

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF ANABİLİM DALI

REZİN İÇERİKLİ RESTORATİF MATERYALLERİN
PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN, SU EMİLİMİ VE SUDA
ÇÖZÜNÜRLÜKLERİNİN İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ

Dt. Ahsen MİRDAS

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR

2022-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Ahsen MİRDAS tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 30/05/2022

İMZA

Üye

: Prof. Dr. Nazmiye DÖNMEZ

Bezmialem Vakıf Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye

: Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL

Akdeniz Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye

: Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR

Akdeniz Üniv. Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Bu tez,...../...../..... Tarih ve/..... sayılı Yönetim kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu çalışmada elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynak listesine aldığımı beyan ederim.

Dt. Ahsen MİRDAS

İmza

(Faint, large, stylized watermark text, possibly reading 'X' or 'K')

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde ve bu tezin oluşturulmasında çok büyük emekleri olan, bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, hoşgörüsünü ve manevi desteğini her zaman hissettiğim hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Ayşe DÜNDAR'a,

Eğitimim boyunca teorik ve Pratik anlamda deneyimlerini, yardımlarını ve anlayışlarını esirgemeyen hocalarım Prof. Dr. Çağatay BARUTÇUGİL'e ve Prof. Dr. Tolga HARORLU'ya,

Jurimde yer almasından onur duyduğum kıymetli hocam Prof. Dr. Nazmiye DÖNMEZ'e

Birlikte çalışmaktan keytif aldığım asistan arkadaşlarıma ve yardımcı personele,

Hayatımın her anında her zaman yanımda olan, zor zamanlarımda elimden tutup bana hep cesaret veren hayat arkadaşım, biricik eşim Ahmet MİRDAS'a,

Duyduğum sevginin tarifi olmayan, hayatımın en kıymetlisi canım kızım Alya'ma,

Bugünlere gelmemde çok fedakarlıkları olan aileme, kızları olmaktan gurur duyduğum canım annem ve babama sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

REZİN İÇERİKLİ RESTORATİF MATERYALLERİN PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN, SU EMİLİMİ VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜKLERİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı rezin materyallerin asit ortamda pürüzlülüğünü, su emilimini ve suda çözünürlüklerini incelemektir.

Yöntem: Çalışmada, 1 adet yüksek viskoziteli Bulk Fill kompozit (Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative), 1 adet mikrohibrit kompozit (Charisma® Smart), 1 adet nanohibrit indirekt posterior kompozit (Gradia™ Plus indirekt kompozit) ve 1 adet ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer (RIVA resin modifiye cam iyonomer) kullanılarak 4 mm çap ve 4 mm kalınlıkta toplam 80 adet örnek hazırlandı. Çözünürlük ve su emilimi değerlerini saptamak için, örneklerin başlangıç ağırlıkları mikrogram (μg) cinsinden kaydedildi (M_1). Başlangıç yüzey pürüzlülük ölçümleri profilometre (Surftest SJ-201, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) ile yapıldı, ilk ölçülen yüzey pürüzlülük değerleri Ra_1 olarak kaydedildi. Örnekler ($n=10$) 2 farklı solüsyonda (distile su, sitrik asit) 40 gün bekletildi, ardından örneklerin solüsyonlarda bekleme sonrası ağırlıkları mikrogram (μg) cinsinden kaydedildi (M_2). Tekrar profilometre ile ikinci yüzey pürüzlülük değerleri belirlendi (Ra_2). Örnekler desikatörde bekletilip ağırlık sabitlendiğinde, değerler M_3 olarak kaydedildi. Çözünürlük ve suda emilim düzeyleri ISO 4049:2009 standartlarına göre hesaplandı. İstatistiksel analiz, Tek yönlü ANOVA ve Tukey HSD çoklu karşılaştırmaları kullanılarak yapılmıştır ($p=0.05$).

Bulgular: Yüzey pürüzlülük değişimi ve su emilim değerleri karşılaştırıldığında CİS grupları kompozit gruplarına göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü ve su emilimi değerleri göstermiştir ($p<0,05$). Gruplar arasında suda çözünürlük açısından anlamlı farklılıklar olduğu bulunmuştur ($p<0,05$). CİS-SA grubu en yüksek suda çözünürlük değeri göstermiştir ve bu çözünürlük değeri diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak farklı bulunmuştur.

Sonuç: Bekleme ortamı çalışmamızda test edilen gruplar arasında sadece cam iyonomer siman grubunda yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve çözünürlüğünde anlamlı bir artışa sebep olmuştur. En fazla su emilimi, çözünürlük ve yüzey pürüzlülüğü değişimi CİS-SA grubunda görülmüştür. Bekleme ortamı kompozit rezin grupları arasında su emilimi ve yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından herhangi bir fark yaratmamıştır. Kompozit grupları arasında bekleme ortamı kompozitlerin çözünürlüğünde anlamlı bir farka sebep olmamıştır.

Anahtar Kelimeler: suda çözünürlük, su emilimi, yüzey pürüzlülüğü, sitrik asit

ABSTRACT

IN VITRO INVESTIGATION OF THE ROUGHNESS, WATER ABSORPTION AND WATER SOLUBILITY OF RESIN CONTAINING RESTORATIVE MATERIALS

Objective: This study was aimed to evaluate on water sorption, solubility and surface roughness of resin based restorative

Method: In this study, a Bulk-fill (FiltekTM Bulk Fill Posterior Restorative), microhybrid (Charisma[®] Smart), a nanohybrid indirect resin composites (GradiaTM Plus indirect composite) and a light cure resin modified glass ionomer cement (RIVA resin modified glass ionomer cement) were used and 80 samples of 4 mm diameter and 4 mm thickness were prepared. To determine the water sorption and solubility values, the initial weights of the samples were noted in micrograms (μg) (M_1). The initial surface roughness (SR) of all samples was measured with a profilometer (Surftest SJ-201, Mitutoyo, Tokyo, Japan) and was expressed in μm as Ra_1 . The samples ($n=10$) were immersed into 2 different solutions (distilled water, citric acid) for 40 days, then the weights of the samples after standing in the solutions were noted in micrograms (μg) (M_2). Repeated SR measurements were performed at 40 days storage time (Ra_2). Thereafter, the specimens were stored in the desiccator and reweighed until a constant dry mass (M_3) was attained. Water sorption and solubility ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) were calculated based on ISO 4049:2009 standards. Statistical analysis was performed using the One-way ANOVA and Tukey HSD multiple comparisons ($p=0.05$).

Results: CIS groups showed higher surface roughness and water absorption values than composite groups ($p<0.05$). It was found that there were significant differences between the groups in terms of water solubility ($p<0.05$). CIS-SA group showed the highest water solubility value and this solubility value was statistically different from all other groups.

Conclusion: Among the tested groups in storage medium, only the glass ionomer cement group showed a significant increase in surface roughness, water absorption and solubility. The greatest change in water absorption, solubility and surface roughness was observed in the CIS-SA group. The waiting environment did not make any difference between the composite resin groups in terms of water absorption and surface roughness change. The storage medium did not cause a significant difference in the solubility of the composites between the composite groups.

Key words: water solubility, sorption, surface roughness, citric acid.

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER	x
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kompozit Resinler	3
2.1.1 Kompozit Resinlerin Tarihçesi.....	3
2.2. Kompozit resinlerin yapısı	4
2.2.1 Organik faz.....	4
2.2.2. İnorganik Faz (Doldurucular)	6
2.2.3.Ara Faz	6
2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırması	7
2.3.1.İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	7
2.3.2 Viskozitelerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	10
2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması	11
2.4. Kompozit Resinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler	11
2.4.1. Giomerler	11
2.4.2. Siloranlar.....	12
2.4.3. Ormoserler.....	12
2.4.4 Antibakteriyel Kompozitler	12
2.4.5. Self Adeziv Kompozitler	13
2.4.6. Smart Kompozitler	13
2.4.7. Bulk fill Kompozitler	13
2.5. Cam İyonomerler	16
2.5.1. Geleneksel Cam İyonomerler	17
2.5.2. Resin Modifiye Cam İyonmer Simanlar.....	18
2.6. Resin İçerikli Restorasyonların Fiziksel Özellikleri ve Yüzey Özellikleri.....	21
2.6.1. Su emilimi ve Suda çözünürlük	21
2.6.2. Bulk-fill Kompozitlerin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri	22
2.6.3. Yüzey Pürüzlülüğü.....	24
2.7. Gıdaları Taklit Eden Solüsyonlar	26
3.MATERYAL METOT	28
3.1. Test Materyalleri	28
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	30
3.3. Sitrik Asit Çözeltisinin Hazırlanması	33
3.4. Yüzey Pürüzlülüğü, Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Ölçümlerinin Yapılması.....	33
4.BULGULAR	37
4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları	37
4.2. Su emilimi bulguları	38
4.3. Suda Çözünürlük Bulguları.....	39
5.TARTIŞMA.....	41

5.1.Su emilimi ve çözünürlüğün değerlendirilmesi	43
5.2.Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi	49
6.SONUÇLAR.....	52
KAYNAKLAR.....	54



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
<	Küçüktür
=	Eşittir
>	Büyüktür
±	Artı, eksi işareti
AUDMA	Aromatik üretan dimetakrilat
ART	Atravmtik restoratif tedavi
AFM	Atomik kuvvet mikroskobu
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
Bis-EMA	Ethoksilenmiş bisfenol A glükol dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekare
CİS	Cam iyonomer siman
DEGDMA	Dietilen glükol dimetakrilat
EGDMA	Etilen glükol dimetakrilat
g	Gram
HEMA	2-Hydroxy-Ethyl Methacrylate
ISO	International Organization for Standardization (Uluslararası Standartizasyon Organizasyonu)

mg	Miligram
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekaire
mm³	Milimetreküp
M	Molarite
MMA	Metilmetakrilat
mm/s	milimetre/saniye
nm	Nanometre
p	İstatistiksel Anlamlılık Değeri
pH	Power of hydrogen (ortamdaki hidrojen iyonlarının konsantrasyonu)
RMCİS	Rezin modifiye cam iyonomer siman
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TE-EGDMA	Tetra etilen glikol dimetakrilat
UDMA	Ürethan dimetakrilat
UV	Ultraviyole Stabilizatörleri
µm	Mikrometre
µg	Mikrogram
µg/mm³	Mikrogram / milimetreküp
mW/cm²	Miliwatt / santimetre kare
SEM	Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscopy)
s	Saniye
SR	Yüzey Pürüzlülüğü

ŞEKİLLER

Şekil 3.1.1.A Çalışmada kullanılan bulk fill kompozit örnekler

Şekil 3.1.1.B Çalışmada kullanılan rezin modifiye cam iyonomer siman örnekler

Şekil 3.1.1.C Çalışmada kullanılan indirekt kompozit örnekler

Şekil 3.1.1.D Çalışmada kullanılan Charisma kompozit örnekler

Şekil 3.1.1.E Çalışmada kullanılan ışık cihazı

Şekil 3.1.1.F Çalışmada kullanılan sitrik asit ve sodyum hipoklorit

Şekil 3.2.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp

Şekil 3.2.2. Örneklerin hazırlanması ve polimerizasyonunu gösteren görüntü

Şekil 3.2.3. Örneklerin polisajında kullanılan cila diskleri

Şekil 3.4.1. Örneklerin bekletildiği desikatör

Şekil 3.4.2. Örneklerin kütle ölçümünün yapıldığı hassas terazi

Şekil 3.4.3. Örneklerin hacminin hesaplanmasında kullanılan kumpas

Şekil 3.4.4. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümünde kullanılan profilometre cihazı

Şekil 4.1.1. Pürüzlülük değişimi değerlerinin grafiksel gösterimi

Şekil 4.2.1. Su emilimi ortalama değerlerinin grafiksel gösterimi

Şekil 4.3.1. Suda çözünürlük ortalama değerlerinin grafiksel gösterimi

TABLOLAR

2.3.1. Kompozit Rezinlerin Doldurucu Partikülleri, Büyüklükleri Ve Yüzdelatine Göre Sınıflandırılması

2.6.3.1. Yüzey Ölçümünde Kullanılan Parametreler

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

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

3.1.1. Çalışmada kullanılan malzemeler ve özellikleri

3.4.1. Çalışma grupları

4.1.1. Yüzey pürüzlülüğü değişim değerlerinin (Ra) ortalama ve standart sapma değerleri (μm). Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($p<0,05$)

4.2.1. Su emilimi ortalama ve standart sapma değerleri (μm). Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($p<0,05$)

4.3.1. Suda çözünürlük ortalama ve standart sapma değerleri (μm). Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($p<0,05$)

1.GİRİŞ

Kompozit rezinler; üstün estetik özelliklere sahip olmalarından dolayı restoratif diş hekimliğinde çok geniş bir kullanım alanına sahiptir.⁽¹⁾ Bunun yanı sıra amalgamla kıyaslanabilir mekanik özellikler sergilemektedir. Kompozit rezinlerin geliştirilmesi ve performanslarındaki bu artış, ön dişlerde olduğu gibi arka grup dişlerde de rutin restoratif materyal olarak kullanılmalarını sağlamıştır.⁽²⁾ Ancak; kompozit rezinlerin, kaviteye uygulanırken 2 mm lik tabakalar halinde uygulanması gerekliliği⁽³⁾ hem uzayan tedavi süresine hem de tabakalar arasında kontaminasyon ve hava kabarcıklarına sebep olabilmektedir. Bu olumsuzlukların üstesinden gelmek için; kavitelere tek seferde 4 veya 5 mm tabakalar halinde yerleştirilebilen bulk fill kompozitler piyasaya sürülmüştür.

Ayrıca; posterior bölgedeki çürük lezyonlarının konservatif tedavisinde kompozit rezinlere alternatif olarak kullanılabilecek bir diğer materyal cam iyonomer simanlardır.⁽⁴⁾ Cam iyonomer simanlar; doğal diş dokusuna benzer termal genleşme katsayısına sahip olması, diş dokularına fizikokimyasal adezyon sağlaması, florür salınımı yapması, biyouyumlu olması, düşük marjinal sızıntıya sahip olması, restorasyon kenarlarında çürük önleyici özelliklere sahip olması ve komşu proksimal çürüklerde remineralizasyon sağlaması gibi avantajlara sahiptir.⁽⁵⁾

Kompozit rezinler; özelliklerindeki gelişmelere rağmen, su emilimi ve çözünürlük gibi önemli klinik problemlerle karşı karşıyadır. Kompozit rezinlerin başarısını etkileyen parametrelerden biri olan su emilimi; rezin matriks içerisindeki difüzyon-kontrollü bir süreçtir ve bozunmaya ya da rezin matriks içerisindeki doldurucuların yapıdan uzaklaşmasına neden olur.⁽⁶⁾ Doldurucuların yapıdan uzaklaşmasıyla mekanik özelliklerde bozulmalar görülür.⁽⁷⁾ Mekanik özelliklerde görülen bu bozulmaların nedenleri; ağız ortamının nemli olması ve ağız pH'sında görülen değişimlerdir.⁽⁷⁻⁹⁾

Kompozit rezinlerin başarısını etkileyen bir diğer önemli parametre olan suda çözünürlük; restorasyonların kimyasal çözünürlüğünü arttırarak diş yapılarına olan uyumlarını olumsuz yönde etkiler. Nemli ortam; hidrolize neden olarak kompozit rezin materyallerin kimyasal bozunmasına neden olabilir.⁽¹⁰⁾

Ağız içerisinde çeşitli solüsyonlara maruz kalma nedeniyle meydana gelen kimyasal yıkım ve mekanik abrazyon gibi nedenler rezin kompozit restorasyonlara zarar verebilmekte, yüzeyi

daha pürüzlü bir hale getirerek yüzey renklenmelerine, artmış plak birikimine, yumuşak doku inflamasyonuna ve rekürrent çürük oluşumuna neden olmaktadır.^(11, 12)

Sonuç olarak hem restorasyonun bütünlüğü ve mekanik özellikleri hem de yüzey özellikleri ve estetik görünümleri açısından su emilim, suda çözünürlük ve yüzey pürüzlülüğü değerleri önemli parametrelerdir.⁽¹³⁾

Bu çalışmada; 4 farklı rezin içerikli restoratif materyalin sitrik asitte ve distile suda 40 gün bekletildikten sonra su emilim, suda çözünürlük düzeylerinin ve yüzey pürüzlülük değişimlerinin karşılaştırılarak, değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezleri şunlardır:

- 1) Materyal türünün; su emilimi, suda çözünürlük düzeyi ve yüzey pürüzlülüğü üzerinde fark yaratmayacağı,
- 2) Örneklerin farklı solüsyonlara (distile su ve sitrik asit) maruz kalması sonucunda yüzey pürüzlülük değişimi, su emilimi ve çözünürlük düzeyleri açısından herhangi bir fark oluşmayacağıdır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler hem anterior hem de posterior dişler için kullanılabilen, üstün estetik özellikleri ve kullanım kolaylıkları nedeni ile günümüzde en fazla tercih edilen restoratif materyallerdir.⁽¹⁴⁾

2.1.1 Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

Diş hekimliğinde, doğal diş rengine yakın renkte kullanılan ilk materyal silikat simanlar olmuştur.⁽¹⁵⁾ Silikat simanların yüksek büzülme ve genleşme katsayısı, düşük renk stabilitesi ve diş dokularına zayıf adezyonu gibi dezavantajları, fiziksel ve mekanik özellikleri daha iyi olan yeni materyal arayışlarına yol açmıştır.^(16, 17) 1940'larda silikat simanların yerini alan akrilik rezinlerin, termal genleşme katsayılarının diş dokularından fazla olması ve polimerizasyon büzülmesinin fazla olması sonucu, restorasyon kenarlarında ve pulpada meydana getirdiği olumsuzluklar nedeniyle diş hekimliğinde kullanımları uzun süreli olmamıştır.^(18, 19)

Akrilik ve diğer dolgu malzemelerinin en büyük eksikliklerinden birisi diş yapıları ile bağlanmamalarıdır.⁽²⁰⁾ 1955'te Buonocore tarafından asit-etch tekniğinin uygulanmasıyla diş minesine adezyon basit, tutarlı ve güvenilir bir yöntem olarak kabul gördü.⁽²⁰⁾ Dr. Buonocore mineyi fosforik asitle pürüzlendirerek, restoratif diş hekimliğinin seyrini yıllar içerisinde değiştirmiş, adeziv diş hekimliğinin temelini atmıştır.

İlk kompozitler; polimetilmetakrilat bazlı, kimyasal olarak aktive olan, karıştırma sırasında hava sıkışması nedeniyle yüksek porozite riski taşıyan, sınırlı çalışma süresine sahip, iki pattan oluşan self-cure sistemlerdi.^(21, 22)

1962'de Bowen⁽²³⁾, bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) monomerini tanıttı. Bu monomer, büyük moleküler boyutu ve kimyasal yapısı nedeniyle daha düşük uçuculuk, daha düşük polimerizasyon büzülmesi, daha hızlı sertleşme gösteren, daha dayanıklı rezinlerin üretilmesini sağlayarak metil metakrilattan üstün özellikler sunmaktaydı.⁽²⁴⁾

Bis-GMA bazlı kompozit sistemler iki patın karıştırılmasıyla hazırlanan, kimyasal olarak polimerize olan sistemlerdir.⁽²⁵⁾ Bu iki patlı sistemler kaviteye yerleştirilirken restorasyonda

hava kabarcıklarına sebep olarak restorasyonun mekanik özelliklerinin bozulmasına sebep olabilmektedir.⁽²⁶⁾ Bu sebeple bu problemlerin üstesinden gelebilmek için 1970'li yılların başlarında Ultraviyole (UV) ışık dalga boyunda polimerize olabilen yeni foto başlatıcı, tek patlı kompozit rezinler geliştirilmiştir.⁽²⁷⁾ Bu sistemlerin yetersiz kür derinliği ve uygulayıcının UV'ye maruz kalması gibi dezavantajları, alternatif bir ışıkla kürleme sistemi arayışına sebep olmuştur.

