



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**SAKLAMA ORTAMI VE ZAMANININ KOMPOZİT  
MATERYALLERİNİN SU EMİLİMİ VE ÇÖZÜNÜRLÜK  
ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Hande ŞEBEROL**

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Engin Ersöz**

**2013- ANKARA**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SAKLAMA ORTAMI VE ZAMANININ KOMPOZİT  
MATERYALLERİNİN SU EMİLİMİ VE ÇÖZÜNÜRLÜK  
ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Hande ŞEBEROL**

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Engin Ersöz**

**2013- ANKARA**

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	i
İçindekiler	ii
Önsöz	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
Şekiller	viii
Çizelgeler	x
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
1.1. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Materyallerinin Yapısı	2
1.1.1. Organik Matriks	2
1.1.1.1. Monomer ve Komonomer	3
1.1.1.2. İnhibitörler	6
1.1.1.3. Polimerizasyon Başlatıcılar	6
1.1.1.4. UV Stabilizatörleri	8
1.1.2. Ara Bağlayıcılar	8
1.1.3. İnorganik Doldurucular	9
1.2. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Materyallerinin Sınıflandırılması	10
1.2.1. İnorganik Partiküllerin Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması	11
1.2.1.1. Megafil Kompozitler	12
1.2.1.2. Makrofil Kompozitler	12
1.2.1.3. Minifil Kompozitler	12
1.2.1.4. Mikrofil Kompozitler	13
1.2.1.5. Nanofil Kompozitler	13
1.2.2. Doldurucu Partikül Türüne Göre Sınıflandırılması	13
1.2.2.1. Homojen Dolduruculu Kompozitler	13
1.2.2.2. Heterojen Dolduruculu Kompozitler	14
1.2.2.3. Hibrit Dolduruculu Kompozitler	14
1.2.3. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Maddelerinin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	15
1.2.3.1. Akıcı Kompozitler	15
1.2.3.2. Kondanse Edilebilen Kompozitler	15

1.2.4.	Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması	15
1.2.4.1.	Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler	16
1.2.4.2.	Mor Ötesi Işık (UV) İle Polimerize Olan Kompozit Rezinler	16
1.2.4.3.	Görünür Işıkla Polimerize olan Kompozit Rezinler	17
1.2.4.4.	Lazer Işığı İle Polimerize Olan Kompozit Rezinler	17
1.2.4.5.	Hem Kimyasal Hem de Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler	17
1.3.	Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Materyalleri İle İlgili Son Gelişmeler	18
1.3.1.	Nanodolduruculu Kompozitler	18
1.3.2.	Silorane Esaslı Kompozit Rezinler	19
1.4.	Polimerizasyon Reaksiyonu	20
1.4.1.	Kondensasyon Polimerizasyon Reaksiyonu	21
1.4.2.	Katılma Polimerizasyon Reaksiyonu	21
1.4.3.	Polimerizasyon Basamakları	22
1.4.3.1.	Başlama Reaksiyonu (İnisiyasyon)	22
1.4.3.2.	Büyüme Reaksiyonu (Propagasyon)	24
1.4.3.3.	Zincir Transferi	25
1.4.3.4.	Sonlanma Reaksiyonu (Terminasyon)	25
1.5.	Su Emilimi ve Çözünürlük	26
1.5.1.	Su Emilimi	27
1.5.2.	Çözünürlük	28
1.6.	Gıda Taklit Eden Sıvılar	28
<b>2.</b>	<b>GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>33</b>
2.1.	Test Örneklerinin Hazırlanması	34
2.2.	Çalışma Dizaynı ve Grupları	35
2.3.	Çözünürlük ve Su Emilimi Hesaplamaları	38
2.4.	İstatistiksel Analiz	38
<b>3.</b>	<b>BULGULAR</b>	<b>39</b>
3.1.	Dolgu Materyallerinin Su Emilimlerinin Zamana Bağlı Değişimi	39
3.2.	Dolgu Materyallerinin Çözünürlüklerinin Zamana Bağlı Değişimi	42

3.3.	Dolgu Materyallerinin Su Emilimlerinin Saklama Ortamına Bağlı Değişimi	45
3.4.	Dolgu Materyallerinin Çözünürlüklerinin Saklama Ortamına Bağlı Değişimi	50
3.5.	Dolgu Materyallerinin Su Emilimlerinin Kompozit Resin Türüne Bağlı Değişimi	54
3.6.	Dolgu Materyallerinin Çözünürlüklerinin Kompozit Resin Türüne Bağlı Değişimi	59
<b>4.</b>	<b>TARTIŞMA</b>	<b>65</b>
<b>5.</b>	<b>SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>83</b>
	<b>ÖZET</b>	<b>85</b>
	<b>SUMMARY</b>	<b>86</b>
	<b>KAYNAKLAR</b>	<b>88</b>
	<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>104</b>

## ÖNSÖZ

Çalışmamızın amacı farklı yapısal özelliklere sahip kompozit rezin materyallerin su emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine saklama ortamlarının ve saklama süresinin etkisinin incelenmesidir. Literatür gözden geçirildiğinde, materyal teknolojilerindeki gelişmeler doğrultusunda yeni geliştirilen ve rutin kullanıma girmeye başlayan kompozit rezinlerin çözünürlük ve su emilimi özellikleri üzerine, yiyeceklerin çözücülük özelliklerini taklit eden çeşitli likitlerin etkisini değerlendiren yeterli miktarda çalışmaya rastlanılmamıştır.

Doktora eğitimimin ilk gününden itibaren benimle yalnızca akademik birikimini değil hayata dair birikimlerini de paylaşan, çoğu zaman yönlendiren, bana tez danışmanlığının ötesinde akıl hocalığı yapan saygıdeğer hocam PROF. DR. ENGİN ERSÖZ'e, doktora eğitimim boyunca benimle aynı sıkıntıları, aynı yorgunlukları, aynı hayal kırıklıklarını yaşayan ve desteklerini esirgemeyen; yalnızca iş arkadaşım değil dostlarım olan İSMAİL HAKKI BALTAÇIOĞLU, MEHMET TARTICI, GİZEM SAYGILI ve ÖMER ÖZTÜRK'e, henüz sadece bir stajerken tüm bildiklerini benimle sabırla paylasan akıl veren ablam GÜLBİKE DEMİREL'e, varlıklarından güç aldığım dostlarım CEREN KOSER, BURCU NAMAZOĞLU, LEVENT DEMİRİZ ve VOLKAN ARIKAN'a, bana hiçbir mevki, makam ve kazanç karşısında eğilip bükülmeden onurla yaşamayı öğreten ve öğütleyen biricik babam İLHAMİ ERKLİ'ye, herseye rağmen temiz ve iyi kalpli bir insan olmam gerektiğini bana gösteren dünya güzeli annem GÜLHAN ERKLİ'ye, yaşadığım her zorlukta koşup yanına sığındığım çalışmanın ve çalışkan olmanın kıymetini anlamamı sağlayan canım ablam ASLIHAN YURDAKUL'a, sonsuz sabrı, desteği ve güleryüzüyle hayatımı aydınlatan, beni anlayan yanbaşımda duran çok sevgili biricik eşim ERÇİN ŞEBEROL'a ve beni kızları ve kızkardeşleri yapan ailesine sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**SİMGELER VE KISALTMALAR**

$(\text{J}/\text{cm}^3)^{1/2}$	Joule/santimetreküp
%	Yüzde
<	Küçük
>	Büyük
BAP	Biaçilfosfin oksit
BD	Butanedion
Bis-EMA	Ethoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A glisidilmetakrilat
C=C	Karbon karbon çift bağı
C <sup>0</sup>	Santigrat derece
CaCl <sub>2</sub>	Kalsiyum klorür
CQ	Kamferokinon
DIH	İyodonyum hekzafluoraantimonat
FDA	Food and Drug Administration
gr	Gram
M	Mol
mg/cm <sup>3</sup>	Miligram/santimetreküp
mm	Milimetre
mW/cm <sup>2</sup>	Milliwatt/santimetrekare
nm	Nanometre
O <sup>2</sup>	Oksijen molekülü

PA	Propionaldehit
pH	Ortamdaki hidrojen iyonlarının konsantrasyonu
PPD	1-fenil-1,2-fenilpropanedion
QTX	2-hidroksil-3-(3,4 dimetil-9-okso-9H-tiyoksanten-2-iloksi)- N,N,N-trimetil - 1 - propanaminyum klorid ve diiril
sn	Saniye
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TM	Trade mark
TPO	Triçilfosfin oksit
U.V.	Ultraviole
UDMA	Üretandimetakrilat
vs	Vesaire
µm	Mikrometre



## ŞEKİLLER

<b>Şekil 1.1.</b>	Bis-GMA monomerinin yapı formülü.	4
<b>Şekil 1.2.</b>	UDMA molekülünün yapı formülü.	4
<b>Şekil 1.3.</b>	Bis-EMA molekülünün yapı formülü.	5
<b>Şekil 1.4.</b>	TEGDMA molekülünün yapı formülü.	5
<b>Şekil 1.5.</b>	Kamferokinon molekülünün yapı formülü.	6
<b>Şekil 1.6.</b>	1-fenil-1,2-fenilpropanedion (PPD), propionaldehit (PA), butanedion (BD) moleküllerinin yapı formülleri.	7
<b>Şekil 1.7.</b>	Biaçilfosfin oksit (BAP) ve triaçilfosfin oksit (TPO) moleküllerinin yapı formülleri.	7
<b>Şekil 1.8.</b>	QTX ve DIH moleküllerinin yapı formülleri.	8
<b>Şekil 1.9.</b>	Siloksan, oksiran ve silorane moleküllerinin yapıları.	20
<b>Şekil 1.10.</b>	Serbest radikal oluşumu.	22
<b>Şekil 1.11.</b>	Başlangıç aşamasının ikinci basamağı.	23
<b>Şekil 1.12.</b>	Polimerizasyon reaksiyonunun başlatma evresi.	23
<b>Şekil 1.13.</b>	Polimerizasyon reaksiyonunun büyüme evresi.	24
<b>Şekil 1.14.</b>	Polimerizasyon reaksiyonunun zincir transferi evresi.	25
<b>Şekil 1.15.</b>	Polimerizasyon reaksiyonunun sonlanma evresi.	26
<b>Şekil 1.16.</b>	Heptan molekülünün yapısı.	29
<b>Şekil 1.17.</b>	Ethanol molekülünün yapısı.	30
<b>Şekil 1.18.</b>	Sitrik asit molekülünün yapısı.	30
<b>Şekil 3.1.</b>	Filtek Silorane dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.	40
<b>Şekil 3.2.</b>	Filtek Z 250 dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.	41
<b>Şekil 3.3.</b>	Filtek Supreme XT dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.	42
<b>Şekil 3.4.</b>	Filtek Silorane dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.	43

<b>Şekil 3.5.</b>	Filtek Z 250 dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.	44
<b>Şekil 3.6.</b>	Filtek Supreme XT dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi	45
<b>Şekil 3.7.</b>	Filtek Silorane dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.	46
<b>Şekil 3.8.</b>	Filtek Z 250 dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.	48
<b>Şekil 3.9.</b>	Filtek Supreme XT dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.	49
<b>Şekil 3.10.</b>	Filtek Silorane dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.	51
<b>Şekil 3.11.</b>	Filtek Z 250 dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.	52
<b>Şekil 3.12.</b>	Filtek Supreme XT dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.	54
<b>Şekil 3.13.</b>	Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.	55
<b>Şekil 3.14.</b>	Ethanol saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.	56
<b>Şekil 3.15.</b>	Distile su saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.	57
<b>Şekil 3.16.</b>	Sitrik asit saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri	59
<b>Şekil 3.17.</b>	Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri	60
<b>Şekil 3.18.</b>	Ethanol saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.	61
<b>Şekil 3.19.</b>	Distile su saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.	62
<b>Şekil 3.20.</b>	Sitrik asit saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.	64

## ÇİZELGELER

<b>Çizelge 2.1.</b>	Çalışmada kullanılan kompozit materyaller ve içerikleri.	33
<b>Çizelge 2.2.</b>	Çalışmada kullanılan saklama solüsyonları ve taklit ettikleri gıdalar.	33
<b>Çizelge 3.1.</b>	Filtek Silorane dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.	39
<b>Çizelge 3.2.</b>	Filtek Z 250 dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.	40
<b>Çizelge 3.3.</b>	Filtek Supreme XT dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.	41
<b>Çizelge 3.4.</b>	Filtek Silorane dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.	42
<b>Çizelge 3.5.</b>	Filtek Z250 dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.	43
<b>Çizelge 3.6.</b>	Filtek Supreme XT dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.	44
<b>Çizelge 3.7.</b>	Filtek Silorane dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.	46
<b>Çizelge 3.8.</b>	Filtek Z 250 dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.	47
<b>Çizelge 3.9.</b>	Filtek Supreme XT dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.	49
<b>Çizelge 3.10.</b>	Filtek Silorane dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.	50
<b>Çizelge 3.11.</b>	Filtek Z 250 dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.	52
<b>Çizelge 3.12.</b>	Filtek Supreme XT dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.	53

<b>Çizelge 3.13.</b>	Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.	54
<b>Çizelge 3.14.</b>	Ethanol saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.	55
<b>Çizelge 3.15.</b>	Distile su saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.	57
<b>Çizelge 3.16.</b>	Sitrik asit saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.	58
<b>Çizelge 3.17.</b>	Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.	60
<b>Çizelge 3.18.</b>	Ethanol saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.	61
<b>Çizelge 3.19.</b>	Distile su saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.	62
<b>Çizelge 3.20.</b>	Sitrik asit saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.	63

## 1.GİRİŞ

Rezin esaslı kompozit materyaller modern restoratif diş hekimliğinde çok geniş bir kullanım alanına sahiptir (Geurtzen ve Schoeler, 1997). Klinik ömürleri uzun olsa da kırılmalar, artmış yüzey pürüzlülüğü ve mikrosızıntı gibi istenmeyen durumların da görülebildiği bildirilmiştir (Jokstad ve ark., 1994). Yapıdaki bozunmaya bağlı olarak mekanik özelliklerde gözlenen başarısızlıkların nedenleri; ağız ortamının nemli olması ve ağız pH'sında görülen değişikliklerdir (Oysaed ve Ruyter, 1986a; Geurtzen, 1998; Örtengren ve ark., 2000). Tükürük, gıda içerikleri ve içecekler de rezin esaslı kompozit materyallerinin mekanik özelliklerine zarar verebilmektedirler (Wu ve ark., 1984).

Nemli ortam; hidrolize ya da enzimatik hidrolize neden olarak kompozit rezin materyallerin kimyasal bozunmasına ve erozyonuna neden olabilir (Larsen ve Munksgaard, 1991). Tükürükteki enzimlerin rezin matriksin bozunma sürecinde etkin rolü vardır (Munksgaard ve Freund, 1990; Larsen ve Munksgaard, 1991). Rezin matriks içerisindeki farklı monomer yapılar ve çapraz bağlanma derecesi dental kompozitlerin kimyasal bozunmaya olan hassasiyetini etkiler (Ferracane, 1994; Geurtzen, 1998). Bunlara ek olarak; doldurucu tipi ve miktarı da rezin esaslı kompozit materyallerin su Emilimi ve çözünürlük özelliklerini etkiler (Söderholm ve ark., 1984; Oysaed ve Ruyter, 1986a).

Su Emilimi rezin matriks içerisindeki difüzyon-kontrollü bir süreçtir ve bozunmaya ya da rezin matriks içerisindeki doldurucuların yapıdan uzaklaşmasına neden olur (Söderholm ve ark., 1984; Braden, 1984). Doldurucuların yapıdan uzaklaşmasıyla mekanik özelliklerde bozulmalar görülür (Oysaed ve Ruyter, 1986a). Bunlara ek olarak su Emilimi nedeni ile doldurucu, iyon, artık monomer, metakrilik asit ve formaldehit gibi organik materyallerin yapıdan uzaklaşması gözlenebilir (Oysaed ve Ruyter, 1986a; Oysaed ve ark., 1988; Larsen ve Munksgaard, 1991; Ruyter, 1995; Örtengren ve ark., 2001a). Yapıdan uzaklaşan bu organik materyaller allerjik reaksiyon yaratma potansiyeline sahiptir (Örtengren ve ark., 1999). Organik

ve inorganik materyallerin yapıdan çözünmesine etkili olan faktörler arasında saklama ortamı ve süresi önem arzeder (Örtengren ve ark., 2001b).

