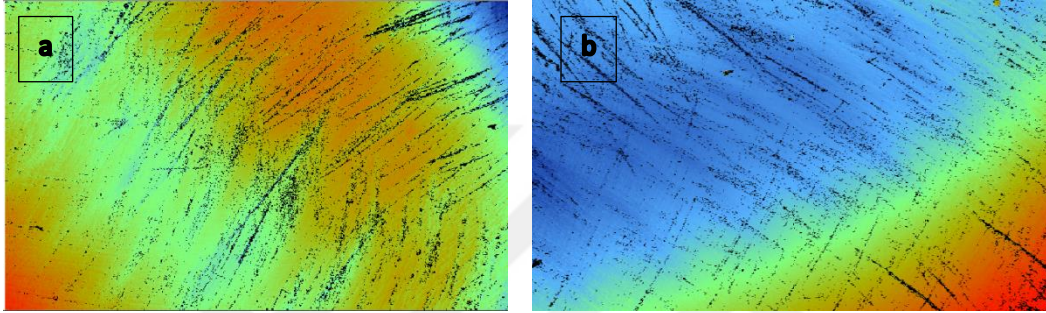
Şekil 36. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif grubunun a)başlangıç ve b)sitrik asit solüsyonunda bekleme sonrası 3D profilometre görüntüsü



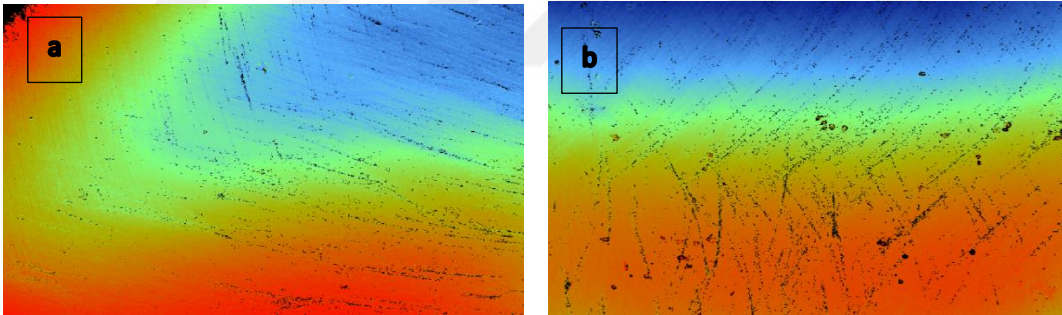
Şekil 37. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif grubunun a)başlangıç ve b)tükürük solüsyonunda bekleme sonrası 3D profilometre görüntüsü



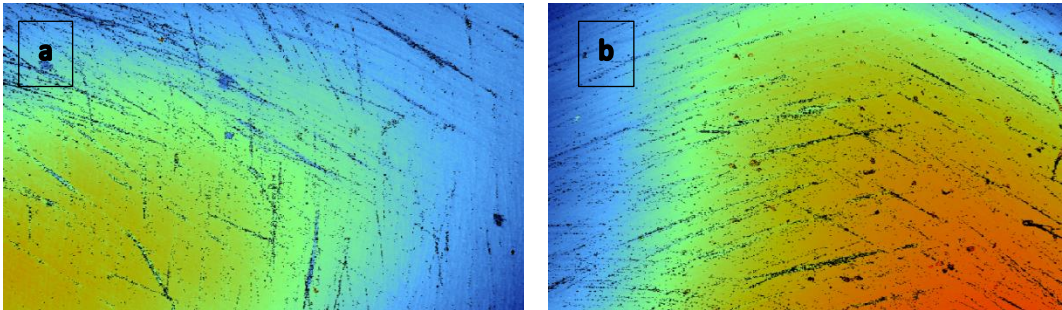
Şekil 38. Filtek TM Z250 grubunun a)başlangıç ve b)etanol solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



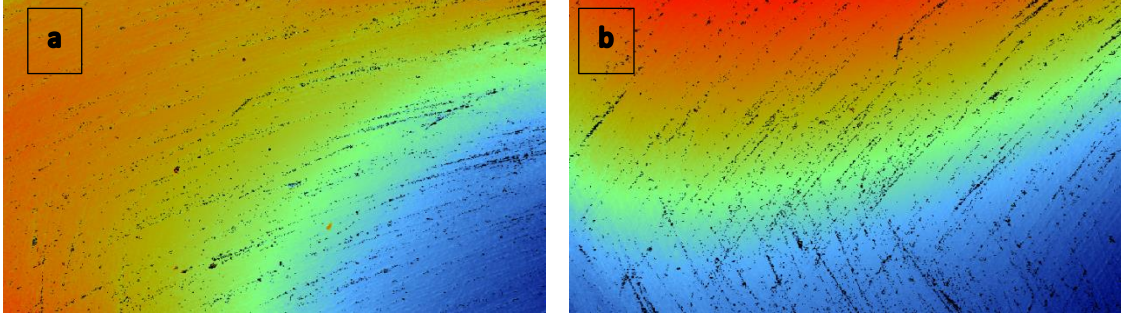
Şekil 39. Filtek TM Z250 grubunun a)başlangıç ve b)heptan solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



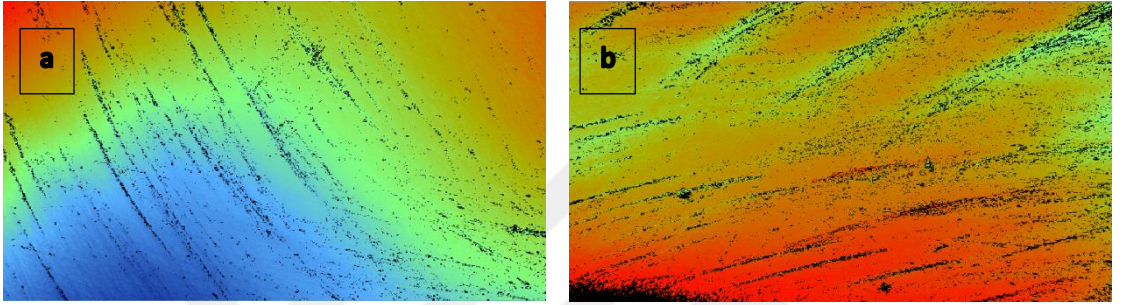
Şekil 40. Filtek TM Z250 grubunun a)başlangıç ve b)sitrik asit solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



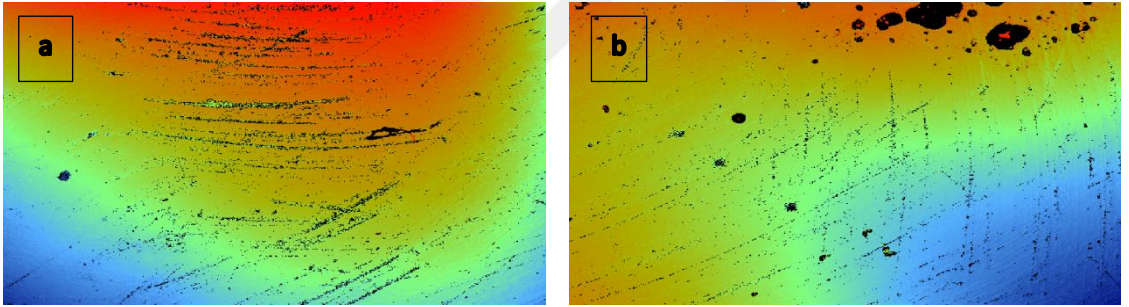
Şekil 41. Filtek TM Z250 grubunun a)başlangıç ve b)tükürük solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



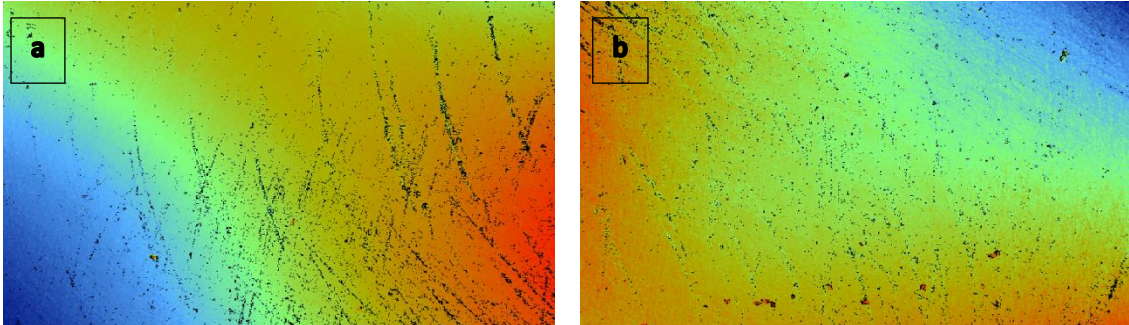
Şekil 42. SonicFill™ grubunun a)başlangıç ve b)etanol solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



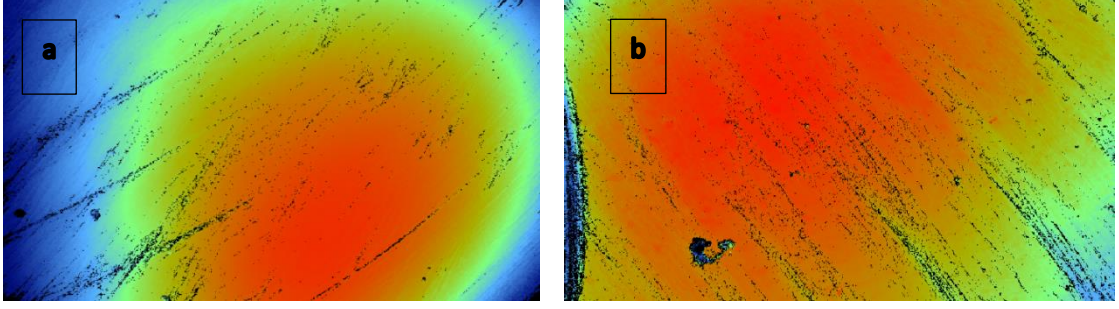
Şekil 43. SonicFill™ grubunun a)başlangıç ve b)heptan solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



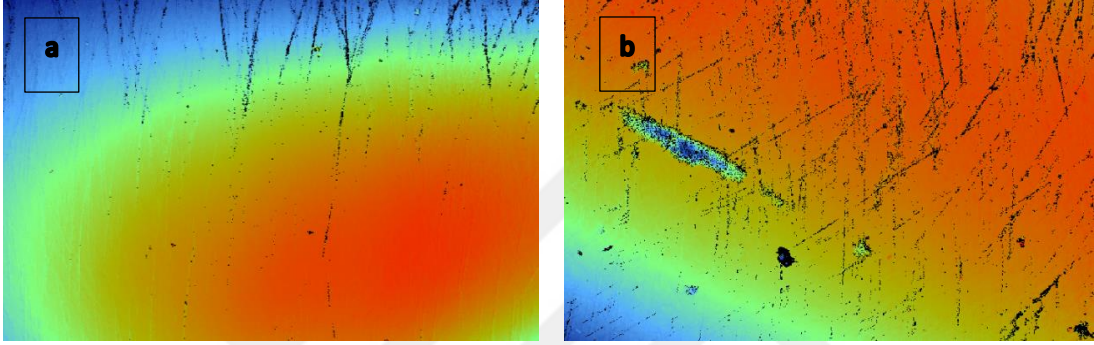
Şekil 44. SonicFill™ grubunun a)başlangıç ve b)sitrik asit solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



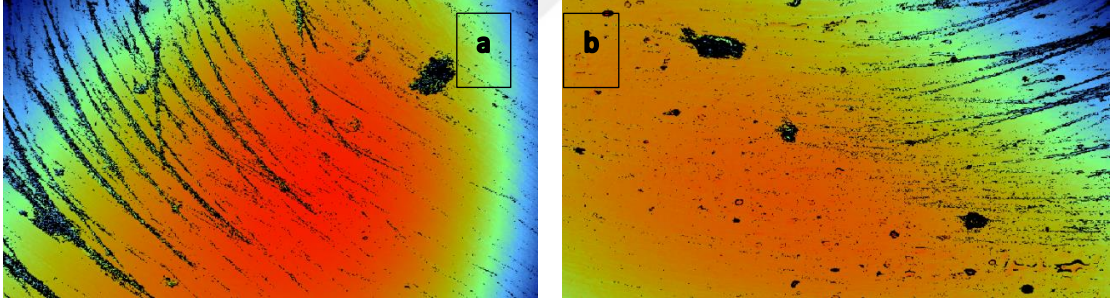
Şekil 45. SonicFill™ grubunun a)başlangıç ve b)tükürük solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



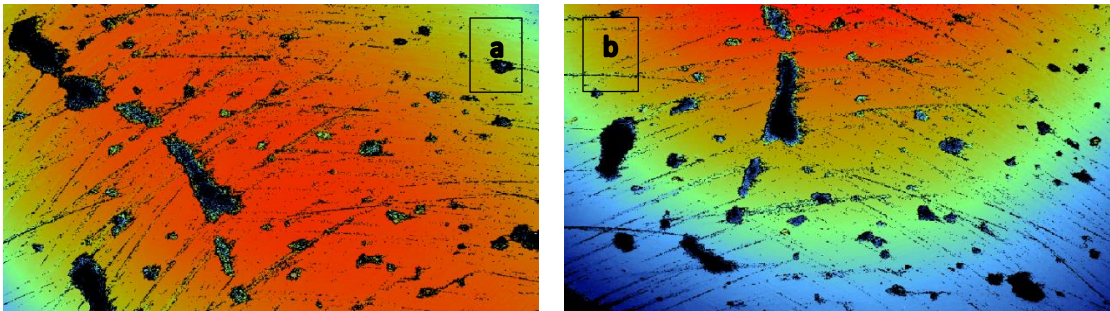
Şekil 46. Tetric®EvoCeram grubunun a)başlangıç ve b)etanol solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



Şekil 47. Tetric®EvoCeram grubunun a)başlangıç ve b)heptan solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



Şekil 48. Tetric®EvoCeram grubunun a)başlangıç ve b)sitrik asit solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü



Şekil 49. Tetric®EvoCeram grubunun a)başlangıç ve b)tükürük solüsyonunda beklemesi sonrası 3D profilometre görüntüsü

5. TARTIŞMA

“Gıdaları taklit eden solüsyonlar bulk fill kompozitlerin yüzey pürüzlülük, yüzey sertlik ve çözünürlük değerlerini etkilemektedir” olarak belirlenen hipotezimiz, bu solüsyonların sadece Beautifil Bulk Restoratif kompozitinde anlamlı değişikliklere neden olmasından dolayı kısmen kabul edilmiştir.