1970'lerin sonlarında, kamforkinonun ortaya çıkmasıyla görünür mavi ışıkla polimerize olabilen, yüksek kürleme derinliğine sahip bir sistem üretilmiştir.⁽²⁸⁾ Materyallerin polimerizasyon reaksiyonunun başlama zamanını uygulayıcının ayarlayabilmesi diş hekimine uygulama sırasında yeterli çalışma zamanı sağlamıştır.⁽²⁹⁾

Günümüzde bu ilerlemeler sayesinde tek pat şeklinde kullanılan ve görünür ışık ile polimerize olan yeni materyaller geliştirilmiştir.⁽³⁰⁾ Kompozit teknolojisindeki gelişmeler, mükemmel dayanıklılığa, aşınma direncine sahip ve doğal dişleri taklit eden modern malzemelerle sonuçlanmıştır.⁽³¹⁾

2.2. Kompozit rezinlerin yapısı

Bir kompozitin tanımı, iki veya daha fazla bileşenden oluşan malzemedir. Tipik olarak bir kompozit rezin, polimerizasyonu indükleyecek bir sisteme dahil edilmiş bir organik matriks, inorganik doldurucu ve bu doldurucu partikülleri rezin matrisine bağlamak için bir ara fazdan (bağlayıcı ajan) oluşan 3 ana komponente sahiptir.⁽³²⁾

2.2.1 Organik faz

Organik faz; polimerizasyon başlatıcı sistem, monomerler, aktivatörler, renk pigmentleri, polimerizasyon inhibitörleri ve UV stabilizatörlerinden oluşmaktadır.⁽³³⁾

Günümüzde kompozit rezinlerin çoğunun organik matrikslerinin monomer kısmını yüksek molekül ağırlıklı ve yüksek viskoziteli bir monomer olan Bis-GMA ve ürethan dimetakrilat (UDMA) oluşturmaktadır.⁽³⁴⁾ BisGMA monomerinin fazla sert ve visküz olması ve renk stabilitesinin olmaması gibi dezavantajları vardır.⁽²⁴⁾ Bis-GMA monomerinin yüksek viskozitesini azaltmak için yapısına trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) eklenmiştir. Bu monomer kombinasyonu bugüne kadar dental kompozitler için en yaygın kullanılan matriks-monomer kombinasyonlarından biri haline gelmiştir.⁽³⁵⁾ Bis-GMA ve TEGDMA

monomerlerinin her ikisi de iki reaktif çift bağ içerirler ve polimerize edildiğinde, polimer zincirleri arasında güçlü kovalent bağları oluştururlar. Bu bağlar, organik matriksin özelliklerini güçlendirerek üretilen kompozitin mekanik ve fiziksel özelliklerini iyileştirmektedir.⁽³⁶⁾

Organik rezin matriks kısmında sıklıkla kullanılan bir diğer monomer ise 1974'te bulunan UDMA monomeridir.⁽³⁷⁾ UDMA monomeri yüksek moleküler ağırlıklarından dolayı, yüksek viskoziteye sahiptir. Üretan dimetakrilat (UDMA) monomerinin viskozitesini azaltmak için; metil metakrilat (MMA) ve etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) gibi çeşitli seyreltici monomerler ilave edilerek farklı kompozit formülasyonları hazırlanmıştır.⁽³⁵⁾

Kompozit rezinlerde sıklıkla kullanılan, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA gibi monomerler dışında piyasadaki kompozit rezinlerin içinde tetraetilen glikol dimetakrilat (TE-EGDMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), dietilen glikol dimetakrilat (DEGDMA) gibi farklı monomerler de mevcuttur.⁽³⁸⁾

Organik faz; polimerizasyon için gerekli olan başlatıcı sistemleri içerdiği için, kompozit rezinlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini belirlemektedir.^(31, 39)

İnhibitörler: Monomerlerin ışık, ısı ve diğer kimyasal yollarla kendiliğinden polimerize olmasını engelleyen bileşenlerdir.⁽³⁹⁾

Polimerizasyon başlatıcı-Aktivatör sistem: Polimer zincirlerinin oluşması serbest radikaller tarafından başlatılan ilave polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekleşmektedir.⁽³⁶⁾ Fiziksel ve/veya kimyasal aktivasyon ile polimerizasyon reaksiyonu için gerekli serbest radikallerin oluşmasını sağlayan maddeler; polimerizasyon başlatıcılarıdır. Başlatıcıları aktive ederek, polimerizasyonun klinik olarak kabul edilebilir bir sürede gerçekleşmesini sağlayan maddeler ise aktivatörlerdir.⁽³⁹⁻⁴¹⁾

Renk Pigmentleri: Dişe benzer renk ve translüensliği sağlayarak doğal bir görünüm elde etmek amacıyla ilave edilmektedir. Bu pigmentler genellikle bir miktar metal oksit partiküllerinden oluşmaktadır.⁽³⁶⁾

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.⁽³⁹⁾

2.2.2. İnorganik Faz (Doldurucular)

Doldurucu içeriği, doldurucu boyutu ve doldurucu partiküllerinin dağılımı, kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkiler.⁽⁴²⁾

Doldurucular, kompozitin hacim ve ağırlık olarak büyük bir bölümünü oluştururlar. Doldurucuların işlevi, rezin matrisini güçlendirmek, yeterli translusensi sağlamak ve polimerizasyon sırasında kompozitin hacimsel büzülmesini kontrol etmektir.

Doldurucular geleneksel olarak kuvars, cam veya sol-jel türevi seramikler gibi minerallerin öğütülmesiyle elde edilirler. Doldurucular, kompozitlere mekanik özellikler^(43, 44), sertlik artışı^(45, 46), ısıtıldığında veya soğutulduğunda boyutsal stabilite gösterme,^(47, 48) polimerizasyon büzülmesinde azalma,^(49, 50) radyoopasite,⁽⁵¹⁾ gelişmiş estetik özellikler ve kolay uygulama sağlamak için kullanılırlar.

Doldurucu seçiminde en önemli kriterlerden biri kompozitin optik özellikleridir. Dental kompozitlerde kullanılan monomer rezinlerinin kırılma indeksi yaklaşık 1.55'tir. Bu değerden farklı kırılma indekslerine sahip dolgular, kompozitin optik olarak opak görünmesine neden olarak estetik ve kürlenme sorunu yaratmaktadır.

Kompozit rezine dayanıklılık ve radyoopasite özelliklerini kazandırmak için inorganik faza stronsiyum, zirkonyum, baryum ve çinko ilave edilir.⁽⁵²⁾ Kompozit rezine translusent özelliği vermek ve mekanik özelliklerini güçlendirmek için silika partikülleri eklenir. Saf silika iki kristalin (kristobalit, tridimit, kuartz) ve non kristalin (silikat cam) olmak üzere iki fazda bulunur. Günümüzde silikanın non kristalin formu bitirme ve polisaj işlemleri için daha uygun olduğundan tercih edilmektedir.⁽⁵³⁾

Genel olarak, kompozitin fiziksel ve mekanik özellikleri, eklenen doldurucu miktarı ile doğrudan ilişkilidir.⁽⁵⁴⁾

2.2.3. Ara Faz

Organik rezin matris ile inorganik doldurucular arasındaki adeziv bağlantının kalitesi, kompozit materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerinin gelişmesine katkıda bulunur.⁽²³⁾ Bu iki

fazın bağlanması, doldurucu partiküllerinin hem doldurucu hem de matriks özelliklerine sahip olan bir ara madde ile kaplanmasıyla sağlanır.

Dental kompozitlerdeki birleştirme ajanı, bir ucunda silanol grupları ve diğer ucunda metakrilat grupları bulunan bir moleküldür. Bu moleküller, hem silika bazlı dolduruculardaki silikon-oksijen gruplarına, hem de rezin matrisindeki metakrilat gruplarına kovalent bağlar oluşturabilir.⁽⁵⁴⁾

Ara faz bir organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır ve en yaygın kullanılan silan 3-metakriloksi propil trimetoksi silan'dır.⁽⁵⁴⁾ Silanların, doldurucuların yüzeyinde bulunan hidroksil gruplarını absorbe etmesi sayesinde kompozit rezinler suya karşı dirençli hale gelirler.⁽⁵⁵⁾

2.3. Kompozit Rezınlerin Sınıflandırması

Kompozit rezınlerin sınıflandırılması içeriğindeki inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre yapılmaktadır.⁽⁵⁶⁾ Ancak en fazla kullanılan sınıflandırma yönteminde, inorganik doldurucuların ortalama partikül büyüklüğü dikkate alınmaktadır.⁽⁵⁷⁾

Kompozit rezınlerin doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılmasının sebebi, doldurucu boyutlarının polimerizasyon derinliği, polimerizasyon büzülmesi, materyalin fiziksel özellikleri ve cilalanabilirliğini etkilemesidir. Bir kompozitin doldurucu boyutlarının ve yüzdesinin bilinmesi o kompozitin mekanik özellikleri ve cilalanabilirliği hakkında ipucu vererek kullanılacak bölge açısından materyal seçimini kolaylaştırmaktadır.⁽⁵⁸⁾ Kompozit rezınlerin sınıflandırılması Tablo 2.3.1'de gösterildiği gibidir.

2.3.1.İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezınlerin Sınıflandırılması

Megafil Kompozitler: Megafil kompozitlerin doldurucu partikülleri boyutu 50-100 µm dur. Okluzal temas bölgelerinde ya da aşırı kuvvet alan ve aşınan bölgelerde kullanılması önerilen, büyük çaplı cam doldurucu partikülleri içeren kompozitler mega doldurucu olarak kabul edilir.⁽⁵⁶⁾

Tablo 2.3.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması⁽⁵⁹⁾

İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelere Göre		
Kompozit Resinler	Partikül Büyüklüğü (µm)	Partikül Yüzdesi Ağırlıkça (%)
Megafil	50-100 µm	%70-80
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%70-80
Minifil	0,1- 1 µm	%75-85
Mikrofil	0,01-0,1 µm	%35-60
Hibrit	0,04-1 µm	%75-80
Nanofil	0,005-0,01 µm	%85-90
Polimerizasyon Yöntemlerine Göre		
Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler		
Işık ile polimerize olan kompozit rezinler		
Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler		
Viskozitelerine Göre		
Kondanse olabilen kompozit rezinler		
Akışkan kompozit rezinler		

Makrofil Kompozitler: Geleneksel kompozitler olarak bilinirler. Makrofil kompozit rezinlerin ortalama doldurucu partikülleri boyutu 10 ila 100 mikron arasındadır. Doldurucu içeriği ağırlıkça yaklaşık yüzde 70 ila 80'dir. Doldurucu partiküllerinin nispeten büyük boyutu ve aşırı sertliği nedeniyle pürüzlü bir yüzey dokusu sergiler. Resin matrisi daha az sert olduğu için yüzey daha pürüzlü hale gelir ve daha hızlı aşınır. Oklüzal temas alanlarındaki pürüzlülük, renk değişikliği ve aşınma nedeniyle diğer kompozit türlerine göre daha hızlı plak birikimi meydana gelir.

Midifil Kompozitler: Midifil kompozitlerin ortalama doldurucu partikül boyutu 1-10 µm arasındadır. Doldurucu tipi makrofil kompozitlerde de kullanılan kuvarsdır.⁽⁶⁰⁾ Bu kompozitler makrofil kompozitlerden daha fazla ve daha küçük inorganik doldurucu partiküller içermektedir. Bu nedenle daha iyi cilalanabilmektedirler.⁽⁵⁶⁾

Minifil Kompozitler: Minifil kompozitlerin ortalama doldurucu partikülleri boyutu 0,1- 1 μm dur. Partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. Doldurucu partiküllerinin çok ve küçük olması makrofill kompozitlerden daha düzgün ve pürüzsüz bir yüzey elde edilmesini sağlamaktadır.⁽⁵⁶⁾

Mikrofil Kompozitler: Mikrofil kompozitlerin ortalama doldurucu partikülleri boyutu 0,01- 0,1 μm dur. Küçük partikül boyutu; plak ve lekelerle karşı dayanıklı pürüzsüz cilalı yüzey sağlamaktadır. Doldurucu içeriğinin az olması nedeniyle düşük kırılma tokluğu ve marjinal uyumsuzluk sergilemektedirler. Düşük elastisite modülüne ve yüksek parlatılabilirliğe, mükemmel yarı saydamlığa sahiptirler.

Klinik uygulamalara izin verebilecek bir viskozite elde etmek için bu tür kompozitlerde trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) miktarı daha fazladır. Mekanik özellikleri iyi olmadığı için çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanımı tavsiye edilmemektedir. Ön dişlerin ve servikal abfraksiyon lezyonlarının restorasyonu için kullanılabilirler.⁽⁶¹⁾

Hibrit Kompozitler: Hibrit kompozitlerin ortalama partiküllerinin boyutu 0,04-1 μm dur. Geleneksel ve mikrofil kompozitlerin avantajlarını birleştirmek için hibrit kompozitler geliştirilmiştir. Çeşitli boyutlardaki doldurucu partiküllerinin kombinasyonu, fiziksel özelliklerde iyileşme ve ayrıca kabul edilebilir parlatılabilirlik sağlar.⁽⁶²⁾ Hibrit kompozit terimi; geleneksel hibritleri, mikro ve nanohibritleri içerir.⁽³⁵⁾ Nanohibritler-Nanofil kompozitler ve mikrohibritler; yeni nesil hibrit kompozit rezinlerdir.

Dolgu teknolojisindeki son gelişmeler, 0.1 μm –1.0 μm ve daha küçük partiküllerin (0.04 μm) bir kompozit formülasyona dahil edilmesiyle mikro hibrit kompozitlerin üretilmesine sebep olmuştur. Mikrohibritlerin oldukça küçük parçacıkları içermesi, üstün polisajlanabilir yüzeyler sağlar. Mikrohibrit kompozitler; oldukça güçlüdür, parlatılabilir ve amalgama eşdeğer (6-15 mikron/yıl) aşınma direncine sahiptir. Bu özellikleri klinisyene, ön estetik alanların yanı sıra arka stres taşıyan alanlarda da kullanım için olanak sağlar.⁽³⁴⁾

Nanohibrit kompozitler; mikrofil kompozitlerden daha küçük ortalama partikül boyutuna sahiptirler. Bu küçük doldurucu partiküllerinin matris içinde uygun şekilde dağılımı, orijinal hibrit kompozit rezinlere eşdeğer fiziksel özelliklerle sonuçlanır. Yüksek parlatılabilirlik, mükemmel estetik ile diş dokusuna benzer yarı saydamlık, optimum mekanik özellikler, iyi

renk stabilizasyonu, lekelenmeye karşı direnç, yüksek aşınma direnci gibi üstün özellikler sergilerler.⁽⁶¹⁾ Hem ön hem de arka bölge restorasyonları için kullanılabilirler.

Nanohibritler, mikrofil bir kompozitin kullanım özellikleri ve parlatılabilirliği ile geleneksel bir hibritin mukavemeti ve aşınma direncini birleştiren ilk gerçek evrensel kompozit rezin olarak sınıflandırılabilir.⁽³⁵⁾

2.3.2 Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kondanse edilebilir kompozitler: Daha çok amalgam gibi işlenebilen bir kompozit sağlamak için kondanse edilebilir kompozitler geliştirildi. Kondanse edilebilir kompozitler, diğer restoratif kompozitlerden daha yüksek viskoziteye sahiptir.⁽³⁵⁾

Bu kompozitlerin en önemli avantajları kaviteye basınç uygulanarak kolaylıkla yerleştirilebilmesi, termal genleşme katsayısının dişe yakın olması sayesinde polimerizasyon büzülme streslerinin düşük olması ve özellikle arayüz kavitelerinde temas noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesidir.⁽⁶³⁾

Kondanse edilebilir kompozitlerin dezavantajları ise doldurucu partiküllerinin akışkan kompozitlerden daha büyük olmasından dolayı bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra yüzeyin pürüzlü kalması, kavite duvarlarına ve marjnlere tam adaptasyon sağlayamaması sonucunda mikrosızıntı probleminin görülmesidir.⁽⁵²⁾

Akışkan kompozitler: Diş hekimliğinde 1996 yılının sonlarında tanıtıldılar. Akışkan rezinlerdeki doldurucu içeriği ağırlıkça yüzde 60'tır. Genellikle partikül boyutu 0.02 ila 0.05 um arasında değişen silikadır. Düşük doldurucu içeriği, kompozitlerin düşük viskozitesinden sorumludur, bu da onların küçük preparasyonlara uygulanmasına olanak tanır, böylece pit ve fissür restorasyonları için iyi bir seçenek haline gelirler. Ancak daha düşük doldurucu içeriği bu kompozitlerin geleneksel kompozitlerden daha zayıf mekanik özelliklere sahip olmasına sebep olmuştur.

Akışkan kompozitler; düşük viskozite, diş yüzeyinin yüksek ıslanabilirliği, yüksek kür derinliği, minimum kalınlıkta katmanlar oluşturabilme, böylece az hava sıkışması, radyoopak olması gibi avantajlara sahiptir. Dezavantajları ise; stres taşıyan alanlarda aşınmaya daha duyarlı olması, daha zayıf mekanik özellikler sergilemesi, daha fazla polimerizasyon büzülmesi göstermesidir.⁽⁶¹⁾

2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler: İlk üretilen kompozit rezinler kimyasal olarak polimerize olmaktadır. Sınırlı çalışma süresi vardı ve uzun vadeli renk stabilitesi yoktu. Yapısında bulunan tersiyer aminlerin ağız ortamında kimyasal değişikliğe uğraması ile amin renklenmesi görülmekteydi ve bu renklenme ultraviyole ışığı, nem ve oksidasyon ile hızlanmaktaydı.⁽⁵⁶⁾ Günümüzde bu kompozitlerin kullanımı aşırı derecede hasar görmüş dişlerin restorasyonunda çekirdek (core) yapımıyla sınırlıdır.⁽⁶⁰⁾

Işık ile polimerize olan kompozitler: İlk ışıkla sertleşen kompozitler, 1960'ların sonlarında ultraviyole (UV) ışıkla polimerize olan kompozitler olarak üretilmiştir. 1970'lerin sonlarında, kompozitlerin görünür ışıkla polimerize olması, UV ışıkla polimerizasyonun yerini almıştır.

Görünür ışıkla polimerizasyonda ışık aktivasyonu 460 ve 470 nm dalga boyu arasında değişmektedir. Aktivasyonda, fotobaşlatıcı (kamforokinon), amin hızlandırıcı ile birleşir ve polimerizasyonu başlatan serbest radikalleri serbest bırakır. Bu reaksiyon, üçüncül aminlere olan ihtiyacı ortadan kaldırdığından, görünür ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin renk stabilitesinde gelişme göstermiştir.⁽⁶¹⁾

Hem kimyasal hemde ışıkla polimerize olan kompozitler: Işıkla polimerizasyonun tamamen sağlanamayacağı durumlarda kullanılması tavsiye edilmektedir. Hem kimyasal polimerizasyon hem de ışık ile polimerizasyon teknolojilerini kullanan kompozit rezinler, esas olarak siman veya kor yapımında kullanılırlar. Bu kompozitlerde, sertleşme reaksiyonu, görünür ışıkla başlatılır, reaksiyon, ışığın yokluğunda da zamanla yavaş yavaş devam eder.⁽⁵²⁾

2.4. Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler

2.4.1. Giomerler

Giomer, "cam iyonomerler" ve "kompozit" kelimelerinin karışımıdır. Bu materyaller nispeten yeni tip restoratif materyallerdir. Giomerler hem cam iyonomerlerin (Florür salımı, florür şarj edilebilmesi) hem de rezin kompozitinin (mükemmel estetik, kolay parlatılabilirlik, biyouyumluluk) özelliklerine sahiptir.

Giomerler, önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer partikülleri içeren rezin bazlı materyallerdir. Partiküller, rezin matrisine dahil edilmeden önce polialkenoik asit ile

reaksiyona sokulmuş floroalüminosilikat camdan yapılmıştır. Giomerler, ışıkla aktive olmaları ve diş yapıları ile bağlanması için bonding ajanlarının kullanılmasını gerektirmeleri bakımından kompomerlere ve kompozit malzemelere çok benzerdirler.⁽⁶¹⁾

2.4.2. Siloranlar

Dental kompozit araştırmalarındaki modern gelişmeler, görünür ışık ile kürlenene oksiran bazlı rezinler gibi halka açma sistemlerinin kullanımına odaklanmıştır.⁽⁶⁴⁾ Oksiran rezinleri, geleneksel Bis-GMA bazlı rezinler ile karşılaştırıldığında, gelişmiş kür derinliği, daha düşük polimerizasyon büzülmesi, daha yüksek dayanıklılık gibi birçok olumlu özellik göstermiştir.^(65, 66)

Oksiran ve siloksan moleküllerinin reaksiyonundan elde edilen siloranlar,⁽⁶⁷⁾ oksiran monomerinin düşük polimerizasyon büzülmesi ve siloksan monomerinin hidrofobiklik gibi iki önemli avantajını birleştirmiştir. Bildirilen tüm bu avantajlı özellikler, siloran monomerlerinin dental kompozit malzemelerde başarıyla kullanılmasını teşvik etmiştir.⁽⁶⁴⁾

2.4.3. Ormoserler

Geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin yarattığı sorunların üstesinden gelmek için yeni bir malzeme sınıfı olarak organik modifiye edilmiş seramikler geliştirildi.⁽⁶⁸⁾ Doğal diş yapısına çok benzer bir termal genleşme katsayısına sahip olan bu malzemeler, sol-jel öncüleri olarak çok işlevli üretilen- ve tiyoeter metakrilat alkoksil silanlardan sentezlenen yeni bir üç boyutlu çapraz bağlı inorganik-organik polimer olarak formüle edildi. Bu malzemeler kompozitlere göre daha düşük aşınma direnci^(69, 70) ve daha az doldurucu içeriğine sahip olmalarına rağmen hibrit kompozitlerinkine eşit bir büzülme göstermektedirler.⁽⁷¹⁾

2.4.4 Antibakteriyel Kompozitler

Kompozitler, mineye kıyasla daha fazla plak ve bakteri birikimi eğilimi gösterdiğinden, çürüğe dirençli antibakteriyel kompozitler geliştirmek için girişimlerde bulunulmuştur.⁽⁶¹⁾

Restoratif materyallere ilave edilen antibakteriyel ajanlar; gluteraldehit, klorheksidin, gümüş, triklosan, ve diğer nanopartiküller, florür ve antibakteriyel aktivite sağlamak için yeni bir monomer olan 12-metakriloil oksidodesil piridinyum bromür'dür.^(72, 73) Bu ajanlar demineralizasyonu önler ve sekonder çürükleri ve ayrıca biyofilm oluşumunu azaltır.⁽⁷⁴⁾

2.4.5. Self Adeziv Kompozitler

Self adeziv kompozitler, kompozitlerin tekniğe en duyarlı adımı olan adeziv uygulamasını ortadan kaldırarak, kompozit restorasyon prosedürünü basitleştirmek amacıyla geliştirilmiştir. Bu kompozitlerdeki rezinler, diğer metakrilatlarla çapraz bağlanma ve kopolimerizasyon yapabilen⁽⁷⁵⁾ ve ayrıca dişin mineral içeriği ile kimyasal bağlanma potansiyeli olan self etch, dimetakrilat monomeri olan gliserol fosfat dimetakrilat içerir.⁽⁷⁶⁾

Bugüne kadar ticari olarak satılan tüm self etch rezin bazlı malzemeler akıcıdır. Resin bazlı self adeziv kompozitlerin bağlanma mukavemeti değerlerinin, diş yapılarına adeziv uygulanarak elde edilenler kadar yüksek olmadığını göstermiştir.⁽⁷⁷⁾

2.4.6. Smart Kompozitler

Smart kompozitlerde mikron boyutunda sensör parçacıkları, üretim süreci sırasında kompozitin içine gömülür. Bu sensörler resin matrisi ile etkileşime girer ve ölçülebilir anyonlar üretir. Bu tip kompozitler, eğer restorasyonun yakınlarında pH düşerse florür, hidroksil ve kalsiyum iyonlarını serbest bırakır.