Çalışmamızın amacı farklı yapısal özelliklere sahip kompozit rezin materyallerin su emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine saklama ortamlarının ve saklama süresinin etkisinin incelenmesidir.

### **1.1.Kompozit Rezin Esaslı Dolgu Materyallerinin Yapısı**

Kompozit rezinler, silikat cam partiküllerin polimerize olabilen bir akrilik monomer ile karışımından oluşur. Silikat partiküller karışımın mekanik gücünü sağlar ve materyalde mine benzeri translüsensi oluşturur. Akrilik monomerler ise materyalin kaviteye yerleştirilebilmesini ve şekillendirilebilmesini sağlar (Studervant ve ark., 1995).

İçerikleri ilk üretildikleri yıldan itibaren oldukça değişen, yapılarındaki ve bağlayıcı sistemlerdeki gelişmeler sayesinde başarılı sonuçlar elde edilen kompozit rezinler üç ana bileşenden oluşur (Crispin, 1994; Studervant ve ark., 1995). Bu bileşenler

- Organik matriks,
- Ara bağlayıcılar,
- İnorganik dolduruculardır.

#### **1.1.1. Organik Matriks**

Bu faz içinde Bis-GMA, UDMA, TEGDMA gibi monomerler ve komonomerler; 4-metoksifenol, 2,4,6-tersiyer butil fenol gibi inhibitörler;

kamferokinon, propionaldehit gibi polimerizasyon başlatıcıları ve U.V. stabilizatörleri bulunmaktadır (Vasvudeva, 2009).

#### 1.1.1.1. Monomer ve Komonomer

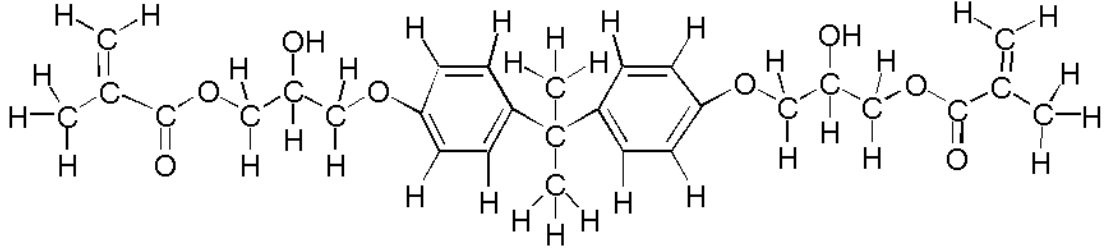
Polimerize olmuş bir dental kompozit rezinin rezin komponenti polimerik matrikstir. Polimer; monomer adı verilen daha küçük birimlerin birbirlerine bağlanması ile oluşan büyük moleküllerdir. Monomerlerin bir araya gelerek polimerleri oluşturmalarına polimerizasyon adı verilir. Diş hekimliğinde kullanılan monomerler genellikle sıvı formdadır ve polimerizasyon sürecinde katı forma dönüşür. Monomerlerin polimerlere dönüşme oranına dönüşüm derecesi denir (Ferracane, 2001).

Diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin gelişimi incelendiğinde; ilk kullanılanların metil metakrilat rezinler olduğu görülür. Metil metakrilat, oda sıcaklığında şeffaf olarak görülen bir sıvıdır. Karbon-karbon çift bağlarının oluşturduğu ilave bir mekanizma ile polimerize olarak, polimetil metakrilatı oluşturur. Polimetil metakrilat, başlangıçta protez yapımı için bir baz rezini olarak tanıtılmış, sonraları indirekt dolgu materyali olarak kullanılmıştır. Akrilik rezinlere benzer olarak su emme eğilimindedir. Bir zincir polimeri olduğundan, kloroform ve aseton gibi organik çözücülerde çözünür (Peutzfeldt, 1997; Rawls, 2003).

Metil metakrilat rezinlerin çözünürlük ve düşük aşınma fiziksel özellikleri gibi dezavantajları nedeni ile dolgu maddesi olarak kullanılabilecek bir başka sentetik rezin geliştirilmiştir. Epoksi rezinler oda sıcaklığında çok küçük bir büzülme ile sertleşmiş birçok katıya bağlanabilme özelliğine sahip çözünmez polimerler oluşturmaktadır (Bowen, 1965). Ancak yavaş sertleşmeleri nedeni ile epoksi rezinlerin direkt dolgu materyali olarak kullanımını ortadan kalkmıştır (Peutzfeldt, 1997).

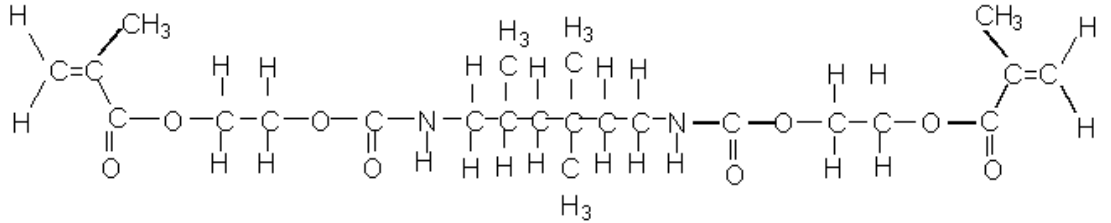
**Bis-GMA:** Epoksi rezinlerin kullanımının ortadan kalkmasıyla diş hekimliğinde çığır açan bir sentetik monomer geliştirilmiştir. Bu monomer 2,2-bis [4-(2- hidroksi-

3-metakril-osipropoksi) fenil] propandır. Önce bisfenol-A ve glisidilmetakrilattan, daha sonra bisfenol A'nın diglisil eterinden ve metakrilik asitten elde edilmişlerdir. Monomerin polimerizasyonu, iki metil metakrilat grubunun karbon-karbon çift bağı aracılığıyla olur ve oluşan rezin, Bis-GMA adını alır (Şekil 1.1.) (Soderpolin ve Mariotti, 1999; Floyd ve Dickens, 2006). Bu yeni monomerin metil metakrilat ve epoksi rezinden üstünlüğü; daha büyük molekül boyutuna sahip olması ve kimyasal yapısı nedeni ile daha az uçucu olması, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olması, daha hızlı sertleşmesi, daha sert ve güçlü rezin yapısı oluşturmasıdır (Peutzfeldt, 1997).



**Şekil 1.1.** Bis-GMA monomerinin yapı formülü.

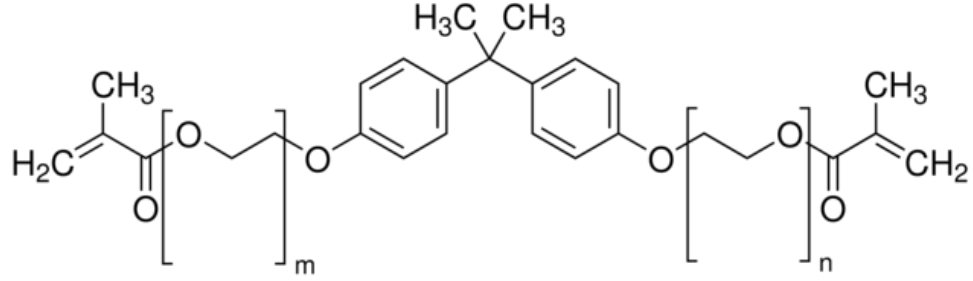
**UDMA:** Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan ürethan dimetakrilat (UDMA) monomer olarak kullanılmıştır. UDMA'da farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini linear bir izosiyonat grubu almıştır (Şekil 1.2.) (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003). Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına sahip olsa da daha akıcıdır (Ferracane, 2001). Tek başına kullanılabildiği gibi Bis-GMA ve TEGDMA gibi diğer monomerlerle birlikte de kullanılabilir. UDMA'nın avantajı akıcılığı ve ürethanın oluşturduğu bağların esnekliğidir. Bu esneklik dayanıklılığı da artırır (Peutzfeldt, 1997).



**Şekil 1.2.** UDMA molekülünün yapı formülü.

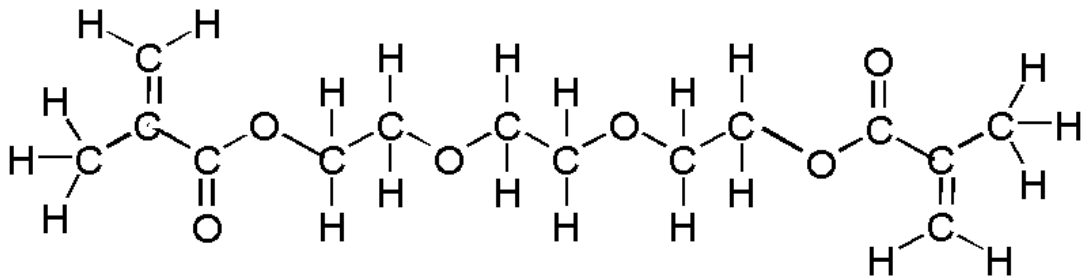


**Bis-EMA:** TEGDMA'nın düşük molekül ağırlığı, göreceli olarak daha çok büzülmesi ve bir miktar hidrofilik olması nedeniyle yerine geçebilecek monomerlerden biri de etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (BIS-EMA(6)) dır (Şekil 1.3.). Bu sayede BIS-GMA/TEGDMA karışımları yerine vizkozitesi birbirine yakın UDMA/BIS-EMA(6) karışımları kullanılabilir (Peutzfeldt, 1997).



Şekil 1.3. Bis-EMA molekülünün yapı formülü.

**TEGDMA:** Bis-GMA'nın yüksek yoğunluğu doldurucuların yapıya dahil edilmesini engellemektedir. Yapıya doldurucuların eklenebilmesi için daha düşük molekül ağırlığına sahip monomerler Bis-GMA ile karıştırılmıştır. Bu amaçla en sık kullanılan ko-monomer trietilenglikol dimetakrilattır (TEGDMA) (Şekil 1.4.). Ancak Bis-GMA'nın seyreltilmesinin polimerizasyon büzülmesini arttırması gibi olumsuz etkileri vardır (Peutzfeldt, 1997).



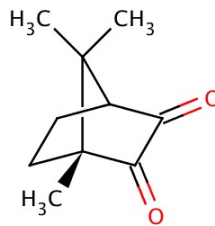
Şekil 1.4. TEGDMA molekülünün yapı formülü.

### 1.1.1.2. İnhibitörler

İnhibitörler, monomerlerin spontan olarak polimerize olmasını engellemek amacıyla resin sistemlerin yapısına katılırlar. İnhibitörlerin serbest radikallerle reaksiyona girme potansiyeli monomerlere göre daha yüksektir. Materyal gün ışığına maruz bırakıldığında inhibitörler serbest radikallerle monomerlerden önce reaksiyona girerler yapıdaki tüm inhibitörler tükendiğinde serbest radikaller monomerlerle reaksiyona girerler. İnhibitörler fenol türevi bileşiklerdir. En yaygın olarak 4-metoksifenol ve 2,4,6-tertiyerbutil fenol'dür. İnhibitörler kompozit resinlerin raf ömürlerini uzatmakla beraber, uygun çalışma süresinin sağlanmasına yardımcı olur (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003; Ikemura ve Endo, 2010).

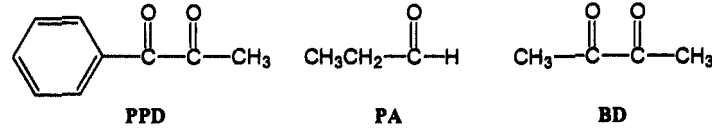
### 1.1.1.3. Polimerizasyon Başlatıcılar

Otopolimerizan kompozitlerde inisiyator (başlatıcı) etki yapan dibenzol peroksit, akseleratör (hızlandırıcı) etki yapan N, N-bis (2 hidroksi etilen)-p-toludin gibi aromatik bir tersiyer amin kullanılır. Görünür ışıkla polimerize olan kompozitlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan başlatıcılar kullanılmaktadır. Bu iş için en çok kullanılan bir  $\alpha$ -diketon olan kamferokinondur (Şekil 1.5.). Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır (Willems ve ark., 1993; Bayne ve ark., 1994; Sturdevant ve ark., 1995; Craig ve Powers, 2002).



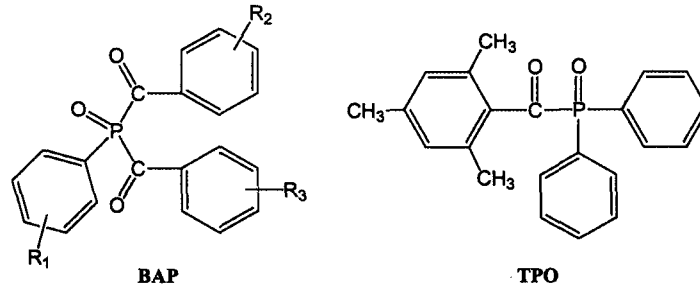
Şekil 1.5. Kamferokinon molekülünün yapı formülü.

Kamferokinona alternatif olarak yapısına aldehit ve keton eklenmiş polimerizasyon başlatıcılar bulunmaktadır. Buna örnek olarak; 1-fenil-1,2-fenilpropanedion (PPD), propionaldehit (PA), butanedion (BD) verilebilir (Şekil 1.6.) (Peutzfeld ve Asmussen, 1996; Park ve ark., 1999).



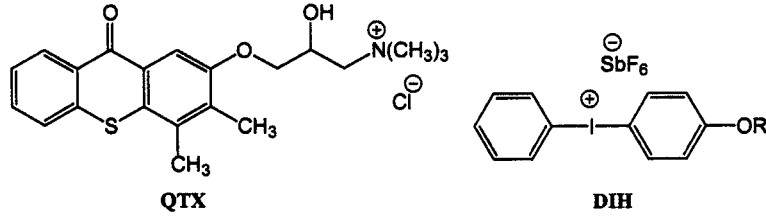
**Şekil 1.6.** 1-fenil-1,2-fenilpropanedion (PPD), propionaldehit (PA), butanedion (BD) moleküllerinin yapı formülleri.

Baz olarak kamferokinonun kullanılmadığı fosfinoksid bazlı, biaoçilfosfin oksit (BAP) ve triaçilfosfin oksit (TPO) gibi polimerizasyon başlatıcılar da kompozit rezinlerin yapısına katılabilmektedirler (Şekil 1.7.) (Stansbury, 2000).



**Şekil 1.7.** Biaoçilfosfin oksit (BAP) ve triaçilfosfin oksit (TPO) moleküllerinin yapı formülleri.

Başka bir polimerizasyon başlatıcı grubu ise; yapıya canlı serbest radikallerin eklenmesi ile oluşturulur. Bu özel yapıya sahip başlatıcılar 2-hidroksil-3-(3,4-dimetil-9-okso-9H-tiyoksanten-2-iloksi)-N,N,N-trimetil - 1 - propanaminyum klorid (QTX) ve diaril iyodonyum hekzafluoraantimonat (DIH)'tır (Şekil 1.8.) (Kannurpatti ve ark., 1998).



Şekil 1.8. QTX ve DIH moleküllerinin yapı formülleri.

#### 1.1.1.4. UV Stabilizatörleri

Özellikle kimyasal kompozitlerin polimerizasyon reaksiyonunun ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler, ultraviyole ışığın etkisiyle parçalanarak kahverengi renkleşmelere neden olabilirler. Bunu engellemek amacıyla yapıya UV stabilizatörleri (2- hidroksi-4-metoksibenzofenon) ilave edilebilir (Willems ve ark., 1993).

#### 1.1.2. Ara Bağlayıcılar

Doldurucu partiküllerin rezin matrikse bağlanmaları, bağlantı streslerinin rezin matriks ve doldurucular arasında paylaşılmasını sağlar ve daha esnek bir polimer matriks oluşumuna neden olur. Doldurucu partikülleri ve rezin matriks arasındaki bu bağlantı ara bağlayıcılar ile sağlanır. Doğru şekilde yapıya yerleştirilmiş ara bağlayıcı ajanlar fiziksel ve mekanik özelliklerin güçlenmesini ve doldurucu-rezin arayüzüne suyun penetrasyonunu engelleyerek çözünmenin azaltılmasını sağlar (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

Ara bağlayıcı olarak zirkonatların yanısıra  $\gamma$ -metakriloksipropil trimetakrilan gibi organosilanlar sıklıkla kullanılır. Su varlığında metoksi grubu (-OCH<sub>3</sub>), silanol (-Si-OH) gruplarına silane olurlar. Bu da doldurucu yüzeyleriyle siloksan bağ (-Si-O-Si) kurulmasını sağlar. Polimerizasyon sağladığında organosilanmetakrilat grupları

kovalent bağ yapar. Ara bağlayıcıların doğru şekilde kullanılması rezin bazlı kompozit restoratif materyallerin klinik performansı açısından büyük önem taşır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003).