Günümüzde, doldurucu morfolojisi ve dağılımında yapılan değişiklikler ile daha üstün özellikli kompozit rezinler üretilmekte olup bu sayede bireylerin estetik beklentileri karşılanabilmekte ve diş hekimliği uygulamalarının klinik başarısı artmaktadır. Ancak kompozit rezinlerin yapılarındaki teknik gelişmelere rağmen, %2-5 oranında görülen polimerizasyon büzülmesi^{178, 179} ve ışık penetrasyon derinliğinin azlığı¹⁸⁰ problemleri devam etmektedir. Polimerizasyon sırasında kompozit rezinlerin hacimsel değişikliğe uğraması sonucunda diş ile restorasyon arayüzeyinde stres oluşur. Bu stresin adezyon kuvvetini aştığı durumlarda kaspal defleksiyon, kenar aralığı oluşması, pulpal irritasyon, postoperatif hassasiyet ve sekonder çürük oluşumu gibi bir takım klinik problemler meydana gelmektedir.^{181, 182}

Kompozit rezinlerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özellikleri ile yakından ilişkili olan polimerizasyon derinliği ve monomer dönüşüm oranlarının yükseltilmesi için uygulanan materyal kalınlığı oldukça önemlidir. Geleneksel kompozit rezinlerin 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde uygulanması; polimerizasyonun optimum düzeyde sağlanmasını ve polimerizasyon büzülme streslerinin azalmasını sağlaması gibi nedenlerle tavsiye edilmektedir.^{110, 180, 183, 184} Ancak tabakalama tekniğinin; tabakalar arası bağlanmada başarısızlık, boşluk oluşma riski, uzayan tedavi prosedürü, kontaminasyon gibi bir takım dezavantajları bulunmaktadır.^{110, 111, 114} Yeni monomer ilavesi, translüsensiliğin artırılması, fotobaşlatıcı sistemlerin modifikasyonu^{110, 185} ve doldurucu teknolojisindeki son gelişmeler¹⁰⁹ ile rezin esaslı kompozitlerdeki bu dezavantajlar giderilmeye çalışılmıştır. Bu gelişmeler sayesinde polimerizasyon derinliği artırılıp, büzülme oranları azaltılarak^{114, 115, 183}, tek aşamada uygulanabilen bulk fill kompozit rezinler diş hekimliği pratiğinde yerini almıştır.¹⁸⁶

Bulk fill kompozitlerin üretilmesi uygulanan materyal kalınlığını artırmaya yönelik bir gelişme olduğundan, polimerizasyon derinliği ve büzülme stresi gibi konular ön plana çıkmaktadır. Bulk fill kompozitlerin avantajı olarak görülen artmış polimerizasyon derinliği materyallerin yüksek translüsensliği ile açıklanırken;

polimerizasyon stresindeki azalma ise organik matriks ve/veya doldurucu içeriğindeki değişimlerle alakalıdır.¹⁸⁷ Bucuta ve Ilie¹¹⁵, de polimerizasyon derinliğini artırmak için en etkili metodun kırınma indeksi birbiriyle uyumlu doldurucular ve organik matriks kullanarak materyalin translüensisini artırmak olduğunu bildirmişlerdir. Rezin kompozitlerin polimerizasyon miktarlarının belirlenmesinde; (Fourier Transform Kızılötesi Spektrometre (FTIR), Lazer Raman Spektroskopi ve Kromatografi gibi pahalı, zaman alıcı direkt yöntemlerin^{184, 188, 189} yanı sıra ISO 4049 testi ile yüzey sertlik ölçümleri gibi indirekt yöntemler de^{190, 191} kullanılmaktadır. Alshali ve ark.¹⁹²'nin çalışmalarında geleneksel ve bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği sertlik testi kullanılarak değerlendirilmiş ve bulk fill kompozitlerin üretici firma talimatları doğrultusunda uygulandığı yüksekliklerde, kabul edilebilir minimum değer olan %80'dan fazla polimerizasyon derinliği gösterdikleri bildirilmiştir. Sevik¹⁹³ ise yaptığı çalışmada kullanılan bulk fill (Tetric EvoCeram Bulk Fill, SonicFill 2, SDR, Venus Bulk Fill, Filtek Bulk Fill Posterior) ve geleneksel kompozit (Filtek Ultimate) rezinlerin tümünde uygulama kalınlığı arttıkça alt yüzeydeki ortalama yüzey sertlik değerlerinin düşüş gösterdiği ve kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin azaldığı saptanmıştır. Aynı çalışmada, kullanılan tüm materyallerin 3 mm kalınlığa kadar eşik değer olan %80'i aşarak yeterli dönüşüm derecesi gösterdiği, 4 mm kalınlıkta ise yalnızca Filtek Bulk Fill Posterior, SDR ve Venus Bulk Fill'in bu eşik değeri aşabildiği belirtilmiştir. Karaçolak ve ark.¹⁹⁴ tarafından yapılan, bulk fill kompozitlerin indirekt yoldan dönüşüm derecelerini karşılaştırdıkları çalışmada ise Sonic Fill ve Tetric EvoCeram Bullk Fill hem 4 hem de 5 mm'lik tabaka kalınlıklarında, Filtek Bulk Fill Posterior ise 5 mm'lik tabaka kalınlığında %80'lik eşik değerinin altında kalmıştır. Nascimento ve ark.¹⁹⁵'nin 9 bulk fill (Aura Bulk Fill, Filtek Bulk Fill Flow, Filtek Bulk Fill, SDR, Admira Fusion x-tra, Tetric EvoFlow Bulk Fill, X-tra Base, X-tra Fil, Opus Bulk Fill Flow) ve 2 geleneksel (Filtek Z350XT, Filtek Z350 Flow) kompozitin dönüşüm derecesi, sertlik, yüzey morfolojisi ve sitotoksik etki gibi parametreleri inceledikleri çalışmalarında ise kalınlık ve polimerize edilen yüzeyin dönüşüm derecesi üzerinde etkisinin olmadığı, farklılıkların yalnızca materyaller arasında meydana geldiği bildirilmiştir.

Yeni nesil bulk fill kompozitler ile geleneksel kompozitler arasında bir takım farklılıklar bulunmaktadır. Bu farklılıklar yüksek translüenslikte inorganik doldurucu

veya düşük elastisite modülüne sahip modifiye doldurucu partiküller içermeleri, fotobaşlatıcı sistemlerdeki modifikasyonlar, yüksek moleküler ağırlıklı monomerler ile organik matriks yapısında meydana gelen değişiklikler şeklinde olabilmektedir. Yüksek viskoziteli bir bulk fill kompozit olan Filtek Bulk Fill Posterior Restoratif'te doldurucu oranı azaltılmış ve üreticiler polimerizasyon büzülme stresinin azalması için kompozit rezinin yapısına yüksek moleküler ağırlıklı aromatik bir dimetakrilat olan AUDMA monomeri ile ilave fragmentasyon monomeri eklemişlerdir.^{115, 126} Sonik titreşimle kaviteye yerleştirilen Sonic Fill'de ise doldurucu miktarı (ağırlıkça %) değiştirilmeksizin, 20 µm'dan geniş partiküllerin eklenmesiyle, doldurucu yüzey alanında dolayısıyla organik matriks-inorganik doldurucu arayüzünde ışık saçılımında azalma meydana gelmiştir.¹²¹ Ilie ve ark.¹¹⁴, Bucuta ve Ilie¹¹⁵, Kim ve ark.¹⁸³ bulk fill kompozitlerin; doldurucu miktarını azaltarak/ boyutunu artırarak, matriks-doldurucu arayüzündeki ışık saçılımının azaltılmasını sağlayıp daha yüksek ışık geçirgenliği gösterdiğini bildirmektedirler. Dolayısıyla materyaldeki translüensi artışının polimerizasyon derinliğini artırdığı düşünülmektedir.¹¹⁴ Diğer bir yüksek viskoziteli bulk fill kompozit Tetric EvoCeram'da ise doldurucu sistem geleneksel nanohibritlerde olduğu gibi korunurken; yeni bir fotobaşlatıcı (İvocerin) sistem ilavesi ile polimerizasyon derinliğinde artış sağlanmıştır.^{115, 123, 196, 197} Beautifil Bulk Restoratif'te 'S-PRG doldurucu' olarak isimlendirilen inorganik doldurucu oranının fazla olması ve farklı partikül boyutlarının; polimerizasyon büzülmesi ve stresinin düşük olmasının nedeni olduğu düşünülmektedir.¹²⁷

Üretici firmalar, estetik beklentilerdeki artışla orantılı olarak, daha doğal bir görünüm elde edebilmek amacıyla kompozit rezinleri geniş renk aralığında üretmeye başlamışlardır. Kompozit rengi ile dönüşüm derecesi ilişkisini inceleyen çalışmaların sonuçları; rengin koyulaşmasının polimerizasyonu azalttığını bildirmektedir.^{190, 198} Bu yüzden çalışmamızda kompozit rezinlerin renkleri arasında standart oluşturmak amacıyla Filtek Z250, Filtek Bulk Fill Posterior Restoratif ve Sonic Fill kompozit rezinlerin A2 rengi, Beautifil Bulk Restoratif kompozit rezinin A rengi ve Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozit rezinin bu renge en yakın olan IVA (A2- A3) rengi kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi oranı, materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerinde kritik öneme sahiptir.¹⁹⁹ Materyal kalınlığının artması sonucu, ışık

ilerlerken kompozit tarafından absorbe edilir ve etkinliği azalır.²⁰⁰ Etkili yoğunlukta ışık ile optimum polimerizasyon sağlanabileceği düşünöldüğü için kompozit rezinlerin tabaka kalınlığının 2 mm'yi geçmemesi gerekmektedir.²⁰¹⁻²⁰⁵ Çalışmamızda geleneksel tipte bir kompozit rezin olan Filtek Z250 için standart kabul edilen ve üretici firmanın önerdiği gibi her 2 mm'de ışık uygulanmış; bulk fill kompozitlerde ise standardizasyonu sağlamak amacıyla firmaların önerdiği şekilde 4 mm kalınlıkta uygulanan kompozitler polimerize edilmiştir.

Işık cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafe, kompozit rezinlerin optimal polimerizasyonlarının sağlanmasında önemli bir parametredir.^{205, 206} Lindberg ve ark.²⁰⁷'nin yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre; ışık cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafenin artması polimerizasyon derinliğini olumsuz yönde etkilemiş, mesafenin 6 mm'ye çıkmasının polimerizasyon derinliğinde ciddi düşmelere sebep olabileceği bildirilmiştir. Optimum düzeyde polimerizasyonun sağlanabilmesi için, ışık cihazının ucu ile kompozit arasındaki mesafenin mümkün olduğunca yakın olması önerilmektedir. Price ve ark.²⁰⁸ ışık cihazlarının performanslarının test edilmesinde, gerçek klinik koşulları yansıtabilmesi adına ışık cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafenin 0 mm. olmaması ve ışığın belli bir mesafeden uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda; kompozit yüzeyi ile ışık cihazının ucu arasındaki mesafenin standardize edilebilmesi için numunelerin alt ve üst yüzeylerine şeffaf bantlar yerleştirilmiş ve ayrıca üst yüzeye 1 mm. kalınlığında lam yerleştirilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Ayrıca çalışmada kullandığımız 1000 mW/cm² yoğunluğa sahip LED ışık cihazının gücü, her bir örneğin polimerizasyonu öncesi, fiber optik uç sensör üzerine konulduktan sonra, radyometre üzerinde yer alan göstergeden ölçölerek kontrol edilmiştir.

Kompozit rezin materyallerin yüzeyine uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri, restorasyonların estetik özelliklerinin ve uzun dönem performanslarının artırılmasında önemli uygulama prosedürleridir.²⁰⁹⁻²¹¹ Kompozit rezinlerin kaviteye yerleştirilmesi esnasında, hava ile temas sonucunda oksijen reaksiyona girmemiş radikaller ile reaksiyona girerek polimerizasyonu azaltır. Buna bağlı olarak yüzeyde yeterince polimerize olmamış rezinden zengin bir tabaka kalır.²¹² Oksijenle temas sonucu oluşan bu artık monomer tabakası genellikle bitirme ve polisaj işlemleri ile yüzeyden uzaklaştırılabilir.²¹³ Çalışmamızda, restorasyonun başarısını etkileyebilecek oksijen

inhibisyon tabakasını en aza indirmek ve daha düzgün bir yüzey oluşmasını sağlamak için polimerizasyon öncesi, kompozit örneklerin alt ve üst yüzeylerine şeffaf bantlar yerleştirilmiştir.^{134, 214-216} Polisaj uygulanmış rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğünü araştıran çalışmaların çoğunda; şeffaf bandın en düzgün yüzeyi sunduğu bildirilmiştir.^{217, 218} Ancak birçok çalışmanın sonucuna göre, şeffaf bantlarla bitirilen kompozitlerin yüzeyindeki rezinden zengin oksijen inhibisyon tabakasının düşük sertlik değerleri gösterebileceği ve bu sebeple bitirme ve polisaj işlemleri ile uzaklaştırılmasının, materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerine katkıda bulunması açısından önemli olduğu rapor edilmiştir.²¹⁹⁻²²¹ Belirtilen bu nedenlerden dolayı tez çalışmasında şeffaf bantlar kullanılarak polimerize edilen tüm örneklerin üst yüzeylerindeki bu tabaka, Alüminyum Oksit (Al_2O_3) abrasiv içeren diskler (Sof-LexTM XT, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) kullanılarak uzaklaştırıldı ve yüzeyler standart hale getirildi.