Smart kompozitler,yeni tanıtılan alkali cam doldurucu içeriğine sahip, bakteri üremesini engelleyen ve böylece sekonder çürük oluşumunu azaltan özellikleriyle öne çıkar. Bu kompozitler, dimetakrilat monomerlerinde silikon dioksit, iterbium triflorür ve kalsiyum silikat camlı baryum, alüminyum florür ve silikat cam doldurucular içerir. Bu kompozitlerdeki doldurucu içeriği ağırlıkça yüzde 80'dir.

2.4.7. Bulk fill Kompozitler

Geleneksel kompozitlerde görülen kontaminasyon riski, tabakalar arasında boşluk kalma riski, derin kaviterlerde materyali yerleştirmede yaşanan zorluklar ve uygulamanın fazla zaman gerektirmesi gibi dezavantajların üstesinden gelebilmek için son yıllarda “bulk fill” kompozitler geliştirilmiştir.^(78, 79)

Bulk fill kompozitler, tek seferde 4 veya 5 mm kalınlıkta tabakaların kürlenmesini sağlayarak restorasyon sürecini hızlandırır. Üreticiler, geleneksel kompozitlerin aksine, bulk fill kompozitlerde daha düşük polimerizasyon büzülme stresi oluştuğunu ve gösterdikleri yüksek ışık geçirgenliği ile polimerizasyon derinliğinin arttığını iddia etmektedirler.^(80, 81)

Bulk fill kompozitler hem akışkan hem de tepilebilir formda, basit uygulama yöntemine sahip ve yeterli kür derinliği sağlayacak özelliklere sahiptir. Akışkan bulk fill kompozitler genellikle şekillendirilebilir materyallerden daha düşük doldurucu içeriğine sahiptir. Bu yüzden bulk fill kompozitlerin üzerinin, oklüzal kuvvetler altında daha güçlü ve aşınmaya karşı daha dirençli alan yüksek doldurucu içeriğine sahip bir geleneksel kompozit ile kapatılması gerekmektedir.⁽⁷⁶⁾

Piyasadaki ilk bulk fill kompozit olan SureFil SDR flow (veya Avrupa pazarında SDR), Venus Bulk Fill, X-tra base ve Filtek Bulk Fill gibi düşük viskoziteli bulk fill kompozitlerin üzerlerinin geleneksel bir kompozit rezin ile örtülmesi gerekirken, diğer yüksek viskoziteli SonicFill, Tetric EvoCeram Bulk Fill ve X-tra fill kompozitlerin üzerinin örtülmesine gerek yoktur. Bu kompozitler daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilirler.⁽⁸¹⁾

Günümüzde kullanılmakta olan bazı düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 2.4.7.1’de, yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 2.4.7.2’de gösterilmektedir.

Tablo 2.4.7.1: 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	SDRTM	Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya	SDR patentli UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, Ba-Al-F-borosilikat cam, Sr-Al-F-silikat cam	68/45	-
	Venus® Bulk Fill	Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya	UDMA, Bis-EMA, Ba-Al-F-silikat cam, YbF ₃ , SiO ₂	65/38	0,02-5 µm
	X-tra base	VOCO, Cuxhaven, Almanya	Bis-EMA, alifatik dimetakrilat	75/-	-
	FiltekTM Bulk Fill	3M ESPE, St Paul, MN, Amerika	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, prokrlat rezin, YbF ₃ , zirkonya/silika	64.5/42.5	0,01-3,5 µm (ort:0,6 µm)
	Beautifil® Bulk	Shofu, Kyoto, Japonya	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, F-B-Al	72.5/-	

	Flowable		silikat cam bazlı S-PRG doldurucu		
UDMA: üretan dimetakrilat; Bis-EMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat; TEGDMA: metilen glikol dimetakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-glisidil dimetakrilat; YbF ₃ : iterbiyum triflorid; SiO ₂ : silisyum dioksit; Bis-MPEPP: 2,2-bis[(4-metakriloksi polietoksi) fenil] propan					

Veriler üretici firma bilgilerinden elde edilmiştir.

Tablo 2.4.7.2: Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

Kompozit Rezin Tipi	Marka	Üretici firma	İçerik	Doldurucu oranı (wt%/vol%)	Doldurucu boyutu
Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit	Quixfill™	Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya	Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, TMPTMA, TCB, Sr-Al-Na-F-PO ₄ silikat cam	85.5/66.4	1-10µm
	SonicFill™	Kerr, Orange, CA, Amerika	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, SiO ₂ , cam, oksit	83.5/66	-
	Tetric N- Ceram® Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, Ba cam, prepolimer, YbF ₃ , oksit	75-77/53-55	0,04-3µm (ort:0,6µm)
	Tetric EvoCeram® Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, Ba cam, prepolimer, YbF ₃ , oksit	76-77/53-54	0,04-3 µm (ort:0,55µm)
	X-tra fil	VOCO Cuxhaven, Almanya	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA Ba-B-Al silikat	86/70.1	-
	Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorativ	3M ESPE, St Paul, MN, Amerika	AUDMA, UDMA, AFM, silika, zirkonya, silika/zirkonya, YbF ₃	76.5/58.4	silika: 0,02 µm zirkonya: 0,004- 0,011µm
	Beautiful® Bulk Fill Restorativ	Shofu, Kyoto, Japonya	Bis-GMA, UDMA, Bis- MPEPP, TEGDMA, F-B- Al silikat cam bazlı S- PRG filler	87/74.5	-
Bis-EMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat; UDMA: üretan dimetakrilat; TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat; TMPTMA: trimetilolpropan trimetakrilat; TCB: bis-2-hidroksietil metakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-glisidildimetakrilat; SiO ₂ : silisyum dioksit; YbF ₃ : iterbium triflorid; DDDMA: 1, 12- dodekandiol dimetakrilat;					

Veriler üretici firma bilgilerinden elde edilmiştir.

Bu test çalışmasının test gruplarında kullanılan materyallerden birisi olan yüksek viskoziteli Filtek Bulk-Fill Posterior Restoratif (3M-ESPE) kompozitleri diğer bileşim özelliklerinin yanı sıra, formülasyonuna ilave parçalanma zincir transferine uğrayabilen bir monomer dahil edilmiştir. Bu monomer yüksek moleküler ağırlıklı aromatik bir dimetakrilat olan AUDMA monomeridir.⁽⁷⁶⁾ Bu monomer yapının ana etkisi, kovalent ağı, bir alil disülfid bağı yoluyla çapraz bağ kaybı olmadan, bağ kırılması ve yeniden yapılması yoluyla stres karşısında uyum sağlayabilecek hale getirmesidir.⁽⁸²⁾ Deneysel materyallerle elde edilen sonuçlar, en azından mekanik özelliklerin korunduğunu ve polimerizasyon stresinde % 30'a varan bir azalma olduğunu göstermiştir.⁽⁸²⁾

İn vitro çalışmalarda genel olarak, posterior restorasyonlarda bulk fill rezin kompozitlerinin kullanımının, tüberkül deformasyonunu^(83, 84) ve polimerizasyon stresini azalttığı⁽⁸⁵⁾ ve ayrıca kırılma direncini artırdığı^(83, 86) gösterilmiştir.⁽⁷⁶⁾

Akışkan bulk fill kompozitler, yüksek doldurucu oranına sahip nanohibrit kompozitlerle ve normal kıvamdaki bulk fill kompozitler ile karşılaştırıldığında yüksek oklüzal yükler altında kullanımlarını kısıtlayabilen daha düşük mekanik özellikler gösterir.⁽⁸⁷⁾ Son klinik araştırmalar ise, akıcı ve normal kıvamlı bulk fill dolgu malzemelerinin, geleneksel malzemelerle karşılaştırıldığında benzer klinik performans sergilediğini göstermektedir.⁽⁸⁸⁾

Bulk fill kompozitlerin avantajları olarak görülen artmış polimerizasyon derinliği materyallerin yüksek translüensliği ile açıklanırken; polimerizasyon stresindeki azalma ise organik matriks ve/veya doldurucu içeriğindeki modifikasyonlarla ilişkilidir.⁽⁸⁶⁾

2.5. Cam İyonomerler

Diş hekimliğinde “akıllı” materyaller üretme kavramı son on yılda hız kazanmıştır.^(89, 90) Cam iyonomer simanların akıllı davranışı ilk kez Davidson tarafından belirtilmiştir⁽⁸⁹⁾ ve diş hekimliğinin çeşitli dallarında yaygın olarak kullanılmaktadır.

Kompozitlerle karşılaştırıldığında, cam iyonomerler, diş yapısına kimyasal olarak bağlanma⁽⁹¹⁾ ve florür salma avantajına sahiptir.^(92, 93) Cam iyonomerin diğer restoratif materyallere göre avantajlarından biri, herhangi bir bonding ajanına ihtiyaç duymadan kavitelere yerleştirilebilmeleri⁽⁹⁴⁾ ve biyouyumlu olmalarıdır.^(94, 95) Bu avantajlarının yanı sıra yetersiz

renk stabilitesi, nem duyarlılığı ve zayıf estetik özellikler gibi dezavantajları da bulunmaktadır.⁽⁴⁾ Yeterli mukavemet ve tokluk göstermemesi geleneksel cam iyonomerlerin en önemli dezavantajıdır.⁽⁹⁶⁾ Bu dezavantajlar, malzemenin fiziksel özelliklerini zayıflatmakta ve yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanımını kısıtlamaktadır.⁽⁴⁾

Cam iyonomerlerin düşük fiziksel mukavemetleri, kırılganlıkları ve yüksek yüzey aşınmaları nedeniyle, kullanımları erozyon veya abrazyon lezyonları ve Class I ve Class V kaviteler ile sınırlıdır.⁽⁹⁶⁾ Geleneksel cam iyonomerlerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için HEMA gibi hidrofilik monomer içeren rezin modifiye cam iyonomerler üretilmiştir.⁽⁹⁵⁾

Son zamanlarda yapılan bazı çalışmalarda, biyoaktivitesini ve diş rejenerasyon kapasitesini geliştirmek için cam iyonomerin yapısına biyoaktif cam eklenmiştir.^(95, 97) Cam iyonomerler su bazlı, doldurucusu floroalüminasilikat camı adı verilen reaktif bir cam içeren, matriksi karboksil asitlerinin polimer veya kopolimerinden oluşan, self adeziv restoratif materyallerdir. Bu materyallerin sertleşme reaksiyonu, bir asit-baz reaksiyonunu içerir. İki ana cam iyonomer türü vardır: Geleneksel cam iyonomer ve rezin modifiye cam iyonomerler.

2.5.1. Geleneksel Cam İyonomerler

1970'lerde keşfedilen cam iyonomerler, silikat ve çinko polikarboksilat materyallerinin teknolojilerini ve kimyasını birleştirerek her ikisinin de olumlu özelliklerini bir araya getirmiştir.

Geleneksel cam iyonomerler karıştırma gerektiren toz-sıvı şeklinde 2 kısımdan oluşan sistemlerdir. Çeşitli modifikasyonlardan geçen cam iyonomerler vardır ancak tüm geleneksel cam iyonomerler; polikarboksilik asit, floroalüminasilikat cam partikülleri, su, tartarik asit gibi temel bileşenlere sahiptir. Çoğu cam iyonomerin polimerik matrisi; akrilik asit ve itakonik asit veya maleik asitin kopolimeridir. Materyalin çalışma süresini ve sertleşme özelliklerini kontrol etmek için 'tartarik asit' eklenir. Toz, asitle reaktif ufulanmış floroalüminasilikat cam partiküllerinden oluşur ve kalsiyum, stronsiyum ve lantan gibi iyonlara sahiptir.⁽³¹⁾ Lantan, stronsiyum, baryum ve çinko oksit katkı maddeleri materyale radyoopasite sağlar.⁽⁶¹⁾

Toz ve likit karıştırıldığında floroalüminasilikat cam partikülleri ile polikarboksilik asit arasında asit-baz reaksiyonu şeklinde sertleşme reaksiyonu başlar. İlk sertleşme, karıştırmanın

ardından 3 ila 4 dakika içinde gerçekleşir, ancak iyonik reaksiyon, 24 saatten daha uzun süre devam eder.⁽³¹⁾

Sertleşme reaksiyonunun çok önemli bir yan ürünü, cam matrizen florür iyonlarının salınmasıdır. Flor salınımında floroalüminasilikat camındaki florür, karboksilatlar ve su ile yer değiştirir. Bu nedenle, eğer uygun şekilde formüle edilirse, simanın zamanla mukavemetinde herhangi bir kayıp olmaz.⁽³¹⁾

2.5.2. Rezin Modifiye Cam İyonmer Simanlar

Rezin modifiye cam iyonmer simanlar (RMCİS) poliakrilik asite metakrilat eklenerek üretilmiştir.⁽⁴⁾ RMCİS'in ilk reaksiyonu asit-baz reaksiyonu, ikincil reaksiyon fotokimyasal polimerizasyondur.⁽⁹⁸⁾ Bu simanlar uzamış çalışma süresi ve artmış yüzey sertliği gibi avantajlara sahiptir. RMCİS, iyon salınımı yapabilen ışığa duyarlı cam parçacıkları ve fotoinitiyator içeren ve temeli poliakrilik asit olan sıvı olmak üzere iki komponentten oluşur. Ticari malzemelerin bileşimi büyük ölçüde değişse de, asıl RMCİS'lerin temel bileşenleri; Polikarboksilik asit polimeri, floroalüminasilikat camı, su, hidrofilik metakrilat monomer, serbest radikal başlatıcılarıdır.⁽³¹⁾ Çok sayıda araştırmacı, RMCİS'lerin geleneksel cam iyonmerlere yakın oranlarda florür salabildiğini bildirmiştir.^(74, 99) İlk 24 saat boyunca RMCİS'lerden salınan florür miktarı maksimum seviyededir.^(74, 100, 101) Günlük florür salınımı giderek azalarak 10 gün ile 3 hafta arasında stabilize olur.^(74, 100, 102, 103) RMCİS biyouyumlu, diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilen ve flor salabilen hidrofilik, kısmen estetik, kolay uygulanabilen ve ağız dokularında az çözünen bir materyaldir.^(104, 105)

Cam İyonmer Simanların Fiziksel Özellikleri

Cam iyonmer simanlar; yüksek basma dayanımı, düşük kırılma tokluğu ve düşük eğilme dayanımı, yüksek elastisite modülü ve aşınma direncine sahiptirler. Bu özelliklerinden dolayı cam iyonmer simanlar sert ama kırılğan materyaller olarak nitelendirilebilirler ve yüksek stres taşıyan alanlarda dikkatli kullanılmalıdır. Modifiye cam iyonmer simanlar daha fazla mukavemete sahiptir ancak kırılma dirençleri düşüktür. Rezin modifiye cam iyonmerler, geleneksel cam iyonmer simanlara kıyasla daha yüksek kopma modülü ve gerilme kuvveti ve elastisite modülüne sahiptir. Bu onları kırılmaya karşı daha dirençli hale getirir, ancak aşınma dirençleri düşüktür.⁽⁶¹⁾

Cam İyonomer Simanların Biyouyumluluğu

Cam iyonomer simanların likitinde bulunan poliakrilik asitin zayıf bir asit olması, içerisinde bulunan hidrojen iyonlarının polimer zincirlerine elektrostatik olarak bağlanması, uzun polimer zincirlerinin çapraz bağlanması ve bu sayede dentin tübüllerine nüfuz etmelerini önlenmesi gibi özelliklerinden dolayı biyouyumlu dental materyaller olarak kabul edilirler. Cam iyonomerlerin yerleştirilmesinden sonra oluşan postoperatif hassasiyet genellikle su ile karıştırılmış formlarında görülür. Bunun nedeni, bu simanların düşük viskozitesi ve düşük başlangıç pH'ıdır.⁽⁶¹⁾

Cam iyonomerlerin Neme Duyarlılıkları

Cam iyonomerler erken sertleşme reaksiyonu sırasında suya ve tükürüğe, geç sertleşme reaksiyonu sırasında ise dehidratasyona karşı çok hassastır. Nem kontaminasyonunun simanın özelliklerini önemli ölçüde etkilediği gösterilmiştir. Yapıldıktan sonraki ilk 24 saatte nem kontaminasyonu olursa, simandan kalsiyum ve alüminyum iyonları sızarak polikarboksilat oluşturmaları engellenir. Bu durum düşük yüzey sertliği ve pürüzlü restorasyon yüzeyinin oluşmasına neden olur.⁽⁶¹⁾

Erken evrede su ile temas olması durumunda geleneksel cam iyonomerlerin mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilenmektedir. Yapılan çalışmalarda erken evrelerde su ile temas olduğunda; basma dayanımında düşüş, translusenside azalma, restorasyonun çözünürlüğünde artış, klinik performansta anlamlı düşüş ve materyalin dayanıklılığında azalma görüldüğü bildirilmiştir.⁽¹⁰⁶⁾

Cam İyonomerlerin Adezyonu

Cam iyonomerler diş yapılarına kimyasal olarak bağlanırlar. Yapısındaki karboksil grupları ile diş dokusunun kalsiyumu arasındaki şelasyonun bu bağlantıdan sorumlu olduğu söylenmektedir. Wilson'a göre⁽¹⁰⁷⁾, cam iyonomer simanın adezyonu, simanın karboksilat iyonlarıyla, diş yapısındaki kalsiyum ve fosfat iyonlarının yer değiştirmesinden kaynaklanır. Ayrıca birçok çalışma, cam iyonomer simanın adezyonunda hem iyonik hem de hidrojen bağının rol oynadığını göstermiştir.

Mine daha yüksek oranda inorganik içeriğe sahip olduğundan, cam iyonomer simanın mineye bağlanması dentine göre daha güçlüdür. Smear tabakası varlığında bile doğrudan mine ve dentine bağlanabilir, ancak smear tabakasının uzaklaştırılmasının daha iyi bağlanma ile sonuçlandığı gösterilmiştir.⁽⁶¹⁾

Cam iyonomerlerin flor salınımı

Cam iyonomerlerin yüzde 10 ila 23 konsantrasyonda florür içerdiği birçok çalışmada gösterilmiştir. Yapısındaki florür matriste serbest halde bulunur. ⁽⁶¹⁾ Flor iyonunun matriks

yapısının bir parçası olmaması nedeniyle salınması sırasında cam iyonomer matriksinde kayıp oluşmaz.⁽¹⁰⁸⁾ Cam iyonomerin florür salınımı, restorasyonun iç kısmından yüzeye doğru gerçekleşir. Cam iyonomer restorasyonunun yüzeyinde, florür tükürük içine difüze olur ve kaybolur, bu nedenle cam iyonomer restorasyonunun yüzeyinde antikaryojenik özellik zamanla azalır.

Çalışmalar, cam iyonomerlerin şarj edilebilir, florür salan sistemler olarak işlev görebileceğini göstermiştir. Topikal florürlerin uygulanmasının, cam iyonomerlerin florürlerle yeniden şarj edilmesine yardımcı olduğu görülmüştür. Cam iyonomerlerin bu florür ile yeniden şarj olma kapasitesine rezervuar etkisi denir. Bu şarj olmuş cam iyonomerler, rezervuardan florür salmaktadır ve flor rezervuarı tükendiğinde, topikal florür uygulamasıyla yeniden şarj edilebilmektedirler.⁽⁶¹⁾

Cam İyonomerlerin Estetik Özellikleri

Cam iyonomer simanlar, yüksek florür içerikleri sebebiyle restorasyonun erken dönemlerinde oldukça opaklırlar ve 24 saat içerisinde daha translusent hale gelirler. Cam iyonomer simanlar yüksek renk stabilitesi gösterirler ancak estetik özellikleri kompozit rezinlerden daha düşüktür.⁽⁶¹⁾

Cam İyonomerlerin Marjinal Adaptasyonu ve Marjinal Sızdırmazlık

Cam iyonomer simanın termal genleşme katsayısı diş yapısının 0,8' i dir. Başka bir deyişle, dişinkine neredeyse benzerdir. Bu özellik; cam iyonomer restorasyonlarına iyi marjinal adaptasyon sağlar. ⁽⁶¹⁾ Yapılan araştırmalarda rezin modifiye cam iyonomer simanların yapısındaki hidrofilik HEMA monomerinin dentinin ıslanabilirlik özelliklerini arttırarak restorasyonun marjinal adaptasyonuna olumlu katkısı olduğunu bildirmişlerdir.⁽¹⁰⁹⁾

Cam İyonomer Simanların Radyopasitesi

Geleneksel cam iyonomer simanlar radyolüsenttir, ancak metal modifiye ve rezin modifiye cam iyonomerler sırasıyla gümüş ve ağır metal tuzlarının varlığından dolayı radyoopaktır.⁽⁶¹⁾

Cam İyonomer Simanların Kullanım Alanları

Pit ve Fissür Örtücü: Cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin tutuculukları, rezin bazlı fissür örtücülerden daha azdır.⁽⁹⁰⁾ Ancak bu iki malzeme ile korunan daimi dişlerin çürük oluşumuna bakıldığında, cam iyonomer simanların altın standart olarak kabul edilen rezin bazlı fissür örtücüler kadar etkili olduğu ortaya çıkmaktadır. ^(110, 111) Cam iyonomer esaslı fissür örtücülerin bir kısmı veya tamamı düşse bile, fissürleri çürükten korumaya devam ederler. Ancak rezin esaslı fissür örtücülerin tamamı düşerse dişi koruyabilme özelliklerini kaybederler.^(110, 112)

Diş Restorasyonunda, Liner, Kaide Olarak Kullanım; Cam iyonomer simanlar atravmatik restoratif tedavi (ART) için ilk tercih edilen materyaldir çünkü diş sert dokuları üzerinde mineralize edici bir etkiye sahip olduğu gösterilmiştir.⁽¹¹⁰⁾ Cam iyononer simanların bir astar gibi kullanılmasının birçok avantajı vardır. Yapısı gereği adezivdir ve yalnızca çürümeyi önlemekle kalmayıp aynı zamanda sekonder çürüklerin oluşmasını da en aza indiren florür salgılar. Hem kompozit rezinlerde hem de amalgam altında kullanılabilir.⁽⁶¹⁾

2.6. Rezin İçerikli Restorasyonların Fiziksel Özellikleri ve Yüzey Özellikleri

2.6.1. Su emilimi ve Suda çözünürlük

Kompozit rezinlerin suyu absorbe etme eğilimleri vardır. Bu durum polimerik rezin matriksinde hidroskopik genleşmeye sebep olup, doldurucuların ayrılmasına ve dolayısıyla restorasyonun klinik başarısızlığına sebep olmaktadır.