### 1.1.3. İnorganik Doldurucular

Doldurucular cam partikülleri, alüminyum ve lityum silikat, bor silikat ve hidroksi apatitten üretilebilir. Arttırılmış doldurucu içeriği polimerizasyon büzülmesinin, lineer genleşme katsayısının ve su emiliminin azaltılmasını sağlar. Yüksek doldurucu içeriği ile birlikte baskı ve gerilim kuvvetlerine direnç, elastik modülüs ve aşınma direncinde artışı da beraberinde getirir (Kim ve ark., 2002). Ayrıca yapıya stronsiyum, baryum, çinko, zirkonyum gibi iyonlar ilave edilerek kompozit rezinlere radyopak görüntü özellikleri de verilmektedir (Dayangaç, 2011). Kompozitlerin doldurucu içerikleri doldurucu şekliyle tespit edilebilir. Yuvarlak şekilli doldurucu içeren kompozitler yüksek doldurucu oranına sahiptirler (Kim ve ark., 2002). Yapıdaki doldurucu miktarının artması, rezinin fiziksel özelliklerini geliştirirken akışkanlığını azaltır. Küçük boyutlu doldurucular estetik özellikleri geliştirirken büyük boyutta olan doldurucular fiziksel özellikleri arttırır. Aynı oranda büyük doldurucu yerine küçük doldurucu kullanılması da sürtünme yüzeyinin artması sonucunda akıcılığı azaltır (Sturdevant ve ark., 1995). Başlangıçta üretilen doldurucu partiküllerinin boyutları 0,1 - 100 µm arasındadır. Daha sonra boyutları 0,06 - 0,1 µm arasında değişen daha küçük partiküller hidroliz ve çökeltme yöntemiyle üretilmeye başlanmıştır. Son zamanlarda doldurucular sol-jel methoduyla üretilmektedirler. Bu yöntemde boyutları nm'den µm'ye kadar değişen silikat öncüler kullanılır, farklı boyutlarda doldurucular üretilebilir. Sol-jel methoduyla submikron düzeyinde partiküllerin üretilmesi nano boyutlarda doldurucuların üretilmesine de öncü olmuştur (Pukett ve ark., 2007).

## 1.2. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Materyallerinin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler doldurucu ya da matriks kısmın içeriği, miktarı ya da polimerizasyon özelliklerine göre sınıflandırılırlar. En yaygın sınıflandırma; doldurucu içeriği, doldurucu partikül büyüklüğü ya da doldurucu ilavesi metoduna göre yapılan sınıflandırmalardır. Kompozit rezinler değişik araştırmacılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmışlardır (Lutz ve Phillips, 1983; O'Brien, 1989; Phillips, 1991).

Leinfelder ve Lemans'a (1988) göre:

- a. Geleneksel kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (20-35  $\mu\text{m}$ )
- b. Ara faz kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (1-5 $\mu\text{m}$ )
- c. Mikrodolduruculu kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (0,04  $\mu\text{m}$ )

O'Brain'a (1989) göre:

- a. Geleneksel kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (20-50  $\mu\text{m}$ )
- b. Ara faz kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (1-5 $\mu\text{m}$ )
- c. İnce partiküllü kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (0,5 $\mu\text{m}$ )
- d. Mikrodolduruculu kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (0,05  $\mu\text{m}$ )

Phillips'e (1991) göre:

- a. Geleneksel kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (8-12  $\mu\text{m}$ )
- b. Küçük partiküllü kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (1-5  $\mu\text{m}$ )
- c. Mikrodolduruculu kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (0,04-4  $\mu\text{m}$ )
- d. Hibrit kompozitler: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü (1  $\mu\text{m}$ )

Crispin'e (1994) göre:

- a. Makrodolduruculu kompozitler
- b. Mikrodolduruculu kompozitler
- c. Hibrit kompozitler

Günümüzde de gerçekliğini koruyan Lutz ve Phillips'in (1983) sınıflandırılmasında ise inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve miktarı esas alınmıştır. Polimer matriks içerisine çeşitli oranlarda dağılmış olan inorganik doldurucu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesi doldurucu partiküllerin büyüklüğü ile ilgilidir. Eşit büyüklükteki partiküllerin matriks içindeki dağılımı ile matrikste birtakım boşluklar oluşur. Bu nedenle farklı büyüklükteki partiküllerin matriks içinde harmanlanması gerekir (Lutz ve Phillips, 1983).

### **1.2.1. İnorganik Partiküllerin Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması**

- Megafil (50–100 m $\mu$ )
- Makrofil (10–100 m $\mu$ )
- Midifil (1–10 m $\mu$ )
- Minifil (0,1–1 m $\mu$ )
- Mikrofil (0,01–0,1  $\mu$ m)
- Nanofil (0,005–0,01  $\mu$ m) (Dayangaç, 2011)

Monomer matriks ile inorganik doldurucu partikül karışımının viskozitesini; monomer viskozitesi, doldurucu partikül miktarı ve partikül büyüklüğü belirler. Monomer matriks ve doldurucu partikül yüzeyi arasındaki sürtünme, viskoziteyi kontrol eden ana etkidir. Küçük partiküllü kompozit rezinler de doldurucu monomer matriks eklendiğinde karışımın viskozitesi artmaktadır. Viskozite sorununu çözmek amacıyla, önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit rezin kitlesi 1-20  $\mu$ m büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir. Partiküllerin polimer matrikse kimyasal yolla bağlanması ile polimer matriks içinde çok daha iyi özellik gösteren

adacıklar oluşturulmuştur. Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit rezinlere “heterojen kompozit rezinler” adı verilir (Bayne ve ark., 1994; Dayangaç, 2011).

#### **1.2.1.1. Megafil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinlere “Megafil” kompozitler denilmektedir (Dayangaç, 2011).

#### **1.2.1.2. Makrofil Kompozitler**

Bu tür kompozitlerde doldurucu partiküller genellikle 1-10 µm büyüklüğündedir. Makrofil ve midofil kompozitler, geleneksel kompozitler diye de adlandırılmaktadır (Dayangaç, 2011).

Makrodolduruculu kompozitlerde doldurucular kompozit resin hacminin %60-70’ini, ağırlığının ise %70-80’inin oluşturur. Bunların en önemli dezavantajı, resin matriksin kolayca aşınmasına karşın doldurucuların aşınmayıp yüzeyden taşan çıkıntılar oluşturmasıdır. Polisaj, diş fırçalama ya da çiğneme sonucunda resin matriks aşındıkça dolgu yüzeyinde çıkıntılar oluşur. Bu çıkıntılar, plak birikimine yol açar ve renk uyumunun da bozulması ile birlikte restorasyon estetik özelliğini yitirir. Oklüzal aşınmaya karşı direnci düşük olan bu tür kompozitlerin posterior dişlerde kullanımı sakıncalıdır (Dayangaç, 2011).

#### **1.2.1.3. Minifil Kompozitler**

Bu tür kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasındadır ve partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazladır. İnorganik doldurucu partiküllerin küçük ve çok sayıda olması makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlar. Aşınmaya karşı direnç arttırılmış ve kompozite radyoopasite kazandırılmıştır (Dayangaç, 2011).



#### **1.2.1.4. Mikrofil Kompozitler**

Makrodolduruculu kompozit rezinlerdeki yüzey pürüzlülüğünü çözümlemek için partikül çapı 200-300 kez daha küçük olan mikrodolduruculu kompozit rezinler geliştirilmiştir. Doldurucular, kompozit ağırlığının %35-60'ını oluşturur. Mikrodolduruculu kompozit rezinlerin en belirgin özelliği, oldukça düzgün dolgu yüzeyleri gerçekleştirmeye elverişli olmalarıdır. Zira gerek matriks gerekse doldurucular, polisaj ve diğer aşındırıcı süreçlerden aynı şekilde etkilenmektedir (Jackson ve Morgan, 2000).

#### **1.2.1.5. Nanofil Kompozitler**

Nanodoldurucuların üretimi diğer geleneksel partiküllerin üretim şekillerinden farklılık göstermektedir. Geleneksel doldurucu partiküller, büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi biçiminde olurken; nanodoldurucu teknolojisinde partiküller, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde olmaktadır (Mitra ve ark., 2003). Üretilen izole nano partiküller, organik matrikse ilave edilerek geleneksel cam dolduruculara oranla daha fazla doldurucu yüklemesine olanak verirler. Nanodoldurucu içeren kompozitlerin düşük vizkoziteleri daha rahat işlenebilirlik sağlar. Artan inorganik yapı, azalan organik matriks ilişkisi, büzülmenin azalacağı fikrini gündeme getirmiştir (Pukett ve ark., 2007).

### **1.2.2.Doldurucu Partikül Türüne Göre Sınıflandırılması**

#### **1.2.2.1. Homojen Dolduruculu Kompozitler**

Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozitlerdir. Doldurucu partiküller silanizasyon dışında herhangi bir değişiklik yapılmadan monomer matrikse katılmışlardır. Doldurucu partiküller aynı boyuttadır (Dayangaç, 2011).

### **1.2.2.2. Heterojen Dolduruculu Kompozitler**

Yapısında daha önceden polimerize edilmiş kompozit parçacıkları veya farklı doldurucular bulunan kompozitler için bu adlandırma yapılmaktadır. Hem ön grup hem arka grup dişlerin restorasyonu için kullanılabilirler. Diğer kompozitlere göre fiziksel üstünlükleri vardır. Daha iyi polimerize olabildiklerinden biyolojik olarak da avantajlıdır. Dezavantajı ise önceden polimerize edilmiş doldurucu ile organik matriks arasında daha zayıf bağlanma görülmesidir (Dayangaç, 2011).

### **1.2.2.3. Hibrit Dolduruculu Kompozitler**

Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere hibrit kompozitler denir. Partikül büyüklüğü makro partiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikro partiküllü rezinden daha fazladır ve her iki rezinin özelliklerini taşır. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımasına rağmen hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikülün adı kullanılır. Küçük partiküller karışımın ikinci komponentleridir. Fiziksel ve mekanik özellikleri ile makropartiküllü ve küçük partiküllü kompozitlere benzer. Örneğin; büyük partiküller minifil düzeyinde ise kompozit minifil hibrit adını alır (Dayangaç, 2011).

Hibrit kompozitlerde koloidal silika ve ağır metaller içeren cam partiküller harmanlanmış ve inorganik doldurucu olarak organik matrikse katılmıştır. Buna bağlı olarak doldurucu partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %10-20'si koloidal silika olmak üzere %75-80'e ulaşmıştır. Submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller büyük partiküller arasına rastgele serpiştirildiği için yüzey düzgündür. Bu nedenle estetik açıdan önemli olan anterior bölgelerde Sınıf III, IV, V kaviteelerde, labial veneerlerde kullanımı önerilir. Ayrıca stres altında bulunan bölgelerde de yaygın biçimde kullanılmaktadır (Dayangaç, 2011).

### **1.2.3. Kompozit Rezın Esash Dolgu Maddelerının Viskozıterıne Göre Sınıflandırılması**

#### **1.2.3.1. Akıcı Kompozıter**

Küçük boyutta doldurucu içeren ve hibrit kompozıterın modifiye edilmesi ile oluşturulan kompozit rezın tipidir. Akıcı kompozıterın doldurucu oranı; akıcılığı arttırmak, eşit olarak yayılmasıı sağlamak ve istenilen diş anatomisine uygun olarak kavite duvarlarına daha iyi adapte olmasını sağlamak amacıyla azaltılmıştır. Ancak doldurucu oranının azaltılması aşınma direncini de azaltır (Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003). Yüksek polimerizasyon büzülmesi ve daha zayıf mekanik özellikler göstermesi de diğer dezavantajlarıdır. Sınıf V kavıterler, servikal aşınmalar, minimal okluzal restorasyonlar ve Sınıf I, II kavıterlerde liner olarak kullanılabilir (Yazıcı ve ark., 2003; lmez ve ark., 2004).

#### **1.2.3.2. Kondanse Edilebilen Kompozıter**

Kondanse edilebilir kompozıter yüksek oranda doldurucu içerirler. Amalgam gibi kondanse edilebilmeleri nedeni ile daha başarılı bir kontak noktası oluşturabilirler. Fiziksel zelliklerinin gümüş amalgamlara benzer olduğu, hibrit kompozıterden daha iyi olduğu gösterilse de klinik başarılarının hibrit kompozıterlere benzer olduğu bildirilmiştir (De Souza ve ark., 2005). Dezavantajları arasında tabakalama tekniğinin zor uygulanması, zor kullanım özellikleri ve n dişlerdeki zayıf estetik özellikleri sayılabilir (Suzuki, 2004; De Souza ve ark., 2005).

### **1.2.4. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması**

Kompozit rezınler polimerizasyon Şekillerine göre;

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezınler (iki komponentli sistemler, otopolimerizan kompozıterler),

Mor ötesi ışık (UV) ile polimerize olan kompozit rezinler,  
Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler,  
Lazer ışığı ile polimerize olan kompozit rezinler,  
Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual cure kompozitler) şeklinde sınıflandırılabilir (Crispin, 1994; Sturdevant ve ark., 1995; Dayangaç, 2011).

#### **1.2.4.1. Kimyasal Yolla Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Otopolimerizan kompozit rezinler olarak da bilinirler. Genellikle iki pat halinde bulunurlar. Patlardan her biri hacimsel olarak yarı yarıya organik monomer ve dodurucuları içerir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzol peroksit, diğerinde polimerizasyonu hızlandıran organik amin bulunur. Her iki pattan eşit miktarda alınarak karıştırılır. İki pat karıştığı zaman amin, benzol peroksit ile reaksiyona girer ve polimerizasyon başlamış olur. Bu tip rezinlerde kavitenin en derin bölgesinden vücut ısısına bağlı olarak başlayan ilk sertleşme ile kavitenin merkezine doğru bir büzülme gözlenir. İki patın karıştırılması sırasında arada kalan hava kabarcıklarının pöröz yüzeylere neden olması, uygulanma süresinin hekimin kontrolünde olmaması ve aminin zamanla renklenmesi nedeniyle başarısızlıkla sonuçlanabilir (Dayangaç, 2011).

#### **1.2.4.2. Mor Ötesi Işık (UV) İle Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Işık ile aktive olan ilk kompozitlerde UV ışığı kullanılmıştır. Dalga boyu 320-365 nm olan UV ışığı ile aktive edilebilen bir fotobaşlatıcı olan benzoin metil eter içeren materyallerdir. Polimerizasyon derinliği yetersiz olduğu için yerini mavi ışık ile aktive olan sistemler almıştır. Buna ek olarak ultraviyole ışığın hem hekim hem de hasta için cilt, retina, lens ve diğer göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri olabileceği düşünülmektedir (Newman ve ark., 1983; Watts ve ark., 1984).

#### **1.2.4.3. Görünür Işıkla Polimerize olan Kompozit Rezinler**

Bu tür kompozitlere fotopolimerizan kompozitler de denir. Otopolimerizan kompozitlere alternatif olarak geliştirilmişlerdir. Polimerizasyon için görünür mavi ışığın 450-500 nm dalga boyunda veya en az 300 mW/cm<sup>2</sup> olması gerekir. Polimerizasyon başlatıcı olarak en çok kamferokinon kullanılır. Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte ve serbest radikaller oluşmaktadır. Kompozitin polimerizasyonunun hekim kontrolünde olması, çalışma rahatlığı ve uygulama kolaylığı önemli avantajlarıdır. Bunlara ek olarak tek pat şeklinde oluşu sayesinde karıştırma işlemi gerektirmeyerek oluşabilecek hava kabarcıklarının ve yüzey pürüzlülüğünün önüne geçilmiştir. Renk stabilitesinin uygun ve sürekli olması, hızlı, kontrollü, derin ve güvenilir bir polimerizasyon sağlaması, estetik olması gibi özellikleri ile otopolimerizan kompozitlere üstünlük sağlarlar. Bu tip kompozit rezinler de polimerizasyon büzülmesi ışık kaynağına doğru olmaktadır (Dayangaç, 2011).