Ağızdaki ısı değişiklikleri ve restoratif materyallerin çevre ile etkileşimi restorasyonların dayanıklılığı ve uzun süre kullanımlarını olumsuz olarak etkiler.^{222, 223} Restoratif materyaller ağız içinde aralıklı veya sürekli olarak karmaşık bir mikrobiyal flora, tükürük, tüketilen gıdalar, kimyasal ajanlar, ilaçlar ve bunların kullanımına bağlı olarak oluşan pH ve sıcaklık değişimleri gibi çeşitli faktörler ile temas halindedir.^{224, 225} Restoratif materyallerin bu maruziyet durumu fiziksel özelliklerinde çeşitli değişimler görülmesine neden olabilir.^{142, 226} Restoratif materyallerdeki yüzeysel değişiklikler; kısmen materyalin kimyasal yıkımı ile ilişkili olup, dış yüzeydeki yumuşama materyali mekanik abrazyona karşı daha savunmasız yapmaktadır. Ağız içerisinde çeşitli solüsyonlara maruz kalma nedeniyle meydana gelen kimyasal yıkım ve mekanik abrazyon gibi nedenler rezin kompozit restorasyonların yüzeyine zarar verebilmekte, yüzeyi daha pürüzlü bir hale getirerek yüzeyde renklenmelere, artmış plak birikimine, yumuşak doku inflamasyonuna ve rekürrent çürük oluşumuna neden olmaktadır.^{8,9}

FDA tarafından belirlenen, gıdaları taklit eden solüsyonlar olarak kullanılacak kimyasalların listesinde heptan, etanol, sitrik asit, distile su gibi solüsyonlar bulunmaktadır.¹³³ Her bir solüsyon ağırlıklı olarak, rezin esaslı materyallerin bir içeriğinin yıkımına neden olmaktadır. Alkol içeren solüsyonların organik matriks üzerinde daha fazla etkili olduğu bildirilmiştir.²²⁷ Yapay tükürük üzerinde çalışan araştırmacılar ise özellikle kuvars inorganik doldurucu içeren kompozit

rezinlerde yapay tükürüğün distile sudan 10 kat daha fazla silisyum iyonu çözünmesine sebep olduğunu rapor etmişlerdir.²²⁸ Alshali ve ark.¹⁹² ise yaptıkları çalışmada, yüksek molekül ağırlıklı yapay tükürük bileşenlerinin numunelerin yüzeyinde birikmesiyle gerçek çözünürlüğü maskeleydiğini belirtmişlerdir. Yap ve ark.¹'na göre; Bis-GMA matriks, gıdaları taklit eden solüsyonların yumuşatma etkisine duyarlıdır. Bunun yanı sıra inorganik doldurucular sitrik asit gibi zayıf asitler ve su tarafından yıkıma uğrayabilir.²²⁹ Böylece, restoratif materyallerin maruz kaldıkları ortamın, materyallerin kimyasal yıkımında büyük bir etkiye sahip olduğu söylenebilir. Eweis ve ark.²³⁰ gıdaları taklit eden solüsyonlarda (hava-kontrol, yapay tükürük, distile su, 0,02N sitrik asit, heptan, 50% etanol) bekletilen iki bulk fill (Filtek Bulk Fill, Tetric-N Ceram Bulk Fill), bir bulk fill giomer (Beautifil Bulk Restorative) ve bir geleneksel kompoziti (Filtek Z350) dinamik mekanik analiz ile değerlendirdikleri çalışmalarında, gıdaları taklit eden solüsyonların bulk fill kompozitlerin viskoelastik özellikleri üzerindeki etkisinin materyal ve ortama bağlı olduğunu tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada bulk fill giomer haricinde, elastik modül heptanda bekletme sonrası en yüksek düzeyde bulunmuştur. Bu durumun nedeninin, suda çözünmeyen bir hidrokarbon olan heptanın, solüsyonlarda bekletilme sırasında silika ve diğer doldurucuların süzülmesini engellemesine bağlanabilir. Yeşilyurt ve ark.²³¹,¹ gıdaları taklit eden solüsyonların (distile su, 0.02 N sitrik asit, heptan ve %75 etanol) siloran ve metakrilat esaslı kompozitlerin bükülme dayanımı ve sertlikleri üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında; siloran esaslı kompozitin bükülme dayanımı ve sertliği gıdaları taklit eden solüsyonlardan etkilenmezken, metakrilat esaslı kompozitlerin bükülme dayanımının yalnız etanolden etkilendiği, sertliğinin ise distile su ve etanol ile anlamlı derecede azaldığı rapor edilmiştir. Heptan ve sitrik asitte depolanan metakrilat esaslı kompozitlerde ise ortalama bükülme dayanımı ve sertlik değerlerindeki artışa rağmen, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kooi ve ark.²³² çeşitli rezin kompozit restorasyonların gıdaları taklit eden solüsyonlarda (hava, distile su, sitrik asit, etanol) kimyasal olarak yıkıma uğradığını ve yüzey pürüzlülük değerlerinin artıp, sertlik değerlerinin azalarak aralarında negatif korelasyon olduğunu bildirmişlerdir. Yap ve ark.¹³⁵; kompozit materyallerin aşınma miktarlarının kimyasal çözücülerden etkilenebileceğini ve kimyasal materyaller ile temas ettiklerinde yumuşayabileceği ve doldurucuların açığa çıkabileceğini rapor etmişlerdir. Örtengren ve ark.²³³,^{nın} yaptıkları bir çalışmada

yapıdan uzaklaşan organik komponentlerin çoğunun ilk 7 günde yapıyı terkettikleri belirtilmiştir. Yap ve ark.^{134, 234} çalışmalarında, kompozit rezinlerin 7 gün süre ile distile su içinde bekletilmesi halinde yüzey sertliğinin azaldığını rapor etmişlerdir. ISO spesifikasyonunda ise rezin esaslı materyallerin emilim ve çözünürlük değerlerinin belirlenmesinde 7 gün bekletme süresi önerilmektedir. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda deney periyodunun 7 gün olması planlanmıştır.

Diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerin klinik başarısında yüzey özellikleri önemli yer tutmaktadır. Materyalin yüzey pürüzlülüğü plak birikimine sebep olarak çürük, dişeti irritasyonu gibi problemlere ve uzun vadede restorasyonun ömründe kısaltmaya neden olmaktadır.^{235, 236}

Bir rezin kompozitin yüzey pürüzlülüğü; restoratif materyal, polisaj sistemi ve operatöre ilişkin faktörler de dahil olmak üzere çeşitli faktörlere bağlıdır. Resin kompozit materyal ile ilgili faktörler: doldurucu içeriği, boyut, şekil, sertlik, partiküller arası boşluk, monomer tipi, polimerizasyon derecesi ve doldurucu partiküller ile resin matris arasındaki bağın etkinliğidir.²³⁷ Polisaj sistemi ile ilgili faktörler; aşındırıcının sertliği, şekli, grit büyüklüğü, parlatma aracının matris esnekliği ve polisaj tekniği iken^{237, 238}; operatöre bağlı faktörler ise uygulanan kuvvet, hız ve zamandır.²³⁹

Yapılan çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün belirlenmesinde çeşitli kalitatif ve kantitatif yöntemler kullanıldığı görülmüştür. Bunlar arasında atomik kuvvet mikroskobu, iki-boyutlu (mekanik) ve üç-boyutlu (optik) profilometreler ve taramalı elektron mikroskobu yer almaktadır.²⁴⁰ Mekanik profilometre, resin kompozitlerin yüzey özelliklerini değerlendirmede en yaygın kullanılan ölçüm yöntemidir. Mekanik ucun uzaysal boyutu, ölçüm kuvveti, örnekleme hızı ve z-eksenindeki kalibrasyonla sınırlandırılması kolaydır.^{241, 242} Ayrıca, mekanik profilometre sadece yüzeyin iki boyutlu görünümünü verir ve mekanik sensörün temas etmesi, sonuçlarda ön yargı yaratabilecek yüzey hasarlarına neden olabilir.²⁴³ SEM, diş hekimliğinde yüzey topografisinin incelenmesi için etkili bir yöntem olsa da beraberinde çeşitli sınırlamalar getirmektedir. Bunlardan en önemlisi yüzeyi iki boyutlu görüntülemesidir.¹⁶² Ayrıca, vakum gerektirmesi ve örneğin kaplanması gibi ihtiyaçları da bulunmaktadır. Resin kompozitlerin yüzey topografyasının bir optik profilometre ile ölçülmesi ise, yüzeyin doğal özelliklerini üç boyutlu olarak koruyabilir.¹⁶² Yüzey topografyası doğada üç boyutludur. Bu nedenle üç boyutlu yüzey topografyasının ölçümü bir yüzeyin doğal

özelliklerini temsil ederken, iki boyutlu profilin ölçümü bunu başaramaz. Üç boyutlu görüntülerden elde edilen parametreler, iki boyutlu profillerden elde edilenlerden daha gerçekçidir.²⁴⁴ Üç boyutlu ölçümle elde edilebilecek bilgiler, yüzey topografyasının tam bir tanımını verir ve daha kapsamlıdır.²⁴⁵ Bu çalışmada kullanım kolaylığı ve hassas ölçüm yapabilmesi sebebiyle bir yüzey profilometre cihazı kullanılmıştır. Bu cihazlar sadece 2 boyutlu ölçüm yapmaya imkan verseler de, elde edilen değerler ile ortalama pürüzlülük değerinin hesaplanabilmesi bu test yönteminin kompozit rezinlerin pürüzlülüklerinin değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmasına neden olmuştur.¹⁶³ Ra (roughness average); yüzey pürüzlülük değerinin aritmetik ortalaması olup, birimi μm 'dir.^{163, 246} Ra değeri yüzey özelliklerinin tespitinde zayıf bir gösterge olsa da dental materyallerin yüzey topografyasının belirlenmesinde en sık kaydedilen değerdir.^{156, 158, 162, 247} Çalışmamızda ölçümler 1,5 mm ölçüm uzunluğunda 3 noktadan olacak şekilde yapılmış ve ortalama değerler Ra (μm) cinsinden kaydedilmiştir. Materyallerin yüzeylerine sonradan uygulanan işlemleri değerlendirmede mekanik profilometreler daha başarılı bulunmuşken, materyalin yapısal pürüzlülüğünün ölçümünde optik profilometrelerin kullanılabilmesi bildirilmiştir.¹⁶³ Bu nedenle çalışmamıza üç boyutlu (optik) profilometre ve SEM dahil edilerek örneklerin yüzey topografisinin daha detaylı incelenmesi sağlanmıştır.

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde eşik değer konusunda henüz bir fikir birliğine varılamamasına rağmen; bazı araştırmacılar yüzey pürüzlülüğü 0,2 μm 'den az olan rezin kompozit restorasyonların oral dokular ile uyumluluk açısından kabul edilebilir olduğunu, 0,2 μm 'den fazla yüzey pürüzlülüğünün ise plak birikimine ve bunun sonucunda çürük başlangıcı ve periodontal hastalığa neden olabileceğini belirtmişlerdir.¹⁵⁹ Chung²⁴⁸,a göre ise ortalama yüzey pürüzlülüğü 1 μm 'den az olan restorasyonlar optik olarak pürüzsüz olma eğilimindedir. Jones ve ark.²⁴⁹ çalışmalarında, 0,5 μm 'nin üzerindeki Ra değerlerini hastanın dil ucuyla farkedebileceğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise başlangıç pürüzlülük değerlerine bakıldığında; en yüksek Ra değeri Grup B'te (0,284±0,072) bulunmuş olup, diğer kompozit gruplarının Ra değerlerinin 0,2 μm eşik değerinin altında olduğu tespit edilmiştir.

Heterojen yapılı kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü içeriklerine bağlı olarak farklılık gösterebilir. Kompozit rezinlerin farklı büyüklük ve sertlik derecelerinde

inorganik dolduruculara ve rezin matrilere sahip olmaları; farklı yüzey özellikleri göstermelerine neden olmaktadır. Polisaj sonrasında, küçük boyutlu doldurucu içeren kompozitler, büyük boyutlu doldurucu içeren kompozitler ile kıyaslandığında daha düzgün yüzeyler göstermektedir.^{250, 251}

Ağız içinde kullanılan restoratif materyaller aralıklı veya sürekli olarak çeşitli faktörler sebebiyle meydana gelen pH ve sıcaklık değişimleri gibi pek çok faktörle temas halindedir.^{224, 225} Bu *in vitro* modeller; kompozitlerin FDA tarafından gıdaları taklit eden solüsyonlar olarak belirlenen çözücüler içerisinde bekletilme yoluyla oluşturulabilir.^{140, 229}

Tanhanuch ve ark.¹³⁰ ise çeşitli bulk fill kompozitleri (SDR, SonicFill, Tetric N-Ceram Bulk Fill, Filtek Bulk Fill) gıdaları taklit eden solüsyon ve içeceklerde 28 gün beklettiklerinde yüzey pürüzlülüğünde artma ve mikrosertlik değerlerinde azalma tespit etmişlerdir. Genel olarak bakıldığında, %55 oranında sitrik asit içeren çarkıfelek meyvesinin suyunda bekletme, tüm kompozitlerde pürüzlülük artışına neden olurken, en pürüzlü yüzey SDR grubunda kaydedilmiştir.

Vouvoudi ve Sideridou¹³¹'nin gıdaları taklit eden solüsyonların (hava, distile su, yapay tükürük, etanol-su karışımı) nanofil kompozitlerin viskoelastik özellikleri üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında su ve yapay tükürüğün kompozitler üzerinde aynı etkiler gösterdiği; 75% etanol-su solüsyonunun ise organofilik doğası sebebiyle su ve yapay tükürükten daha güçlü bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Ayrıca etanolün, polimer matrisin yumuşamasına ve bozulmasına neden olduğu, doldurucu ile silan arasındaki bağı ortadan kaldırdığı belirtilmiştir.

Kooi ve ark.²³² çalışmalarında, giomerlerin etanolden büyük oranda etkilendiğini açıklamışlardır. Bu durumun giomer materyallerin yüksek miktarda rezin matrisin bir parçası olan Bis-GMA içeriğine bağlamışlardır. Etanolün Bis-GMA'ninkine benzer bir çözünürlük indeksine sahip olduğunu ve bu durumun giomerlerin bozunmasını arttırdığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde etanolde bekletme, sadece giomer yapılı Grup B'in Ra değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artışa sebep olurken; diğer kompozit gruplarındaki değişim anlamlı değildir.

Voltarelli ve ark.²⁵² çeşitli kompozitleri (Quixfil, Filtek Supreme, Esthet-x, Filtek Z250 ve Tetric Ceram HB) gıdaları taklit eden solüsyonlarda (Hank solüsyonu,

heptan, 0,02M sitrik asit, 50% etanol) bekleterek fırçalama simülasyonu uyguladıktan sonra yüzey pürüzlülüklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, Ouixfil ve Filtek Supreme gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulmuşlardır. Quixfil kompoziti için; yapay tükürük, heptan ve etanolde bekletme benzer yüzey pürüzlülük değerleri ile sonuçlanmışken, sitrik asit tarafından sağlanan kimyasal bozulma yüzey pürüzlülüğünü artırmıştır. Önceki bir çalışmanın²⁵³ bulgularına göre, alkali metal içeren doldurucular (Quixfil- silanlanmış stronsiyum alüminyum sodyum florür fosfat silikat cam) özellikle hidrojen iyonlarının etkisi altında korozyona oldukça duyarlıdır. Bu nedenle, sitrik asitten salınan iyonlar, lüksivasyon ve doldurucuların kaybına neden olarak yüzey pürüzlülüğünü artırmış olabilir. Bu çalışmanın bir başka bulgusu, etanolde bekletilen Filtek Supreme'in yüzey değişiklikleri aşağıdaki sırayla ilerlemiş olabilir: kimyasal solüsyonda bekletmenin daha yumuşak olan rezin matrikste değişikliklere sebep olması, ardından daha sert olan doldurucuların açığa çıkması ve fırçalama simülasyonu ile de bu doldurucuların yerinden çıkması nedeniyle yüzey pürüzlülüğünde artış meydana gelmiş olabilir.²⁵⁴

Gıdaları taklit eden solüsyonların (distile su, %50 etanol, 0,02 N sitrik asit, hava-kontrol) giomer restoratif materyaller (Beautiful II, Beautiful Flow Plus F00) ile direkt (Filtek Z250) ve indirekt (Ceramage) hibrit kompozitlerin yüzey pürüzlülük ve sertlik değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği bir araştırmada²³²; giomerlerin bu solüsyonlarca yıkıma uğradığı, yüzey sertliğinin sitrik asit ve etanolden belirgin şekilde etkilendiğini, sitrik asitin de yüzey pürüzlülüğünde belirgin artışa sebep olduğunu rapor etmişlerdir. Solüsyon bazında yüzey pürüzlülük değerlerine bakıldığı zaman ortalama Ra değerlerinin; distile suda bekletme sonucu, Beautiful Flow Plus>Ceramage=Beautiful II>Filtek Z250; sitrik asitte Beautiful II>Beautiful Flow Plus>Ceramage>Filtek Z250 ve etanolde ise Beautiful Flow Plus> Beautiful II, Ceramage> Filtek Z250 şeklinde sıralandıkları bildirilmiştir. Yüzey sertlik değerleri incelendiğinde ise giomer yapısındaki Beautiful II'nin ortalama sertlik değerinin büyükten küçüğe doğru, hava (kontrol)>distile su>etanol=sitrik asit ortamlarında tespit edildiği belirtilmiştir.