Daha fazla doldurucu içeriğine sahip kompozitler, daha düşük su emme potansiyeline sahiptir. Dolayısıyla daha düşük doldurucu içeriğine sahip kompozitlerden daha iyi özellikler sergilemektedirler.⁽⁶¹⁾ Bir polimerdeki çapraz bağ miktarının fazla olması daha az su emilimine sebep olmaktadır. Bir polimer ne kadar fazla çapraz bağ içeriyorsa o kadar az su emilimi ve çözünme gösterecek ve daha iyi klinik özellikler sergileyecektir.⁽¹¹³⁾

Monomer türü ve miktarı da su absorpsiyonunu etkilemektedir. Normal polimerizasyon koşulları altında üreten dimetakrilat esaslı materyallerin Bis-GMA esaslı materyallere göre daha az su emilimi gösterdikleri belirtilmektedir.⁽⁶¹⁾ Ferracane et al.⁽⁶²⁾ kompozitlerdeki mekanik özelliklerdeki azalmanın ağırlıklı olarak kompozitlerin su emmesi ile ilgili olduğunu göstermiştir. Cam doldurucular su emilim mekanizmasına katkıda bulunmaz.

Ortamdaki suyun emilimi ile materyalde ağırlık ve hacim artışı, serbest monomerlerin ve doldurucu partiküllerinin materyalden çözünmesi ile kompozit ağırlığının ve hacminin azalması meydana gelmektedir.⁽¹¹⁴⁾

Ortamdaki su varlığı, kompozitlerin bozunmasını iki mekanizma yoluyla indükler. Bunlardan ilki, ortamdaki su molekülleri polimer ağı içerisindeki mikroboşluklara difüze olur ve polimer matrisinin plastikleşmesine ve şişmesine neden olur.^(38, 115) Diğeri ; su molekülleri bir hidroliz reaksiyonu yoluyla siloksan bağlarını bozarak restorasyonun yapısında bozulmaya neden olur.⁽¹¹⁵⁾ Su emilimi nedeniyle oluşan hidrolitik degradasyon kompozit rezin içerisindeki kimyasal bağların kırılmasına ve suyun plastikleştirici etkisi nedeniyle materyalin sertliğinde azalmaya sebep olmaktadır. Ortamda bulunan su moleküllerinin materyal bünyesine girmesi

esnasında, suda çözünebilen moleküllerin de restorasyon içerisine sızmasına ve böylece materyalde renk değişmesinin meydana gelmesine neden olabilmektedir.⁽¹¹⁶⁾

ISO 4049:2000⁽¹¹⁷⁾ standartlarına göre restoratif dental materyallerin su emilim değerlerinin 40 µg/mm³'e eşit veya daha az olması gerektiği; çözünürlük değerlerinin ise 7,5 µg/mm³'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir.

Sonuç olarak su emilimi ve suda çözünürlük kompozit restorasyonların yüzey özelliklerinin, kenar bütünlüğünün, estetik görünümün kaybına neden olarak klinik performanslarını önemli derecede etkilemektedir.⁽¹¹⁸⁾

2.6.2. Bulk-fill Kompozitlerin Mekanik ve Fiziksel Özellikleri

Bulk fill kompozitlerin mekanik özellikleri nanohibrit ve mikrohibrit kompozit rezinlere benzer iken, akışkan kompozit rezinlerden daha üstün mekanik özellik sergilerler.⁽⁸¹⁾ Bu özellikleri etkileyen kür derinliği, polimerizasyon büzülmesi, marjinal adaptasyon gibi bazı faktörler vardır.

Kür Derinliği

Geleneksel kompozit rezin restorasyonların yeterli polimerizasyonunu sağlamak için, kaviteye 2mm lik tabakalar halinde yerleştirilmesi ve kürlenmesi gerekmektedir.⁽³⁾ Kür derinliğini arttırmak için doldurucu içeriğinin azaltılması,⁽⁸¹⁾ doldurucu partikül büyüklüğünün artırılması,⁽⁸¹⁾ ve ek foto başlatıcıların kullanılması gibi yöntemler geliştirilmiştir. Piyasadaki bulk fill dolgu malzemelerinin çoğunluğu ışıkla kürlenir.

Doldurucu içeriğinin azaltılması ve doldurucu parçacıklarının boyutunun arttırılması rezin-doldurucu ara yüzeyindeki saçılma miktarını azaltır ve foto-başlatıcıyı aktive edebilen absorbe olan ışığın miktarını artırır. Üreticiler komforkinon veya lucirin TPO gibi standart foto-başlatıcılarla karşılaştırıldığında, daha büyük tabakaların polimerize edilmesine izin veren 'İvoserin' adı verilen oldukça reaktif bir foto-başlatıcının eklenmesinin kürleme derinliğini arttırdığını iddia etmektedirler. Bu değişikliklerden dolayı, ışıkla sertleşen bulk fill materyallerinin çoğunluğu 4-5 mm'lik tabakalarda kullanılabilmektedir.⁽¹¹⁹⁾ Tetric EvoCeram Bulk fill, birkaç farklı foto-başlatıcı kullanarak kürlenme derinliğini artırır. Bazı üreticilerin yüksek kürleme derinliği iddialarının yüksek güçte LED ışık polimerizasyon ünitelerinin kullanılmasına dayandığını belirtmek önemlidir.

Polimerizasyon büzülmesi

Işık ile polimerize olan rezin içerikli kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini azaltmak için inkramental teknikle uygulanması önerilmektedir.⁽¹¹⁹⁾ Polimerize edilmemiş rezin içerikli kompozit rezinler kavitenin birden fazla duvarına temas ettiğinde, c faktörünü artırır.⁽¹²⁰⁾ Bu büzülme stresi diş ile restoratif materyal arasındaki en zayıf nokta olan ara yüzde

restorasyonun başarısız olmasına neden olabilir.⁽¹²⁰⁾ Bu da sekonder çürük, marjinal sızıntı, dış kırılması ve işlem sonrası hassasiyet gibi bir dizi potansiyel soruna neden olabilir. Bulk fill dolgu malzemelerinin üreticileri, daha fazla kalınlıkta yerleştirildiğinde geleneksel kompozit rezinlerden daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiklerini iddia eder.⁽¹¹⁹⁾ Üreticiler, bulk fill kompozitlerin içerisine daha düşük elastisite modülüne sahip büzülme stres azaltıcıların katılması ile polimerizasyon stresinin azaltılmasını sağlamışlardır.⁽¹²¹⁾ SDR, daha yavaş bir elastisite modülü gelişimine neden olmak için komforkinon foto başlatıcı ile reaksiyona giren bir polimerizasyon modülatörü içermektedir.⁽¹¹⁹⁾

Marjinal boşluk oluşumu

Marjinal boşluk oluşumu ve adaptasyonuna bakıldığında kesinliği kanıtlanmamış çalışmalar bulunmaktadır.⁽¹¹⁹⁾ Bir çalışma geleneksel kompozit rezinlere kıyasla bir dizi bulk fill materyali arasında istatistiksel bir farklılık göstermezken ⁽¹²²⁾, başka bir çalışma da marjinal kapatmanın, geleneksel tabakalama ile karşılaştırıldığında bulk fill materyalleri ile bir gelişme gösterdiğini öne sürmüştür.⁽¹²³⁾ Yüksek viskoziteli malzemelerde bu sorunun üstesinden gelmenin bir yöntemi, yerleştirmeden önce bunları ısıtmak ve / veya kavite tabanını kapatmak için düşük viskoziteli bir kompozit rezin kullanmaktır. Dual cure bulk fill kompozitler polimerizasyondan sonra tatmin edici marjinal adaptasyon sağlarlar.⁽¹²⁴⁾ Aynı kavite derinliklerinde, geleneksel kompozit rezinlerle bulkfill materyalleri karşılaştırılırken hiçbir farklılık bulunmamıştır.^(122, 125) Bu durum, marjinal boşluk oluşumu açısından kompozit rezin materyalin türünden çok kavitenin derinliğinin önemli olduğunu göstermektedir. Genel olarak, bu yeni materyallerin marjinal adaptasyonu için bulgular güven vericidir.⁽¹¹⁹⁾

Fiziksel ve estetik özellikleri

Geleneksel kompozit rezinlerin geliştirilmesinde, üreticiler materyallerin mekanik özelliklerini iyileştirmek için ürünlerinin doldurucu içeriğini sürekli olarak artırmaya çalışmışlardır. Ancak, kür derinliğini artırmak için birçok bulk fill kompozit daha düşük doldurucu içeriğine sahiptir.⁽¹¹⁹⁾ Bulk fill kompozit rezinlerin, geleneksel akışkan kompozit rezinlere kıyasla nispeten düşük kırılma dayanıklılığı ve aşınma direncine sahip olduğu bulunmuştur.⁽¹²⁶⁾ Bu nedenle, üreticiler bulk-fill kaideli kompozit rezinlerin geleneksel bir kompozit rezin ile kaplanması gerektiğini tavsiye etmektedir. Bu durum kapatılmasına ihtiyaç duyulmayan materyallerin çalışma süresi ile kıyaslandığında bir dezavantaj oluşturmaktadır.⁽⁸¹⁾ İn vitro çalışmalarda, bulk fill kompozitler çok çeşitli fiziksel özellikler gösterir ve eşit performans sergilemezler, bu nedenle klinisyen kullanacağı malzemeleri seçerken dikkatli davranmalıdır.⁽⁸⁶⁾

2.6.3. Yüzey Pürüzlülüğü

Doldurucu partiküllerinin boyutu ve bileşimi, bir restorasyon yüzeyinin pürüzlülüğünü (SR) belirler. Yüzey pürüzlülüğü, restorasyon dişeti dokularına yakınsa daha önem kazanır. Pürüzlü restorasyon yüzeyleri lekelenme, plak birikimi, hasta memnuniyetsizliği, gingival irritasyon ve sekonder çürük oluşumuna sebep olabilmektedirler.

Yüzey pürüzlülüğü kompozit rezin restorasyonların marjinal bütünlüğünü ve aşınmasını da negatif yönde etkiler. Tüm bunların yanı sıra kompozit rezinlerin en dış tabakasındaki oksijen inhibisyon zonunun (rezinden zengin tabaka) kaldırılması için de polisaj ve cila işlemlerinin yapılması gerekmektedir. Bu bölgede polimerize olmamış artık monomerler yapılan restorasyonda başarısızlığa neden olabilmektedir. İyi parlatılmış ve düzgün yüzeye sahip restorasyonlar daha estetik ve daha uzun ömürlü olmaktadır.

Bollen et al.⁽¹²⁷⁾ 0,2 µm üzerindeki yüzey pürüzlülük değerlerinin bakteri plağı tutma alanı oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili yapılan çalışmalarda hastaların restorasyon yüzeyindeki, yüzey pürüzlülüğü değişikliklerini dilleri ile fark edebildikleri ortalama değerlerin 0.25 ile 0.5 (Ra) olduğu bulunmuştur.^(128, 129)

Küçük doldurucu boyutuna sahip kompozit rezinlerde, büyük doldurucu partikülü içeren kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir.⁽⁵⁶⁾

Yüzey pürüzlülüğü (SR) ölçümü, biyofilm oluşumunu etkileyen yüzey özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir özelliktir. Bu parametreyi değerlendirmek için çeşitli teknikler kullanılabilir.⁽¹³⁰⁾ Orijinal uluslararası standartlar 1984'te yayınlandığından beri, yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için 100'ü aşkın varyasyon geliştirilmiştir.⁽¹³¹⁾ Bunlardan bazıları Tablo 2.6.3.1'de listelenmiştir.

Tablo 2.6.3.1: Yüzey ölçümünde kullanılan parametreler

Parametre	Tanımlanması
R _a	Profilin merkezi hattından tüm sapmalarının aritmetik ortalaması
R _q	Profilin merkezi hattından tüm sapmalarının geometrik ortalaması
R _z	Profilin beş ardışık numunenin uzunluğunun 5 pürüzlülük derinliği ortalaması
R _{max}	5 pürüzlülük derinliğinin en büyüğü
R _p	Profilin uzunluğu içerisinde merkez çizgisinin üzerindeki en yüksek noktanın yüksekliği
R _v	Profilin uzunluğu içinde merkez çizgisinin altındaki en alçak nokta derinliği
R _{pm}	R _p 'nin ardışık beş örnek uzunluktaki ortalama değeri
R _t	Değerlendirme uzunluğu içindeki profilin en yüksek ve en düşük noktaları arasındaki dikey yükseklik
R _{tm}	Beş ardışık numunenin uzunluğunda ortalama değer veya R _{max}

R _{3z}	Bireysel pürüzlülük derinliği hariç, Rz'ye benzer şekilde, örnek uzunluğu içindeki en yüksek pikten üçüncü en düşük vadiye kadar olan derinliktir.
-----------------	--

Konvansiyonel profilometreler

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirmesi için farklı yöntemler bulunmasına rağmen, en yaygın olarak kullanılan yöntem profilometre ile yapılandır. Bir yüzey ölçüm parametresi olan Ra, evrensel olarak kabul edilen ve en fazla kullanılan uluslararası pürüzlülük parametresidir.⁽¹³²⁾ Konvansiyonel mekanik profilometre, elmas bir uçla örnek yüzeyinde iki yönde hareket ederek ilerler. Uç genellikle 1.5–2.5 µm'luk sabit bir yarıçaptadır. 0.05 ila 100 mg arasında yük uygulayabilir.⁽¹³³⁾ Uç, dikey hareketlerle örnek yüzeyi boyunca hareket ederken analog/dijital sinyale dönüşür. Uç ölçülen yüzey ile neredeyse devamlı temas halindedir. Kayıt hızı yaklaşık 1 mm/s veya daha düşük bir seviyede tutulur. Pürüzsüz yüzeyler için dikey çözünürlük 0,1 nm kadar düşebilir, pürüzlü yüzeyler için 1 nm'ye kadar artabilir.

Lazer Profilometresi

Beyaz ışık profilometresi de denilen lazer profilometre, örneklerin yüzeyine temas etmeden üç boyutlu bir alanda çalışmaya izin verir. Yani yüzey topografisini 3 boyutlu olarak ölçerek, daha doğru bir yüzey analizi sağlar ve yüzey topografyasının tam bir yansımasını verir.⁽¹³⁴⁾

Lazer profilometreleri örnek yüzeyine direkt olarak temas etmedikleri için kontak profilometrisinin dezavantajlarının birçoğunun üstesinden gelebilir. Örnek yüzeyine 100 µm' den az bir ışık spotu yönlendirilir.⁽¹³⁵⁾ Lazer profilometresi, ya lazer ışınının sapmasını ölçerek ya da konfokal prensibi kullanarak yüzey topografisini çıkarabilir.⁽¹³⁶⁾ Lazer profilometrenin sonuçların renk ve saydamlıktan etkilenebilmesi gibi bazı dezavantajları vardır.^(135, 136)

Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Yüzey topoğrafyasının yüksek çözünürlüklü analizi için Atomik kuvvet mikroskobu (AFM) kullanılır.⁽¹³⁰⁾ AFM bir atomun 10⁻¹⁰ m kadar olan yükseklik değişimlerini ölçme kabiliyetiyle, nanometre çözünürlüğüne sahip üç boyutlu bir yüzey analizi sağlayarak daha ayrıntılı yüzey topoğrafisi sunabilir. AFM, çok yüksek çözünürlüklü bir mikroskopi türüdür. Örnek yüzeyini taramak için kullanılan sivri bir uç içerir. Sabit kuvvet modu yüzey topoğrafyasının kaydedilmesi için yarar sağlar.⁽¹³⁷⁾ Topoğrafik görüntülerin ortalama karekökü SR olarak belirtilir.⁽¹³⁰⁾

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), günümüzde halen dental sert dokuların in vitro rezorpsiyonunun ölçülmesinde yaygın olarak kullanılan ilk tekniklerden biridir.⁽¹³⁷⁾

SEM odaklanmış bir elektron demeti ile numune yüzeyini tarayarak yüzey topografisi ve kompozisyonu hakkında bilgi sağlar. SEM ile 1 nanometreden daha yüksek çözünürlükte 3 boyutlu görüntüleme sağlanır.⁽¹³⁸⁾ Geleneksel taramalı elektron mikroskobunda yüzeyde oluşan elektrostatik yük birikimini önlemek için genellikle altın ile kaplanması gerekir. Örneklerin yüzeyi, kurutma ve püskürtme işlemi sırasında geri dönüşümsüz bir şekilde değişir.⁽¹³⁹⁾

AFM ve SEM gibi optik ve mekanik profilometreler ve cihazlar, restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ölçmek ve değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır.⁽¹⁴⁰⁾ Mekanik profilometreler, yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için numuneler üzerinde herhangi bir ön hazırlık gerektirmemesi ve tekrarlı ölçümlere olanak sağlaması nedeniyle diş hekimleri tarafından uzun yıllardır tercih edilmektedir.^(141, 142)

2.7. Gıdaları Taklit Eden Solüsyonlar

Günlük hayatta tüketilen yiyecek ve içeceklerdeki çeşitli kimyasallar; kompozit restorasyonların yüzeyinde bozulmalara sebep olabilmekte ve estetik özelliklerde kayıp, yüzey pürüzlülüğünde artış ve aşınmalara sebep olabilmektedir.⁽¹⁴³⁾ Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration; FDA, ABD) gıdaları taklit eden solüsyonlar olarak; etanol, sitrik asit, heptan'ı belirlemişlerdir.⁽¹⁴⁴⁾

Sitrik asit, oksijenli solunum yapan organizmaların metabolizmasında yer alan bir trikarboksilik asittir.⁽¹⁴⁵⁾ Sitrik asit, 8. yüzyılda bir simyacı olan Câbir bin Hayyan tarafından keşfedilmiş ve 1784 yılında ise Carl Wilhelm Scheele tarafından limon suyundan ilk kez kristalize formu elde edilmiştir.⁽¹⁴⁶⁾ Kuru maddesinde %8 kadar sitrik asit içeren limon ve misket limonu gibi turuncgiller sitrik asit açısından önemli doğal kaynaklardır. Ayrıca sitrik asit peynir ve şarap üretiminde de oluşan ve bu ürünlerin atıklarında kalan bir organik asit olarak da ortaya çıkmaktadır.⁽¹⁴⁷⁾

Ticari olarak sitrik asit anhidrat ve monohidrat formlarında üretilmektedir. Sitrik asitin anhidrat formuna dönüştürülmesi, monohidrat formuna 78°C'deki ısı işlem uygulanarak

gerçekleştirilebilir.⁽¹⁴⁸⁾ Sitrik asit alkolde, kloroformda, eter ve suda çok iyi çözünürlüğe sahiptir. Düşük maliyet ve toksisiteye sahip olması nedeniyle yüksek bir ekonomik potansiyele sahiptir. Farklı endüstri alanlarında kullanılan sitrik asidin %70 kadarlık kısmı gıda, %18 kadarı ilaç ve %12'si ise kimya, tarım, kozmetik ve diğer endüstri dallarında kullanılmaktadır.⁽¹⁴⁹⁾ Sitrik asit ayrıca gıda endüstrisinde koruyucu, asitlik düzenleyici, lezzet artırıcı, antioksidan özellikleri arttırıcı, stabilizasyon sağlayıcı ve kıvam arttırıcı olarak kullanılmaktadır.⁽¹⁵⁰⁾



3.MATERYAL METOT

Çalışmamızda diş hekimliğinde kullanılan 4 farklı rezin içerikli restoratif materyalin sitrik asit solüsyonu ve distile suda bekletilmesi sonucu yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerindeki değişimin karşılaştırılmıştır. Çalışmada kullanılan malzemeler ve özellikleri Tablo 3.1.1’de gösterilmektedir. Çalışmada kullanılan kompozit disk örnekleri deney koşullarında $23\pm1^{\circ}\text{C}$ oda sıcaklığında hazırlanmıştır. Testlerde kullanılan örnek kalıplar, ağız spatülü, cam lamel gibi materyaller deney koşullarında en az 1 saat bekletilerek, kompozit örneklerinin standart sıcaklık değerlerine gelmesi sağlanmıştır. Oluşabilecek hatayı en aza indirmek için örnekler aynı kişi tarafından hazırlanmıştır.

3.1. Test Materyalleri

Çalışmada kullanılan materyaller (Şekil 3.1.1 A, B, C, D, E, F)



Şekil 3.1.1. A Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif (3M ESPE, Seefeld, Almanya)



Şekil 3.1.1. B RIVA resin modifiye cam iyonomer (SDI, Victoria,Avustralya)



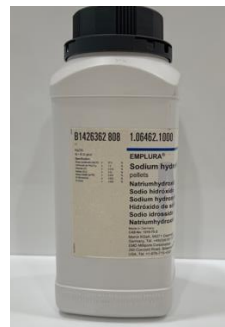
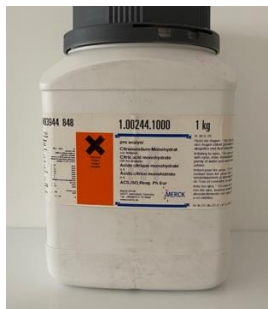
Şekil 3.1.1. C Gradia™ Plus İndirekt Kompozit (GC Corp., Tokyo, Japonya)



Şekil 3.1.1. D Charisma® Smart kompozit (KULZER, Hanau, Almanya)



Şekil 3.1.1. E VALO™ Grand (Ultradent., South Jordan, UT, ABD)



Şekil 3.1.1. F Sitrik Asit (MERCK, Darmstadt, Almanya), EMPLURA® Sodyum Hidroksit (MERCK, Darmstadt, Almanya)

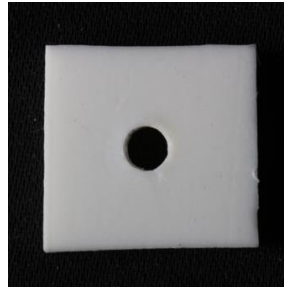
Tablo 3.1.1: Çalışmada kullanılan malzemeler ve özellikleri

Materyalin adı	Üretici firma	Doldurucu oranı	Malzemenin içeriği
Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative	3M ESPE, Seefeld, Almanya	76.5 wt%	AUDMA, UDMA, Silika, zirkonyum, ytterbium trifluoride
Charisma® Smart	KULZER, Hanau, Almanya	78 wt%	Bis-GMA, baryum, alimünyum florür cam, silikon dioksit
Gradia™ Plus İndirekt Kompozit	GC Corp., Tokyo, Japonya	71 wt%	1-5% Bis-GMA, 5-10% TEGDMA, 1-5% UDMA; seramik doldurucu
RIVA Resin Modifiye Cam İyonomer Siman	SDI Victoria,Avustralya		Toz: Floro-alümino-silikat cam Likit: poliakrilik asit, tartarik asit, HEMA, dimetakrilat, tartarik asit

*Bis-GMA; Bisfenol-A diglisidil dimetakrilat, EBPDMA; Etoksilated bisfenol-A-dimetakrilat, TEGDMA; Trietilen glikol dimetakrilat, UDMA; Üretan dimetakrilat, Bis-EMA; Etoksilated bisfenol-A-dimetakrilat; HEMA: Hidroksietil metakrilat

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Yüzey pürüzlülüğü, su emilimi ve çözünürlük testleri uygulanacak kompozit disk örneklerinin hazırlanmasında 4 mm çapında ve 4 mm kalınlığında teflon kalıplardan yararlanılmıştır (Şekil 3.2.1).