#### **1.2.4.4. Lazer Işığı İle Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Yaklaşık 490 nm dalga boyuna sahip Argon lazerler ile kompozit polimerizasyonu konusunda çalışmalar yapılmıştır (Burtscher, 1991; Rawls ve Esquivel-Upshaw, 2003). Argon lazer ile daha kısa sürede ve 3-4 mm kalınlığındaki bölgelere ulaşan polimerizasyonun sağlanabildiği gösterilmiştir (Kelsey ve ark., 1991).

#### **1.2.4.5. Hem Kimyasal Hem de Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Akışkan özellikleri nedeniyle daha çok yapıştırma materyali olarak kullanılır. İki pat şeklindedir. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Polimerizasyonun tam olarak

gerçekleşmemesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip rezinler özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında ve girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır (Hofmann ve ark., 2001).

### **1.3. Kompozit Resin Esaslı Dolgu Materyalleri İle İlgili Son Gelişmeler**

#### **1.3.1. Nanodolduruculu Kompozitler**

Nanoteknoloji aynı zamanda moleküler nanoteknoloji ya da moleküler mühendislik olarak da bilinir; fonksiyonel materyallerin ve yapıların birçok fiziksel veya kimyasal methodla 0,1-100 nanometre arasında üretilmesidir. Materyallerin yapılarının nano teknoloji ile değiştirilerek elektriksel, kimyasal, mekanik ve optik özelliklerinde gelişme sağlayabilmek amacıyla nanomateryallerin kullanım fikri önemli bir oranda artış sağlamıştır (Whitesides ve Christopher Love, 2001). Nanoteknolojinin gelişimi ile birlikte üretici firmalar nanometrik boyutta doldurucu partikül içeren yeni kompozit rezinler üretmektedirler. Bu nanometrik boyuttaki doldurucular matriks içerisinde tek tek bulunamazlar nanosalkımlar (nanocluster) halinde yapıya katılırlar (Whitesides ve Christopher Love, 2001; Duke, 2003; Mitra ve ark., 2003).

Nanoteknoloji kullanımı ile dental kompozitler; nanomer ve nanosalkım içeren nanodolduruculu restoratif materyallerin ya da geleneksel cam doldurucuların arasına nanopartiküller yerleştirilerek nanohibrit restoratif materyallerin üretilmesi ile gerçekleştirilmektedir. Nanomerler; 25-75 nm boyutlarındaki tek tek partikülleri ifade eder (Mitra ve ark., 2003).

Nanomerler, kompozit organik polimer matriksinde ayrı ayrı bulunurlar. Nanomerlerin yüzeylerinde, organik faz ile bağlantı gücünü arttırmak için ön hazırlık işlemleri yapılmaktadır. Nanopartiküllü doldurucular geleneksel dolduruculardan daha küçük hacimli olduklarından, organik matriks ile temas eden yüzey alanı

artmıştır. Bu durum, organik-inorganik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olmaktadır (Ure ve Harris, 2003).

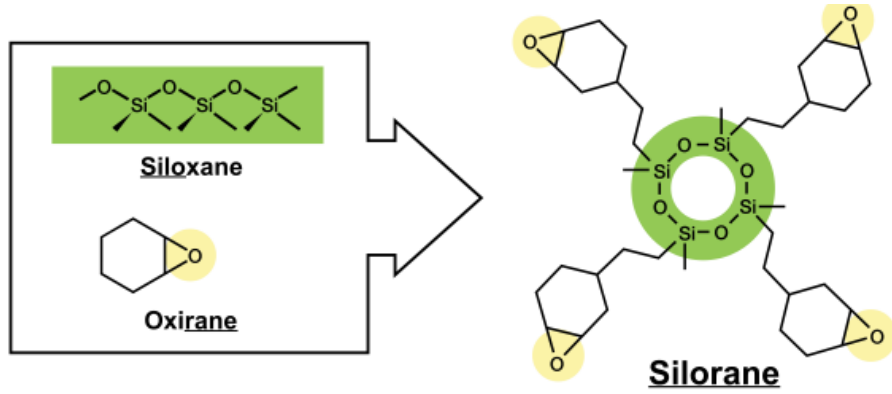
Nanosalkımlar ise küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile meydana getirdiği yapılardır. Bu yapı, silika ve zirkonyum partikülleri içerir. Restorasyona gelen basınçlar neticesinde bu nanosalkımlar tek büyük bir partikül şeklinde direnç gösterir. Restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında nanomer boyutta kopmalar meydana gelmektedir. Bu nedenle nano-kompozitlerin bir taraftan aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olurken, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır. Yeterli bir estetik ve klinik performans elde edebilmek için, nanokompozitlerin organik polimer matriksinin içine, nanomer ve nanosalkımlar birlikte katılarak, ağırlıkça %72-87 oranında doldurucu içeren kompozit yapısı meydana getirilmiştir (Ure ve Harris, 2003).

Üstün cilalanabilir özellikleri ve bu cilalı yüzeyleri uzun süre koruyabilmeleri nedeniyle mikrodolduruculu kompozitlerle karşılaştırılabilir özellikler göstermektedirler. Kompozisyonlarına katılan yüksek orandaki doldurucu partiküller nedeniyle mekanik özellikler bakımından hibrit kompozitlerden daha başarılı kırılma ve aşınma direnci sergilemektedirler. Buna ek olarak doldurucu oranının yüksek olması organik yapının hacimce azalmasına neden olmakta ve sonuç olarak polimerizasyon büzülme oranı da azalmaktadır. Nanodoldurucu partiküllerin boyutlarının görünür ışığın dalga boynundan çok daha küçük olması, bu materyallere bir çok estetik ve optik özellik kazandırmaktadır. Ayrıca geniş renk spektrumu sergilemeleri nedeniyle anterior bölge restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilirler (Condon ve Ferrecane, 2002; Duke, 2003; Mitra ve ark., 2003; Yap ve ark., 2004a).

### **1.3.2. Silorane Esaslı Kompozit Rezinler**

Dental kompozitlerle ilgili son araştırmalar ışıkla sertleşen oksiran bazlı halka açılımı ile polimerize olan yeni bir kompozit materyali üzerine yoğunlaşmıştır.

Oksiran rezinlerin artmış polimerizasyon derinliği ve dayanıklılık, düşük polimerizasyon büzülmesi gibi gelişmiş özelliklere sahip olmasının yanı sıra geleneksel bis-GMA esaslı kompozitlere benzer sertlik değeri gösterir (Tilbrook ve ark., 2000; Eick ve ark., 2002). Yeni bir monomer sistemi olan siloranın; oksiran ve siloksan molekülünün reaksiyonu sonucunda oluştuğunu belirtmişlerdir (Şekil 1.9.) (Weinmann ve ark., 2005). Siloranın iki ana avantajı vardır. Bunlar; oksiran monomerine bağlı gelişen halka açılım polimerizasyonu sonucu oluşan düşük polimerizasyon büzülmesi ve siloksana bağlı olarak artan hidrofobik davranıştır. Siloran esaslı kompozitler biyolojik sıvılar içerisinde stabil ve çözünmez bir özellik gösterirler (Eick ve ark., 2002). Metakrilat bazlı sistemlerle karşılaştırıldığında siloran bazlı sistemlerin kenar uyumu ve mikrosızıntı yönlerinden daha üstün olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (Thalacker ve ark., 2004, Palin ve ark., 2005a, Thalacker ve ark., 2005).



Şekil 1.9. Siloksan, oksiran ve silorane moleküllerinin yapıları.

#### 1.4. Polimerizasyon Reaksiyonu

Kimyasal yapıları aynı olan ve reaksiyon aktivitesi olan basit bir molekül (monomer) kimyasal olarak tekrarlanabilir şekilde birbirine bağlanmasından meydana gelen büyük moleküllü maddelere polimer denir (O'Brien, 1989). Sentetik



polimerler, monomerlerin birbirleri ile iki türlü reaksiyonu sonucunda elde edilir (Philips, 1991).

#### **1.4.1. Kondensasyon Polimerizasyon Reaksiyonu**

Kondensasyon reaksiyon tipi birden fazla monomer çeşidini içerir. Kondensasyon iki büyük molekülün su ve amonyak gibi küçük bir molekülü atarak birleşmeleri olayıdır. Bu tür polimerizasyonlara daha genel olarak basamaklı polimerizasyon reaksiyonları da denir. Bu reaksiyonlarda, iki ya da daha fazla fonksiyonlu grupları bulunan moleküller kondensasyon reaksiyonları ile bağlanarak daha büyük molekülleri oluşturur (Philips, 1991).

#### **1.4.2. Katılma Polimerizasyon Reaksiyonu**

Bir monomerin bir başlatıcı yardımıyla aktivite kazanarak başka bir monomer ile reaksiyona girmesi ve aktivitesini reaksiyon ile oluşturduğu moleküle taşıması sonucunda meydana gelir (Philips, 1991).

Katılma reaksiyonu bir serbest radikal kaynağıyla başlar. (R) serbest radikaller radikal oluşmasını sağlayan moleküller; örneğin ikinci bir kimyasal, sıcaklık, görünür ışık, UV ışık veya başka bir radikal içeren birleşikten enerji transferiyle oluşur.

Diş hekimliğinde genellikle kimyasal ajanlar, sıcaklık ve görünür ışık kullanılmaktadır (Philips, 1991). Serbest radikallerin aktivasyonu ile başlayan polimerizasyonda kullanılan başlatıcı, önceleri ultraviyole ve daha sonrası ise 400 nm'den daha büyük dalga boylarında duyarlı görünür ışık kaynaklarıdır. Görünür ışık için bir diketon 400-480 nm olan kamferokinon (CQ), çeşitli aminler gibi ve N, N-dimetil amino etil metakrilat, hidrokstitoluen ve hidrokinon gibi indirgeyici ajanlar kullanılır (Taira ve ark., 1988).

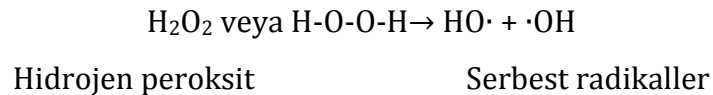
CQ uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları absorbe eder ve molekül aktive olur. Aminle bir araya geldiğinde elektron transferi oluşur. Böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren serbest radikali oluşturur (Philips, 1991).

Kondensasyon reaksiyonu ile karşılaştırıldığında katılma reaksiyonunda dev boyutta, limitsiz büyüklükte moleküller oluşabilmektedir. Katılma reaksiyonu boyunca molekül bütünlüğünde değişiklik olmamaktadır. Makromoleküller küçük ünitelerden veya monomerlerden içeriklerinde değişiklik olmadan oluşmaktadır. Çünkü monomer ve polimerler aynı basit formüle sahiptirler. Diğer bir deyişle, monomer yapısı polimer içinde birçok kez tekrarlanmaktadır (Philips, 1991).

### 1.4.3. Polimerizasyon Basamakları

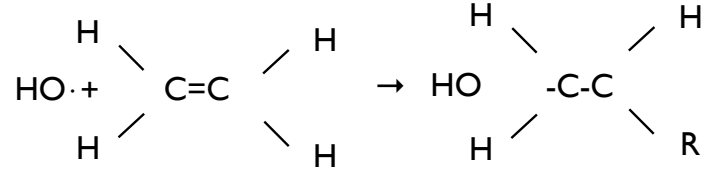
#### 1.4.3.1. Başlama Reaksiyonu (İnisiyasyon)

Başlama reaksiyonunu, aktivasyon ve inhibisyon aşamalarını kontrol etmektedir. Reaksiyon serbest bir radikalce başlatılır (Philips, 1991). Serbest radikal tersiyer amin ya da organik peroksit ile birlikte sülfirik asit derivesi gibi kimyasal aktivatörün reaksiyonu ile elde edilir. Serbest radikal oluşum formülü Şekil 1.10'da gösterilmiştir.



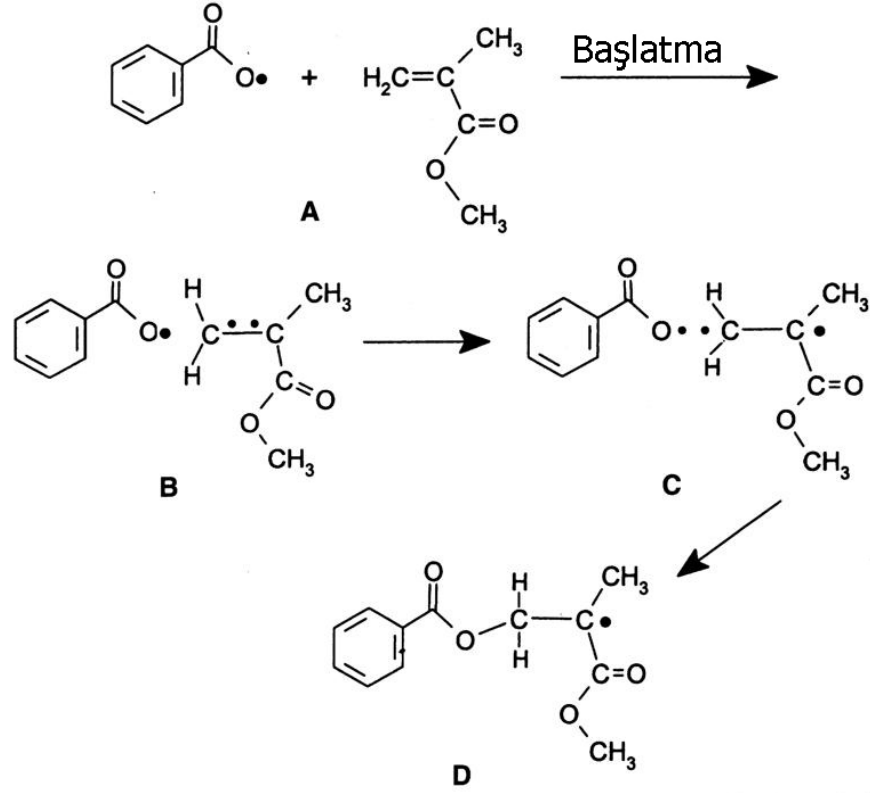
**Şekil 1.10.** Serbest radikal oluşumu.

Başlatıcı serbest radikal, monomer radikali ile reaksiyona girerek ikili bağı koparabilmektedir. Daha sonra monomerdeki bir karbon atomuna bağlanır. Böylelikle diğer karbon atomunu kararsız halde bırakarak, bağlantının kendisinin serbest radikal olmasına neden olur. Başlangıç aşamasındaki ilk basamak Şekil 1.11.'de gösterilmektedir.



**Şekil 1.11.** Başlangıç aşamasının ikinci basamağı.

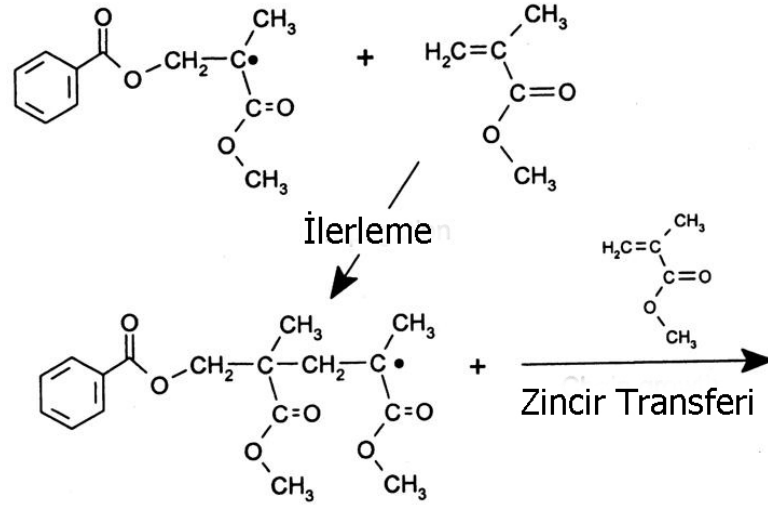
Kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerde polimerizasyon reaksiyonu peroksit grubu bir başlatıcı ve amin grubu bir hızlandırıcı ile kimyasal olarak başlatılır. Işıklı sertleşen kompozitlerde ise reaksiyon görülebilir mavi ışıkla başlatılmaktadır. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozitlerde kimyasal ve ışıkla aktivasyonun bir kombinasyonu ile polimerizasyon reaksiyonu meydana gelir (Şekil 1.12.) (Craig ve Powers, 2002).