Çalışmalar heptanın, kompozitlerin mekanik özellikleri ve yüzeyleri üzerindeki etkisine ilişkin farklı sonuçlar göstermiştir. McKinney ve Wu²²⁹, nun araştırmalarına göre, kompozitlerin rezin matriksi heptan dahil olmak üzere organik çözücüler tarafından zarar görebilir. Ek olarak inorganik doldurucuların yok edilmesi, bazı

mekanik özelliklerin azalmasına neden olur.²⁵⁵ Yap ve ark.^{134,} nın yaptıkları çalışmada, metakrilat esaslı kompozit olan Silux'un heptanda bekletilmesi, kompozitin sertliğinde önemli bir artışa neden olmuştur. Bu durumu, heptanın oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu azaltması ve silika doldurucuların salınımını inhibe etmesi ile açıklamışlardır.²⁵⁶ Voltarelli ve ark.^{252,} nın gıdaları taklit eden solüsyonların yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, heptan kompozitler (Quixfil, Filtek Supreme, Esthet-x, Filtek Z250 ve Tetric Ceram HB) üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye neden olmamıştır. Bizim çalışmamızda ise heptan Beautifil Bulk Restoratif grubunun yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı artışa sebep olmuşken, diğer kompozitlerdeki değişimler anlamlı değildir.

Giomerler önceden reaksiyona sokulan cam iyonomer doldurucu partiküllerin rezin matrisle entegrasyonu ile geliştirilmişlerdir. Giomerler ile florür salınımı potansiyeli olan direkt restoratif materyallerin üretilmesi amaçlanmış, bunun yanı sıra geleneksel kompozitlerle karşılaştırılabilir estetik ve işlenebilir özellikleri sergileyebilmeleri için tasarlanmışlardır.²⁵⁷ PRG partiküllerin üretimi; su varlığında, alümina, silika, alüminyum florür ve kalsiyum florür karışımından hazırlanan cam ve poliakrilik asit arasındaki asit-baz reaksiyonuyla başlar.^{257, 258} Bu işlem geleneksel cam iyonomerlerin oluşumunda meydana gelen reaksiyonun aynısıdır, ancak reaksiyona girmemiş cam kalıntısının varlığını sınırlamak için daha fazla miktarda su içinde gerçekleştirilir.²⁵⁷ Reaksiyon birkaç gün içinde basınçlı bir otoklavda 70 °C'ye varan bir sıcaklıkta meydana gelir ve tamamlandıktan sonra ıslak silisli bir hidrojel üretilir. Asit-baz reaksiyonu tamamlanmaya yaklaştıkça, hidrojel içindeki su dondurularak kurutma işlemi ile uzaklaştırılır. Kserojel etiketli olan nihai ürün, PRG doldurucu partiküller üretmek için öğütülür. Öğütmeden sonra üretilen PRG partiküllerin boyutu 0,01-100 µm arasında değişmekte olup, tercih edilen parçacık büyüklüğü aralığı 0,05-30 µm'dir.^{257, 259}

Çalışmamızda gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletilen kompozitler arasında en yüksek yüzey pürüzlülük değerleri Beautifil Bulk Restorative grubunda görülmüş olup, bu gruptaki örneklerin en fazla sitrik asitten etkilendiği tespit edilmiştir. Grup B'te ki örneklerin başlangıç Ra değeri ortalamaları (0,284±0,072) µm iken, sitrik asitte 7 gün bekletme sonunda Ra ortalamalarının (0,698±0,120) µm'ye yükseldiği görülmüştür. Kooi ve ark.²³² çalışmamıza benzer şekilde, giomer yapıdaki Beautifil II

grubunun sitrik asitte önemli ölçüde bozulduğunu tespit etmişler ve bunun nedeninin fluorosilikat cam doldurucuların zayıf asitlerin bozunmasına karşı daha fazla duyarlı olmasından kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir.^{232, 260}

Çalışmamızda gıdaları taklit eden tüm solüsyonlarda, Beautifil Bulk Restoratif grubunun Ra değerlerinde anlamlı bir şekilde artış gözlenmiştir. Diğer kompozitlerde ise solüsyonlarda bekletme sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinde değişim olsa da, bu değişim 7 gün sonunda diğer hiçbir kompozitte anlamlı olmamıştır.

Çalışmamızda test edilen örneklerden alınan SEM ve optik profilometre görüntüleri incelendiğinde; Beautifil Bulk Restoratif grubuna kıyasla diğer kompozitlerin gıdaları taklit eden solüsyonlardan daha az etkilenmiş oldukları görülmektedir. Partikül yapılarının daha küçük olması sebebiyle, inorganik doldurucuların uzaklaşması sonucu meydana gelen boşluklar yüzey pürüzlülüğünde belirgin farklılıklar yaratmamıştır. Beautifil Bulk Restoratif grubunun solüsyonlara maruz kalması ile S-PRG doldurucuların yüzeyden uzaklaşması sonucunda geriye kalan boşlukların büyüklüğü görüntülerden de net bir şekilde ayırt edilebilmektedir ve bu durumun yüzey pürüzlülüğünün anlamlı artışının göstergesi olduğu düşünülmektedir.

Yüzey sertliği; ağız içinde maruz kalınan yumuşamaya neden olan etkenlere karşı materyalin göstermiş olduğu mukavemet, mekanik direnç olarak tanımlanmaktadır.^{261, 262} Kompozit restorasyonların ağız ortamında maruz kalacakları gıdaları taklit eden solüsyonlar karşısında bozulmaya dirençli olmaları, uzun ömürlülükleri açısından önem taşımaktadır.²⁶³ Ağız içi ortamda su moleküllerinin hidrofilik monomerlerce absorbe edilmeleri sonucu; hidrolitik bozulma ve organik matriks ile inorganik doldurucular arasındaki bağlantının kopması, materyalin mekanik özelliklerinin değişmesine sebep olur.⁵⁹

Rezin kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri konusunda bilgi veren ve ayrıca materyallerin polimerizasyon derinliğinin tespit edilmesi amacıyla uygulanan yöntemlerden biri yüzey sertliği testleridir.²⁶⁴ Yapılan bazı çalışmalarda, sertlik testleri ile resin kompozitlerin polimerizasyon derecesi ve derinliği arasında pozitif korelasyon bulunduğu rapor edilmiştir.^{172, 173} Kompozitlerin polimerizasyon miktarlarının tespitinde FTIR, Lazer Raman Spektroskopisi ve Kromatografi gibi zaman alıcı ve pahalı direkt yöntemlerin^{184, 188, 189} yanı sıra yüzey sertlik ölçümü ve ISO 4049 testi (kazıma testi) gibi indirekt ölçüm metodları da^{190, 191} sıklıkla tercih edilebilmektedir. İndirekt

metodlardan biri olan ISO 4049 testinin, polimerizasyon derinliğini olduğundan daha fazla gösterdiği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir.^{191, 265} Sertlik testleri ise uygulama kolaylığı, tekrar edilebilirliği ve güvenilirlik gibi özelliklere sahip olmaları sebebiyle sıklıkla tercih edilmektedirler.^{190, 191, 266}

Sertlik değerlerinin tespitinde Rockwell, Brinell, Knoop ve Vickers gibi çeşitli test metodları kullanılmaktadır. Dental materyallerin yüzey sertlik ölçümlerinde ise çoğunlukla Knoop ve Vickers sertlik testleri tercih edilmektedir.²⁶⁷ Çalışmamızda Vickers sertlik cihazı kullanılmıştır. Rezin kompozitlerin yüzey sertlikleri ölçülürken, ölçüm yapan ucun matris veya doldurucu üzerine gelmesine bağlı olarak elde edilen değerlerde anlamlı farklılıklar oluşabileceğinden, örneklerin üzerinden birden fazla sayıda ölçüm yapılması önerilmektedir.^{48, 268} Bu sebeple bizim çalışmamızda sertlik ölçümleri aynı örnekte üç farklı noktadan yapıp, ortalamaları alınarak gerçeğe en yakın sonuçlar elde edilmeye çalışılmıştır. Ayrıca çalışmamızda, gıdaları taklit eden solüsyonların bulk fill kompozitlerin yüzey sertliği üzerine olan etkisi araştırıldığından sadece üst yüzeylerden ölçüm yapılarak kompozitlerin yüzey sertlikleri birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

Rezin kompozitlerin mikrosertlik değerlerini ve dolayısıyla polimerizasyon derinliklerini etkileyen; doldurucu içeriği, komonomer yapısı ve oranı, fotobaşlatıcı tipi ve konsantrasyonu gibi içsel, ve ışık tipi ve spektrumu, ışık uygulama teknikleri, ışık kaynağının ucunun pozisyonu, radiant enerji, ısı, zaman ve irradyasyon gibi birçok dışsal faktör mevcuttur.²⁶⁹⁻²⁷²

Belli limitlere kadar matris içine yerleştirilen inorganik partiküllerin artması resin kompozitlerin mekanik özelliklerini iyileştirir.¹⁴⁶ Yapılan çalışmalarda inorganik doldurucu miktarı ile sertlik arasında pozitif korelasyon olduğu bildirilmiştir.^{215, 273} Saygılı ve ark.²¹⁵ yaptıkları çalışmada; doldurucu oranları farklı dört kompozit ve bir kompolimeri yüzey sertlik değerleri açısından karşılaştırdıklarında, en sert materyalin doldurucu içeriği en yüksek olan hibrit kompozit olduğunu tespit etmişlerdir. Bouschlicher ve ark.¹⁷⁶ ise çalışmalarında, en düşük hacimli kompozitin en düşük sertlik değerine sahip olduğunu belirtip, sertlik ile doldurucu hacmi arasındaki önemine dikkat çekmişlerdir. Hoffman ve ark.²⁷³'ün plazma ark ve halojen ışık cihazları ile polimerizasyon, resin kompozitlerin bükülme dayanımı modülü ve sertlikleri üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmada, restoratif materyaller arasındaki farklılıklar farklı

doldurucu içerikleriyle açıklanmış olup, doldurucu oranı en düşük olan kompozitler en düşük mekanik özellikleri göstermişlerdir.

Doldurucu oranının yanı sıra doldurucu boyutları ve dağılımında sertlik üzerine etkili olduğu bilinmektedir. Ryba ve ark.²⁷⁴ yüksek doldurucu oranı ve geniş doldurucu partiküllerin, sertlik gibi fiziksel özelliklerin iyileşmesinde etkilerinin olduğunu belirtmişlerdir.

Kompozit restorasyonların yüzey sertliğinin, buldukları sulu ortam ile solüsyonların temas süresinden etkilendiği bildirilmiştir.^{1, 139} Yapılan bir çalışmada, restoratif materyalin özelliğinin, saklama solüsyonunun tipinin ve değerlendirme periyodunun kompozitlerin mikrosertliği üzerinde etkili olduğu, solüsyonlara maruziyet süresinin artmasının rezin özellikleri üzerinde daha fazla bir etkiye sahip olacağı belirtilmiştir.⁶ Yüzey sertliği su emilimi ile ilişkilidir. Kompozit rezinler için su emilimi, organik matriksin zayıflamasına, matriks-doldurucu ara yüzünün bozulması ve çeşitli komponentlerin salınımı ile mekanik özelliklerde azalmaya neden olabilir.^{1, 135, 275, 276} Yap ve ark.^{134, 135}'nin yaptıkları çalışmalarda, rezin kompozitlerin 7 gün distile suda bekletilmesinin ardından yüzey sertlik değerlerinde azalma tespit edilmişken, uzun süre distile suda bekletme (3-6 ay, 1 yıl) sonucu yüzey sertliğinin azaldığını bildiren çalışmalar da mevcuttur.^{277, 278} Bunların yanı sıra, distile suyun kompozitlerin mikrosertliğini arttırdığını belirten çalışmalara da literatürde rastlanmaktadır.^{1, 135, 279} Bu çalışmalarda, 1 haftalık depolama süresi sonunda görülen bu sertlik artışının, başlangıç polimerizasyonunu takiben ilerleyen bir çapraz bağlanma reaksiyonu nedeniyle gerçekleştiği bildirilmiştir.

Organik bir çözücü olup yağlı gıdaları taklit etmek için kullanılan heptanın, rezin kompozitlerin yüzey sertlik değerleri üzerindeki etkilerini değerlendiren birçok çalışma mevcuttur.^{1, 134, 135, 277, 280} Gökay ve ark.²⁸⁰ yaptıkları bir çalışmada, heptanın kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanın yüzey sertlik değerlerinde azalmaya sebep olduğunu bildirmişlerdir. Yap ve ark.¹³⁴ dental kompozitlerin çeşitli solüsyonlara maruz kalması sonucu kimyasal yıkımını araştırdıkları çalışmalarında, heptanda bekletmenin Ariston ve Silux Plus kompozitlerinin sertlik değerlerinde artışa, Z100 ve Surefill kompozitlerinde ise sertlik değerlerinde azalmaya neden olduğu belirtilmektedir.

Rezin kompozitlerin uzun dönem stabilitelerini değerlendiren birçok çalışmada kullanılan, gıdaları taklit eden solüsonlardan biri olan etanolün kompozitlerin sertliğini azaltıcı, rezin matrisi plastize edici etkileri bilinmektedir.^{134, 281-284} Etanol, Bis-GMA esaslı rezinlere yakın çözünürlük indeksine sahip olmasının yanında molekül ağırlığı sebebiyle, kompozitlerdeki suyun geçirgenliğinden daha yüksek seviyede geçirgenlik göstermektedir. Organik bir sıvı olan etanol, kolay penetrasyon özelliği ile rezin matrisin bozularak yumuşamasına sebep olur.^{1, 285} Gökay ve ark.²⁷⁹ farklı kompozit rezinlerin çeşitli likitler (distile su, %25-50 etanol, sitrik asit, laktik asit, heptan) karşısındaki yüzey sertlik değerlerini kıyasladıkları çalışmalarında, en düşük yüzey sertlik değerlerinin %50 etanol solüsyonunda bekletilen kompozitlerde görüldüğünü rapor etmişlerdir. Alkollü içeceklerin kompozitlerin aşınmaları üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir başka çalışmada, etanolün düşük pH'ı sebebiyle rezin kompozitlerin yüzeyinde erozyona neden olabileceği bildirilmiştir.²⁸⁶

Gıdaları taklit eden solüsyonların materyallerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerinin incelendiği çalışmalarda, en çok kullanılan solüsyonlardan biri de sitrik asit olup sertlik üzerindeki etkilerinin materyale bağlı olduğu belirtilmiştir. Yap ve ark.¹³⁵'nin yüzey sertlik değerlerini ölçerek, kimyasal ortamın kompozitlerin in vivo bozulması üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, dört kompozit rezin başlangıç sertlik değerleri kaydedildikten sonra 1 hafta sitrik asitte depolanmış ve ardından tekrar sertlik ölçümleri yapılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre sitrik asit Z100, Surefill ve Silux kompozitlerin sertlik değerini arttırırken; Ariston kompozit grubunun sertlik değerlerinde azalmaya neden olmuştur. Gökay ve ark.²⁷⁹'nin yapmış olduğu çalışmada ise; sitrik asitte bekletilen Surefill Definite grupları, kontrol grubu olan distile suda bekletilen numunelerle kıyaslandığında daha yüksek yüzey sertlik değerleri gösterirken, Tetric Flow, Clearfil APX gruplarının sitrik asite maruz kalmaları daha düşük yüzey sertlik değerleri vermelerine neden olmuştur.