Şekil 3.2.1. Kompozit rezin disklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp

Çalışmamızda gruplar; temel olarak 1 adet yüksek viskoziteli Bulk Fill kompozit (Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative) ,1 adet mikrohibrit kompozit (Charisma® Smart), 1 adet nanohibrit indirekt posterior kompozit (Gradia™ Plus indirekt kompozit) ve 1 adet ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer siman (RIVA rezin modifiye cam iyonomer) kullanılarak, 4 farklı rezin içerikli restoratif materyal grubu ve 2 farklı bekleme ortamı olmak

üzere, her bir materyal grubunun 2 alt grubu olacak şekilde tasarlandı. Her bir grup için 10 adet olmak üzere toplam 80 adet örnek hazırlanmıştır.

Örneklerin hazırlanmasında cam lamel üzerine şeffaf bant (Hawe Stopstrip, Kerr, İsviçre) konularak teflon kalıplar yerleştirildi. Bulk-fill kompozit rezin tek tabaka halinde, Charisma® Smart üniversal kompozit (KULZER, Hanau, Almanya), Gradia™ Plus İndirekt Kompozit (GC Corp., Tokyo, Japonya), RIVA ışıkla sertleşen rezin modifiye cam iyonomer (SDI, Victorya, Avustralya) ise üretici firma talimatlarına uygun olarak 2 mm'lik tabakalar halinde kalıplara yerleştirildi. Üzerine ikinci bir şeffaf bant ve diğer cam lameli yerleştirip, bastırarak fazlalıkların taşması sağlandı. Kompozit disklerin polimerizasyonu sırasında, ışık kaynağının ucu cam lamel üzerine direkt temas ettirilerek ışık uygulama mesafesi minimum olacak şekilde standardize edildi.



Şekil 3.2.2. Örneklerin hazırlanması ve VALO ışık cihazıyla polimerizasyon

Üretici firma talimatları doğrultusunda, bulk fill kompozit için standart modda ($1000 \text{ mW/cm}^2 - 20 \text{ sn}$) 1 kez 20 saniyelik; diğer örneklerde ise, standart modda her iki tabaka için ayrı ayrı 20 saniyelik polimerizasyon gerçekleştirildi. Gradia™ Plus İndirekt Kompozit (GC Corp., Tokyo, Japonya) ile hazırlanan örnekler kürleme sonrası LabolightDUO (GC, Europe) polimerizasyon cihazı ile 5 dakika polimerize edildi.



Şekil 3.2.3: Labolight Duo polimerizasyon cihazı

Işık uygulamasının hemen ardından kalıp içindeki kompozit rezin örneklerin ışık uygulanan yüzeylerine alüminyum oksit (Al_2O_3) emdirilmiş diskler (Sof-LexTM XT, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile bitirme ve polisaj işlemleri yapıldı (Şekil 3.2.3). Kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerine herhangi bir işlem uygulanmadı.



Şekil 3.2.4: Sof-LexTM XT (3M ESPE) bitirme ve polisaj diskleri

Bu işlem için diskler standart 4 aşamalı sistemde kullanıldı. Her kompozit rezin örneğin üst yüzeyine 2 bitirme disk (kaba ve orta grenli) ve 2 cila disk (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. Sitrik Asit Çözeltisinin Hazırlanması

Sitrik asit birçok asitli içecekte bulunan bir bileşendir. Çalışmamızda sitrik asit ihtiva eden içecekleri taklit etmek için %1'lik (pH 3,2) sitrik asit çözeltisi kullanıldı. Hassas terazide 10 gram sitrik asit tartılıp üzerine 1 litreye kadar distile su ilave edilerek %1'lik sitrik asit çözeltisi elde edildi. Çözeltinin pH'sını belirlemeden önce pH metrenin (İnolab pH meter level 1, wtw) pH'sı 4,01 ve 7,0 olan tamponlarla kalibre edildi. Hazırlanan çözeltinin ilk pH değeri 2,13 olarak ölçüldü. Çalışmada kullanılacak olan çözeltinin pH'sı 3,2'ye ayarlamak için gerektiği kadar 1M sodyum hidroksit ilave edildi. Bir litre 1 M sodyum hidroksit çözeltisi hazırlamak için 40 gram sodyum hidroksit bileşiği üzerine 1 litreye kadar distile su ilave edildi.

3.4. Yüzey Pürüzlülüğü, Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin suda çözünürlük düzeylerini saptamak için, ISO 4049:2009⁽¹⁷⁾ standartları esas alınarak, standartta bildirilen formülünden yararlanıldı. Bu testin uygulanması aşamasında öncelikle örnekler numaralandırılarak karışmayacak şekilde silika jel içeren desikatöre yerleştirildi (Şekil 3.4.1).



Şekil 3.4.1. Çalışmada kullanılan desikatör

Hazırlanan deney örnekleri desikatör içinde 24 saat süresince saklandı. Bunu takiben örneklerin kuru ağırlıkları 0,0001 g hassasiyetindeki terazi (Ohaus pioneer, Merck, Kuzey

Amerika) ile ölçüldü, aynı periyodik işlem 24 saatte bir tekrar edilerek, ağırlığın 0,1 mg'dan daha fazla değişmediği görülene kadar ölçümler tekrarlandı (Şekil 11).

ISO 4049:2009a⁽¹¹⁷⁾ standartlarına göre numunedeki ağırlık kaybı 24 saatlik period içinde 0,1 mg'dan az ise bu nihai ağırlık olup M_1 olarak ifade edilmektedir. Ağırlık sabitlendiğinde başlangıç ağırlıkları mikrogram (μg) cinsinden M_1 olarak kaydedildi. Sabit ağırlığa gelen örneklerin çapları kumpas (Mitutoyo, Kanagawa, Japonya) yardımıyla ölçüldü (Şekil 12). Daha 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 3.4.2. Çalışmada kullanılan hassas terazi



Şekil 3.4.3. Çalışmada kullanılan dijital kumpas

Hacim hesaplandıktan sonra her bir örneğin yüzey pürüzlülüğü yüzey yapısını 2 boyutlu olarak ölçebilen bir profilometre cihazı (SurfTest SJ-201, Mitutoyo, Tokyo, Japonya) kullanılarak belirlenmiştir. Her örneğin pürüzlülük değerleri (R_a) μm olarak kaydedilmiştir. Cihaz ucunun iğne çapı $5\mu\text{m}$ 'dur. Ölçüm numune üzerindeki 3mm'lik bir aralıkta ve 0,5 mm/s hızda yapılmıştır. Her örneğin orta hat çap uzunluğu boyunca toplam 4 farklı bölgeden pürüzlülük ölçülmüştür ve bu ilk ölçülen pürüzlülük değeri R_{a1} olarak kaydedilmiştir (Şekil 3.4.4). Elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alınmıştır. Profilometre cihazının kalibrasyonu ölçümlere başlamadan önce ve her gruptaki ölçümlerden sonra tekrar ayarlanmıştır.



Şekil 3.4.4. Çalışmada kullanılan profilometre cihazı

Farklı Rezin içerikli materyaller ile hazırlanan örnekler başlangıç ağırlıkları, hacimleri ve başlangıç yüzey pürüzlülük ölçümleri yapıldıktan sonra 40 gün boyunca solüsyonlarda bekletilmek üzere 2 alt gruba ayrıldı. Çalışma grupları tablo 3.4.1’de gösterilmektedir.

Tablo 3.4.1: Çalışma grupları

MATERYAL	GRUPLAR	AÇIKLAMA
RIVA rezin modifiye CİS	CİS-SA	SA- yazan gruplardaki örnekler %1’lik (pH 3,2) sitrik asit çözeltisi içerisinde bekletildi.
	CİS-DS	
Charisma® Smart kompozit	Charisma-SA	
	Charisma-DS	
Filtek™ Bulk Fill Posterior Restoratif	Bulk-SA	DS- yazan gruplardaki örnekler distile su içerisinde bekletildi.
	Bulk-DS	
Gradia™ Plus İndirekt Kompozit	Gradia-SA	
	Gradia-DS	

Daha sonra örnekler her bir materyal grubu için rastgele 2 gruba ayrıldı. İçlerinde kontrol grubu olarak distile su ve deney grubu olarak sitrik asit solüsyonlarının bulunduğu cam amber şişelere konarak 40 gün süreyle desikatörde bekletildi. Solüsyonlar bu süre zarfında 1 kez tazelendi. Kullanılan solüsyon hacmi her bir örnek için 5 ml olacak şekilde ayarlandı. 40 günün sonunda örnekler solüsyonlardan çıkarıldıktan sonra peçeteyle kurutuldu. Sudan çıkarılmasından 1 dakika sonra, ilk tartımın yapıldığı terazi ile aynı hassasiyette tartıldı ve bu ağırlık M_2 olarak kaydedildi. Daha sonra ilk ölçümün yapıldığı pürüzlülük cihazıyla tekrar örneklerin pürüzlülük ölçümleri yapıldı. Ölçülen bu 2.değer Ra_2 olarak kaydedilmiştir. Daha sonra sabit kütle ağırlıklarını tekrar kazanmaları için desikatörde 24 saatlik periyodlara tabi

tutularak testin başındaki işlem tekrarlandı. Örneğin ağırlığı sabitlendiğinde elde edilen değerler M_3 olarak kaydedildi.

Örneklerin 40 gün sonundaki su emilimi ve suda çözünürlük düzeyleri milimetreküpte mikrogram cinsinden şu şekilde hesaplandı;

$$W_{sp} (\mu g/mm^3) = M_2 (\mu g) - M_3 (\mu g) / V (mm^3)$$

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

W_{sl} : Suda çözünürlük, W_{sp} : Su emilimi

M_1 : Desikatörde 24 saat bekletilen örneklerin ağırlık ölçümleri

M_2 : 40. Gün sonunda ölçülen ağırlık ölçümleri

M_3 : Desikatörde ikinci kez bekletilen örneklerin ağırlık ölçümleri

Bu formülasyon sayesinde materyalin suya batırıldığında su emilimi ile ağırlığındaki artış (M_2) ve örneklerin emilen sudan ve çözünen rezinden ayrılmış nihai ağırlığı (M_3) olarak kaydedilmiş oldu. Bu M_1 , M_2 , M_3 değerleri formüle edilerek çalışmada kullanılan materyallerin su emilim ve suda çözünürlük düzeyleri saptandı.

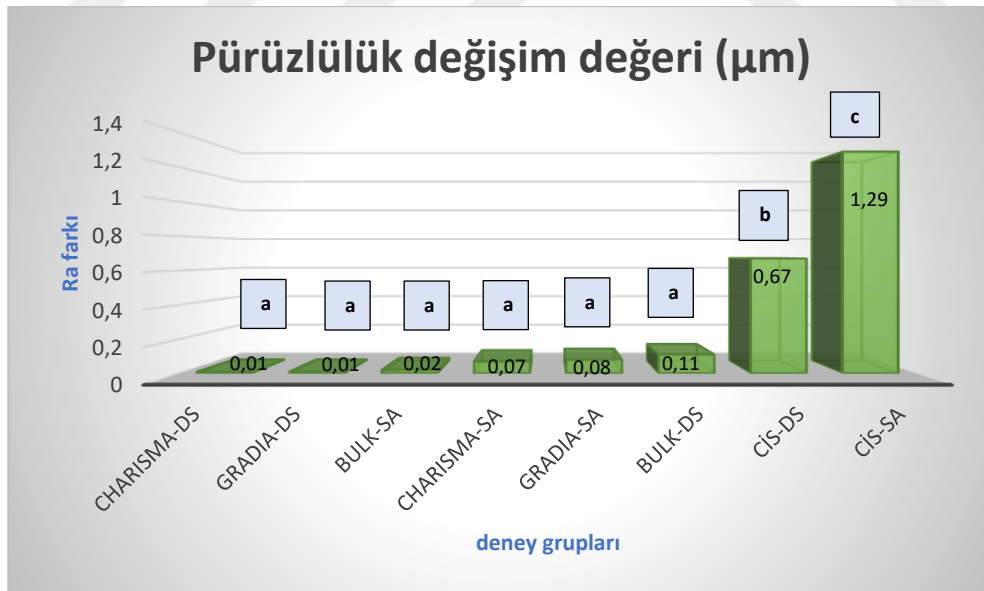
4.BULGULAR

4.1 Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Numunelerin yüzey pürüzlülüğün (Ra) değişimlerinin ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 4.1.1 ve Şekil 4.1.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.1. Yüzey pürüzlülüğü değişim değerlerinin (Ra) ortalama ve standart sapma değerleri (μm). Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel farklılığı ifade etmektedir (p<0,05)

Gruplar	Bekleme ortamı	Pürüzlülük değişim değeri (μm)
Charisma-DS	Distile su	0,01 ± 0,05 ^a
Gradia-DS	Distile su	0,01 ± 0,03 ^a
Bulk-SA	Sitrik Asit	0,02 ± 0,06 ^a
Charisma-SA	Sitrik Asit	0,07 ± 0,06 ^a
Gradia-SA	Sitrik Asit	0,08 ± 0,08 ^a
Bulk-DS	Distile Su	0,11 ± 0,1 ^a
CİS-DS	Distile su	0,67 ± 0,33 ^b
CİS-SA	Sitrik asit	1,29 ± 0,26 ^c



Şekil 4.1.1. Yüzey pürüzlülüğü değişiminin (Ra) ortalama değerleri (μm) (Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir (p<0,05)).

Yüzey pürüzlülük değişim değerleri karşılaştırıldığında CİS grupları kompozit gruplarına göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değişimi göstermiştir (p<0,05). CİS gruplarında ise sitrik asit solüsyonunda beklenen örneklerde daha fazla pürüzlülük artışı görülmüştür (p<0,05).

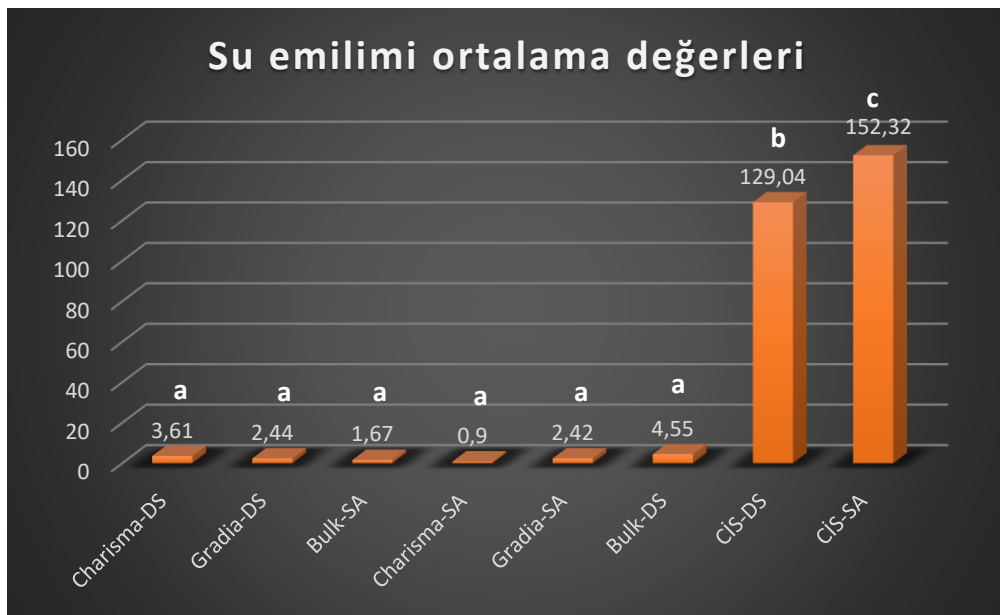
Kompozit gruplarına bakıldığında, bütün kompozit örneklerin hem distile suda hem de sitrik asit içerisinde bekletildiklerinde birbirleriyle benzer pürüzlülük değişimi göstermişlerdir ($p>0,05$).

4.2. Su emilimi bulguları

Çalışmada su emilimi birimi olarak $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ (mikrogram/milimetreküp) kullanıldı. Örneklerin su emilim değerlerinin ortalama ve standart sapmaları ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) Tablo 4.2.1’de ve Şekil 4.2.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2.1. Su emilimi değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel değerler, Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($p<0,05$)

Gruplar	Bekleme ortamı	Su emilimi ortalama değerleri
Charisma-DS	Distile su	$3,61 \pm 3,52^a$
Gradia-DS	Distile su	$2,44 \pm 1,73^a$
Bulk-SA	Sitrik Asit	$1,67 \pm 1,82^a$
Charisma-SA	Sitrik Asit	$0,90 \pm 0,95^a$
Gradia-SA	Sitrik Asit	$2,42 \pm 1,57^a$
Bulk-DS	Distile Su	$4,55 \pm 1,01^a$
CİS-DS	Distile su	$129,04 \pm 5,31^b$
CİS-SA	Sitrik asit	$152,32 \pm 7,03^c$



Şekil 4.2.1. Su emilimi ortalama değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) grafiksel gösterimi (Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p<0,05$)).

Su emilimi ortalama değerleri karşılaştırıldığında CİS grupları kompozit gruplarına göre daha yüksek su emilimi değerleri göstermiştir ($p<0,05$). CİS gruplarında ise sitrik asit solüsyonunda bekletilen örneklerde daha fazla su emilimi görülmüştür ($p<0,05$). Kompozit gruplarına bakıldığında, bütün kompozit örneklerin hem distile suda hem de sitrik asit içerisinde bekletildiklerinde birbirleriyle benzer su emilimi değerleri göstermişlerdir ($p>0,05$).

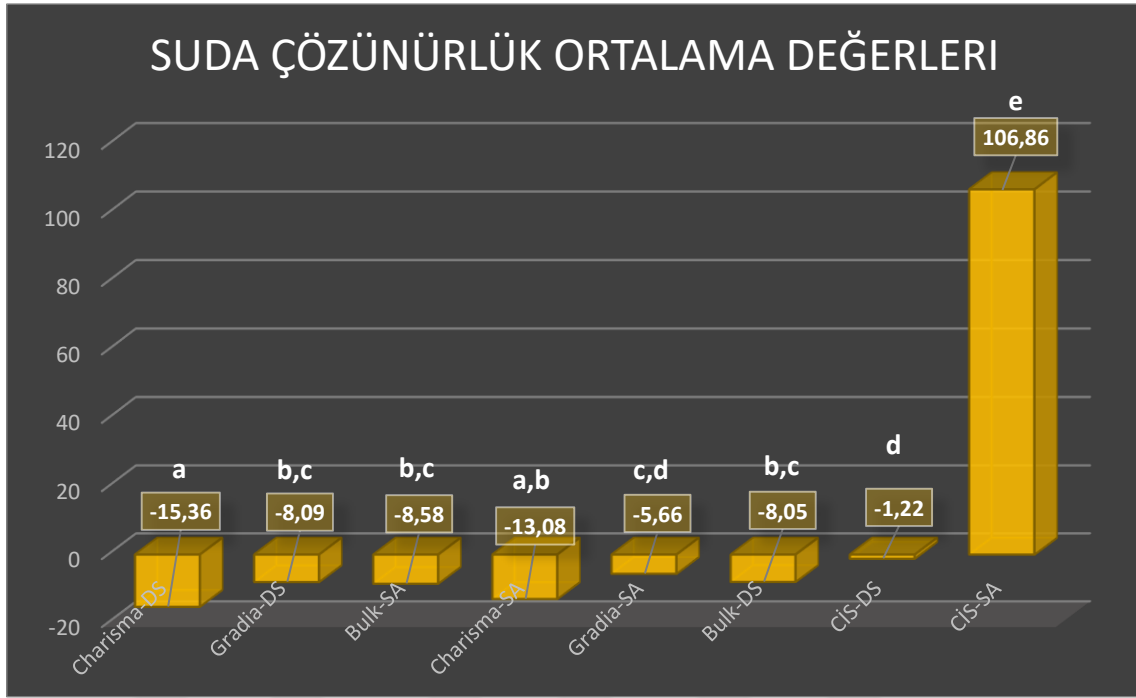
4.3. Suda znrlk Bulguları

Çalışmada suda znrlk birimi olarak $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ (mikrogram/milimetreküp) kullanıldı. Örneklerin suda znrlk değerlerinin ortalama ve standart sapmaları ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) Tablo 4.3.1 ve şekil 4.3.1’de gösterilmiştir.

Gruplar arasında suda znrlk açısından anlamlı farklılıklar olduğu bulunmuştur ($p<0,05$). Suda znrlk ortalama değerlerine bakıldığında en düşük suda znrlk değeri Grup Charisma-DS’ye ($-15,36 \pm 2,51 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) aittir. Charisma-DS grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ($p<0,05$), Charisma-SA grubu ile arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$).