Şekil 1.12. Polimerizasyon reaksiyonunun başlatma evresi.

#### 1.4.3.2. Büyüme Reaksiyonu (Propagasyon):

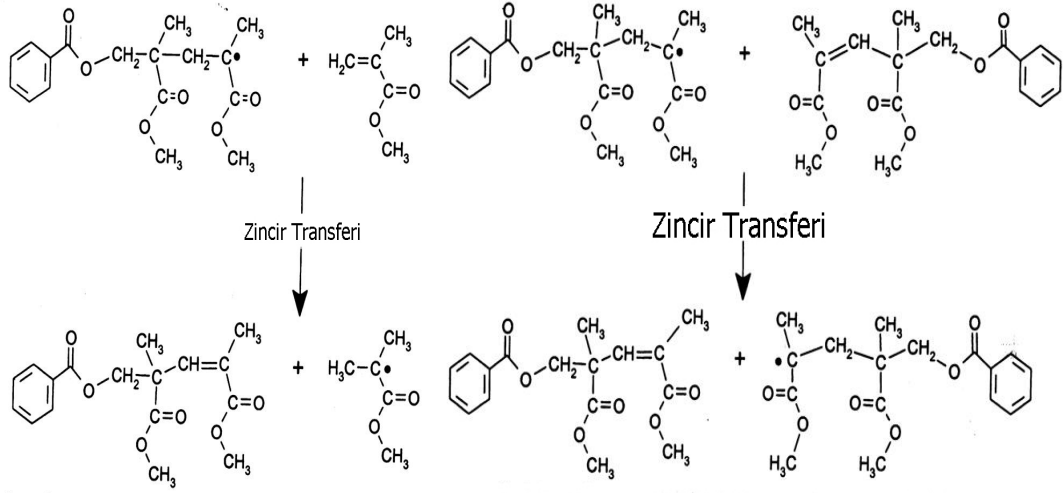
Polimerizasyon işlemindeki bir sonraki aşama ise büyüme ya da propagasyon fazıdır. Bu faz aynı molekül ünitelerine devam eden ilaveler ile oluşur. Bu işlem serbest radikalin, en son eklenen ünitenin sonuna transferi ile zincirin sürekli büyümesine neden olur. Polimer zincirlerinin büyümeye devam etmesi monomer ünitelerinin bitmesine kadar devam eder (Şekil 1.13.). Aynı zamanda herhangi bir serbest radikalli materyal ile reaksiyona girmesi ile de sonlanabilir. Hidrokinon ve ojenol gibi prematür olarak oksijen içeren tipik ajanlar reaksiyonu sonlandırabilir. Sonlanma, iki ayrı zincirin etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldırmalarıyla sonlanabilir (Philips, 1991).



Şekil 1.13. Polimerizasyon reaksiyonunun büyüme evresi.

#### 1.4.3.3. Zincir Transferi:

Bu işlemde büyüyen çemberin aktif radikali bir başka moleküle transfer olur (Bir monomere ya da inaktive olmuş bir polimer zincirine). Daha sonraki büyüme için yeni bir radikal yaratılmış olunur. Örnek olarak bir monomer molekülü, büyüyen bir makromolekül tarafından aktive edilebilir. Böyle bir durumda ikincide bir sonlanma reaksiyonu (termination) oluşur (Şekil 1.14.). Bu durum sonucunda büyüme için yeni bir çekirdek oluşur. Aynı mekanizmayla daha önceden polimerizasyon reaksiyonu yok edilmiş bir zincir, tekrar aktive edilebilir ve büyümeye devam edebilir. Bu işlemler yok etme reaksiyonlarından farklılık gösterir (Rawls, 2003).



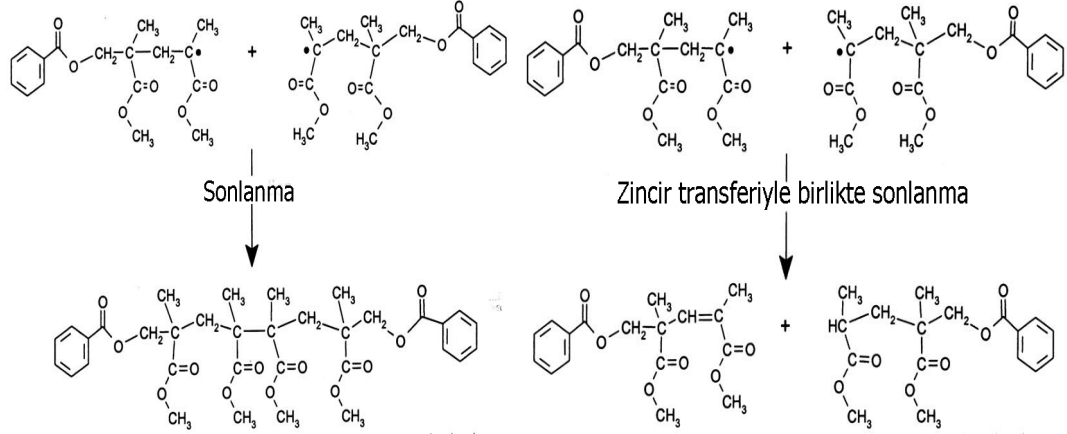
**Şekil 1.14.** Polimerizasyon reaksiyonunun zincir transferi evresi.

#### 1.4.3.4. Sonlanma Reaksiyonu (Terminasyon)

Bazen radikalın reaktivitesi daha sonra büyüme yapabilecek başka bir zincire transfer olabilir. Bu işlem zincirinin sonlanması ile sonuçlanırken diğerinin devamlı büyümesine neden olur. Başlatıcı ışık ile aktive edildikten sonra ortamda çok miktarda monomer molekülü bulunduğundan sonlanma reaksiyonları artar (Şekil 1.15.). Radikaller uzun süre kararlı kalamayacaklarından, ortamda monomer bittikten belli bir süre sonra radikaller su, oksijen ve karbondioksit gibi bir madde ile de aktivitelerini kaybederler (Philips, 1991).

Kararsız çift karbon bağları bulunması nedeniyle polimerize resin yüksek oranda çapraz bağlar içerir. Polimerizasyon derecesi kompozitin kütlesi ya da restorasyonda ki hava inhibisyon tabakasına bağlıdır. Işıkla sertleşen kompozit resinler de ışık uygulama zamanı ve kompozit ile ışık cihazı arasındaki mesafeye bağlı olarak polimerizasyon derecesi değişmektedir. Reaksiyona giren çift bağların oranı % 35 ve % 80 arasında değişmektedir. Laboratuvar kompozitleri (post-cure)

için yükseltilmiş sıcaklıkta ve belli bir ışık yoğunluğunda polimerizasyon derecesi daha yüksektir (Craig ve Powers, 2002; Powers ve Wataha, 2008).



**Şekil 1.15.** Polimerizasyon reaksiyonunun sonlanma evresi.

## 1.5. Su Emilimi ve Çözünürlük

Su emilimi ve çözünürlük; tamamen kontrol altına alınamayan ve restoratif materyallerin klinik başarılarının azalmasında büyük öneme sahip olan faktörlerdir. Su emilimi, materyallerde boyutsal değişikliklere yol açan, renklenmelere ve marjinal konturlarda kırılmalara sebep olan bir etkidir. Çözünürlük ise, restorasyonların biyolojik yapılarla olan uyumlarını olumsuz yönde etkileyen ve bozulma oranlarını arttıran bir olgudur. Sonuçta bu faktörlerin; yüzey özelliklerinin, kenar bütünlüğünün ve estetik görünümünün kaybına ve dolayısıyla restorasyonlardaki bozulmaların artmasına sebep oldukları bilinmektedir (Rosenstiel ve ark., 1998; Yap ve Lee, 1997).

### 1.5.1. Su Emilimi

Su emilimi yüzey bölgesindeki her bir parçanın kazandığı ağırlıkça artış değeri ( $\text{mg}/\text{cm}^3$ ) veya ağırlık yüzdesi olarak açıklanmaktadır. Su emilimi aşınmaya

olan direnci ve mekanik özellikleri azaltarak kompozit rezinleri etkilemektedir (Farah ve Dougherty 1981).

Kompozit rezinlerde doldurucu partiküllerin arttırılmasıyla polimer miktarı azalmıştır (Craig ve Powers, 2002). Ayrıca polimerin (BIS-GMA veya UDMA) molekül ağırlığı yüksektir ve organik bağlanma ajanlarının varlığında doldurucular ile çok iyi bir bağlanma gösterir (Dayangaç, 2011). İnce partikül içeren kompozitlerin su absorpsiyon değerleri mikrodolduruculu kompozitlere oranla daha düşüktür (Powers ve Wataha, 2008).

Mikro dolduruculu kompozitlerin su emilimi sonucu renk değiştirme potansiyelleri hibrit kompozitlerden daha fazladır çünkü ince partiküllü kompozitlerin su emilimi daha azdır. Silan bağlayıcı ajanların kalitesi ve stabilitesinin iyi olması doldurucu ve polimerler arası kötü bağlanmanın ve su absorpsiyonunun azaltılmasında önemlidir. Su absorpsiyonu sonrasında kompozit rezinlerde şişme görülür fakat bu durum mikrosızıntıyı önleme konusunda etkili değildir. Buna rağmen su emiliminin kompozit özelliklerinin bozulması üzerine etkisi geri dönüşümsüzdür (Powers ve Wataha, 2008).

Başlangıç polimerizasyondan 15 dakika sonra su emilimi sonucu oluşan genişleme ölçülmeye başlanır. Çoğu rezinin dengeye ulaşması 7 gün sürer ve 4 gün içerisinde genişlemenin çoğu meydana gelir. İnce partikül içeren kompozitlerin su absorpsiyon değerleri mikrodolduruculu kompozitlere göre daha az olduğu için suyla temas halinde daha az genişleme gösterirler (Craig ve Powers, 2002).

### **1.5.2. Çözünürlük**

Çözünürlük rezinlerin ağız sıvıları karşısındaki ayrışma özelliği olarak tanımlanmaktadır (Um ve Qilo, 1992). Yapılarından dolayı hava kabarcığı içeren kompozitlerdeki hava boşlukları, polimerize olmamış materyallerle etkileşerek inhibisyon öğelerinin oluşumuna yol açmakta ve materyalin çözünürlüğünü arttırmaktadır (Oysaed ve Ruyter, 1986b).



Yapılan çalışmalarda kompozit rezinlerdeki doldurucu miktarının ve partikül boyutlarının materyalin birçok fiziksel ve mekanik özelliğini etkilediği görülmüştür. Kompozit rezinlerdeki doldurucu içeriğinde azalma ve rezin içeriğindeki artış daha fazla su emilimine neden olmaktadır (Fan ve ark., 1985; Dayangaç, 2011).

Kompozit rezinlerin sudaki çözünürlükleri akrilik rezinlerden çok daha azdır. Akrilik rezinlerin çözünürlüğü polimerizasyondan sonra geriye kalan artık monomer miktarına bağlıdır. Bu artık monomer suya geçtikten sonra çözünürlük önemli ölçüde azalır. Kompozit rezinler, akrilik rezinlere oranla çok daha tamamlanmış bir reaksiyonla polimerize olurlar. Polimerizasyonları ışık ile başlatılan kompozit rezinlerde tam polimerizasyon için ışığın doğru ve yeterli uygulanması gerekir. Hatalı polimerizasyon, kompozit rezinin su absorpsiyonu ve çözünürlüğünü artırır, aşınma direncinde azalma ve erken renk değişiklikleri ortaya çıkar (Dayangaç, 2011).

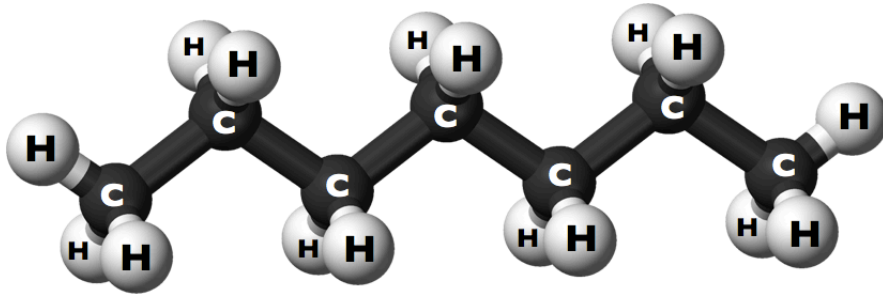
## **1.6. Gıda Taklit Eden Sıvılar**

Restoratif materyaller oral çevrede zaman içinde bütünlüklerini ve dayanıklılıklarını bozacak çok sayıda olumsuz şarta maruz kalırlar (Badra ve ark., 2005). Bunlar sadece sıkışma, aşınma, gerilme gibi mekanik kuvvetler değildir. Çeşitli kimyasal etkenler de restoratif materyallerin yüzeyini etkileyebilmektedir (Gökay ve ark., 1998). Kahve, alkolsüz içecekler, alkollü içkiler, çaylar gibi belli içeceklerin ve hatta su veya florür tüketimi bile kompozitlerin fiziksel özelliklerini ve estetik görünüşünü etkileyebilir ve restorasyonların kalitesini düşürebilir (Dietschi ve ark., 1994). Ağız içerisindeki kimyasal maddeler çeşitli ilaçlar, antiseptik solüsyonlar, gargaralar ve diyeti oluşturan yiyecekler ve içeceklerden de kaynaklanabilir (Gökay ve ark., 1999).

Gıda maddelerinin kimyasal aksiyonunu taklit etmek için kullanılacak kimyasallar veya yiyeceklerin etkilerini taklit eden likitler FDA tarafından

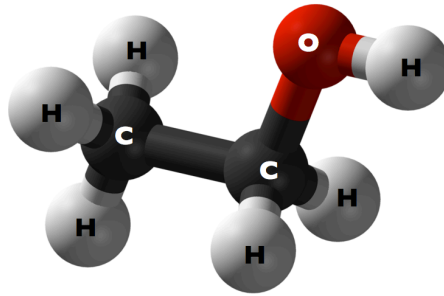
belirlenmiştir. Bunlar, heptan, su, sitrik asit ve çeşitli konsantrasyonlardaki etanol/su solüsyonlarını içerir (Yap ve ark., 2003a).

Heptan, tereyağı, yağlı etler ve bitkisel yağları taklit eder (Yap ve ark., 2001; Yap ve ark., 2002a; Yap ve ark., 2003a; Yap ve ark., 2003b). Molekül formülü  $C_7H_{16}$  olup 100,20 molekül ağırlığındadır ve petrolden elde edilen bir hidrokarbondur (Şekil 1.16.). Heptan buharlaşabilen ve kolayca tutuşabilen bir sıvıdır, suda çözünmez, alkol, kloroform ve eterde çözünebilir (Budavari ve ark., 1996).



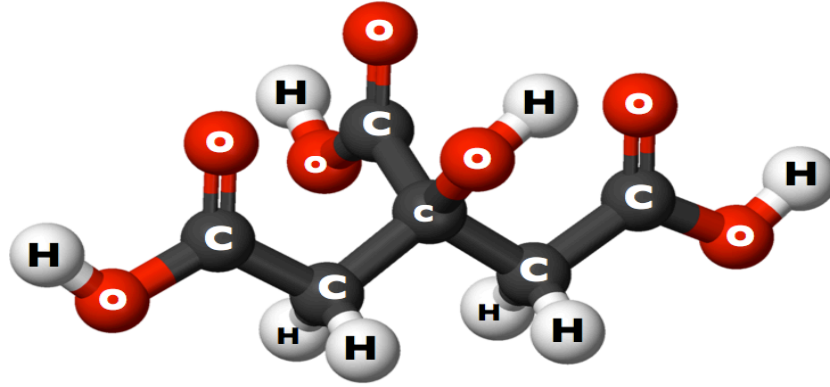
Şekil 1.16. Heptan molekülünün yapısı.