Yap ve ark.²⁸⁷'nin yapmış oldukları, 30 gün distile suda yaşlandırmayı takiben 5000 termal siklus [35 °C(28 sn.), 15 °C(2 sn.), 35 °C(28 sn.), 45 °C(2 sn.)] uygulayıp restoratif materyallerin yüzey sertliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; giomerin (Beautifil), kompozit (Esthet-x, Admira) ve kompomere (Dyract) göre daha yüksek yüzey sertlik değeri gösterdiği rapor edilmiştir.

Mohamed-Tahir ve ark.²⁸⁸,nın pH'm, rezin esaslı materyallerin mikrosertliği üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmada ise; giomer (Beautiful) ve kompomerin (Dyract Extra) mikrosertliğinin, pH'm 2,5-7 olduğu çözeltilerde yaşlandırma sonrasında geleneksel kompozitlere kıyasla daha büyük ölçüde düştüğü bildirilmiştir.

Abrahim ve ark.²⁸⁹, dört bulk fill (Tetric N-Ceram Bulk Fill, Filtek Bulk Fill, Sonic Fill, x-trafil) ve bir nanohibrit (Grandio) kompoziti; kuru ortam (kontrol), distile su, yapay tükürük ve etanol solüsyonlarında bekleterek mekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmalarında, gıdaları taklit eden solüsyonlarda depolandıktan sonra numunelerin bozulma etkisine daha eğilimli olduğunu ve uzun depolama süresinin daha fazla matriks çözünmesine neden olarak kompozitlerin mekanik özelliklerini azaltacağını bildirmişlerdir.

Tanthanuch ve ark.¹³⁰,nın gıdaları taklit eden solüsyon ve içeceklere maruz kalan çeşitli bulk fill kompozitlerin (SDR, SonicFill, Tetric N-Ceram Bulk Fill, Filtek Bulk Fill) mikrosertlik değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında; sitrik asit oranı yüksek olan meyve suyu, mikrosertlik değerlerinde en belirgin düşüşe sebep olurken; en çok etkilenen bulk fill kompozitin SDR olduğu belirtilmiştir.

Al Sunbul ve ark.²⁹⁰ yaptıkları çalışmada, gıdaları taklit eden çözücülerin (deiyonize su, %75 etanol, metil etil keton); dört bulk fill (SDR, Venus Bulk Fill, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ever X Posterior), iki nanohibrit (Tetric EvoCeram, G-aenial Universal Flo) ve iki mikrohibrit (G-aenial Anterior, G-aenial Posterior) kompozitin yüzey sertliği üzerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda; solüsyon tipi ve depolama süresinin mikrosertlik üzerinde belirgin etkileri olduğu; akışkan olmayan bulk fill kompozitlerin diğer materyaller ile karşılaştırılabilir sonuçlar gösterdiği; akışkan bulk fill kompozitlerin yüzey sertliğinde ki belirgin düşüşün, üreticilerin bu materyallerin üzerlerinin geleneksel bir kompozit rezinle örtülmesi önerilerini desteklediği ve doldurucu miktarı ile mikrosertlik arasında ilişki bulunduğu rapor edilmiştir.

Naoum ve ark.²⁹¹ yaptıkları çalışmada, restoratif materyalleri (Beautiful II, Gradia Direct X, Tetric EvoCeram ve Fuji IX Extra) deiyonize su (pH 6,5) ve laktik asit (pH 4,0)'te bekleterek fluor salınımı ve reşarj özelliklerinin yanı sıra mekanik özelliklerinin (yüzey sertliği, elastik modül) nasıl etkilendiğini karşılaştırmalı olarak

incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, deiyonize su ve laktik asitte bekletilen giomer yapılı Beautifil II grubunun yüzey sertlik değerinin, Tetric EvoCeram grubundan elde edilen değerlerin yaklaşık 2 katı kadar olduğu ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin yaşlanma ve fluor salınımı ile azalmadığı bildirilmiştir.

Condò ve ark.²⁹² giomer (Beautifil II), kompomer (Dyract Extra), cam iyonomer (Ketac) ve rezin kompozit (Tetric EvoCeram) kullanarak hazırladıkları örnekleri yüzey sertlikleri açısından değerlendirdiklerinde; Tetric EvoCeram ve Dyract Extra'nın sertlik değerleri birbirine çok yakın olup, Beautifil II grubunun yüzey sertlik değerinin ise bu grupların neredeyse 2 katı olduğu rapor edilmiştir. Yine bu çalışmada, şekerli içecekte bekletilerek yapılan yaşlandırma sonucunda giomerin yüzeyi daha kirli görünse bile, yüzey sertliğinin şekerli içecek kullanımından etkilenmediği belirtilmiştir.

Ilie ve Fleming²⁹³'in giomer (Beautifil Bulk Restorative, Beautifil Bulk Flow) ve rezin esaslı kompozitlerin (Tetric EvoCeram Bulk Fill, SDR) yüzey sertliği ve polimerizasyon derinliği gibi özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada ise giomer materyallerin mikromekanik özelliklerinin rezin kompozitlere kıyasla daha yüksek bulunduğu rapor edilmiştir.

Bizim çalışmamızda, giomer yapılı Beautifil Bulk Restoratif grubunun sitrik asitte bekletilmesi sonucunda yüzeyde makroskobik olarak da gözlemlenebilen beyaz, opak bir tabaka oluşmuştur. Giomerlerde ki S-PRG doldurucular asidik sıvılarla temas ettiğinde fluor salınımı yapma²⁹⁴ ve ortamın pH'ını alkali aralığa getirerek tamponlama kapasitesine sahiptir. Çalışmamızda sitrik asite maruz kalan Beautifil Bulk Restoratif grubundaki numunelerin yüzeyinde oluşan tabakanın yüzeye çökelen iyonlar nedeniyle olduğu ve bu tabakaya istinaden bu grubun yüksek yüzey sertlik değerleri gösterdiğini düşünmekteyiz.

Ağız ortamının kompleks yapısı karşısında restoratif materyallerin en etkin şekilde ve uzun süre fonksiyon görmesi beklenmektedir.²⁹⁵ Ancak kompozit rezinler polimerizasyondan sonra bile stabil olmayıp buldukları ortam ile etkileşimde bulunurlar. Bu etkileşim temel olarak matriks içine suyun difüze olması şeklinde meydana gelmektedir.²⁹⁶ Moleküler yapının polaritesi, rezidüel suyu çeken türlerin varlığı, su ile bağ yapabilecek hidroksil gruplarının mevcudiyeti, inorganik doldurucuların tipi, hacmi, geçirgenliği, çözünürlüğü ve mikroyapısal-moleküler düzeydeki farklılıklara bağlı olarak polimerler değişik düzeylerde su emilimi

gösterirler.^{278, 297} Polimerlerin su absorpsiyonu difüzyon ile açıklanabilecek bir konu olup, bu konu hakkında iki teori bulunmaktadır. Serbest hacim teorisinde, sıvılar polimer içindeki mikroboşluklara difüze olurken; etkileşim teorisinde ise su polimer zincirindeki iyonun gruplara affinitesine göre bağlanır.^{149, 298}

Su emilimi ve çözünürlük, rezin kompozitlerin kırılma dayanımı, aşınma direnci, renk stabilitesi gibi özelliklerini etkilemektedir.²⁹⁹ Su emilimi ve çözünürlük değerlerinin yüksek olmasının, rezin kompozitlerin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği ve klinik ömürlerinin azalmasına neden olduğu bildirilmiştir.³⁰⁰ Materyallerin çözünürlük düzeyleri; solüsyonlar içinde bekleme süresinden, solüsyonun konsantrasyonu ve pH'ından, bu koşulların aynı olduğu durumlarda ise inorganik doldurucu tipi, oranı, yüzey alanı, monomer yapıdaki farklılıklar, çapraz bağ derecesi ve silanizasyondan etkilenmektedir.²⁹⁵ Çözünen asıl bileşenler artık monomerler^{225, 301-303} olsa da; bunun yanısıra polimerizasyon aktivatörleri ve inhibitörleri veya formaldehit³⁰⁴ ve metakrilik asit³⁰⁵ gibi yapısal bileşenler de çözülerek yapıdan uzaklaşır.

Bulk fill kompozitlerde polimerizasyon büzülme stresini düşürebilmek amacıyla polimerizasyon modülatörü olarak rezin matriks içinde kimyasal grup veya plastikleştirici kullanılmaktadır.¹⁸⁵ Yapılan bu değişiklikler, kimyasal polimer ağı modifiye etmekte ve neme karşı olan duyarlılığı etkilemektedir.³⁰⁶ Alshali ve ark.¹⁹² yaptığı bir çalışmada bir yıl süreyle su ve yapay tükürük içinde bekletilen altı farklı bulk fill (SDR, Venus Bulk Fill, x-tra base, Filtek Bulk Fill flowable, SonicFill, Tetric EvoCeram Bulk Fill) ve sekiz geleneksel kompoziti su emilimi ve çözünürlük değerleri açısından karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, rezin kompozitlerin su emilim ve çözünürlük değerlerinin materyale bağlı olup, doldurucu miktarı ve polimer matriksin özelliklerinden etkilendiği, Bis-EMA ve UDMA-BisEMA esaslı rezinlerin BİS-GMA içerikli rezinlerden daha hidrofobik ve su emilimi ile çözünürlüğe dirençli olduğu tespit edilmiştir. Her materyalin içeriği, materyalin uzun dönem klinik performansı üzerinde büyük öneme sahiptir.

Misilli ve Gönülo³⁰⁷ yaptıkları çalışmada, farklı ışık modları ile polimerize edilen 3 bulkfil kompozit (x-trafil, Tetric N-Ceram Bulk Fill, Sonic Fill) ve bir geleneksel kompozitin (Filtek Z250) 30 gün süreyle distile suda bekletilmesi sonucu su emilimi ve çözünürlük düzeylerini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, su emilimi ve çözünürlük değerlerinin kompozit tipinden bağımsız olarak, doldurucu oranı

ve rezin matriksin türünden etkilendiği ve bulk fill kompozitlerin su emilimi açısından geleneksel kompozite göre daha iyi özellikler sergilediği rapor edilmiştir. Çözünürlük değerlerine bakıldığında ise; SonicFill grubunun diğer tüm kompozitlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çözünürlük ($0,94 \pm 1,10 \mu\text{m}/\text{mm}^3$) gösterdiği bildirilmiştir. Schneider ve ark.⁹⁸ tarafından yapılan bir çalışmada, siloran, deneysel ormoser ve geleneksel kompozitlerin 24 saat ve 30 gün sonundaki suda çözünürlük düzeyleri incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda çözünürlük değerlerinin, ormoser>geleneksel kompozit>siloran şeklinde sıralandığı belirtilmiştir.²⁶³ Araştırmacılar, siloranın hidrofobik yapıda siloran monomerleri içermesi sebebiyle, Bis-GMA monomerleri içeren rezin kompozitlerden daha düşük suda çözünürlük değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Farklı bekletme ortamı ve sürelerin, su emilimi ve çözünürlük üzerindeki etkisinin değerlendirildiği çalışmalarda; bekletme ortamının farklılıklara neden olduğu ve elde edilen değerlerin bekleme süresiyle arttığı gösterilmiştir.¹⁹² Zamanın kompozitlerin çözünürlük düzeyi üzerine etkisinin değerlendirildiği bazı çalışmalarda ise, çözünürlük değerlerinin geniş bir aralıkta değiştiği ve düzenli olmadığı görülmüştür.^{153, 233} Yapıdan uzaklaşan organik bileşenlerin büyük kısmının ilk 7 günde yapıdan uzaklaştığını belirten çalışmalar^{233, 302} olduğundan; bizim çalışmamızda da çözünürlük düzeyleri gıdaları taklit eden solüsyonlardan 7 gün depolama sonucunda ölçülerek hesaplanmıştır.

Restoratif materyallerde, ağız ortamında maruz kalabilecekleri gıdaların yaratmış olduğu fiziksel-mekanik özelliklerindeki değişikliklerin, laboratuvar ortamında etanol, heptan, sitrik asit ve yapay tükürüğe maruz kalmaları sonucunda da görülebileceği bildirilmiştir.¹⁴⁰ Bu sebeple çalışmamızda örnekler üzerine herhangi bir mekanik kuvvet uygulanmaksızın yalnızca kullanılan gıdaları taklit eden solüsyonların yarattığı kimyasal bozunmanın sonuçlarının incelenmesi amaçlanmıştır.

Kompozitlerin su emilim ve çözünürlük değerlerinin tespiti amacıyla kullanılan ISO 4049, güvenilir standartlardan biridir.²⁹⁵ ISO 4049 (2009a)'a göre materyallerin su emilim düzeylerinin $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az; çözünürlüğün ise $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği rapor edilmiştir.³⁰⁸ Bizim çalışmamızda standartta belirtilen formül kullanılarak elde edilen çözünürlük değerleri, sitrik asitte bekletilen Beautifil Bulk Restorative grubu hariç diğer tüm gruplarda ISO kriterlerinde belirtilen

değerlere göre düşük bulunmuştur. Sitrik asit içerisinde bekletilen Beautifil Bulk Restorative örneklerinin 7 gün sonunda verdiği çözünürlük değeri $13,03 \pm 4,56 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'tür. Çalışmamızda bu grup hariç diğer tüm kompozit gruplarında çözünürlük değerlerinin negatif olduğu bulunmuştur. Elde edilen negatif çözünürlük değerlerinin, materyallerin dehidratasyonlarını tamamlamama ihtimalleri de düşünülerek, bu materyallerde çözünürlüğün gerçekleşmediği değil düşük düzeylerde gerçekleştiği işareti olarak algılanabilir. Yapılan bazı çalışmalarda da bizim çalışmamızda olduğu gibi negatif çözünürlük değerlerinin elde edildiği rapor edilmiştir.³⁰⁹⁻³¹¹ Negatif çözünürlük değerlerinin; doldurucuların hidrolizi sonucu oluşan metal hidroksitler sebebiyle oluşabileceği¹⁵³ veya emilen su moleküllerinin polimer zincirlerinin polar gruplarına hidrojen bağı ile bağlanıp tamamen uzaklaştırılmaması kaynaklı olabileceği^{309, 311} bildirilmiştir. Lopes ve ark.³⁰⁹'nın, ara verilmiş kademeli (pulse delay) polimerizasyonun kompozit rezinin su emilimi ve çözünürlük değerleri üzerindeki etkisini araştırdığı çalışmada; TPH3 kompoziti üç farklı polimerizasyon modu kullanılarak polimerize edildikten sonra üç farklı solüsyonda (distile su, 75% etanol, 100% kloroform), iki farklı süre (7gün, 60 gün) boyunca bekletip elde edilen değerleri karşılaştırmalı olarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda; test edilen tüm çözücü ve periyodlarda çözünürlük verilerinde negatif değerler tespit edilmiştir. Bu durumun rezin kompozitin, kütle kazanımına neden olan ve gerçek çözünürlüğü maskeleyebilen su emilimine daha duyarlı olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Wei ve ark.³¹¹'nin su emilimi ve desorpsiyon döngüleri sırasında kompozitlerdeki (Filtek Silorane, Gradia Direct Anterior, Gradia Direct Posterior, GC Kalore, Vertise Flow) su difüzyonunun kinetik sürecini ve kütle değişimini inceledikleri çalışmalarında; 150 gün 37 °C deiyonize suda bekletilen Filtek Silorane ($-2.43 \pm 0.26 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) ve GC Kalore ($-1.53 \pm 0.99 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) kompozitlerinde negatif çözünürlük değerleri elde edilmiştir. Bu kompozitlerde çözünürlük değerleri negatif olsa da, onlardan çıkan hiçbir eluat olmadığı anlamına gelmeyeceğinden, desorpsiyon işlemi yeterince uzun sürerse yenilenmiş kütlenin (m_3) başlangıçtaki kütleyle (m_1) veya daha azına geri dönebileceğinden bahsedilmektedir. Elde edilen çözünürlük değerlerinin negatif olmasındaki bir diğer olasılığın da; bu iki kompozit tarafından emilen kısmi suyun rezin matriks içinde bağlı su haline gelmesi ve geri dönüşümsüz olarak çıkarılmaması olabileceği belirtilmiştir.