Tablo 4.3.1. Suda znrlk ortalama değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel değerler, Aynı sütundaki farklı harfler istatistiksel farklılığı ifade etmektedir ($p<0,05$)

Gruplar	Bekleme ortamı	Suda znrlk ortalama değerleri
Charisma-DS	Distile su	$-15,36 \pm 2,51^a$
Gradia-DS	Distile su	$-8,09 \pm 4,46^{b,c}$
Bulk-SA	Sitrik Asit	$-8,58 \pm 7,47^{b,c}$
Charisma-SA	Sitrik Asit	$-13,08 \pm 2,16^{a,b}$
Gradia-SA	Sitrik Asit	$-5,66 \pm 0,97^{c,d}$
Bulk-DS	Distile Su	$-8,05 \pm 1,02^{b,c}$
CİS-DS	Distile su	$-1,22 \pm 2,63^d$
CİS-SA	Sitrik asit	$106,86 \pm 7,92^e$



Şekil 4.3.1. Suda çözünürlük ortalama değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) grafiksel gösterimi. Farklı harfler gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları göstermektedir ($p < 0,05$).

En yüksek suda çözünürlük değeri CİS-SA grubuna ($106,86 \pm 7,92 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) aittir ve bu değer diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p < 0,05$). Gradia-DS, Bulk-SA ve Bulk-DS grupları benzer çözünürlük değerleri göstermesine rağmen ($p > 0,05$), Charisma-DS, CİS-SA ve CİS-DS grupları ile arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

Charisma-SA grubu ile Gradia-SA, CİS-DS ve CİS-SA grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ($p < 0,05$), diğer gruplar ile arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Gradia-SA grubu ile CİS-SA, Charisma-DS ve Charisma-SA grupları arasında anlamlı bir fark bulunmasına rağmen ($p < 0,05$), diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$).

CİS-DS grubu CİS-SA grubundan sonra en yüksek suda çözünürlük değeri göstermiştir ve bu çözünürlük değeri diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak farklı bulunmuştur ($p < 0,05$).

5.TARTIŞMA

Bir restorasyonun ağızda kalma süresini belirleyen ana faktörlerden biri, ağız ortamındaki kimyasal stabilitesidir. Restorasyonlar yapılmasından itibaren sürekli etkileşim halinde oldukları ağız ortamından ve burada temas etikleri sıvılardan etkilenirler.⁽¹⁵¹⁾ Ağız ortamında kullanılan materyal yelpazesi oldukça geniştir. Cam iyonomer simanlardan direk ve indirekt kompozitlere kadar birçok materyal dişlerin restorasyonunda kullanılmaktadır. Bu materyallerin su Emilimi, çözünürlüğü ve yüzey pürüzlülüğü hakkında bilgi sahibi olmak onların kullanım ömrünü tahmin edebilmek açısından önemlidir. Bu amaçla çalışmamızda, birer adet Mikrohibrit, Bulk-fill, indirekt kompozit rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanın asidik pH'a sahip sıvıda veya distile suda bekletilmelerinin su Emilimi, çözünürlük ve yüzey pürüzlülüğündeki değişim özellikleri üzerine etkileri incelenmiştir.

Çalışmamızın su Emilimi ve çözünürlük sonuçları, kütle birimi olarak mikrogram (μg), hacim birimi olarak da milimetre küp (mm^3) kullanarak ISO 4049-2000⁽¹¹⁷⁾ standartlarına uygun hale getirilmiştir.

ISO 4049-2000⁽¹¹⁷⁾ standartlarına göre su Emilimi ve çözünürlük çalışmalarında grup başına en az 5 adet örnek kullanılması tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda her grup için 10'ar adet örnek hazırlanmıştır.

Kompozit rezinlerin maksimum polimerizasyonunun sağlanması için tabaka kalınlığının en fazla 2 mm olması gerekmektedir.⁽¹⁵²⁾ Çalışmamızda kullandığımız Charisma Smart, Gradia Plus indirekt kompozit ve RIVA rezin modifiye cam iyonomer siman için standart kabul edilen ve üretici firmanın önerdiği gibi her 2 mm'de kütleme yapılmış; Filtek Bulk-fill posterior kompozit ise standardizasyonu sağlamak amacıyla firmaların önerdiği şekilde 4 mm tabakalar halinde kürlenmiştir.

Rezin içerikli restorasyonların polimerizasyonunda önemli olan hususlardan birisi ışık cihazının ucu ile materyal arasındaki mesafedir. İdeal polimerizasyonun sağlanabilmesi için ışık cihazının ucu ile rezin içerikli restoratif materyal arası mesafenin mümkün olan en yakın mesafede olması önerilmektedir.⁽¹⁵³⁾ Bizim çalışmamızda; Alshali ve ark.⁽¹⁵⁴⁾ ile Melo ve ark.⁽¹⁵⁵⁾'nın, çalışmalarına benzer şekilde, örnekler ile ışık cihazının ucu arası mesafe 1 mm olacak şekilde bir cam lamel kullanılarak standardize edilmiştir.

Kompozit rezinler kaviteye yerleştirilirken hava ile temas ederler. Bunun sonucunda, ortamdaki oksijen, reaksiyona girmemiş radikaller ile reaksiyona girerek polimerizasyonu azaltır. Kompozit yüzeyinde tam polimerize olmamış rezinden zengin bir tabaka kalır.⁽¹⁵⁶⁾ Oksijenle temas sonucu oluşan bu artık monomer tabakasına oksijen inhibisyon tabakası adı verilir. Bu tabakanın uzaklaştırılması için bitirme ve polisaj işlemleri yapılması gereklidir.⁽¹⁵⁷⁾ Çalışmamızda yüzeyde oluşan bu artık monomer tabakasını en az seviyede tutmak ve daha düzgün yüzeyler oluşturmak için, örnekler hazırlanırken alt ve üst yüzeylerine şeffaf bantlar konularak polimerize edilmiştir.^(158, 159) Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili yapılan çalışmalar, şeffaf bandın en pürüzsüz yüzeyi sunmasına rağmen, tamamen uzaklaştırılmayan oksijen inhibisyon tabakasının bitirme ve cila işlemleri ile uzaklaştırılarak daha sert, aşınmaya dirençli yüzeyler oluşturulması gerekliliğini bildirmişlerdir.^(160, 161)

Bitirme ve polisaj işlemlerinde, yeterince pürüzsüz bir yüzey elde etmek için sıralı bir sistem kullanımı gerekmektedir.⁽¹⁶²⁾ Weinstein⁽¹⁶³⁾ kullanılan polisaj sistemindeki aşındırıcının partikül boyutunu aşamalı olarak azaltarak, daha düzgün bir yüzey elde edilebileceğini söylemiştir. Birçok çalışmada Sof-Lex polisaj sistemi kullanımından sonra en pürüzsüz yüzeyler elde edildiği rapor edilmiştir.⁽¹⁶⁴⁻¹⁶⁷⁾ Yapılan birçok çalışmada alüminyum oksit abrasiv içeren disklerin kompozit rezinlerdeki doldurucuları yerinden oynatmadan, düzenli ve tüm yüzeyde eşit bir kesim yaparak daha pürüzsüz yüzeyler sağladığı gösterilmiştir.^(162, 165, 168) Belirtilen bu nedenlere dayanarak çalışmamızda, optimum yüzey cilası elde etmek için grit büyüklüğü aşamalı olarak azalan, alüminyum oksit abrasiv içeren Sof-Lex cila sistemi kullanılarak örnek yüzeyleri hazırlandı.

Çeşitli restoratif materyallerin su emilim, çözünürlük ve yüzey pürüzlülük özelliklerinin incelendiği çalışmalarda, saklama ortamı ve bekleme süreleri çok çeşitlilik göstermektedir.

FDA tarafından gıdaları taklit edebilecek ve onların yerine kullanılabilecek kimyasallar olarak; sitrik asit, distile su, heptan, etanol gibi solüsyonlar belirtilmiştir.⁽¹⁶⁹⁾ Distile su, ağız içindeki tükürük, gingival sıvılar ve su gibi temasta olunan nemli ortamı taklit etmek için kontrol grubu olarak çoğu çalışmada kullanılmaktadır. ⁽¹⁵⁴⁾ ^(170, 171) Alshali ve ark.⁽¹⁵⁴⁾ tarafından yapılan su emilimi çalışmasının sonuçlarında yapay tükürük ile distile su kullanımının su emilimi açısından anlamlı bir fark ifade etmediğini, ayrıca yapay tükürüğün gerçek çözünürlüğü maskeleyebileceğini belirtmişlerdir. Buna dayanarak çalışmamızda ağızdaki nemli ortamı taklit etmek için kontrol grubu olarak distile su kullanılmıştır. %1 Sitrik asit ise; Kooi ve ark.⁽¹⁷²⁾, Voltarelli ve ark.⁽¹⁷³⁾ ve Dünder ve ark.⁽¹⁷⁴⁾ çalışmalarına benzer

şekilde, bazı meyve, sebze ve içeceklerdeki asidik ortamı taklit edebilmesi amacıyla saklama ortamı olarak kullanılmıştır.

Literatürde kompozitlerin su emilim ve çözünürlüklerini araştıran çalışmalarda Almeida ve ark.⁽¹⁷⁵⁾, Castro ve ark.⁽¹¹³⁾ çalışmalarında olduğu gibi 7 gün, Carvalho ve ark.⁽¹⁷⁶⁾, Albuquerque ve ark.⁽¹⁷⁷⁾ çalışmalarında olduğu gibi 28-30 günlük kısa dönemli çalışmalar olduğu gibi; Shintani ve ark.⁽¹⁷⁸⁾, Örtengren ve ark.⁽¹⁷⁹⁾, Alshali ve ark.⁽¹⁵⁴⁾ çalışmalarında olduğu gibi 60, 180 gün ve 1 yıllık uzun dönem çalışmalar da yapılmıştır. Ayrıca çeşitli restoratif materyallerin yüzey pürüzlülüğünü inceleyen çalışmalarda 7 gün^(172, 180), 8 gün⁽¹⁸¹⁾, 28 gün⁽¹⁸²⁾ gibi kısa dönem değişimleri incelenmiştir.

Bizim çalışmamızda Rahim ve ark.⁽¹⁷⁰⁾'nın yaptığı asit ihtiva eden içeceklerde bekletilen kompozitlerin su emilim değerlerini inceledikleri çalışmalarına benzer şekilde örneklerin bekleme süresi 40 gün olarak belirlenmiştir.

5.1.Su emilimi ve çözünürlüğün değerlendirilmesi

Su emilimi ve çözünürlük; tüm restoratif materyallerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini etkileyen, tamamen kontrol altına alınamayan faktörlerden biridir. Diş hekimliğinde, estetik amaçlı kullanılan restoratif materyaller polimer esaslı materyallerdir. Normal şartlar altında bu materyallerin özelliklerinin ağız ortamında bulundukları süre boyunca stabil olması beklenir.⁽¹⁸³⁾ Ancak hidrofilik özellikteki polimer yapısı nedeniyle bu materyallerin zamanla yapılarında bir miktar su emilimi veya çözünme görülmektedir.⁽¹⁸⁴⁾ Bu durum restorasyonların klinik başarısını olumsuz yönde etkilemektedir.⁽¹⁸⁵⁾

Polimer esaslı materyallerde su emilimi difüzyon kontrollü bir süreçtir. Su molekülleri, kompozitlerin bozunmasını iki mekanizma yoluyla indükler: Bunlardan ilki serbest hacim teorisi'dir. Bu teoriye göre; su molekülleri polimer ağına sızarak ve polimer zincirleri ile mikro boşluklar arasındaki serbest hacmi işgal eder. Diğer teori ise 'etkileşim teorisi'dir. Bu teoriye göre de; su molekülleri polimer zincirlerinin polar gruplarına hidrojen bağı ile bağlanır.⁽¹¹⁴⁾

ISO 4049(2000) ⁽¹¹⁷⁾; su emilim ve çözünürlük belirlenmesi amacıyla kullanılan güvenilir standartlardan birisidir. ISO 4049⁽¹¹⁷⁾ standartlarına göre; materyallerin su emilim seviyelerinin 40 µg/mm³'e eşit veya daha az; çözünürlüğün ise 7,5 µg/mm³'e eşit veya daha az olması gerektiği belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda kullandığımız örneklerin 40 günlük

bekleme süresi sonunda su Emilimi Değerleri; CİS-SA ve CİS-DS grubu hariç, tüm kompozit grupları için ISO kriterlerinde bildirilen değerlerden oldukça düşük bulunmuştur.

Kompozit rezinlerin su Emilimi ve Çözünürlüğü çeşitli faktörlere bağlıdır. Bunların başında rezin matriksin türü ve miktarı, doldurucuların tipi, doldurucuların büyüklükleri ve oranları gelmektedir. Ayrıca reaksiyona girmemiş monomer varlığı ve miktarı, polimerizasyon yöntemi gibi faktörler de su Emilimi ve Çözünürlüğü etkilemektedir.⁽¹⁸⁶⁾

Venz ve Dickens⁽¹⁸⁷⁾ tarafından yapılan uzun dönem (6 ay) su Emilimi ile ilgili bir çalışma, monomerlerin hidrofilikliğinin şu sırada olduğunu göstermiştir: TEGDMA > Bis-GMA > UDMA > Bis-EMA.

Sideridou ve ark.⁽¹⁸⁸⁾ yaptığı çalışmalarda en çok su Emilimi gerçekleştiren bileşenin TEGDMA olduğunu göstermiştir. Bunun yanında UDMA ve Bis-EMA'nın daha az su Emilimi gerçekleştiren yapılar olduğu; Bis-GMA'nın ise UDMA ve Bis-EMA'ya oranla daha fazla su emdiği gösterilmiştir.

Sideridou ve ark.'nın⁽¹⁸⁹⁾ monomer yapılarının kompozit rezinlerdeki su Emilimine etkisini araştıran bir diğer çalışmada da, monomerlerin su Emilim Değerlerinin azdan çoğa doğru Bis-EMA, UDMA, Bis-GMA, TEGDMA şeklinde sıralandığı belirtilmiştir.

Bizim çalışmamız sonucunda kullandığımız kompozit rezinler farklı monomerler içermelerine rağmen su Emilimi Değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Bu farklılığın sebebi; yapılan bu çalışmalarda kompozitlerin kendilerinin değil, saf monomerlerinin su Emilimi Özelliklerini incelemelerinden kaynaklı olabileceği düşünülebilir.

Kompozit rezinlerin su Emiliminin bağlı olduğu bir diğer faktör de kompozit rezinlerin içerdiği doldurucu oranlarıdır. Doldurucuların ağırlık %'si arttığında, su Emilimi esas olarak polimerik faz ile ilişkili bir fenomen olduğundan, polimerik matriks azalır ve buna bağlı olarak su Emilimi azalır.⁽¹⁵⁴⁾ Alshali ve ark. ⁽¹⁵⁴⁾ distile su ve yapay tükürükte 1 yıl bekletmeden sonra farklı kompozit rezinlerin su Emilim ve Çözünürlüğünü karşılaştırdıkları çalışmalarında, doldurucu oranlarıyla su Emilimi arasında önemli bir negatif korelasyon olduğunu bildirmişlerdir.

Øysæd ve ark.⁽¹⁹⁰⁾ 8 farklı posterior kompozitin su Emilimi ve Çözünürlüklerini inceledikleri çalışmasında, en fazla miktarda doldurucu içeren malzemelerin, suda üç ay bekletildikten sonra en az su emme ve Çözünürlüğe sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda

kullandığımız kompozitlerin su emilim değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamasının doldurucu oranlarının birbirine çok benzer olmasına (%71, %76.5, %78) atfedilebilir.

Toledano ve ark.⁽¹⁹¹⁾, rezin modifiye cam iyonomerlerde görülen su emiliminin, kompozit rezinlerden çok daha yüksek olduğunu göstermiştir.

Musanje ve ark.⁽¹⁹²⁾ yapay tükürükte 9 ay bekletildikten sonra rezin modifiye cam iyonomerlerin kompozit ile karşılaştırıldığında daha yüksek su emilimi gösterdiğini belirtmişlerdir.

Iwami ve ark.⁽¹⁹³⁾ rezin-modifiye cam iyonomer simanın geleneksel kompozit rezinlerden daha fazla su emilimi sergilediğini gözlemlemişlerdir. Aynı şekilde Yap ve ark.⁽¹¹⁸⁾, çeşitli rezin modifiye cam iyonomer siman materyallerin su emilimleri ve suda çözünürlük miktarlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amacıyla yaptıkları in vitro çalışmalarında, bu materyallerin su emilimi ve çözünürlük oranlarının, kontrol grubu olarak kullandıkları kompozit rezin materyallere kıyasla belirgin oranda yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Cefaly ve ark.⁽¹⁹⁴⁾ rezin modifiye cam iyonomer simanların kompozitlere göre daha fazla su emilimi gösterdiğini bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızın sonucunda da bu çalışmalarla uyumlu olarak; RIVA rezin modifiye cam iyonomer siman'ın tüm bekleme solüsyonlarında en fazla su emilimi gösteren materyal olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Litaretürde; güçlü bir hidrofilik olan HEMA'nın yüksek su emilimine sahip olduğu bildirilmiştir.⁽¹⁹⁵⁾ Çalışmamızda RIVA rezin modifiye cam iyonomer simanın yüksek su emilimi yüksek oranda hidrofilik olan HEMA içeriğine atfedilebilir.

Bir kompozit rezinin su emilimi ve çözünürlük derecesini etkileyen bir diğer faktör, saklama ortamının tipidir.⁽¹⁵⁴⁾ Asmussen ve ark.⁽¹⁹⁶⁾, polimer matrisinin yumuşamasının asit varlığında daha fazla etkilendiğini iddia etmiştir.

Çalışmamızda CİS-SA grubunun su emilimi CİS-DS'dan anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Bu durum; asidik ortamın materyal yüzeyinde daha büyük aşındırıcı etkiye sahip olması⁽¹⁹⁷⁻¹⁹⁹⁾ ve aside maruz kalan materyalin, su moleküllerinin polimer ağına girmesi için daha az engel oluşturarak su emilimini artırmasından⁽¹⁷⁰⁾ kaynaklı olabileceği düşünülebilir.

Rahim ve ark.⁽¹⁷⁰⁾ 2 kompozit grubunun (FiltekTM Z350 ve Durafill[®] VS) asidik içeceği (Kola) daldırılan örneklerin çözünürlük değerleri distile suda bekletilen örneklerle benzer bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da bu çalışma ile benzer şekilde distile su ve sitrik asite daldırılan kompozit gruplarının çözünürlük değerleri önemli bir fark göstermemiştir.

Rezin içerikli restoratif materyallerin çözünürlüğü; reaksiyona girmemiş monomerler, doldurucular, iyonlar ve oligomerlerin salınması olarak tanımlanabilir.⁽³⁸⁾ Su molekülleri polimer ağına difüze olarak, polimer zincirleri ile mikro boşluklar arasındaki serbest hacime sızarak matrisin şişmesine ve böylece monomerlerin salınımına sebep olur. Ayrıca; su infiltrasyonu, siloksan bağlarını hidroliz yoluyla bozarak, doldurucu partiküllerinin yapıdan uzaklaşmasına sebep olur.⁽²⁰⁰⁾

Kompozit rezinlerin çözünmesini; reaksiyona girmemiş olan monomerlerin varlığı, çözücünün kimyasal yapısı, çözünebilir maddelerin boyutu ve kimyasal yapısı etkiler.⁽²⁰¹⁾

Su molekülleri kompozit rezinlerin içerisine difüze olarak kimyasal bozunmanın başlamasına neden olur. Kimyasal bozunma sonucu kompozit rezinin yapısından bazı materyaller ayrılır.^(8, 202) Su emilimi reaksiyona girmemiş monomerlerin yapıdan uzaklaşmasına neden olur.⁽²⁰³⁾

Bozunma sürecinin bir diğer parçası ise doldurucu partiküllerin yapıdan uzaklaşmasıdır.⁽⁶⁾

Organik bozunma ürünlerinin salınması molekül boyutuna bağlıdır, küçük moleküllerin mobiliteleri daha fazladır ve bu yüzden büyük moleküllere göre daha hızlı çözünürler.⁽²⁰¹⁾

Molekül boyutu dışında monomerin hidrofilik yapıda olması, çapraz bağ yoğunluğu ve oluşan ağın porozitesi de çözünmeyi etkileyen faktörlerdendir.⁽²⁰⁴⁾ Ayrıca; inorganik içerik, doldurucu matris arayüzü, katalizör konsantrasyonu ve kullanılan başlatıcı sistem gibi kimyasal faktörler de çözünürlük değerleri üzerine etkilidir.^(13, 190, 204)

Düşük ağırlıklı monomerler, yüksek ağırlıklı olanlara göre daha büyük miktarlarda ayrışabilir.⁽²⁰¹⁾ TEGDMA yüksek mobilitte gösteren küçük ağırlıklı bir moleküldür ve Bis-GMA gibi büyük moleküllere göre daha çabuk ayrışırlar.⁽²⁰⁵⁾

Örtengren ve ark.⁽¹⁷⁹⁾ altı adet kompozit rezinin su emilimi ve çözünürlüğünü ve su emilimi sırasında organik matristen ayrılan monomerleri incelediği çalışmada; en fazla salınan monomerin trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) olduğunu, bunu üreanedimetakrilat (UEDMA) monomeri takip ettiğini ve (Bis-GMA) nın salınmaya en dirençli monomer olduğunu belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda hangi ortam olduğuna bakılmaksızın Charisma kompozit grubunun çözünürlüğünün Filtek Bulk fill ve Gradia indirekt kompozit gruplarından düşük olmasının sebebi; monomer yapısının Bis-GMA içermesi ve doldurucu partiküllerinin boyutunun diğer kompozitlerden büyük olmasına bağlanabilir.

Bizim çalışmamızda ISO standartlarıyla belirtilen formül kullanılarak elde edilen çözünürlük değerleri, sitrik asitte bekletilen rezin modifiye cam iyonomer grubu hariç diğer tüm gruplarda ISO kriterlerinde belirtilen maksimum $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ değerine göre oldukça düşük bulunmuştur. En fazla çözünürlük gösteren grup; CİS-SA ($106,86 \pm 7,92 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) olmuştur.