Ethanolün molekül formülü  $C_2H_6O$  şeklinde olup, molekül ağırlığı 46.07 dir (Şekil 1.17.). Renksiz, berrak görünüşlü, buharlaşabilen ve kolayca tutuşabilen, higroskopik bir sıvıdır. Su ile karışabilir. Nişasta, şeker ve diğer karbonhidratların fermentasyonu yoluyla üretilebileceği gibi, alkollü içkilerdeki etilen, asetilen ve sülfitten de üretilebilir. Ayrıca metanın oksidasyonu ve etil sülfidin hidroliziyle de üretilebilir (Budavari ve ark., 1996; European Pharmacopoeia, 2002).



Şekil 1.17. Ethanol molekülünün yapısı.

$C_6H_8O_7$  molekül formülüne sahip olan sitrik asit 210,1 molekül ağırlığında olup, beyaz, kristalin toz, renksiz kristaller veya granüller şeklindedir (Şekil 1.18.). Alkol, kloroform, eter ve suda çok iyi çözünür. Endüstriyel olarak şeker pekmezi gibi şeker eriyiklerinden üretilebilen, başta turunçgiller olmak üzere birçok meyvede de yüksek miktarlarda bulunan bir organik asittir. Ayrıca meyve suları ve meşrubatlar da sitrik asit ihtiva eder. Efervesan tuzlar, farmakolojik şuruplar, efervesan tozlar ve tabletlerde ekşilik vermek için, peynir yapımında pH'ı ayarlamak için ve antioksidan olarak, meşrubatlarda, marmelat, reçel ve şekerlemelerde ekşilik sağlamak için kullanılır (Budavari ve ark., 1996; European Pharmacopoeia, 2002).



Şekil 1.18. Sitrik asit molekülünün yapısı.

Etanol solüsyonu, sitrik asit ve laktik asitler, alkol içerikli belirli içecekler, meşrubatlar, sebzeler, meyveler, şekerleme ve şurupları taklit eder (Yap ve ark., 2001; Yap ve ark., 2002a; Yap ve ark., 2003a; Yap ve ark., 2003b).

Çapraz bağlı dimetakrilat rezinler hemen hemen çözünmezdirler, fakat uygun çözücülerde şişebilirler. Çözünürlük parametresi; bir polimer yapısı gibi diğer bir yapı içine penetre olacak ve de onu çözecek bir molekül şeklinde tanımlanabilir (Ferracane, 1994). Polimerin bir likite maruz kalmasının sonucunu bilmek klinik performans açısından önemlidir (Hunter ve ark., 2003). Çözünürlük parametrelerinin

uygunluğu ile verilen bir polimer için bir likitin etkinliğini tahmin etmek mümkündür (Ferracane, 1994).

Wu ve Mc Kinney (1982), 9,0 ve 14,5  $(\text{J}/\text{cm}^3)^{1/2}$  aralığındaki çözünürlük parametreleri ile rezin kompozitlere penetre olma ve onları yumuşatma kapasitesine sahip, kompozitler için uygun çözücüleri göstermişlerdir.  $1.5 \times 10^{-4} \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$ , den (heptan),  $4.8 \times 10^{-4} \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$ , ye (su) kadar değişen bir çözünürlük parametresi aralığına sahip (Burrel, 1975), heptan, etanol, sitrik asit gibi yiyecekleri taklit eden likitler ve distile su bu çözücüler arasındadır (Ferracane, 1994)

Bir likitin çözünürlük parametresinin şiddeti, kompozitin polimer matriksinin çözünürlük parametresine eşit olduğunda, maksimum bir yumuşatıcı etki beklenir (Mc Kinney ve Wu, 1985). Buna göre, günlük diyetle alınan yiyeceklerden yaklaşık  $3 \times 10^{-4} \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$  çözünürlük parametresine sahip maddelerin her biri Bis- GMA bazlı kompozitlerde, hasara neden olacaktır (Yap ve ark., 2002a).

Kao (1989), metil metakrilat, Bis-GMA ve ürethan dimetakrilat içerikli materyallerin çözünürlük parametrelerinin, sırasıyla % 100, %75 ve %50 etanol solüsyonlarıyla uyumlu olduğunu bulmuştur.

Wu ve Mc Kinney (1982), etanol solüsyonunun dimetakrilat polimerlerle benzer çözünürlük parametrelerine sahip olduğunu ve dişhekimliği için kliniğe uygun solüsyonlar olduğunu belirlemişlerdir. Özellikle % 75 etanol-su içeren solüsyonlar kompozitler için en iyi çözücülerdir.

Oral kavitedeki ortam muhtemelen, daha yıkıcı özelliğe sahip çözücüler ve su arasında, nispeten etanolden daha az yıkıcı özelliktedir (Ferracane, 1994).

Restorasyonların klinik başarısını etkileyen önemli etkenlerden biri de dolgu maddelerinin yüzey sertliğidir. Kompozitlerin yüzey sertliği konusunda değişik birçok çalışma yapılmıştır (Abate ve ark., 2001; Quance ve ark., 2001; Yap ve ark., 2002b, Saygılı ve ark., 2003; Knobloch ve ark., 2004). Çalışmalarda, kompozitlerin

yüzey sertliklerindeki farklılıklar, içerdikleri dolgu partiküllerinin, bileşimlerinin, polimerizasyon şekillerinin farklı olmasına bağlanmıştır (Hofmann ve ark. 2000; Manhart ve ark., 2000; Asmussen ve Peutzfeldt, 2003; Dietschi ve ark., 2003; St-Georges ve ark., 2003; Bouschlicher ve ark., 2004; Hofmann ve ark., 2004). Ancak literatür gözden geçirildiğinde, materyal teknolojilerindeki gelişmeler doğrultusunda yeni geliştirilen ve rutin kullanıma girmeye başlayan kompozit rezinlerin çözünürlük ve su emilimi özellikleri üzerine, yiyeceklerin çözünürlük özelliklerini taklit eden çeşitli likitlerin etkisini değerlendiren bir çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu çalışmanın amacı farklı beslenme tiplerini taklit eden sıvılar içerisinde farklı sürelerde bekletilen kompozitlerin su emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine saklama ortamı ve sürenin etkisinin incelenmesidir.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada bir mikrohibrit, bir nanodolduruculu kompozit ve bir siloran esaslı kompozit materyalin gıda taklit eden sıvılar ve distile su içerisindeki çözünürlük ve su emilimi davranışlarının zaman içerisindeki değişimi incelenmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller Çizelge 2.1’de, saklama solüsyonları ise Çizelge 2.2’de gösterilmiştir.

**Çizelge 2.1.** Çalışmada kullanılan kompozit materyaller ve içerikleri.

MATERYALLER		FİLTEK Z 250	FİLTEK SUPREME XT	FİLTEK SİLORANE
ÜRETİCİ FİRMA		3M, ESPE	3M, ESPE	3M, ESPE
ÜRETİM NO		9EU	N122716	N128819
RENK		A2	A2	A2
İÇERİK		Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA	Bis-3,4- epoksisiklohekziletıl- fenil-metilsilane 3,4- epoksisiklohekzilsiklo polimetilsiloksan
DOLDURUCU TİPİ		Zirkonya/silika	Silika	Kuartz
DOLDURUCU ORANI	HACİMCE %	60	59,5	55
	AĞIRLIKÇA %	82	78,5	76

**Çizelge 2.2.** Çalışmada kullanılan saklama solüsyonları ve taklit ettikleri gıdalar.

SAKLAMA SOLÜSYONU	TAKLİT ETTİĞİ ORTAM
HEPTAN	Margarin, hayvansal ve bitkisel yağ
0.02 M SİTRİK ASİT	İçecekler, meyveler, sebzeler, şekerler
% 50 ETHANOL	Alkollü içecekler, gargaralar
DİSTİLE SU	Ağzın nemli ortamı

## 2.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

Deneyde test edilecek örnekler teflon kalıplar kullanılarak 6 mm çapında 1 mm kalınlığında hazırlandı. Kalıpların tabanına kompozit materyal yerleştirilmeden önce ince bir cam lamel ve şeffaf bant yerleştirildi. Çalışmada farklı özelliklere sahip üç kompozit materyali kullanıldı; **Filtek Z250** (3M ESPE, St. Paul, A.B.D.) hem anterior hem de posterior bölgede kullanılmak üzere üretilmiş universal bir dental kompozittir. İçeriğinde Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ve az miktarda TEGDMA bulunur. Hacimce % 60, ağırlıkça % 82 oranında, boyutu 0,01-3,5 µm arasında değişen zirkonya/silika doldurucu içerir. **Filtek Supreme XT** (3M ESPE, St. Paul, A.B.D.), ön ve arka grup dişlerde kullanıma uygun nanodolduruculu kompozit rezin materyalidir. Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ve TEGDMA içerir. Hacimce % 59,5, ağırlıkça % 78,5 oranında; 5-75 nm boyutunda silika nano-doldurucu ve 0,6 nm'den 1.4 nm'ye değişen boyutlarda algomere olmuş zirkonya/silika doldurucu içerir. **Filtek Silorane** (3M ESPE, St. Paul, A.B.D.), silorane kimyasına dayanarak üretilen düşük polimerizasyon büzülmeli posterior restoratifdir. Halka açılımı prensibi ile polimerize olur. İçeriğinde Bis -3,4- epoksisiklohekziletil -fenil- metilsilane 3,4 - epoksisiklohekzilsiklo polimetilsiloksan bulunur. Hacimce % 55 ağırlıkça % 76 oranında, 0,1 - 2 µm boyutlarında kuartz doldurucu içerir.

Kompozit materyaller kalıp içerisine konduktan sonra üzerine şeffaf band (Universal Strips, Extra Dental, İstanbul, Türkiye) ve daha sonra ince bir lamel yerleştirildi. Cam lamel üzerine hafif basınç uygulandı ve kalıptan taşan kompozit materyali uzaklaştırıldı. Işık cihazının ucu (Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul, Türkiye) örnekler dik gelecek şekilde cam lamel üzerinde konumlandırıldı ve Z250 için 20 sn, Filtek Supreme için 20 sn, Filtek Silorane için 40 sn ışık uygulandı (Hilux Ultraplus, Benlioğlu Dental, İstanbul, Türkiye). Her farklı grubun polimerizasyonundan önce cihazın ışık yoğunluğu ana kutu üzerindeki sensör yardımı ile ölçüldü. Dört farklı saklama ortamındaki kompozitlerin çözünürlük ve su emilimi ölçümleri için herbir materyalden 160'ar adet örnek hazırlandı. Örnekler kalıplardan çıkartıldıktan sonra kalınlıkları elektronik kumpas (Mitutoyo–Absolute Digimatic NTD12-15C., Kanagawa, Japonya) kullanılarak 5 farklı yerden ölçüldü ve

hacimleri hesaplandı. Farklı kompozit rezinlerle elde edilen örnekler, her grupta 10 adet örnek olacak şekilde restgele 48 gruba ayrıldı.

## 2.2. Çalışma Dizaynı ve Grupları

Örnekler hazırlanıp hacimleri hesaplandıktan sonra içerisinde  $\text{CaCl}_2$  bulunan desikatörde (Labor-Teknik, İstanbul, Türkiye) oda sıcaklığında 24 saat bekletildi. Nemin yapıdan uzaklaştırılabilmesi için desikatörün cam hazne kısmının tabanına kalsiyum klorür ( $\text{CaCl}_2$ ) kondu. Örnekler havanın rahatça dolaşmasını sağlamak amacıyla delikli kaplara konarak desikatöre yerleştirildi. Desikatörün kapağı hava almasını engelleyecek şekilde sıkıca kapatıldı. Desikatör bekleme süresi boyunca oda ısısında tutuldu. Bu sürenin sonucunda örneklerin kuru ağırlıkları 0,0001 gr hassasiyette ölçüm yapabilen elektronik terazide (Sartorius, Werke GMBH, Göttingen, Almanya) ölçüldü ( $m_0$ ). Ölçüm sırasında ortamdaki hava akımından etkilenmemek amacıyla terazinin her iki tarafında bulunan küçük sürgülü cam pencereler ölçüm boyunca kapalı tutuldu. Farklı kompozit materyaller ile hazırlanan örnekler hacimleri ve başlangıç ağırlıkları ölçüldükten sonra 4 gruba ve her bir grup da 4 alt gruba ayrıldı. Daha sonra örnekler içlerinde farklı saklama solüsyonlarının bulunduğu tüplere konarak 7, 14, 21 ve 30 gün süreyle  $37 \pm 1 \text{ C}^0$  de etüvde (GCA/Precision Scientific, Chicago, A.B.D) bekletildi. Sürelerin sonunda etüvden çıkartılan örnekler kurutuldu ve ağırlıkları ölçüldü ( $m_1$ ) kütleleri kaydedildi. Ölçümü yapılan örnekler tekrar desikatöre yerleştirildi ve oda sıcaklığında 24 saat bekletildi ve sonuç ağırlıkları ( $m_2$ ) ölçüldü.

**GRUP 1:** Filtek Silorane ile hazırlanan örnekler 4 gruba bu gruplar da 4 alt gruba ayrıldı.

**GRUP 1 A<sub>H</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 A<sub>S</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 A<sub>E</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 A<sub>D</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.



**GRUP 1 B<sub>H</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 B<sub>S</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 B<sub>E</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 B<sub>D</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 C<sub>H</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 C<sub>S</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 C<sub>E</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 C<sub>D</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 D<sub>H</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 D<sub>S</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 D<sub>E</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 1 D<sub>D</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 2:** Filtek Z 250 ile hazırlanan örnekler 4 gruba bu gruplar da 4 alt gruba ayrıldı.

**GRUP 2 A<sub>H</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 A<sub>S</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 A<sub>E</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 A<sub>D</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 B<sub>H</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 B<sub>S</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 B<sub>E</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 B<sub>D</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 C<sub>H</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 C<sub>S</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 C<sub>E</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 C<sub>D</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 D<sub>H</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 D<sub>S</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 D<sub>E</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 2 D<sub>D</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 3:** Filtek Supreme XT ile hazırlanan örnekler 4 gruba bu gruplar da 4 alt gruba ayrıldı.

**GRUP 3 A<sub>H</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 A<sub>S</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 A<sub>E</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 A<sub>D</sub>:** Örnekler 7 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 B<sub>H</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 B<sub>S</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 B<sub>E</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 B<sub>D</sub>:** Örnekler 14 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 C<sub>H</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 C<sub>S</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 C<sub>E</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 C<sub>D</sub>:** Örnekler 21 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 D<sub>H</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca heptan içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 D<sub>S</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca 0.02 M sitrik asit içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 D<sub>E</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca % 50 etanol içerisinde bekletildi.

**GRUP 3 D<sub>D</sub>:** Örnekler 30 gün boyunca distile su içerisinde bekletildi.

### 2.3. Çözünürlük ve Su Emilimi Hesaplamaları

Su emilimi ve çözünürlük değerlerinin hesaplanması amacıyla Denklem 2.1 ve 2.2'de belirtilen formüller kullanıldı:

$$W_{em} (mg/cm^3) = \frac{m_1 - m_2}{V}$$

$W_{em}$ : Su emilimi

$M_1$ : İkinci ölçüm değerleri (1-7-14-30 gün sonundaki ağırlık ölçümleri)

$M_2$ : Üçüncü ölçüm değerleri (desikatörde ikinci kez bekletilen örneklerin ağırlığı)

$V$ : Örnek hacmi

**Denklem 2.1.** Kompozitlerin su emilim değerlerinin hesaplanmasında kullanılan formül.

$$W_{\text{çöz}} (mg/cm^3) = \frac{m_0 - m_2}{V}$$

$W_{\text{çöz}}$ : Çözünürlük

$M_0$ : İlk ağırlık (desikatörde ilk kez bekletilen örneklerin ağırlığı)

$M_2$ : Üçüncü ölçüm değerleri (desikatörde ikinci kez bekletilen örneklerin ağırlığı)

$V$ : Örnek hacmi

**Denklem 2.2.** Kompozitlerin çözünürlük değerlerinin hesaplanmasında kullanılan formül.

### 2.4. İstatistiksel Analiz

Çalışmaya başlamadan önce örnek sayısının belirlenmesi amacıyla güç analizi yapıldı; çalışma sonuçlandırıldığında ise gerçekleşen güç analizi hesaplandı. Elde edilen verilerin istatistiksel incelemesi Kruskal-Wallis H ve Friedman testleri ile yapıldı. İstatistiksel olarak  $p < 0,05$  anlamlı kabul edildi.