Çalışmamızda elde edilen çözünürlük değerleri incelendiğinde; yalnızca sitrik asitte bekletilen giomer yapılı Beautiful Bulk Restoratif grubu pozitif çözünürlük değerleri göstermişken, diğer tüm gruplarda negatif değerler tespit edilmiştir. Beautiful Bulk Restoratif'in en fazla sitrik asitte çözünmesinin, yapısında bulunan fluorosilikat cam doldurucuların zayıf asitlere karşı daha fazla duyarlılığı nedeniyle olduğu düşünülmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma bir takım sınırlamalar içermektedir;

- Ağız içinde restorasyonlar; çiğneme kuvvetleri ve diş fırçalama gibi mekanik kuvvetler ile farklı sıcaklık derecelerinde solüsyonlara maruz kalabilmekte ve bu durumun kompozitlerin yüzey pürüzlülük, sertlik ve çözünürlük değerlerini etkileyebileceği düşünülmektedir. Dolayısıyla çalışmamızda ağız ortamı tamamen simule edilememiştir. Bu nedenle, kompozit materyallerin bu özelliklerinin daha farklı saklama ortamlarında, daha farklı süre ve sıcaklıklarda hatta farklı kuvvetler altında değişip değişmediğini inceleyen kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Çalışmada kullanılan örnekler standart kalıplar kullanılarak, düz yüzey oluşturacak şekilde hazırlanmıştır. Bu materyaller ağız içerisinde posterior bölgede kullanıldığı zaman, çalışmada uygulandığı gibi Soflex diskler ile polisajları yapılamayacağı için yüzey pürüzlülük değerlerinde farklılıklar oluşması söz konusu olabilir.
- Çalışmada elde edilen çözünürlük değerleri incelendiğinde Grup B dışında 7 gün sonunda anlamlı sonuçlar bulunamamışken, sürenin artmasının sonuçlarda anlamlılık yaratabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde, şu sonuçlara varılabilir;

1. Gıdaları taklit eden solüsyonlar, çalışmamızda test edilen kompozitler arasında sadece Beautifil Bulk Restoratif grubunda yüzey pürüzlülüğünde anlamlı artışa sebep olmuştur.
2. Sitrik asit, diğer tüm solüsyonlara göre yüzey pürüzlülüğünü daha fazla etkilemiştir.
3. Gıdaları taklit eden solüsyonlarda bekletme sonrası Beautifil bulk fill kompozit grubunda en yüksek yüzey pürüzlülüğü görülmesine karşın aynı zamanda en yüksek yüzey sertliğinin de elde edilmesi bu kompozitin iyon salınımı ile ilişkilendirilmiştir. Bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.
4. Gıdaları taklit eden solüsyonlar yalnızca sitrik asitte bekletilen Beautifil Bulk Restoratif grubunda yüksek derecede çözünmeye neden olmuştur.
5. Beautifil Bulk Restoratif grubu dışında test edilen tüm bulk fill kompozitler kontrol grubu ile benzer sonuçlar sergilerken, bu kompozit rezin ile daha fazla *in*

vitro çalışma yapılması ve bunların da *in vivo* çalışmalarla desteklenmesinin yararlı olacağı düşüncesindeyiz.



KAYNAKLAR

1. Yap A, Low J, Ong L. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Operative Dentistry* 2000; **25**: 170-176.
2. Van Nieuwenhuysen J-P, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *Journal of dentistry* 2003; **31**: 395-405.
3. Opdam N, Bronkhorst E, Loomans B, Huysmans M-C. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *Journal of dental research* 2010; **89**: 1063-1067.
4. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental Materials* 2008; **24**: 1501-1505.
5. Abbas G, Fleming G, Harrington E, Shortall A, Burke F. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of dentistry* 2003; **31**: 437-444.
6. Badra V, Faraoni J, Ramos R, Palma-Dibb R. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent* 2005; **30**: 213-219.
7. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *Journal of dental research* 2008; **87**: 710-719.
8. Garcia FCP, Wang L, D'Alpino PHP, Souza JBd, Araújo PAd, Mondelli RFdL. Evaluation of the roughness and mass loss of the flowable composites after simulated toothbrushing abrasion. *Brazilian oral research* 2004; **18**: 156-161.
9. Yap A, Lim L, Yang T, Ali A, Chung S. Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Oper Dent* 2005; **30**: 129-133.
10. Rethwisch D, Callister W (2014) *Materials Science and Engineering: an Introduction*, Hoboken. NJ: John Wiley & Sons, Inc
11. Um CM, Øilo G. The effect of early water contact on glass-ionomer cements. *Quintessence international* 1992; **23**.
12. Hunter G, Lane DM, Scrimgeour SN, McDonald PJ, Lloyd CH. Measurement of the diffusion of liquids into dental restorative resins by stray-field nuclear magnetic resonance imaging (STRAFI). *Dental Materials* 2003; **19**: 632-638.
13. Yap A, Lee C. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *Journal of oral rehabilitation* 1997; **24**: 310-314.
14. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research* 1955; **34**: 849-853.

15. Bowen R. Composite and sealant resins: past, present and future. *Pediatr Dent* 1982; **4**: 10-15.
16. Schulein TM. Significant events in the history of operative dentistry. *J Hist Dent* 2005; **53**: 63-72.
17. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America* 2007; **51**: 659-675.
18. Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV, Sturdevant CM. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Elsevier/Mosby, p. 217-228, 2012.
19. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of Dental Research* 1956; **35**: 360-369.
20. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002; **87**: 364-379.
21. Patel M, Braden M, Davy K. Polymerization shrinkage of methacrylate esters. *Biomaterials* 1987; **8**: 53-56.
22. Brown D. The status of restorative dental materials. *Dent Update* 1997; **24**: 402-6.
23. Combe E, Burke F. Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dental update* 2000; **27**: 326-336.
24. Söderholm K-J, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of Dental Research* 1984; **63**: 1248-1254.
25. Moszner N, Fischer UK, Angermann J, Rheinberger V. A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *dental materials* 2008; **24**: 694-699.
26. Leinfelder K. Wear patterns and rates of posterior composite resins. *International dental journal* 1987; **37**: 152-157.
27. Osborne J, Gale E, Ferguson G. One-year and two-year clinical evaluation of a composite resin vs. amalgam. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1973; **30**: 795-800.
28. Minguez N, Ellacuria J, Soler JI, Triana R, Ibaseta G. Advances in the history of composite resins. *Journal of the History of Dentistry* 2003; **51**: 103-105.
29. Anusavice K. Challenges to the development of esthetic alternatives to dental amalgam in an academic research center. *Acad Dent Mater Trans* 1996; **9**: 25-50.
30. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials* 2011; **27**: 39-52.

31. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *Journal of investigative and clinical dentistry* 2012; **3**: 3-16.
32. Bagby M, Gladwin M. Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases. Wolters Kluwer business
33. Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Advances in dental research* 1992; **6**: 44-49.
34. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi
35. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A, 2009. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO*, 120, 11, 972-86.
36. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental materials* 2011; **27**: 29-38.
37. Goldstein RE. Esthetics in dentistry. PMPH-USA
38. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; **11**: E215-220.
39. Murchison DF, Roeters J, Vargas MA, Chan D. Direct anterior restorations. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. 3rd ed. Chicago: Quintessence* 2006: 274-279.
40. Roberson TM, Heymann OH, Swift EJ Jr. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 5th ed. St. Louis Missouri: Mosby, 67-134,2006.
41. Powers J, Sakaguchi R. Craigs. *Restorative dental materials. 12th ed. St. Louis: Mosby* 2006: 236-240.
42. Ferracane JL. Direct posterior restoratives. *Materials in dentistry: principles and applications*. Philadelphia: JB Lippincott, 117-143,1995.
43. Van Noort R. Introduction to Dental Materials. 2nd Ed. London, England: Mosby Int. Pub. Ltd., 96-123, 2002.
44. Parker S, Braden M. Water absorption of methacrylate soft lining materials. *Biomaterials* 1989; **10**: 91-95.
45. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences* 1997; **105**: 97-116.
46. Anusavice KJ. Philips' Science of Dental Materials. 11th Ed., China, Saunders Elsevier. 2003.

47. Ferracane JL. Materials in dentistry: principles and applications. Lippincott Williams & Wilkins
48. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 3th Ed., Kanada, Quintessence Publishing Co Inc. 2002.
49. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 1995; **6**: 302-318.
50. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence International* 1993; **24**.
51. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science* 2001; **26**: 535-576.
52. Xu H. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *Journal of dental research* 1999; **78**: 1304-1311.
53. Leinfelder K. Composite resins. *Dental Clinics of North America* 1985; **29**: 359-371.
54. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dental Materials* 2003; **19**: 206-211.
55. Stanford JW. The current status of restorative resins. *Dent Clin North Am* 1971; **15**: 57-66.
56. Bowen R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association* 1963; **66**: 57-64.
57. Labella R, Braden M, Deb S. Novel hydroxyapatite-based dental composites. *Biomaterials* 1994; **15**: 1197-1200.
58. van Noort R. Introduction to dental materials. 4th ed. China: Mosby Elsevier; p. 73-75, 2013.
59. Santerre J, Shajii L, Leung B. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 2001; **12**: 136-151.
60. Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, Leloup G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *Journal of oral rehabilitation* 2004; **31**: 1090-1101.
61. Torry S, Campbell A, Cunliffe A, Tod D. Kinetic analysis of organosilane hydrolysis and condensation. *International journal of adhesion and adhesives* 2006; **26**: 40-49.
62. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1983; **50**: 480-488.

63. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J-P, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials* 1992; **8**: 310-319.
64. Anusavice KJ. Dental ceramics. *Phillips' science of dental materials* 2003: 655-719.
65. Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO & Sturdevant JR. The Art and Science of Operative Dentistry. 3rd edition, St. Louis: Mosby-Year Book Inc, 252-263,1995.
66. McCabe JF, Walls AWG. Applied dental materials. 8th Ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Pub, 87-178,2000.
67. Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Introduction to composite restorations. Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry. St. Louis: Mosby, 473-499,2002.
68. Bayne SC, Herman HO, Edward J. Update on dental composites restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994;125:687-701.
69. Li Y, Swartz M, Phillips R, Moore B, Roberts T. Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *Journal of Dental Research* 1985; **64**: 1396-1403.
70. Cekic-Nagas I, Ergun G. Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *Journal of applied oral science* 2011; **19**: 403-412.
71. Knezevic A, Ristic M, Demoli N, Tarle Z, Music S, Mandic VN. Composite photopolymerization with diode laser. *Operative dentistry* 2007; **32**: 279-284.
72. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal-Canadian Dental Association* 1999; **65**: 447-452.
73. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry* 2002; **24**: 465-479.
74. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable composites: overview and technical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 1999; **11**: 234-249.
75. Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *Journal-Canadian Dental Association* 2003; **69**: 516-521.
76. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dental Clinics of North America* 2001; **45**: 7-29.
77. Brackett WW, Covey D. Resistance to Condensation of Condensable' Resin Composites as Evaluated by a Mechanical Test. *Operative dentistry* 2000; **25**: 424-426.
78. Yazici AR, Celik C, Ozgunaltay G. Microleakage of different resin composite types. *QUINTESSENCE INTERNATIONAL-ENGLISH EDITION-* 2004; **35**: 790-794.

79. Türkün 2015,Dünden Bugüne Kompozit Rezinler,Erişim Adresi: <https://www.slideshare.net/sebnemturkun/kompozit-rezinler-gmag-51931136>.
80. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences
81. Dayangaç, B. Kompozit rezinler. Kompozit Restorasyonlar. Ankara, Quintessence Yayıncılık; 2011. p. 2-24.
82. Mitchell CA, Wilson NH. Dental materials in operative dentistry. Am Dental Educ Assoc
83. Beyth N, Yudovin-Farber I, Perez-Davidi M, Domb AJ, Weiss EI. Polyethyleneimine nanoparticles incorporated into resin composite cause cell death and trigger biofilm stress in vivo. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 2010.
84. Cocco AR, da Rosa WLdO, da Silva AF, Lund RG, Piva E. A systematic review about antibacterial monomers used in dental adhesive systems: Current status and further prospects. *Dental Materials* 2015; **31**: 1345-1362.
85. Jokstad A, Bayne S, Blunck U, Tyas M, Wilson N. Quality of dental restorations FDI Commission Project 2–95. *International Dental Journal* 2001; **51**: 117-158.
86. Fan C, Chu L, Rawls HR, Norling BK, Cardenas HL, Whang K. Development of an antimicrobial resin—A pilot study. *Dental Materials* 2011; **27**: 322-328.
87. Cheng L, Weir MD, Xu HH, Antonucci JM, Kraigsley AM, Lin NJ, Lin-Gibson S, Zhou X. Antibacterial amorphous calcium phosphate nanocomposites with a quaternary ammonium dimethacrylate and silver nanoparticles. *Dental Materials* 2012; **28**: 561-572.
88. McDonnell G, Russell AD. Antiseptics and disinfectants: activity, action, and resistance. *Clinical microbiology reviews* 1999; **12**: 147-179.
89. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dental materials* 2003; **19**: 449-457.
90. Beyth N, Yudovin-Farber I, Bahir R, Domb AJ, Weiss EI. Antibacterial activity of dental composites containing quaternary ammonium polyethylenimine nanoparticles against *Streptococcus mutans*. *Biomaterials* 2006; **27**: 3995-4002.
91. Li F, Chen J, Chai Z, Zhang L, Xiao Y, Fang M, Ma S. Effects of a dental adhesive incorporating antibacterial monomer on the growth, adherence and membrane integrity of *Streptococcus mutans*. *Journal of dentistry* 2009; **37**: 289-296.
92. Yap A, Tham S, Zhu L, Lee H. Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Operative dentistry* 2002; **27**: 259-265.
93. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials* 2004; **20**: 789-795.

94. Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials* 1998; **19**: 503-508.
95. Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials* 2003; **24**: 2451-2461.
96. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental Materials* 2005; **21**: 68-74.
97. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C, Glaros A, Yourtee D. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dental Materials* 2002; **18**: 413-421.
98. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FT, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dental Materials* 2005; **21**: 324-335.
99. van Dijken JW, Sunnegårdh-Grönberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *Journal of dentistry* 2006; **34**: 763-769.
100. Petersen R. Discontinuous fiber-reinforced composites above critical length. *Journal of dental research* 2005; **84**: 365-370.
101. Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2000; **12**: 216-226.
102. Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, Berlin JS, Clelland N. Fracture toughness of packable and conventional composite materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002; **88**: 307-313.
103. Quinn GD, Quinn GD. Fractography of ceramics and glasses. National Institute of Standards and Technology Washington, DC
104. Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LV. Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *dental materials* 2008; **24**: 211-215.
105. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations* 2013; **17**: 227-235.
106. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry* 2014; **39**: 441-448.
107. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative dentistry* 2014; **39**: 374-382.
108. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner M. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental materials* 2015; **31**: 293-301.

109. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials* 2013; **29**: 835-841.
110. Alrahlah A, Silikas N, Watts D. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental materials* 2014; **30**: 149-154.
111. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical oral investigations* 2015; **19**: 831-840.
112. Abed Y, Sabry H, Alrobeigy N. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal* 2015; **12**: 71-80.
113. Hatrick CD, Eakle WS. *Dental Materials: Clinical Applications for Dental Assistants and Dental Hygienists*. Saunders, Elsevier, St. Louis Missouri, USA, p. 64-95, 2016.
114. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry* 2013; **38**: 618-625.
115. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations* 2014; **18**: 1991-2000.
116. van Dijken JW, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dental Materials* 2014; **30**: e245-e251.
117. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials* 2008; **24**: 901-907.
118. Jin X, Bertrand S, Hammesfahr P. New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *J Dent Res* 2009; **88**: 1651.
119. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *dental materials* 2011; **27**: 348-355.
120. Dentsply Detrey GmbH. Scientific Compendium SDR™.
<http://dentsplymea.com/products/restorative/composites/sdr>.
121. Kerr Corporation. SonicFill Portfolio of Scientific Research.
<https://www.kerrdental.com/ca/kerr-restoratives/sonicfill-sonic-activated-bulk-fillcomposite>.
122. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill.
<http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/tetric-n-ceram-bulk-fill>.
123. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill.
<http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/composites/restorative-materials/tetric-evocerambulk-fill>.

124. Dentsply Detrey GmbH. Scientific Compendium on Quixfil.
<http://www.dentsplymea.com/products/restorative/composites/quixfil>.
125. 3M ESPE Dental Products. Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative Technical Product Profile.
http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Catalog/~Filtek-Bulk-Fill-Flowable-Restorative.
126. 3M ESPE Dental Products. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative Technical Product Profile.
http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Catalog/~Filtek-Bulk-Fill-Posterior-Restorative.
127. Shofu Dental Corporation. Beautifil-Bulk: One Bulk-Fill Composite-Two Viscosities
http://shofu.de/uploads/tx_shofuproducts/downloads/BeautifilBulk_GB_2015-09.pdf.
128. Heintze S, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators—results of a round robin test. *Dental Materials* 2005; **21**: 304-317.
129. Eweis AH, Adrian U, Yap J, Yahya NA. Dynamic analysis of bulk-fill composites: Effect of food-simulating liquids. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 2017; **74**: 183-188.
130. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Eiam-O-Pas K, Pokawattana K, Pamanee N, Thongkamkaew W, Kochatung A. Surface changes of various bulk-fill resin-based composites after exposure to different food-simulating liquid and beverages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2018; **30**: 126-135.
131. Vouvoudi EC, Sideridou ID. Effect of food/oral-simulating liquids on dynamic mechanical thermal properties of dental nanohybrid light-cured resin composites. *Dental Materials* 2013; **29**: 842-850.
132. Krüger J, Maletz R, Ottl P, Warkentin M. In vitro aging behavior of dental composites considering the influence of filler content, storage media and incubation time. *PloS one* 2018; **13**: e0195160.
133. Food, Administration D. FDA guidelines for chemistry and technology requirements of indirect additive petitions. *Washington, DC: FDA* 1976.
134. Yap A, Tan S, Wee S, Lee C, Lim E, Zeng K. Chemical degradation of composite restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001; **28**: 1015-1021.
135. Yap A, Chew C, Ong L, Teoh S. Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. *Journal of oral rehabilitation* 2002; **29**: 87-97.
136. Yap A, Lee M, Chung S, Tsai K, Lim C. Effect of food-simulating liquids on the shear punch strength of composite and polyacid-modified composite restoratives. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*- 2003; **28**: 529-534.

137. Yap A, Wattanapayungkul P, Chung S. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Operative dentistry* 2003; **28**: 723-727.
138. BUDAVARI, S., O'NEIL, M.J., SMITH, A., HECKELMANN, P.E., KINNEARY, J.F. (1996). The Merck Index An encyclopedia of chemicals, drugs and biologicals. 12th Ed. Whitehousestation, NJ: Merck&Co., Inc., p.: 392, 393, 641, 796.
139. HANSEN EK. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *European Journal of Oral Sciences* 1983; **91**: 406-410.
140. Kao E. Influence of food-simulating solvents on resin composites and glass-ionomer restorative cement. *Dental Materials* 1989; **5**: 201-208.
141. Wu W, Toth E, Moffa J, Ellison J. Materials science subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. *Journal of Dental Research* 1984; **63**: 675-680.
142. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *European Journal of Oral Sciences* 1984; **92**: 257-261.
143. Akova T, Ozkomur A, Uysal H. Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *dental materials* 2006; **22**: 1130-1134.
144. Correr GM, Bruschi Alonso RC, Baratto-Filho F, Correr-Sobrinho L, Sinhoretic MAC, Puppim-Rontani RM. In vitro long-term degradation of aesthetic restorative materials in food-simulating media. *Acta Odontologica Scandinavica* 2012; **70**: 101-108.
145. Catelan A, Briso AL, Sundfeld RH, Dos Santos PH. Effect of artificial aging on the roughness and microhardness of sealed composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2010; **22**: 324-330.
146. Ferracane J, Berge H, Condon J. In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials* 1998; **42**: 465-472.
147. Musanje L, Darvell B. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dental Materials* 2003; **19**: 414-422.
148. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003; **24**: 655-665.
149. Wei Y-j, Silikas N, Zhang Z-t, Watts DC. Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dental Materials* 2011; **27**: 259-266.
150. El-Hadary A, Drummond JL. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2000; **83**: 356-361.

151. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials* 2006; **22**: 211-222.
152. Cefaly DFG, Franco EB, Mondelli RFL, Francisconi PAS, Navarro MFdL. Diametral tensile strength and water sorption of glass-ionomer cements used in Atraumatic Restorative Treatment. *Journal of Applied Oral Science* 2003; **11**: 96-101.
153. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter I. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of oral rehabilitation* 2001; **28**: 1106-1115.
154. International Organization for Standardization. ISO 4049: Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials. Switzerland, 2000.
155. Powers JM, Paravina R. Esthetic color training in dentistry. Elsevier Mosby
156. Turkun L, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-* 2004; **29**: 203-211.
157. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *The Journal of the American Dental Association* 1975; **91**: 101-106.
158. Neme A, Frazier KB, Roeder L, Debner T. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Operative Dentistry* 2002; **27**: 50-58.
159. Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental materials* 1997; **13**: 258-269.
160. De Jager N, Feilzer A, Davidson C. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dental Materials* 2000; **16**: 381-388.
161. Drummond J, Jung H, Savers E, Novickas D, Toepke T. Surface roughness of polished amalgams. *Operative dentistry* 1992; **17**: 129-134.
162. 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. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2007; **18**: 155-163.
163. Joniot S, Salomon J, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry* 2006; **31**: 39-46.
164. Jefferies SR. The art and science of abrasive finishing and polishing in restorative dentistry. *Dental Clinics of North America* 1998; **42**: 613-627.

165. İnan H, Tamam E, Bağış B. Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü yönünden in vitro incelenmesi. *Selçuk Üniv Dişhek Fak Derg* 2008; **17**: 171-176.
166. Junqueira, L. C. (1992). Study Designs In: Junqueira, L. C., Carneiro, J., Kelly, R. O. Basic Histology. Seventh Edition, Appleton& Lange, Lange, 1-17.
167. Al-Nazhan S. SEM observations of the attachment of human periodontal ligament fibroblasts to non-demineralized dentin surface in vitro. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2004; **97**: 393-397.
168. Breschi L, Gobbi P, Chersoni S, Mazzotti G, Prati C. Effects of different acid and sodium hypochlorite treatments on dentin collagen: a FEISEM analysis. *American journal of dentistry* 2003; **16**: 77A-81A.
169. Breschi L, Gobbi P, Falconi M, Ruggeri A, Mazzotti G, Di Lenarda R, Prati C. Effect of dentinal pretreatments on coronal dentin primary carious lesions: a field emission SEM study. *Clinical oral investigations* 2003; **7**: 140-147.
170. Gadegaard N. Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry* 2006; **81**: 87-97.
171. Jandt KD. Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science* 2001; **491**: 303-332.
172. Ferracane J, Greener E. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins—methods comparison. *Journal of Dental Research* 1984; **63**: 1093-1095.
173. DeWald J, Ferracane J. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of Dental Research* 1987; **66**: 727-730.
174. Özcan S. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen farklı kompozit rezin restoratif materyallerin monomer değişim derecelerinin mikrosertlik ölçümü ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ankara, 2007.
175. Rueggeberg F, Craig R. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of Dental Research* 1988; **67**: 932-937.
176. Bouschlicher M, Rueggeberg F, Wilson B. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 2004; **29**: 698-704.
177. Price RB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials* 2005; **26**: 2631-2641.
178. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dental Materials* 2005; **21**: 1150-1157.

179. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dental materials* 2005; **21**: 962-970.
180. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques. PMPH-USA
181. Palin WM, Fleming GJ, Burke FT, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *Journal of dentistry* 2003; **31**: 549-557.
182. Kim RJ-Y, Son S-A, Hwang J-Y, Lee I-B, Seo D-G. Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of composite and tooth cavities in real time: incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. *Journal of dentistry* 2015; **43**: 1093-1098.
183. Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, Lee I-B. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of dentistry* 2015; **43**: 430-439.
184. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken J. Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with quartz tungsten halogen and light-emitting diode units. *Acta Odontologica Scandinavica* 2004; **62**: 97-101.
185. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, Ferrari M. Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dental materials* 2014; **30**: 688-694.
186. Li X, Pongprueksa P, Van Meerbeek B, De Munck J. Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of dentistry* 2015; **43**: 664-672.
187. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of dentistry* 2014; **42**: 993-1000.
188. Miyazaki M, Onose H, Iida N, Kazama H. Determination of residual double bonds in resin–dentin interface by Raman spectroscopy. *Dental Materials* 2003; **19**: 245-251.
189. Halvorson R, Erickson R, Davidson C. Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-* 2004; **29**: 105-111.
190. Koupis NS, Vercruyse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dental Materials* 2004; **20**: 908-914.
191. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater* 2012; **28**: 521-8.
192. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *Journal of dentistry* 2015; **43**: 1511-1518.

193. SEVİK C. Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Mikrosertlik Değeri ve Dönüşüm Derecesinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. 2018.
194. Karacolak G, Turkun LS, Boyacioglu H, Ferracane JL. Influence of increment thickness on radiant energy and microhardness of bulk-fill resin composites. *Dental materials journal* 2018; **37**: 206-213.
195. NASCIMENTO AS, LIMA DB, FOOK MVL, ALBUQUERQUE MSd, SABINO MA, BORGES SMP, FILGUEIRA PTD, SOUSA YCd, BRAZ R. Physicomechanical characterization and biological evaluation of bulk-fill composite resin. *Brazilian oral research* 2018; **32**.
196. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of dentistry* 2014; **42**: 977-985.
197. Ilie N, Stark K. Effect of different curing protocols on the mechanical properties of low-viscosity bulk-fill composites. *Clinical oral investigations* 2015; **19**: 271-279.
198. Briso ALF, Fedel TM, Pereira SdM, Mauro SJ, Sundfeld RH, Sundfeld MLMM. Influence of light curing source on microhardness of composite resins of different shades. *Journal of Applied Oral Science* 2006; **14**: 10-15.
199. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials* 1985; **1**: 11-14.
200. Vargas M, Cobb D, Schmit J. of Composite Resins: Polymerization Argon Laser vs Conventional Light. *OPE TIVE DENTISTRY* 1998; **23**: 87-93.
201. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of Dentistry* 1999; **27**: 235-241.
202. Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *The Journal of the American Dental Association* 2001; **132**: 639-645.
203. Della Bona Á, Rosa V, Cecchetti D. Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins. *Brazilian dental journal* 2007; **18**: 231-234.
204. D'Alpino PHP, Bechtold J, dos Santos PJ, Alonso RCB, Di Hipólito V, Silikas N, Rodrigues FP. Methacrylate-and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose. *Dental Materials* 2011; **27**: 1162-1169.
205. Zhu S, Platt J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. *Operative dentistry* 2011; **36**: 362-371.
206. Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *Journal (Canadian Dental Association)* 2011; **77**: b9-b9.

207. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clinical oral investigations* 2005; **9**: 71-76.
208. Price R, Fahey J, Felix C. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Operative dentistry* 2010; **35**: 58-68.
209. Venturini D, Cenci M, Demarco F, Camacho G, Powers J. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Operative dentistry* 2006; **31**: 11-17.
210. Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry* 2004; **16**: 211-234.
211. Gordan V, Patel S, Barrett A, Shen C. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-* 2003; **28**: 560-567.
212. ODIAN G (2004) Principles of polymerization. Canada. John Wiley & Sons, Inc. All Rights Reserved
213. Lutz F, Setcos JC, Phillips RW. New finishing instruments for composite resins. *Journal of the American Dental Association (1939)* 1983; **107**: 575-580.
214. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2000; **53**: 353-361.
215. Saygılı G, Şahmalı S, Demirel F. Changes in the mechanical properties of tooth-colored direct restorative materials in relation to time. *Polymers for Advanced Technologies* 2003; **14**: 616-622.
216. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal-Canadian Dental Association* 2003; **69**: 666-666.
217. Özgünaltay G, Yazici A, Görücü J. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *Journal of oral rehabilitation* 2003; **30**: 218-224.
218. Yap A, Yap S, Teo C, Ng J. Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-* 2004; **29**: 275-279.
219. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Aksoy G. The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of nanocomposites. *Operative dentistry* 2008; **33**: 44-50.