Toledano ve ark.⁽¹⁹¹⁾ iki kompozit rezin (Z100 ve Prodigy), dört poliasit modifiye kompozit rezin (Compoglass, Compoglass F, Dyract ve Dyract AP) ve iki ışıkla sertleşen cam iyonomer siman (Vitremar ve Fuji II LC) kullanarak farklı rezin içerikli restoratif materyallerin su emilimi ve çözünürlüklerini inceledikleri çalışmada; en yüksek çözünürlük değerini ışıkla sertleşen cam iyonomer simanların (Vitremar ve Fuji II LC) gösterdiğini bulmuşlar ve matris bileşimlerinden⁽²⁰⁶⁾ dolayı en yüksek çözünürlüğü gösterdiğini belirtmişlerdir.

Mortier ve ark.⁽²⁰⁷⁾ iki kompozit rezin (Filtek P60, Solitare 2), bir kompomer (Compoglass F), bir ormocer (Admira) ve bir ışıkla sertleşen cam iyonomer siman (Fuji II LC) kullanarak, rezin bazlı restoratif materyallerin su emilim ve çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında; ışıkla sertleşen cam iyonomer siman olan Fuji II LC' nin en yüksek su emilimi ve çözünürlük değerleri gösterdiğini bulmuşlardır.

Hamouda ve ark.⁽²⁰⁸⁾ asidik içeceklerin (portakal ve mango suyu) ve nötr ortamın (distile su ve süt) bazı geleneksel cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, kompomer ve kompozit rezinlerin yüzey sertliği, pürüzlülüğü ve çözünürlüğü üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında; rezin modifiye cam iyonomer simanın asidik içeceklerdeki çözünürlüğünün nötr ortamdaki çözünürlüğünden önemli ölçüde yüksek olduğu sonucuna ulaşmışlardır.

Tahir ve ark.⁽²⁰⁹⁾ cam iyonomer simanların asitlere uzun süre maruz kalmasının yüksek Ra değerine sebep olacağını, Eisenburger ve ark.⁽²¹⁰⁾ asit çözeltisinin pH'ındaki azalmanın cam iyonomer simanın çözünürlüğünü arttırdığını göstermiştir. Ayrıca; asit çözeltisindeki H^+ iyon konsantrasyonunun simanın erozyonunda itici güç olduğunu iddia etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmalarla uyumlu olarak CİS-SA grubunun çözünürlük değeri CİS-DS grubundan önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur. CİS grubunun sitrik asitte, distile suya göre daha yüksek çözünürlük göstermesinin sebebi; sitrik asitteki H^+ iyonlarının cam iyonomer matrisine difüze olarak matristeki metal katyonlarının yerini alarak onların yüzeyden salınmasına neden olması⁽²¹¹⁾ düşünülebilir.

Sitrik asit içerisinde bekletilen rezin modifiye cam iyonomer örneklerinin 40 gün sonunda verdikleri çözünürlük değeri $106,86 \pm 7,92 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ tür. Yapılan birçok çalışma ile uyumlu

olarak; RIVA rezin modifiye cam iyonomer siman'ın tüm bekleme solüsyonlarında en fazla çözünürlük gösteren materyal olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Çalışmamızda bu grup hariç diğer tüm gruplarda çözünürlüğün negatif değerler gösterdiği bulunmuştur. Elde edilen bu negatif çözünürlük değerleri; materyallerin dehidratasyonlarını tamamlamadığı düşünülerek, çözünmenin meydana gelmediğini değil, düşük çözünürlük gösterdikleri anlamına gelebilir. Yapılan bazı çalışmalarda da bizim çalışmamızda olduğu gibi negatif çözünürlük değerleri bildirilmiştir.⁽¹⁵⁴⁾ ^(179, 212, 213) Negatif çözünürlük değerlerinin; doldurucuların hidrolizi sonucu oluşan metal hidroksitler sebebiyle oluşabileceği⁽¹⁷⁹⁾, emilen su moleküllerinin polimer zincirlerinin polar gruplarına hidrojen bağı ile bağlanıp tamamen uzaklaştırılamaması kaynaklı olabileceği^(212, 213) veya su alımının çözünürlüklerinden daha fazla olduğunu gösterebilir^(213, 214) bildirilmiştir.

Alshali ve ark.⁽¹⁵⁴⁾ distile su ve yapay tükürükte 1 yıl bekletmeden sonra 6 adet bulk-fill (SureFil SDR, Venus Bulk Fill, X-tra base, Filtek Bulk Fill flowable, Sonic Fill, and Tetric EvoCeram Bulk Fill) ve 8 adet kompozit rezinin (Grandioso Flow, Venus Diamond Flow, XFlow, Filtek Supreme XTE, Grandioso, Venus Diamond, TPH Spectrum, and Filtek Z250) su emilim ve çözünürlüğünü karşılaştırdıkları çalışmalarında; bazı bulk-fill kompozitlerin hem distile suda hem de yapay tükürükte negatif çözünürlük değerleri gösterdiğini bulmuşlardır.

Örtengren ve ark.⁽¹⁷⁹⁾ 6 farklı kompozit rezinin su emilimi, suda çözünürlük ve su emilimi sırasında organik matriksten ayrılan monomerleri inceledikleri çalışmada, bazı kompozit rezinlerin kütesel artış gösterdiği, bunun sonucu olarak da negatif çözünürlük değerleri gözlemlenmişler ve bunun da su ile doldurucu parçacıkları arasındaki kimyasal reaksiyona bağlı olarak kompozit içerisinde metal hidroksitlerin oluşumuna bağlı olabileceğini belirtmişlerdir.

Wei ve ark.⁽²¹²⁾'nin su emilimi ve desorpsiyon döngüleri sırasında bazı kompozitlerde (Filtek® Silorane, GC Gradia Direct Anterior, GC Gradia Direct Posterior, GC Kalore, Vertise® Flow) su difüzyonunun kinetik sürecini ve kütle değişimini inceledikleri çalışmalarında; 150 gün deiyonize suda bekletilen Filtek Silorane ve GC Kalore kompozitlerinde negatif çözünürlük değerleri elde edilmiştir. Bu negatif çözünürlük değerlerinin materyallerden hiç elüat çıkmadığı anlamına gelmeyeceği ve desorpsiyon işlemi yeterince uzun süre yapılırsa, yenilenmiş kütlenin (m_3), başlangıçtaki kütleyle (m_1) veya daha azına geri dönebileceği belirtilmiştir. Negatif değer görülmesinin bir diğer sebebi olarak;

emilen suyun rezin matriksi içinde bağı su haline gelmesinden ve tamamen ekstrakte edilememesinden kaynaklı olabileceği belirtilmiştir.

Lopes ve ark.⁽²¹³⁾'nın, farklı depolama ortamları ve kürlenme modlarının bir kompozit rezinin su emilimi ve çözünürlük değerleri üzerindeki etkisini araştırdığı çalışmada; bir nanohibrit kompozit olan TPH³ (Dentsply) üç farklı polimerizasyon modu kullanılarak polimerize edildikten sonra üç farklı bekleme sıvısında (distile su, 75% etanol, 100% kloroform), iki farklı süre (7gün, 60 gün) boyunca bekletip elde edilen değerleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. 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 dolayı olduğu düşünülmüştür.

5.2.Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğü, restorasyonların klinik başarısı için önemli kriterlerden biridir. Ağız içerisinde bir restorasyonun yüzeyine uygulanan bitirme ve cila uygulamaları, restorasyonların estetik özelliklerini ve uzun dönem performanslarını artırarak yüzey düzgünlüğü kazandıran ve retansiyon oluşturacak alanları ortadan kaldıran önemli bir klinik uygulama prosedürüdür.⁽²¹⁵⁾

Herhangi bir restoratif materyalin klinik kalitesi ve etkinliği yüzeye göre belirlenir.⁽²¹⁶⁾ Yüzey pürüzlülüğü restorasyonları dental plak birikimine, dişeti irritasyonuna, kötü estetik ve prognoza karşı daha duyarlı hale getirir.⁽¹⁸¹⁾

Yüzey pürüzlülüğü; doldurucu partiküllerin boyutuna, şekline, hacmine, dönüşüm derecesine ve doldurucu-matris arasındaki bağa bağlıdır.⁽²¹⁷⁾

Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için mekanik ve lazer profilometresi, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) gibi çeşitli yöntemler kullanılmaktadır.⁽¹³⁰⁾ Bunlar arasında en yaygın olarak kullanılan ve bizim de bu çalışmada kullandığımız yöntem mekanik profilometre ile yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesidir. Bu yöntemde uluslararası pürüzlülük parametresi olan ve µm cinsinden değer veren 'Ra' parametresi kullanılmaktadır.⁽¹⁴²⁾ Yüzeyin iki boyutlu görünümünü veren mekanik

profilometre cihazı pürüzlülüğü aritmetik olarak hesaplamada en basit ve en yaygın yöntem olarak kullanılmaktadır.^(162, 218)

Bollen ve ark.⁽¹²⁷⁾, bakteri tutulumu için eşik yüzey pürüzlülüğü Ra değerinin 0,2 µm altında olması gerektiğini, Jones ve ark.⁽¹²⁸⁾ 0,5 µm'nin üzerindeki Ra değerlerini hastanın dil ucuyla farkedebileceğini bildirmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğünde bu değer üzerinde bir artış plak birikiminde bir artışa sebep olarak hem çürük hem de periodontal inflamasyon riskini arttıracaktır.⁽¹⁸¹⁾ Bizim çalışmamızda CİS-SA ve CİS-DS grubu hariç, pürüzlülük değerindeki artış bu değerlerin altında bulunmuştur.

Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre; test edilen tüm materyaller her iki bekleme solüsyonunda pürüzlülük artışı göstermiştir ancak CİS-SA ve CİS-DS grubu dışındaki gruplarda bu değerler eşik değer altında bulunmuş olup, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir.

Hamouda ve ark.⁽²⁰⁸⁾ yaptığı çalışmada; pH: 3.49 olan mango suyuna ve distile suya daldırılan rezin modifiye cam iyonomer simanın yüzey pürüzlülüğünde önemli farklılık olduğunu, ancak komozit rezin grubunda önemli farklılık bulunmadığını göstermişlerdir.

Abdallah ve ark.⁽¹⁸⁰⁾ gıdaları taklit eden solüsyonların bazı restoratif materyallerin (1 adet yüksek viskoziteli cam iyonomer siman, 1 adet rezin modifiye cam iyonomer siman, 1 adet geleneksel kompozit rezin, 1 adet bulk-fill kompozit) yüzey pürüzlülük değişimine etkisini inceledikleri çalışmalarında; kullandıkları tüm restoratif materyallerin gıdaları taklit eden solüsyonlardan etkilendiğini ve yüzey pürüzlülüklerinin arttığını bulmuşlardır. Yüzey pürüzlülüğündeki en fazla artışı ise rezin modifiye cam iyonomer grubunda bulmuşlardır. Diğer gruplar arasında pürüzlülük değişimi açısından herhangi bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da bununla uyumlu olarak; test edilen tüm materyaller her iki bekleme solüsyonunda pürüzlülük artışı göstermiştir ancak CİS-SA ve CİS-DS grubu dışındaki gruplarda bu değerler anlamlı bir fark ifade etmemiştir. CİS grubunun tüm solüsyonlarda pürüzlülük değerindeki değişim kompozit gruplarından daha yüksektir. Bunun nedeni; rezin modifiye cam iyonomer simanın toz içeriğinde bulunan reaksiyona girmemiş sert floro-

alümino-silikat cam partiküllerinin yüzeyden çıkıntı yaparak daha pürüzlü bir yüzey göstermesinden kaynaklı olduğu düşünülebilir.

Litaretürde; cam iyonomer bazlı materyallerin asidik solüsyonlarda yüzey kaybına uğradığı bildirilmiştir.⁽²¹⁹⁾ Ayrıca cam iyonomer esaslı malzemelerin asidik sıvıları absorbe edebildikleri ve bunun da materyalin yüzeyinde bozulmaya neden olduğu bildirilmiştir.⁽²²⁰⁾

Bizim çalışmamızda CİS-SA grubundaki pürüzlülük değişiminin CİS-DS grubundan anlamlı olarak daha fazla olmasını içeriğindeki floro-alümino-silikat cam parçacıklarının, sitrik asit gibi asitlere karşı duyarlı olmasından kaynaklanabileceğini söyleyebiliriz.^(172, 221)

Alencar ve ark.⁽²²²⁾'nin dışsal ve içsel kaynaklı asitlerin nanofill ve bulk-fill rezin kompozitler üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmada; çeşitli restoratif materyalleri (Filtek Z350XT, GrandioSO, Filtek Bulk Fill, X-tra fil) 7 gün boyunca distile su, %5 sitrik asit ve %0,1 hidroklorik asitte beklettikten sonra yüzey sertliği ve pürüzlülük analizi yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda; test edilen tüm kompozit materyallerin distile su, sitrik asit ve hidroklorik asit çözeltilerinde yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir fark bulmamışlardır.

Bilgili ve ark.⁽²²³⁾'nin yapmış olduğu 5 farklı restoratif materyalin ağız ortamını taklit eden sıvılarda bekletilmesinin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında sitrik asitte bekletilen örneklerden sadece AFX (Admira Fusion X-tra) grubunda diğer gruplara göre yüzey pürüzlülük değişiminde anlamlı artış bulmuşlardır.

Yap ve ark.⁽²²⁴⁾'nin yaptığı bir çalışmada gıdaları taklit eden sıvıların 6 adet kompozit rezin materyalin yüzey pürüzlülüğüne sıvıların etkisi incelenmiş ve sıvıların yüzey pürüzlülüğüne önemli bir etkisinin olmadığını bulmuşlardır. Çalışmalar arasındaki bu farklılığın kullanılan kompozitlerin, solüsyonların ve bekleme sürelerinin farklı olmasıyla ilgili olabileceği düşünülmüştür.

Sherif ve ark.⁽²²⁵⁾'nin bir ormoser (Admira Fusion X-tra) ve iki farklı metakrilat bazlı kompozitin (X-tra fill, Esthet-X HD) farklı zaman aralıklarında (7, 14, 28 gün) farklı

solüsyonlara (kahve, çay, kola, distile su) daldırıldıktan sonra renk, opasite ve yüzey pürüzlülüğündeki değişimi inceledikleri çalışmalarında; yüzey pürüzlülüğü 28 gün kolada bekletilen tüm örneklerde artış göstermiştir ancak bu gruplar arasında anlamlı bir fark ifade etmemiştir.

Alifen ve ark.⁽¹⁷¹⁾'nın nanohibrit kompozitlerin yüzey pürüzlülüğüne, farklı konsantrasyonlardaki sitrik asit solüsyonun etkisini inceledikleri çalışmada; kontrol grubu olan distile suya daldırılan örnekler ile sitrik asit solüsyonlarına daldırılan örnekler arasında yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonuçlarıyla benzer şekilde kompozit örnekler arasında pürüzlülük değişiminde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durumun olası sebepleri şunlar olabilir: Sitrik asit zayıf bir organik asit olduğu için, polimerize olmuş kompozitlerdeki bağlara zarar verecek kadar güçlü olamayabilir.⁽²²⁶⁾ Ayrıca; çalışmamızda kullandığımız kompozitler yüksek doldurucu içeriğine sahiptir bundan dolayı asit etkilerine karşı daha yüksek direnç gösterdikleri⁽²²⁷⁾ düşünülebilir.

Bu bağlamda; materyal türünün; yüzey pürüzlülük değişimi, su emilimi ve çözünürlük düzeyleri üzerinde fark yaratmayacağı şeklindeki birinci sıfır hipotezimiz kısmen kabul edilmiştir.

Örneklerin farklı solüsyonlara (distile su ve sitrik asit) maruz kalması sonucunda yüzey pürüzlülük değişimi, su emilimi ve çözünürlük düzeyleri açısından herhangi bir fark oluşmayacağı yönündeki ikinci sıfır hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.

Restorasyonlar ağız içerisinde; çiğneme kuvvetleri ve diş fırçalama gibi mekanik kuvvetler ile farklı sıcaklık ve asitlikte solüsyonlara maruz kalabilmekte ve bu durumun restorasyonların yüzey pürüzlülük, su emilimi ve çözünürlük değerlerini etkileyebileceği düşünülmektedir. Bizim çalışmamızda ağız ortamı tamamen taklit edilememiştir. Bu nedenle; rezin içerikli restoratif materyallerin bu özelliklerinin değerlendirilmesi daha farklı saklama ortamlarında, daha farklı süre ve sıcaklıklarda, farklı yaşlandırma işlemleri altında değişip değişmediğini inceleyen kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

6.SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

Bekleme ortamı çalışmamızda test edilen gruplar arasında sadece cam iyonomer grubunda yüzey pürüzlülüğü, su Emilimi ve çözünürlüğünde anlamlı bir artışa sebep olmuştur.

Bekleme ortamı kompozit rezin grupları arasında su Emilimi ve yüzey pürüzlülüğü değişimi açısından herhangi bir fark yaratmamıştır. Ancak CİS için anlamlı bir farka neden olmuştur. En fazla su Emilimi ve yüzey pürüzlülüğü CİS-SA grubunda görülmüştür.

Kompozit grupları arasında bekleme ortamı kompozitlerin çözünürlüğünde anlamlı bir farka sebep olmamıştır.

Çalışmamızda asidik sıvılar ve distile suya maruz kalan tüm kompozit örneklerin su Emilimi ve çözünürlük değerleri ISO 4049:2000 standartlarında belirlenmiş sınırlardan oldukça düşük bulunmuş ve su Emilimi ve çözünürlük açısından iyi performans sağladıkları görülmektedir.

Sonuç olarak çalışma bulguları göz önünde bulundurulduğunda; fazla miktarda su Emilimi, çözünürlük ve yüzey pürüzlülüğü gösteren cam iyonomer esaslı materyalleri ağızda kalış süresi göz önünde bulundurulduğunda özellikle süt dişlerinin restorasyonunda veya kapalı sandviç tekniği gibi sınırlı kullanım alanlarında tercih edilmesi düşünülmelidir. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyallerin ise incelenen bazı mekanik özellikler açısından iyi performans sergiledikleri ve klinik kullanım için yeterli oldukları görülmektedir. Ancak; bu çalışmalar in vitro koşullarda yapıldığı için daha fazla klinik çalışma ile desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Geurtsen W, Schoeler U. A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations. *Journal of Dentistry*. 1997;25(3-4):229-32.
2. Hilton TJ, Ferracane JL, Broome JC. Summitt's fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach/edited by Thomas J. Hilton, Jack L. Ferracane, James C. Broome; Illustrations by JosÂ© â™ dos Santos Jr. 2013.
3. 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(11):1501-5.
4. Balkaya H, Arslan S, Pala K. A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in Class II cavities: one-year results. *Journal of Applied Oral Science*. 2019;27.
5. Burke FT. Dental materials—what goes where? The current status of glass ionomer as a material for loadbearing restorations in posterior teeth. *Dental update*. 2013;40(10):840-4.
6. Söderholm K-J, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *Journal of Dental Research*. 1984;63(10):1248-54.
7. Øysæd H, Ruyter IE. Composites for use in posterior teeth: mechanical properties tested under dry and wet conditions. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1986;20(2):261-71.
8. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *European journal of oral sciences*. 1998;106(2 Pt 2):687-95.
9. Örtengren U, Elgh U, Spasenoska V, Milleding P, Haasum J, Karlsson S. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(2).
10. LARSEN IB, MUNKSGAARD EG. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *European Journal of Oral Sciences*. 1991;99(3):254-61.
11. 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;18:156-61.
12. 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(1):129-33.
13. Kalachandra S, Wilson T. Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials. *Biomaterials*. 1992;13(2):105-9.
14. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental materials*. 2012;28(1):87-101.
15. Schulein TM. Significant events in the history of operative dentistry. *J Hist Dent*. 2005;53(2):63-72.
16. Bowen R. Use of epoxy resins in restorative materials. *Journal of Dental Research*. 1956;35(3):360-9.
17. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):364-79.
18. Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128(5):573-81.
19. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence international*. 1993;24(9).
20. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 1955;34(6):849-53.

21. Combe E, Burke F. Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dental update*. 2000;27(7):326-36.
22. Brown D. The status of restorative dental materials. *Dental update*. 1997;24(10):402-6.
23. Bowen R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1963;66(1):57-64.
24. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
25. 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(3):103-5.
26. 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.
27. Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *Journal of Dental Research*. 1980;59(5):800-8.
28. Forsten L. Curing depth of visible light-activated composites. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1984;42(1):23-8.
29. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental materials*. 2011;27(1):39-52.
30. 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(1):3-16.
31. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2012.
32. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2000;131:26S-30S.
33. Gatti A, Rastelli ANdS, Ribeiro SJL, Messaddeq Y, Bagnato VS. Polymerization of photocurable commercial dental methacrylate-based composites. *Journal of thermal analysis and calorimetry*. 2007;87(3):631-4.
34. Albers HF. *Tooth-colored restoratives: principles and techniques*: PMPH-USA; 2002.
35. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(3):659-75.
36. KJ A. *Phillips' science of dental materials*. St Louis: WB Saunders. 2003;596:41-3.
37. Trushkowsky RD. Composite resin: Fundamentals and direct technique restorations. *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials*. 2001;2:69-94.
38. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*. 2006;22(3):211-22.
39. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, Barjau Escribano A, Fos Galve P. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. 2006.
40. O'brien WJ. *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence. 2002.
41. Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
42. 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(4):353-61.
43. Ferracane J, Antonio R, Matsumoto H. Variables Affecting the Fracture Toughness of Dental Composites: , and'. *Journal of Dental Research*. 1987;66(6):1140-5.