### 3. BULGULAR

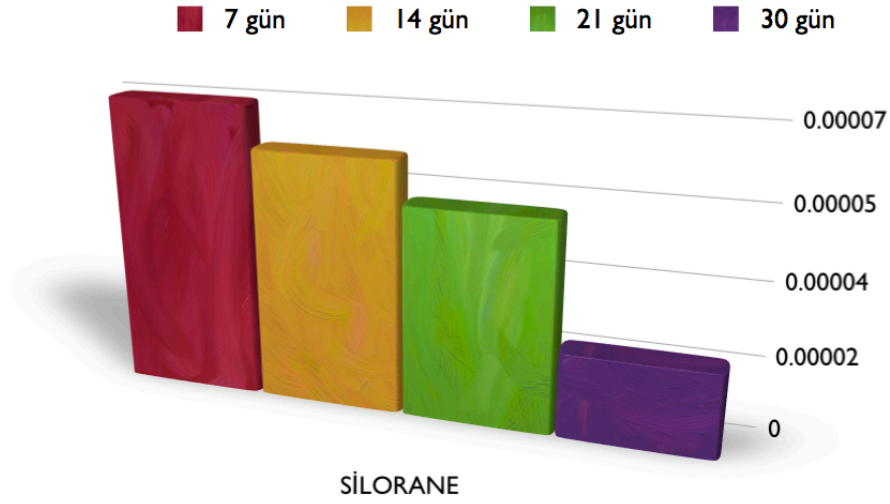
Bir mikrohibrit, bir nano dolduruculu ve bir siloran esaslı kompozit rezinin, heptan, ethanol, sitrik asit ve distile su gibi gıda taklit eden sıvılarda, 7, 14, 21 ve 30 gün boyunca bekletildiğinde gösterdikleri su emilimi ve çözünürlük özelliklerinin incelendiği bu çalışmada elde edilen değerler Kruskal-Wallis H ve Friedman testleri ile analiz edilmiş ve gruplar arasında farklı sonuçlar olduğu bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

#### 3.1. Dolgu Materyallerinin Su Emilimlerinin Zamana Bağlı Değişimi

Filtek Silorane dolgu materyalinde, zamana göre su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 ve 14 gündeki su emilimi değerlerinin, 21 ve 30 gündeki su emilimi değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülürken, 21 gündeki su emilimi değerleri de 30 gündeki su emilimi değerlerine göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir (Çizelge 3.1) (Şekil 3.1).

**Çizelge 3.1.** Filtek Silorane dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.

	Dolgu Materyali					Friedman Test		İkili Karşılaştırma
	FİLTEK SİLORANE					Kikare	p	
	n	Mean	Min	Max	SS			
Su emilimi 7 gün	40	0,00007	0,00000	0,00037	0,00008	46,299	<b>0,000</b>	1-2
Su emilimi 14 gün	40	0,00006	-0,00001	0,00074	0,00012			1-4
Su emilimi 21 gün	40	0,00005	-0,00040	0,00043	0,00012			2-4
Su emilimi 30 gün	40	0,00002	-0,00005	0,00038	0,00009			3-4

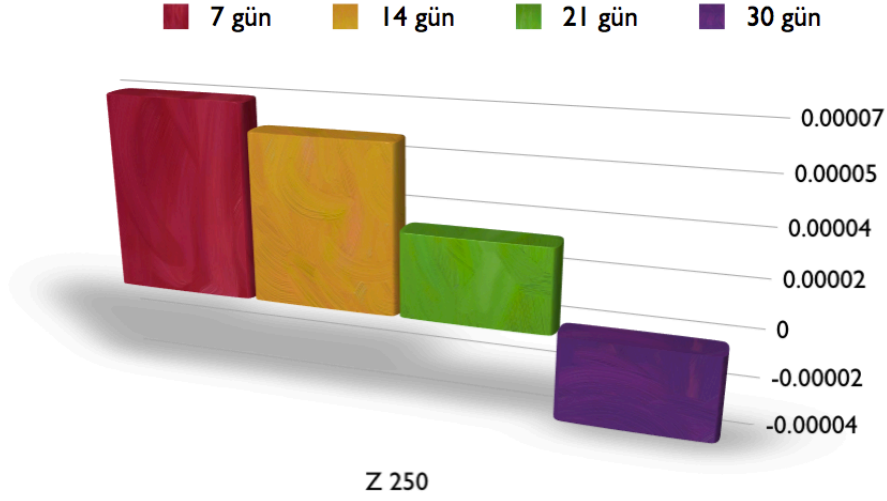


**Şekil 3.1.** Filtek Silorane dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.

Filtek Z 250 dolgu materyalinde, zamana göre su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 gündeki su emilimi değerlerinin 14, 21 ve 30 gündeki su emilimi değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülürken, 14 gündeki su emilimi değerleri de 30 gündeki su emilimi değerlerine göre anlamlı derecede yüksektir (Çizelge 3.2.) (Şekil 3.2.).

**Çizelge 3.2.** Filtek Z 250 dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.

	Dolgu Materyali					Friedman Test		İkili Karşılaştırma
	Filtek Z 250					Kikare	p	
	n	Mean	Min	Max	SS			
Su emilimi 7 gün	40	0,00007	-0,00003	0,00029	0,00004	30,264	<b>0,000</b>	1-2
Su emilimi 14 gün	40	0,00006	-0,00010	0,00040	0,00007			1-3
Su emilimi 21 gün	40	0,00003	-0,00032	0,00014	0,00007			1-4
Su emilimi 30 gün	40	-0,00003	-0,00258	0,00008	0,00041			2-4



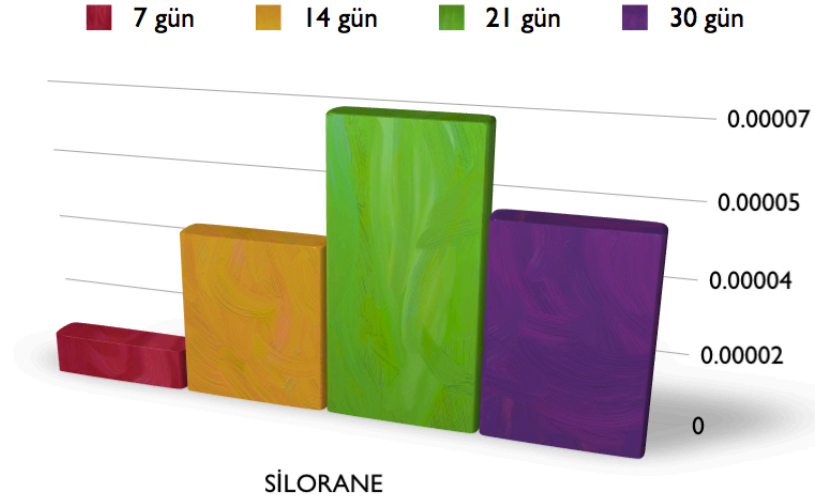
**Şekil 3.2.** Filtek Z 250 dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.

Filtek Supreme XT dolgu materyalinde, zamana göre su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 ve 14 gündeki su emilimi değerleri 21 ve 30 gündeki su emilimi değerlerine oranla anlamlı derecede yüksektir (Çizelge 3.3) (Şekil 3.3.).

**Çizelge 3.3.** Filtek Supreme XT dolgu materyalinin su emiliminin zamana bağlı değişimi.

	Dolgu Materyali					Friedman Test		İkili Karşılaştırma
	FİLTEK SUPREME XT					Kikare	p	
	n	Mean	Min	Max	SS			
Su emilimi 7 gün	40	0,00010	0,00001	0,00204	0,00007	25,156	<b>0,000</b>	1-3 1-4 2-3 2-4
Su emilimi 14 gün	40	0,00008	-0,00018	0,00025	0,00006			
Su emilimi 21 gün	40	0,00004	-0,00186	0,00043	0,00032			
Su emilimi 30 gün	40	0,00001	-0,00004	0,00044	0,00031			





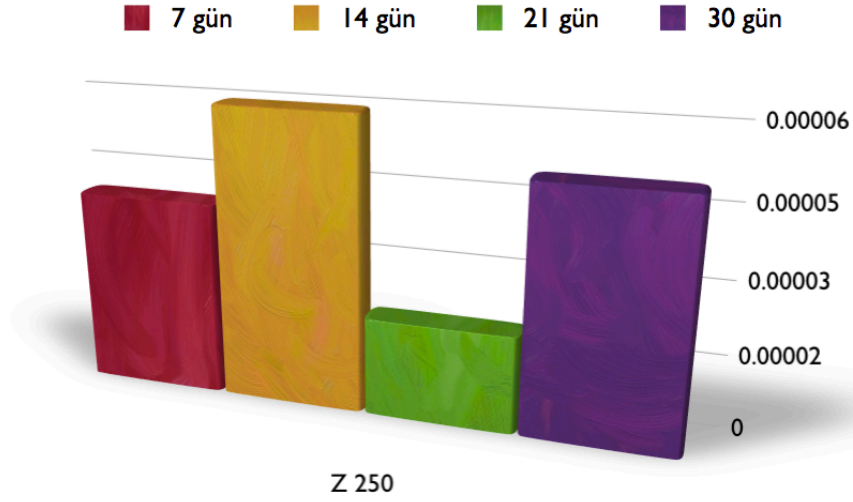
**Şekil 3.4.** Filtek Silorane dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.

Filtek Z 250 dolgu materyalinde, zamana göre çözünürlük özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemektedir ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.5.) (Şekil 3.5.).

**Çizelge 3.5.** Z250 dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.

	Dolgu Materyali					Friedman Test		İkili Karşılaştırma
	Filtek Z 250					Kikare	p	
	n	Mean	Min	Max	SS			
Çözünürlük 7 gün	40	0,00004	-0,00005	0,00027	0,00005	45,417	0,255	-
Çözünürlük 14 gün	40	0,00006	-0,00004	0,00026	0,00003			
Çözünürlük 21 gün	40	0,00002	-0,00010	0,00039	0,00007			
Çözünürlük 30 gün	40	0,00005	-0,00022	0,00040	0,00008			



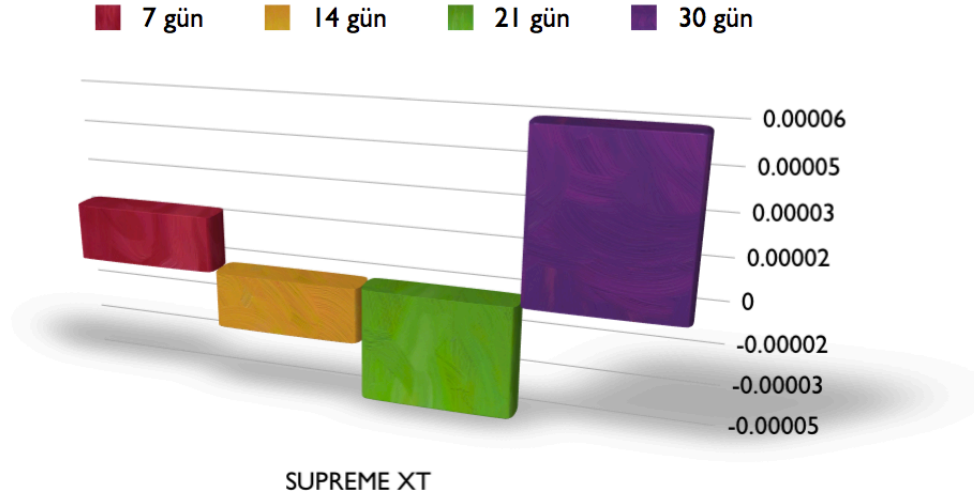


**Şekil 3.5.** Filtek Z 250 dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.

Filtek Supreme XT dolgu materyalinde, zamana göre çözünürlük özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 30 gündeki çözünürlük değerlerinin 7 ve 14 gündeki çözünürlük değerlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir (Çizelge 3.6.) (Şekil 3.6.).

**Çizelge 3.6.** Filtek Supreme XT dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.

	Dolgu Materyali					Friedman Test		İkili Karşılaştırma
	FİLTEK SUPREME XT					Kikare	p	
	n	Mean	Min	Max	SS			
Çözünürlük 7 gün	40	0,00002	-0,00010	0,00036	0,00006	51,718	0,000	1-4 2-4
Çözünürlük 14 gün	40	-0,00002	-0,00036	0,00034	0,00010			
Çözünürlük 21 gün	40	-0,00004	-0,00186	0,00023	0,00031			
Çözünürlük 30 gün	40	0,00006	0,00000	0,00105	0,00032			



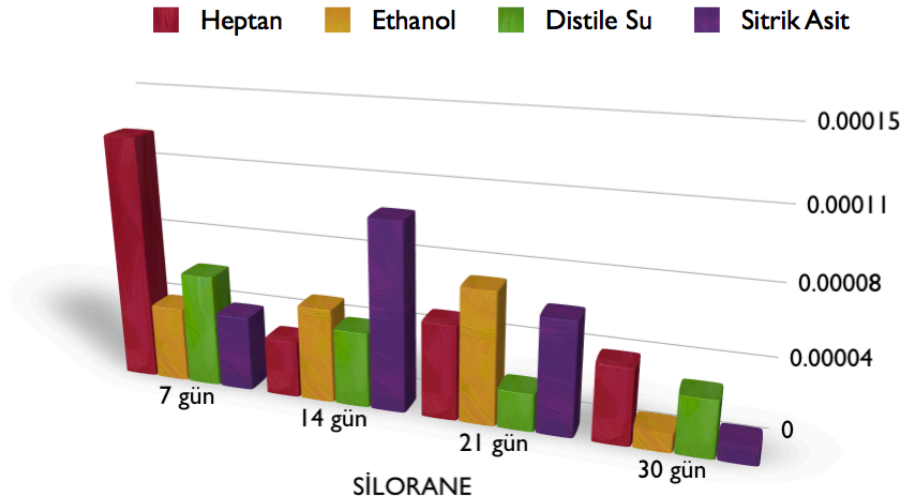
**Şekil 3.6.** Filtek Supreme XT dolgu materyalinin çözünürlüğünün zamana bağlı değişimi.

### 3.3. Dolgu Materyallerinin Su Emilimlerinin Saklama Ortamına Bağlı Değişimi

Filtek Silorane dolgu materyalinde saklama ortamına göre 7, 14 ve 21 gündeki su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 gündeki ethanol ve sitrik asit ortamındaki su emilimi özelliği, heptan ve distile su saklama ortamlarındaki su emilimi özelliğine göre anlamlı derecede düşüktür. 14 gündeki su emilimi özelliği sitrik asit saklama ortamında diğer saklama ortamlarına göre anlamlı derecede yüksektir. 21 gündeki su emilimi özelliği ise distile su saklama ortamında diğer ortamlara göre anlamlı derecede düşüktür. 30 günlük ölçümlerde gruplar arasında istatistiksel bir fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.7.) (Şekil 3.7).