220. Pereira SG, Osorio R, Toledano M, Cabrerizo-Vílchez MA, Nunes TG, Kalachandra S. Novel light-cured resins and composites with improved physicochemical properties. *dental materials* 2007; **23**: 1189-1198.
221. Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, Ozel S. Surface hardness evaluation of different composite resin materials: influence of sports and energy drinks immersion after a short-term period. *Journal of Applied Oral Science* 2013; **21**: 124-131.
222. Lee S-Y, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluid simulating food and saliva. *Dental materials* 1995; **11**: 348-353.
223. Yap A, Tan D, Goh B, Kuah H, Goh M. Effects of Food-Simulating Liquids on the Flexural Strength of Composite and Polyacid-Modified Composite Restoratives. *Operative Dentistry* 2000; **25**: 202-208.
224. Mante M, Saleh N, Tanna N, Mante F. Softening patterns of light cured glass ionomer cements. *Dental Materials* 1999; **15**: 303-309.
225. Mortier E, Gerdolle D, Jacquot B, Panighi M. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent-resin-based filling material. *Oper Dent* 2004; **29**: 669-676.
226. Ferracane J, Marker V. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *Journal of dental research* 1992; **71**: 13-19.
227. Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Operative Dentistry* 2010; **35**: 412-419.
228. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro-and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dental Materials* 2009; **25**: 810-819.
229. McKinney J, Wu W. Chemical softening and wear of dental composites. *Journal of Dental Research* 1985; **64**: 1326-1331.
230. Eweis AH, Adrian U, Yap J, Yahya NA. Impact of dietary solvents on flexural properties of bulk-fill composites. *The Saudi Dental Journal* 2018.
231. Yesilyurt C, Yoldas O, Altintas SH, Kusgoz A. Effects of food-simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental composite. *Dental materials journal* 2009; **28**: 362-367.
232. Kooi T, Tan Q, Yap A, Guo W, Tay K, Soh M. Effects of food-simulating liquids on surface properties of giomer restoratives. *Operative dentistry* 2012; **37**: 665-671.
233. Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal of Dentistry* 2001; **29**: 35-41.

234. Yap A, Wee K, Teoh S. Effects of cyclic temperature changes on hardness of composite restoratives. *Operative dentistry* 2002; **27**: 25-29.
235. Bagheri R, Burrow M, Tyas M. Surface characteristics of aesthetic restorative materials—an SEM study. *Journal of oral rehabilitation* 2007; **34**: 68-76.
236. Bani M. Cam iyonomer içerikli farklı restoratif materyallerin florid salınım ve geri alım özelliklerinin, yüzey pürüzlülüklerinin ve dentine bağlanma değerlerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi . Doktora tezi. Ankara: T.C. Gazi Üniversitesi, 2011.
237. Watanabe T, Miyazaki M, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of polishing duration on surface roughness of resin composites. *Journal of Oral Science* 2005; **47**: 21-25.
238. Scheibe KGBA, Almeida KGB, Medeiros IS, Costa JF, Alves CMC. Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of Applied Oral Science* 2009; **17**: 21-26.
239. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. Interoperator variability during polishing. *Quintessence international* 2006; **37**.
240. Whitehead S, Shearer A, Watts D, Wilson N. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dental Materials* 1999; **15**: 79-86.
241. Al-Shammery HA, Bubb NL, Youngson CC, Fasbinder DJ, Wood DJ. The use of confocal microscopy to assess surface roughness of two milled CAD–CAM ceramics following two polishing techniques. *Dental materials* 2007; **23**: 736-741.
242. Ereifej N, Oweis Y, Eliades G. The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Operative dentistry* 2012; **38**: E9-E20.
243. Janus J, Fauxpoint G, Arntz Y, Pelletier H, Etienne O. Surface roughness and morphology of three nanocomposites after two different polishing treatments by a multitechnique approach. *Dental Materials* 2010; **26**: 416-425.
244. Stout KJ, Blunt L. Three dimensional surface topography. Elsevier
245. Tay FE, Sikdar SK, Mannan M. Topography of the flank wear surface. *Journal of Materials Processing Technology* 2002; **120**: 243-248.
246. Heintze S, Forjanic M, Rousson V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. *Dental Materials* 2006; **22**: 146-165.
247. Yap A, Mok B. Surface finish of a new hybrid aesthetic restorative material. *Operative Dentistry* 2002; **27**: 161-166.
248. Chung K-h. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dental Materials* 1994; **10**: 325-330.

249. Jones C, Billington R, Pearson G. The in vivo perception of roughness of restorations. *British Dental Journal* 2004; **196**: 42.
250. Ergücü Z, Türkün L. Surface roughness of novel resin composites polished with one-step systems. *Operative Dentistry* 2007; **32**: 185-192.
251. Koh R, Neiva G, Dennison J, Yaman P. Finishing systems on the final surface roughness of composites. *J Contemp Dent Pract* 2008; **9**: 138-145.
252. Voltarelli FR, Santos-Daroz CBd, Alves MC, Cavalcanti AN, Marchi GM. Effect of chemical degradation followed by toothbrushing on the surface roughness of restorative composites. *Journal of Applied Oral Science* 2010; **18**: 585-590.
253. Attin T, Buchalla W, Hellwig E. Effect of topical fluoride application on toothbrushing abrasion of resin composites. *Dental Materials* 2006; **22**: 308-313.
254. Kawai K, Iwami Y, Ebisu S. Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. *Journal of oral rehabilitation* 1998; **25**: 264-268.
255. Söderholm K-J. Relationship between compressive yield strength and filler fractions of PMMA composites. *Acta Odontologica Scandinavica* 1982; **40**: 145-150.
256. Soderholm K-JM. Leaking of fillers in dental composites. *J Dent Res* 1983; **62**:126±130. <https://doi.org/10.1177/00220345830620020801> PMID: 6571865.
257. Roberts TA, Miyai K, Ikemura K, Fuchigami K, Kitamura T (1999) Fluoride ion sustained release preformed glass ionomer filler and dental compositions containing the same. Google Patents
258. Ikemura K, Tay F, Kouro Y, Endo T, Yoshiyama M, Miyai K, Pashley DH. Optimizing filler content in an adhesive system containing pre-reacted glass-ionomer fillers. *Dental Materials* 2003; **19**: 137-146.
259. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental Materials Journal* 2008; **27**: 315-339.
260. Wa C. Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1984; **52**: 182-189.
261. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003; **24**: 1787-1795.
262. Soh M, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *Journal of dentistry* 2004; **32**: 321-326.

263. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N, Watts DC. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *Journal of oral science* 2011; **53**: 413-419.
264. Lombardini M, Chiesa M, Scribante A, Colombo M, Poggio C. Influence of polymerization time and depth of cure of resin composites determined by Vickers hardness. *Dental research journal* 2012; **9**: 735.
265. Moore BK, Platt J, Borges G, Chu TG, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Operative dentistry* 2008; **33**: 408-412.
266. Cohen ME, Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Ragain Jr JC. Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness. *Dental Materials* 2004; **20**: 158-166.
267. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials* 2007; **23**: 1079-1085.
268. El-Helali R, Dowling AH, McGinley EL, Duncan HF, Fleming GJ. Influence of resin-based composite restoration technique and endodontic access on cuspal deflection and cervical microleakage scores. *Journal of dentistry* 2013; **41**: 216-222.
269. Fleming G, Khan S, Afzal O, Palin W, Burke F. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *Journal of dentistry* 2007; **35**: 97-103.
270. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials* 2013; **29**: 139-156.
271. Guiraldo, R. D., Consani, S., Consani, R. L. X., Berger, S. B., Mendes, W. B., & Sinhoreti, M. A. C. (2009). Light energy transmission through composite influenced by material shades. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 50(4), 183-190.
272. Giorgi MCC, Aguiar FHB, Soares LES, Martin AA, Liporoni PCS, Paulillo LAMS. Does an additional UV LED improve the degree of conversion and Knoop Hardness of light-shade composite resins? *European journal of dentistry* 2012; **6**: 396.
273. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clinical oral investigations* 2000; **4**: 140-147.
274. Ryba T, Dunn W, Murchison D. Surface roughness of various packable composites. *Operative Dentistry* 2002; **27**: 243-247.

275. Cattani-Lorente M, Dupuis V, Moya F, Payan J, Meyer J-M. Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement. *Dental Materials* 1999; **15**: 21-32.
276. Cattani-Lorente M-A, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer J-M. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dental Materials* 1999; **15**: 71-78.
277. Carrilho M, Carvalho RM, Tay FR, Pashley DH. Effects of storage media on mechanical properties of adhesive systems. *American Journal of Dentistry* 2004; **17**: 104-108.
278. Da Fonte Porto Carreiro A, Dos Santos Cruz C, Vergani CE. Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. *Journal of oral rehabilitation* 2004; **31**: 1085-1089.
279. Gökay N, LŞ T. Farklı kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *A Ü Diş Hek Fak Derg* 2002; **28**: 263-270.
280. GÖKAY, O., YILMAZ, B., ÖZYURT, P. (1999). Üç restoratif dolgu materyalinin çeşitli likitler karşısındaki yüzey sertlik degerlerinin karşılaştırılması. *A. Ü. Dis Hek. Fak. Derg.*, **26**: 37-43.
281. Deepa C, Krishnan VK. Effect of resin matrix ratio, storage medium, and time upon the physical properties of a radiopaque dental composite. *Journal of biomaterials applications* 2000; **14**: 296-315.
282. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *European journal of oral sciences* 2001; **109**: 282-285.
283. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *Journal of Dental Research* 2001; **80**: 1570-1573.
284. Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dental Materials* 2003; **19**: 466-470.
285. Gürkan S, Önen A, Köprülü H. In vitro effects of alcohol-containing and alcohol-free mouthrinses on microhardness of some restorative materials. *Journal of oral rehabilitation* 1997; **24**: 244-246.
286. Sarrett D, Coletti D, Peluso A. The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dental Materials* 2000; **16**: 62-67.
287. Yap AUJ, Wang X, Wu X, Chung SM. Comparative hardness and modulus of tooth-colored restoratives: a depth-sensing microindentation study. *Biomaterials* 2004; **25**: 2179-2185.
288. Mohamed-Tahir M, Tan H, Woo A, Yap A. Effects of pH on the microhardness of resin-based restorative materials. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-2005; **30**: 661.

289. Alrahlah A, Khan R, Alotaibi K, Almutawa Z, Fouad H, Elsharawy M, Silikas N. Simultaneous Evaluation of Creep Deformation and Recovery of Bulk-Fill Dental Composites Immersed in Food-Simulating Liquids. *Materials* 2018; **11**: 1180.
290. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dental Materials* 2016; **32**: 987-997.
291. Naoum S, Ellakwa A, Martin F, Swain M. Fluoride release, recharge and mechanical property stability of various fluoride-containing resin composites. *Operative Dentistry* 2011; **36**: 422-432.
292. Condò R, Cerroni L, Pasquantonio G, Mancini M, Pecora A, Convertino A, Mussi V, Rinaldi A, Maiolo L. A deep morphological characterization and comparison of different dental restorative materials. *BioMed research international* 2017; **2017**.
293. Ilie N, Fleming GJ. In vitro comparison of polymerisation kinetics and the micro-mechanical properties of low and high viscosity giomers and RBC materials. *Journal of dentistry* 2015; **43**: 814-822.
294. HAN L, LI M, NIWANO K, OKAMOTO A, HONDA N, IWAKU M. Effect of fluoride mouth rinse on fluoride releasing and recharging from aesthetic dental materials. *Dental materials journal* 2002; **21**: 285-295.
295. KARACAER Ö, YAMAN SD, DEĞİM ZG. Kompozit rezin materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2001; **2001**.
296. Thonemann BM, Federlin M, Schmalz G, Hiller K-A. SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. *Dental materials* 1997; **13**: 192-197.
297. DOUVITSAS, G., PAXIMADA, X., KOUTSOURI, N., GILMOUR, A.S.M. (2000). Water absorption and solubility of compomer, resin modified glass ionomer and composite restorative materials. *Balk. J. Stom.*, 4: 98-102.
298. Chaves LP, Graciano FMO, Júnior OB, do Vale Pedreira APR, Manso AP, Wang L. Water interaction with dental luting cements by means of sorption and solubility. *Brazilian Dental Science* 2013; **15**: 29-35.
299. Berger SB, Palialol ARM, Cavalli V, Giannini M. Characterization of water sorption, solubility and filler particles of light-cured composite resins. *Brazilian dental journal* 2009; **20**: 314-318.
300. Musanje L, Shu M, Darvell B. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dental Materials* 2001; **17**: 394-401.
301. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of oral rehabilitation* 1991; **18**: 353-362.

302. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *Journal of oral rehabilitation* 1994; **21**: 441-452.
303. Palmer G, Anstice H, Pearson G. The effect of curing regime on the release of hydroxyethyl methacrylate (HEMA) from resin-modified glass-ionomer cements. *Journal of dentistry* 1999; **27**: 303-311.
304. Øysæd H, Ruyter I, Sjøvik Kleven I. Release of formaldehyde from dental composites. *Journal of Dental Research* 1988; **67**: 1289-1294.
305. MUNKSGAARD EC, FREUND M. Enzymatic hydrolysis of (di) methacrylates and their polymers. *European Journal of Oral Sciences* 1990; **98**: 261-267.
306. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials* 2013; **29**: e213-e217.
307. MİSİLLİ T, GÖNÜLOL N. Water sorption and solubility of bulk-fill composites polymerized with a third generation LED LCU. *Brazilian oral research* 2017; **31**.
308. Heintze S, Liechtenstein F, Zahnmed SM. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2011; **121**: 1024-1032.
309. Lopes LG, Jardim Filho AdV, Souza JBd, Rabelo D, Franco EB, Freitas GCd. Influence of pulse-delay curing on sorption and solubility of a composite resin. *Journal of Applied Oral Science* 2009; **17**: 27-31.
310. DUYMUŞ ZY, ALADAĞ H. KOMPOZİT REZİN RESTORATİF MATERYALLERİN EMİLİM VE ÇÖZÜNÜRLÜĞÜNÜN İNCELENMESİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2010; **2010**.
311. Wei Y-j, Silikas N, Zhang Z-t, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dental Materials* 2011; **27**: 197-205.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Özge Gizem CABADAĞ
Doğum Yeri : Bakırköy/İSTANBUL
Doğum Tarihi : 01.01.1991
Medeni Hali : Evli
Bildiği Yabancı Diller : İngilizce
Eğitim Durumu
İlk/Orta : Hamdi Akverdi İlköğretim Okulu
Lise : Kars Fen Lisesi
Lisans/Yüksek Lisans : İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Çalıştığı Kurum/Kurumlar : Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: Türk Diş Hekimleri Birliği, Restoratif Diş Hekimliği
Derneği
Bilimsel Etkinlikler
Yayımlar :
Aldığı burslar :
Ödüller :
Projeler :
e-posta : gizemyndny@outlook.com