44. CHUNG KH, Greener E. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *Journal of oral rehabilitation*. 1990;17(5):487-94.
45. Braem M, Finger W, Van Doren V, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dental Materials*. 1989;5(5):346-9.
46. Kim K, Park J, Imai Y, Kishi T. Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *Journal of dental research*. 1994;73(2):499-504.
47. Soderholm K-J. Influence of silane treatment and filler fraction on thermal expansion of composite resins. *Journal of dental research*. 1984;63(11):1321-6.
48. Yamaguchi R, Powers J, Dennison J. Thermal expansion of visible-light-cured composite resins. *Operative dentistry*. 1989;14(2):64-7.
49. MUNKSGAARD EC, HANSEN EK, KATO H. Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *European Journal of Oral Sciences*. 1987;95(6):526-31.
50. Iga M, Takeshige F, UI T, TORII M, TSUCHITANI Y. The relationship between polymerization shrinkage measured by a modified dilatometer and the inorganic filler content of light-cured composites. *Dental materials journal*. 1991;10(1):38-45, 98.
51. van Dijken JW, Wing KR, Ruyter IE. An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in Class I and Class II cavities. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1989;47(6):401-7.
52. Ritter AV. *Sturdevant's art & science of operative dentistry-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2017.
53. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science*. 2001;26(4):535-76.
54. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1995;6(4):302-18.
55. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2006.
56. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*: Güneş Kitabevi; 2000.
57. Anusavice KJ. Dental ceramics. *Phillips' science of dental materials*. 2003:655-719.
58. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):465-79.
59. *Restorasyonlar DBK*. Quintessence Yayıncılık. İstanbul; 2011.
60. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to Dental Materials-E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2014.
61. Garg N, Garg A. *Textbook of operative dentistry*: Boydell & Brewer Ltd; 2010.
62. 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(3):465-72.
63. Bayne SC, Heymann HO, Swift Jr EJ. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1994;125(6):687-701.
64. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Australian dental journal*. 2011;56:59-66.
65. Tilbrook D, Clarke R, Howle N, Braden M. Photocurable epoxy–polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials*. 2000;21(17):1743-53.

66. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C, et al. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dental Materials*. 2002;18(5):413-21.
67. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dental materials*. 2005;21(1):68-74.
68. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. *MRS Online Proceedings Library (OPL)*. 1994;346.
69. Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B, Sur H. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dental Materials*. 2004;20(5):487-97.
70. Yap AU, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2004;29:269-74.
71. Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin C, Meyer J. Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. *Dental Materials*. 2001;1(1):25-6.
72. Chen L, Shen H, Suh BI. Antibacterial dental restorative materials: a state-of-the-art review. *American journal of dentistry*. 2012;25(6):337-46.
73. Hannig M, Hannig C. Nanotechnology and its role in caries therapy. *Advances in dental research*. 2012;24(2):53-7.
74. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials—fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental materials*. 2007;23(3):343-62.
75. Yuan H, Li M, Guo B, Gao Y, Liu H, Li J. Evaluation of microtensile bond strength and microleakage of a self-adhering flowable composite. *J Adhes Dent*. 2015;17(6):535-43.
76. Fugolin A, Pfeifer C. New resins for dental composites. *Journal of dental research*. 2017;96(10):1085-91.
77. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dental Materials*. 2013;29(2):221-30.
78. 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(6):437-44.
79. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental materials*. 2005;21(1):9-20.
80. 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(4):430-9.
81. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*. 2013;38(6):618-25.
82. Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. Novel dental restorative materials having low polymerization shrinkage stress via stress relaxation by addition-fragmentation chain transfer. *Dental Materials*. 2012;28(11):1113-9.
83. Rosatto C, Bicalho A, Veríssimo C, Bragança G, Rodrigues M, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *Journal of dentistry*. 2015;43(12):1519-28.
84. Van Ende A, Lise DP, De Munck J, Vanhulst J, Wevers M, Van Meerbeek B. Strain development in bulk-filled cavities of different depths characterized using a non-destructive acoustic emission approach. *Dental materials*. 2017;33(4):e165-e77.

85. Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LES, Martin AA, et al. Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk-fill resin composites. *Dental materials*. 2015;31(12):1542-51.
86. 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(8):993-1000.
87. Tomaszewska IM, Kearns JO, Ilie N, Fleming GJ. Bulk fill restoratives: to cap or not to cap—that is the question? *Journal of dentistry*. 2015;43(3):309-16.
88. Van Dijken JW, Pallesen U. Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of dentistry*. 2016;51:29-35.
89. McCABE JF, Yan Z, Al Naimi OT, Mahmoud G, Rolland SL. Smart materials in dentistry—Future prospects. *Dental materials journal*. 2009;28(1):37-43.
90. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental research journal*. 2013;10(4):411.
91. Wilson A, Prosser H, Powis D. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *Journal of dental research*. 1983;62(5):590-2.
92. Momoi Y, McCabe J. Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dental Materials*. 1993;9(3):151-4.
93. Verbeeck R, De Moor R, Van Even D, Martens L. The short-term fluoride release of a hand-mixed vs. capsulated system of a restorative glass-ionomer cement. *Journal of dental research*. 1993;72(3):577-81.
94. Choi J-Y, Lee H-H, Kim H-W. Bioactive sol–gel glass added ionomer cement for the regeneration of tooth structure. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2008;19(10):3287-94.
95. Yli-Urpo H, Lassila LV, Närhi T, Vallittu PK. Compressive strength and surface characterization of glass ionomer cements modified by particles of bioactive glass. *Dental Materials*. 2005;21(3):201-9.
96. De Gee A, Van Duinen R, Werner A, Davidson C. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. *Journal of dental research*. 1996;75(8):1613-9.
97. Xie D, Brantley W, Culbertson B, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dental Materials*. 2000;16(2):129-38.
98. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry*. 1995;8(1):59-67.
99. Robertello FJ, Coffey JP, Lynde TA, King P. Fluoride release of glass ionomer–based luting cements in vitro. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(2):172-6.
100. Attar N, Turgut MD. Fluoride release and uptake capacities of fluoride-releasing restorative materials. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2003;28(4):395-402.
101. Hayacibara MF, Ambrosano G, Cury JA. Simultaneous release of fluoride and aluminum from dental materials in various immersion media. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2004;29(1):16-22.
102. Yap A, Tham S, Zhu L, Lee H. Short-term fluoride release from various aesthetic restorative materials. *Operative dentistry*. 2002;27(3):259-65.
103. Gao W, Smales R, Gale M. Fluoride release/uptake from newer glass-ionomer cements used with the ART approach. *American journal of dentistry*. 2000;13(4):201-4.

104. Croll T, Helpin M. Class II Vitremer restoration of primary molars. *ASDC Journal of Dentistry for Children*. 1995;62(1):17-21.
105. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):423-9.
106. Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*. 1998;19(6):485-94.
107. Wilson AD. Glass-ionomer cement origins, development and future. *Clinical materials*. 1991;7(4):275-82.
108. Basso GR, Della Bona Á, Gobbi DL, Cecchetti D. Fluoride release from restorative materials. *Brazilian dental journal*. 2011;22(5):355-8.
109. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*. 1998;19(6):521-7.
110. Mickenautsch S, Mount G, Yengopal V. Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence. *Australian dental journal*. 2011;56(1):10-5.
111. Yengopal V, Mickenautsch S, Bezerra AC, Leal SC. Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: a meta analysis. *Journal of oral science*. 2009;51(3):373-82.
112. Oong EM, Griffin SO, Kohn WG, Gooch BF, Caufield PW. The effect of dental sealants on bacteria levels in caries lesions: a review of the evidence. *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139(3):271-8.
113. Castro FLAd, Campos BB, Bruno KF, Reges RV. Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21:157-62.
114. 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(3):259-66.
115. Curtis A, Shortall A, Marquis P, Palin W. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *Journal of dentistry*. 2008;36(3):186-93.
116. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, Boaro LC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*. 2012;23:508-14.
117. ISO E. 4049 Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland. 1988.
118. Yap A, Lee C. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(4):310-4.
119. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British dental journal*. 2017;222(5):337-44.
120. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson C. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of dental research*. 1987;66(11):1636-9.
121. Isufi A, Plotino G, Grande NM, Ioppolo P, Testarelli L, Bedini R, et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with a bulkfill flowable material and a resin composite. *Annali di stomatologia*. 2016;7(1-2):4.
122. Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(4):439-49.
123. Orłowski M, Tarczydło B, Chałas R. Evaluation of marginal integrity of four bulk-fill dental composite materials: in vitro study. *The Scientific World Journal*. 2015;2015.
124. Bahillo J, Bortolotto T, Roig M, Krejci I. Bulk filling of Class II cavities with a dual-cure composite: Effect of curing mode and enamel etching on marginal adaptation. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2014;6(5):e502.

125. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I. Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(5):575-81.
126. Engelhardt F, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Comparison of flowable bulk-fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clinical oral investigations*. 2016;20(8):2123-30.
127. 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(4):258-69.
128. Jones C, Billington R, Pearson G. The in vivo perception of roughness of restorations. *British dental journal*. 2004;196(1):42-5.
129. Wright S. Oral awareness and ability to detect dental plaque. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(6):461-7.
130. Cazzaniga G, Ottobelli M, Ionescu A, Garcia-Godoy F, Brambilla E. Surface properties of resin-based composite materials and biofilm formation: A review of the current literature. *Am J Dent*. 2015;28(6):311-20.
131. Bilgili D. Bulk-Fill kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinin ve bakteriyel adezyonun incelenmesi. 2019.
132. Gadelmawla E, Koura MM, Maksoud TM, Elewa IM, Soliman H. Roughness parameters. *Journal of materials processing Technology*. 2002;123(1):133-45.
133. Stachowiak G, Batchelor AW. *Experimental methods in tribology*: Elsevier; 2004.
134. Park J, Song C, Jung J, Ahn S, Ferracane J. The effects of surface roughness of composite resin on biofilm formation of *Streptococcus mutans* in the presence of saliva. *Operative Dentistry*. 2012;37(5):532-9.
135. Rodriguez JM, Curtis RV, Bartlett DW. Surface roughness of impression materials and dental stones scanned by non-contacting laser profilometry. *Dental materials*. 2009;25(4):500-5.
136. McBride J, Maul C. The 3D measurement and analysis of high precision surfaces using con-focal optical methods. *IEICE transactions on electronics*. 2004;87(8):1261-7.
137. Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *Journal of dentistry*. 2010;38(3):182-90.
138. McMullan D. Scanning electron microscopy 1928–1965. *Scanning*. 1995;17(3):175-85.
139. Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Microscopy investigations: techniques, results, limitations. *Am J Dent*. 2000;13:3D18D.
140. 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(1):155-63.
141. Jung M. Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Operative dentistry*. 1997;22(3):98-104.
142. 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(1):50-8.
143. 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(4):304-17.
144. Petterson D, Grecz N, Durgan E. FDA Guidelines for Chemistry and Technology Requirements of Indirect Food Ad. *Association of Official Analytical Chemists*. 1976:1195.
145. Amato A, Becci A, Beolchini F. Citric acid bioproduction: the technological innovation change. *Critical Reviews in Biotechnology*. 2020;40(2):199-212.

146. Vandenberghe LP, Karp SG, de Oliveira PZ, de Carvalho JC, Rodrigues C, Soccol CR. Solid-state fermentation for the production of organic acids. Current developments in biotechnology and bioengineering: Elsevier; 2018. p. 415-34.
147. Öztürk M, ERBAS M. SİTRİK ASİT ÜRETİMİ VE SAFLAŞTIRILMASI. Gıda. 2021;46(2):296-310.
148. Cavallo E, Charreau H, Cerrutti P, Foresti ML. *Yarrowia lipolytica*: a model yeast for citric acid production. FEMS yeast research. 2017;17(8):fox084.
149. Kamzolova SV, Morgunov IG. Metabolic peculiarities of the citric acid overproduction from glucose in yeasts *Yarrowia lipolytica*. Bioresource technology. 2017;243:433-40.
150. Francisco JCE, Rivera WL, Vital PG. Influences of carbohydrate, nitrogen, and phosphorus sources on the citric acid production by fungal endophyte *Aspergillus fumigatus* P316. Preparative Biochemistry & Biotechnology. 2020;50(3):292-301.
151. Dos Santos PA, Garcia PPNS, De Oliveira ALBM, Chinelatti MA, Palma-Dibb RG. Chemical and morphological features of dental composite resin: Influence of light curing units and immersion media. Microscopy research and technique. 2010;73(3):176-81.
152. 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(3):235-41.
153. Zhu S, Platt J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. Operative dentistry. 2011;36(4):362-71.
154. 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(12):1511-8.
155. Melo RA, Bispo AdSL, Barbosa GA, Galvão MR, de Assunção IV, Souza ROdA, et al. Morphochemical characterization, microhardness, water sorption, and solubility of regular viscosity bulk fill and traditional composite resins. Microscopy research and technique. 2019;82(9):1500-6.
156. Odian G. Principles of polymerization: John Wiley & Sons; 2004.
157. Lutz F, Setcos JC, Phillips RW. New finishing instruments for composite resins. Journal of the American Dental Association (1939). 1983;107(4):575-80.
158. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. Dental Materials. 2000;16(1):33-40.
159. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. Journal-Canadian Dental Association. 2003;69(10):666-.
160. Park SH, Noh BD, Ahn HJ, Kim HK. Celluloid strip-finished versus polished composite surface: difference in surface discoloration in microhybrid composites. Journal of Oral rehabilitation. 2004;31(1):62-6.
161. 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(1):44-50.
162. Erdemir U, Sancakli HS, Yildiz E. The effect of one-step and multi-step polishing systems on the surface roughness and microhardness of novel resin composites. European journal of dentistry. 2012;6(02):198-205.
163. Weinstein AR. Anterior composite resins and veneers: treatment planning, preparation, and finishing. The Journal of the American Dental Association. 1988;117(4):38E-45E.

164. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):221-7.
165. Aytac F, Karaarslan ES, Agaccioglu M, Tastan E, Buldur M, Kuyucu E. Effects of novel finishing and polishing systems on surface roughness and morphology of nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(4):247-61.
166. Avşar A, Yüzbaşıoğlu E, Sarac D. The effect of finishing and polishing techniques on the surface roughness and the color of nanocomposite resin restorative materials. 2015.
167. Tate W, Powers J. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Operative Dentistry*. 1996;21(2):53-8.
168. Bouvier D, DUPREZ JP, Lissac M. Comparative evaluation of polishing systems on the surface of three aesthetic materials. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(12):888-94.
169. Lewis RJ. *Food additives handbook*: Springer Science & Business Media; 1989.
170. Rahim TNAT, Mohamad D, Akil HM, Ab Rahman I. Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dental Materials*. 2012;28(6):e63-e70.
171. Alifen GK, Soetojo A, Saraswati W. Differences in surface roughness of nanohybrid composites immersed in varying concentrations of citric acid. *Dental Journal (Majalah Kedokteran Gigi)*. 2017;50(2):102-5.
172. 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(6):665-71.
173. 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(6):585-90.
174. DüNDAR A, ŞENGÜN A, BAŞLAK C, KUŞ M. Effects of citric acid modified with fluoride, nano-hydroxyapatite and casein on eroded enamel. *Archives of Oral Biology*. 2018;93:177-86.
175. Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JGA, Silva EM. The effect of mouthrinses on salivary sorption, solubility and surface degradation of a nanofilled and a hybrid resin composite. *Operative dentistry*. 2010;35(1):105-11.
176. Carvalho AA, Moreira FdCL, Fonseca RB, Soares CJ, Franco EB, Souza JBd, et al. Effect of light sources and curing mode techniques on sorption, solubility and biaxial flexural strength of a composite resin. *Journal of Applied Oral Science*. 2012;20(2):246-52.
177. Albuquerque PPA, Moreira AD, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LFJ. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *Journal of dentistry*. 2013;41:e67-e72.
178. SHINTANI H, SATOU N, YUKIHIRO A, SATOU J, YAMANE I, KOUZAI T, et al. Water sorption, solubility and staining properties of microfilled resins polished by various methods. *Dental Materials Journal*. 1985;4(1):54-61,121.
179. 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(12):1106-15.
180. Abdallah AM, Mehesen R. Effect of Food Simulating Solutions on Surface Roughness of Four Restorative Materials. *Al-Azhar Journal of Dental Science*. 2022;25(1):23-9.
181. Reddy DSR, Kumar RA, Venkatesan SM, Narayan GS, Duraivel D, Indra R. Influence of citric acid on the surface texture of glass ionomer restorative materials. *Journal of conservative dentistry: JCD*. 2014;17(5):436.

182. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Eiam-O-Pas K, Pokawattana K, Pamanee N, Thongkamkaew W, et al. Surface changes of various bulk-fill resin-based composites after exposure to different food-simulating liquid and beverages. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2018;30(2):126-35.
183. Fabre HSC, Fabre S, Cefaly DFG, de Oliveira Carrilho MR, Garcia FCP, Wang L. Water sorption and solubility of dentin bonding agents light-cured with different light sources. *Journal of dentistry*. 2007;35(3):253-8.
184. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2005;26(33):6449-59.
185. Lopes L, Cefaly D, Franco E, Mondelli R, Lauris J, Navarro M. Clinical evaluation of two" packable" posterior composite resins: two-year results. *Clinical Oral Investigations*. 2003;7(3):123-8.
186. Yap AU, Han VT, Soh M, Siow K. Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2004;29(4):448-53.
187. Venz S, Dickens B. NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. *Journal of biomedical materials research*. 1991;25(10):1231-48.
188. 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(4):655-65.
189. Sideridou ID, Achilias DS, Karabela MM. Sorption kinetics of ethanol/water solution by dimethacrylate-based dental resins and resin composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: 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*. 2007;81(1):207-18.
190. Øysæd H, Ruyter I. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *Journal of dental research*. 1986;65(11):1315-8.
191. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *Journal of dentistry*. 2003;31(1):43-50.
192. Musanje L, Shu M, Darvell B. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dental Materials*. 2001;17(5):394-401.
193. Iwami Y, Yamamoto H, Sato W, Kawai K, Torii M, Ebisu S. Weight change of various light-cured restorative materials after water immersion. *Operative Dentistry*. 1998;23:132-7.
194. Cefaly DFG, Wang L, Mello LLCPd, Santos JLD, Santos JRd, Lauris JRP. Water sorption of resin-modified glass-ionomer cements photoactivated with LED. *Brazilian Oral Research*. 2006;20:342-6.
195. Yap AU. Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics. *Biomaterials*. 1996;17(19):1897-900.
196. Asmussen E. Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *European Journal of Oral Sciences*. 1984;92(3):257-61.
197. Wongkhantee S, Patanapiradej V, Maneenut C, Tantbirojn D. Effect of acidic food and drinks on surface hardness of enamel, dentine, and tooth-coloured filling materials. *Journal of dentistry*. 2006;34(3):214-20.

198. Bolan M, Ferreira M, Vieira R. Erosive effects of acidic center-filled chewing gum on primary and permanent enamel. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2008;26(4):149.
199. Valinoti AC, Neves BG, Silva EMd, Maia LC. Surface degradation of composite resins by acidic medicines and pH-cycling. *Journal of Applied Oral Science*. 2008;16(4):257-65.
200. Soderholm K-J, Mukherjee R, Longmate J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *Journal of dental research*. 1996;75(9):1692-9.
201. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *Journal of oral rehabilitation*. 1994;21(4):441-52.
202. Ruyter I. Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in an aqueous environment. *Advances in Dental Research*. 1995;9(4):344-7.
203. Göpferich A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. *The biomaterials: silver jubilee compendium*. 1996:117-28.
204. Muench A, Correa IC, Grande RHM, João M. The effect of specimen dimensions on the flexural strength of a composite resin. *Journal of Applied Oral Science*. 2005;13:265-8.
205. 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(4):353-62.
206. De Gee A, Leloup G, Werner A, Vreven J, Davidson C. Structural integrity of resin-modified glass ionomers as affected by the delay or omission of light activation. *Journal of dental research*. 1998;77(8):1658-63.
207. Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent--resin-based filling material. *Oper Dent*. 2004;29(6):669-76.
208. Hamouda IM. Effects of various beverages on hardness, roughness, and solubility of esthetic restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2011;23(5):315-22.
209. Mohamed-Tahir M, Yap A. Effects of pH on the surface texture of glass ionomer based/containing restorative materials. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2004;29:586-91.
210. Eisenburger M, Addy M, Rossbach A. Acidic solubility of luting cements. *Journal of dentistry*. 2003;31(2):137-42.
211. Fukazawa M, Matsuya S, Yamane M. Mechanism for erosion of glass-ionomer cements in an acidic buffer solution. *Journal of dental research*. 1987;66(12):1770-4.
212. 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(2):197-205.
213. 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(1):27-31.
214. Malacarne J, Carvalho RM, Mario F, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental materials*. 2006;22(10):973-80.
215. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Operative dentistry*. 2006;31(1):11-7.
216. Badra VV, Faraoni JJ, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper Dent*. 2005;30(2):213-9.

217. Marghalani HY. Effect of filler particles on surface roughness of experimental composite series. *Journal of Applied Oral Science*. 2010;18(1):59-67.
218. Tjan AH, Chan CA. The polishability of posterior composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(2):138-46.
219. Nicholson J, Gjorgievska E, Bajraktarova B, McKenzie M. Changes in properties of polyacid-modified composite resins (compomers) following storage in acidic solutions. *Journal of oral rehabilitation*. 2003;30(6):601-7.
220. Bagheri R, Burrow M, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of dentistry*. 2005;33(5):389-98.
221. Wa C. Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984;52(2):182-9.
222. Alencar MF, Pereira MT, De-Moraes MD, Santiago SL, Passos VF. The effects of intrinsic and extrinsic acids on nanofilled and bulk fill resin composites: Roughness, surface hardness, and scanning electron microscopy analysis. *Microscopy Research and Technique*. 2020;83(2):202-7.
223. BİLGİLİ D, Barutçugil Ç, DüNDAR A. Besinleri Ve Ağız Ortamını Taklit Eden Sıvıların Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğüne Etkisi. *Anatolian Clinic the Journal of Medical Sciences*. 26(1):98-107.
224. 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(3):202-8.
225. Sherif RM, El-Fattah A, Wegdan M, Afifi RR. Color stability and surface roughness of an organically modified ceramic (ORMOCER) and a methacrylate based composite resins (an in-vitro study). *Alexandria Dental Journal*. 2020;45(1):100-5.
226. Hellwig E, Lussi A. Oral hygiene products and acidic medicines. *Dental erosion*. 20: Karger Publishers; 2006. p. 112-8.
227. Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of flowable resin composite surfaces eroded by acidic and alcoholic drinks. *Dental materials journal*. 2008;27(3):455-65.