**Çizelge 3.7.** Filtek Silorane dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.

		FİLTEK SİLORANE					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		n	Mean	Min	Max	SS	Mean Rank	H	p	
Su emilimi 7 gün	Heptan	10	0,00013	0,00001	0,00037	0,00013	27,55	11,829	<b>0,008</b>	1-4,2 3-4,2
	Ethanol	10	0,00004	0,00000	0,00009	0,00003	14,2			
	Distile su	10	0,00006	0,00004	0,00008	0,00001	26,1			
	Sitrik asit	10	0,00004	0,00002	0,00005	0,00001	14,15			
Su emilimi 14 gün	Heptan	10	0,00003	-0,00001	0,00019	0,00006	13,7	10,463	<b>0,015</b>	4-1,2,3
	Ethanol	10	0,00005	0,00004	0,00007	0,00001	30,05			
	Distile su	10	0,00004	0,00002	0,00015	0,00004	18,35			
	Sitrik asit	10	0,00010	0,00001	0,00074	0,00023	19,9			
Su emilimi 21 gün	Heptan	10	0,00005	-0,00020	0,00043	0,00016	26,8	18,635	<b>0,000</b>	1-3 2-3 4-3
	Ethanol	10	0,00007	-0,00040	0,00026	0,00017	28,2			
	Distile su	10	0,00002	-0,00002	0,00005	0,00002	8,15			
	Sitrik asit	10	0,00006	0,00002	0,00009	0,00002	18,85			
Su emilimi 30 gün	Heptan	10	0,00004	-0,00005	0,00038	0,00013	16	4,241	0,237	-
	Ethanol	10	0,00001	-0,00001	0,00003	0,00001	25,25			
	Distile su	10	0,00003	-0,00003	0,00029	0,00009	23,1			
	Sitrik asit	10	0,00001	-0,00003	0,00022	0,00007	17,65			

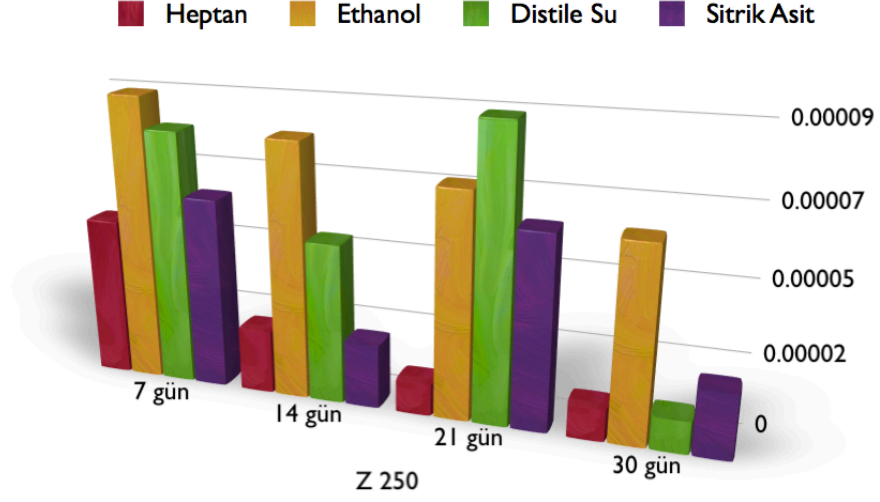


**Şekil 3.7.** Filtek Silorane dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.

Filtek Z 250 dolgu materyalinde saklama ortamına göre 7, 14, 21 ve 30 gündeki su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 günde distile su ve ethanol ortamındaki su emilimi heptan ve sitrik asit ortamındaki su emilimine göre anlamlı derecede yüksektir. 14 gündeki su emilimi özelliği ethanol ortamında diğer tüm ortamlara göre anlamlı derecede yüksek iken, distile su ortamındaki su emilimi özelliği ise heptan ve sitrik asit ortamına göre anlamlı derecede yüksektir. 21 gündeki su emilimi özelliği heptan ortamında diğer ortamlara göre anlamlı derecede düşük iken, 30 gündeki su emilimi özelliği ethanol ortamında heptan ve distile su ortamlarına göre anlamlı derecede yüksektir (Çizelge 3.8.) (Şekil 3.8).

**Çizelge 3.8.** Filtek Z 250 dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.

		Filtek Z 250					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		n	Mean	Min	Max	SS	Mean Rank	H	p	
Su emilimi 7 gün	Heptan	10	0,00005	0,00002	0,00010	0,00003	12,05	11,764	<b>0,008</b>	1-2,3 4-2,3
	Ethanol	10	0,00009	0,00005	0,00029	0,00007	23,45			
	Distile su	10	0,00008	0,00006	0,00010	0,00001	28,95			
	Sitrik asit	10	0,00006	-0,00003	0,00008	0,00003	17,55			
Su emilimi 14 gün	Heptan	10	0,00002	-0,00032	0,00005	0,00011	11,85	18,353	<b>0,000</b>	1-2 1-3 2-3 2-4
	Ethanol	10	0,00008	0,00004	0,00014	0,00003	32,15			
	Distile su	10	0,00005	0,00002	0,00008	0,00002	23,2			
	Sitrik asit	10	0,00002	-0,00010	0,00012	0,00006	14,8			
Su emilimi 21 gün	Heptan	10	0,00001	-0,00010	0,00006	0,00006	9,15	13,645	<b>0,003</b>	1-2 1-3 1-4
	Ethanol	10	0,00007	0,00004	0,00010	0,00002	27,3			
	Distile su	10	0,00009	0,00003	0,00040	0,00011	22,65			
	Sitrik asit	10	0,00006	0,00003	0,00008	0,00002	22,9			
Su emilimi 30 gün	Heptan	10	0,00001	-0,00003	0,00007	0,00003	12,95	13,661	<b>0,003</b>	1-2 2-3
	Ethanol	10	0,00006	0,00001	0,00008	0,00002	30,4			
	Distile su	10	0,00001	-0,00003	0,00005	0,00003	15,55			
	Sitrik asit	10	0,00002	-0,00258	0,00008	0,00083	23,1			

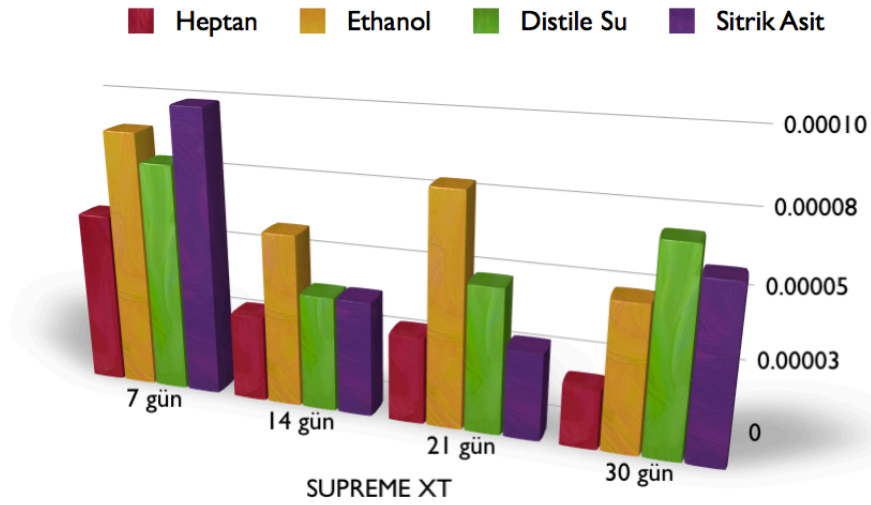


**Şekil 3.8.** Filtek Z 250 dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.

Filtek Supreme XT dolgu materyalinde saklama ortamına göre 7 ve 30 gündeki su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 gündeki ethanol ve sitrik asit ortamındaki su emilimi heptan ortamındaki su emilimine göre anlamlı derecede yüksektir. 14 ve 21 gündeki farklı ortamlardaki su emilimi değerleri arasında istatistiksel bir farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ). 30 gündeki su emilimi özelliği heptan ortamında diğer ortamlara göre anlamlı derecede düşük görülürken, diğer gruplar arasında fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.9.) (Şekil 3.9).

**Çizelge 3.9.** Filtek Supreme XT dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.

		FİLTEK SUPREME XT					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		n	Mean	Min	Max	SS	Mean Rank	H	p	
Su emilimi 7 gün	Heptan	10	0,00006	-0,00004	0,00010	0,00004	11,4	8,362	<b>0,039</b>	1-2,4
	Ethanol	10	0,00009	0,00007	0,00011	0,00001	23,6			
	Distile su	10	0,00008	0,00002	0,00012	0,00003	24,8			
	Sitrik asit	10	0,00010	-0,00004	0,00044	0,00013	22,2			
Su emilimi 14 gün	Heptan	10	0,00003	-0,00018	0,00025	0,00010	15,4	7,938	0,147	-
	Ethanol	10	0,00006	-0,00003	0,00012	0,00004	29,1			
	Distile su	10	0,00004	-0,00005	0,00017	0,00006	17,75			
	Sitrik asit	10	0,00004	0,00002	0,00006	0,00001	19,75			
Su emilimi 21 gün	Heptan	10	0,00003	-0,00025	0,00017	0,00011	16,55	1,705	0,636	-
	Ethanol	10	0,00008	-0,00003	0,00043	0,00013	20,95			
	Distile su	10	0,00005	0,00003	0,00007	0,00001	23,05			
	Sitrik asit	10	0,00003	-0,00186	0,00017	0,00061	21,45			
Su emilimi 30 gün	Heptan	10	0,00002	0,00001	0,00005	0,00001	7,55	22,293	<b>0,000</b>	1-2 1-3 1-4
	Ethanol	10	0,00005	0,00002	0,00008	0,00002	19,45			
	Distile su	10	0,00007	0,00004	0,00204	0,00062	31,8			
	Sitrik asit	10	0,00006	0,00002	0,00008	0,00002	23,2			



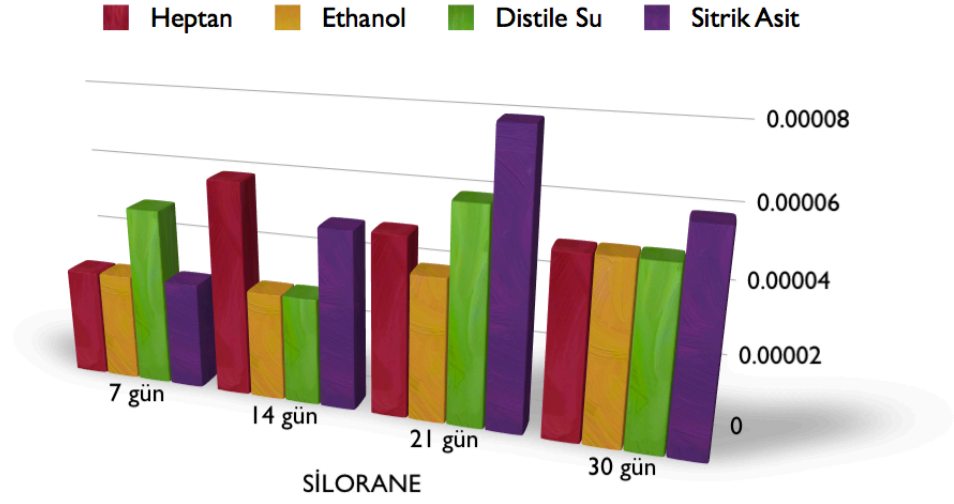
**Şekil 3.9.** Filtek Supreme XT dolgu materyalinin su emiliminin saklama ortamına bağlı değişimi.

### 3.4. Dolgu Materyallerinin Çözünürlüklerinin Saklama Ortamına Bağlı Değişimi

Filtek Silorane dolgu materyalinde saklama ortamına göre 7 gündeki çözünürlük özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 gündeki çözünürlük özelliği distile su saklama ortamında diğer ortamlara göre anlamlı derecede yüksek iken; 14, 21 ve 30 gündeki farklı saklama ortamlarındaki kompozit örneklerin çözünürlük değerleri arasında istatistiksel bir fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.10) (Şekil 3.10).

**Çizelge 3.10.** Filtek Silorane dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.

		FİLTEK SİLORANE					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		n	Mean	Min	Max	SS	Mean Rank	H	p	
Çözünürlük 7 gün	Heptan	10	0,00003	-0,00097	0,00005	0,00031	10	18,9	<b>0,000</b>	1-3 2-3 3-4
	Ethanol	10	0,00003	0,00000	0,00005	0,00002	16,7			
	Distile su	10	0,00005	0,00004	0,00006	0,00001	32,6			
	Sitrik asit	10	0,00003	-0,00006	0,00006	0,00003	21,8			
Çözünürlük 14 gün	Heptan	10	0,00006	-0,00002	0,00037	0,00012	28,5	9,9	0,119	-
	Ethanol	10	0,00003	-0,00008	0,00001	0,00003	12,3			
	Distile su	10	0,00003	-0,00003	0,00012	0,00005	21,8			
	Sitrik asit	10	0,00005	-0,00005	0,00071	0,00025	19,3			
Çözünürlük 21 gün	Heptan	10	0,00005	-0,00025	0,00034	0,00014	21,5	4,3	0,225	-
	Ethanol	10	0,00004	0,00003	0,00006	0,00001	20,4			
	Distile su	10	0,00006	-0,00005	0,00024	0,00011	14,6			
	Sitrik asit	10	0,00008	0,00002	0,00029	0,00012	25,4			
Çözünürlük 30 gün	Heptan	10	0,00005	0,00002	0,00008	0,00002	20,4	0,3	0,948	-
	Ethanol	10	0,00005	0,00000	0,00011	0,00003	22,3			
	Distile su	10	0,00005	0,00002	0,00006	0,00001	20			
	Sitrik asit	10	0,00006	0,00001	0,00026	0,00007	19,3			



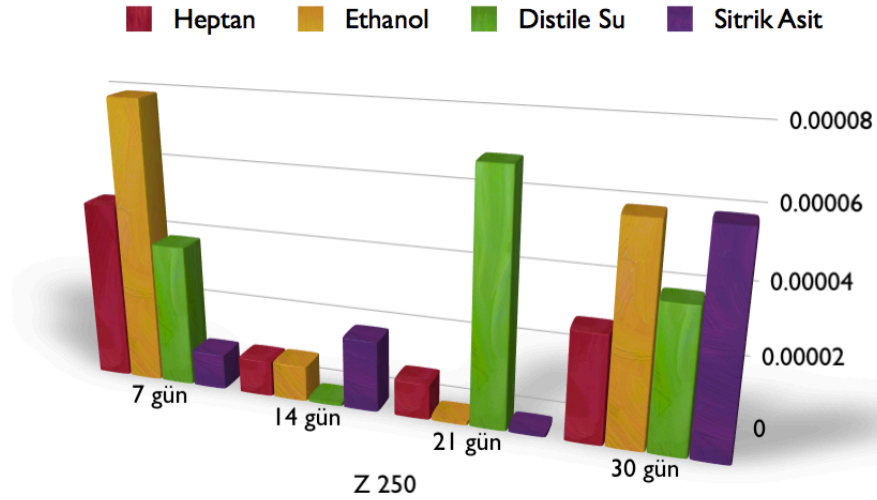
**Şekil 3.10.** Filtek Silorane dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.

Filtek Z 250 dolgu materyalinde saklama ortamına göre 7 ve 21 gündeki çözünürlük özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). Çözünürlük özelliği incelendiğinde; sitrik asit ortamında 7 gündeki çözünürlük diğer ortamlara göre anlamlı derecede düşük görülürken, ethanol ortamındaki çözünürlük özelliği distile su ortamına göre anlamlı derecede yüksek görülmektedir. 21 gündeki çözünürlük özelliği distile su ortamında diğer ortamlara göre anlamlı derecede yüksektir. 14 ve 30 günde gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.11.) (Şekil 3.11.).



**Çizelge 3.11.** Filtek Z 250 dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.

		Filtek Z 250					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		n	Mean	Min	Max	SS	Mean Rank	H	p	
Çözünürlük 7 gün	Heptan	10	0,00005	0,00001	0,00008	0,00002	24,3	19,511	<b>0,000</b>	1-4 2-3 2-4 3-4
	Ethanol	10	0,00008	0,00004	0,00027	0,00007	30,4			
	Distile su	10	0,00004	0,00002	0,00010	0,00002	19,1			
	Sitrik asit	10	0,00001	-0,00005	0,00004	0,00003	8,2			
Çözünürlük 14 gün	Heptan	10	0,00001	-0,00004	0,00002	0,00002	17,85	0,877	0,831	-
	Ethanol	10	0,00001	-0,00004	0,00010	0,00004	22,1			
	Distile su	10	0,00000	-0,00002	0,00002	0,00001	20,1			
	Sitrik asit	10	0,00002	-0,00001	0,00002	0,00007	21,95			
Çözünürlük 21 gün	Heptan	10	0,00001	-0,00010	0,00004	0,00005	17,3	17,366	<b>0,001</b>	1-3 2-3 3-4
	Ethanol	10	0,00000	-0,00003	0,00002	0,00002	15,4			
	Distile su	10	0,00007	0,00001	0,00039	0,00011	33,75			
	Sitrik asit	10	0,00000	-0,00001	0,00002	0,00001	15,55			
30 gün	Heptan	10	0,00003	0,00001	0,00008	0,00002	15	4,963	0,175	-
	Ethanol	10	0,00006	0,00002	0,00015	0,00004	24,85			
	Distile su	10	0,00004	0,00001	0,00006	0,00002	18,1			
	Sitrik asit	10	0,00006	-0,00002	0,00040	0,00015	24,05			

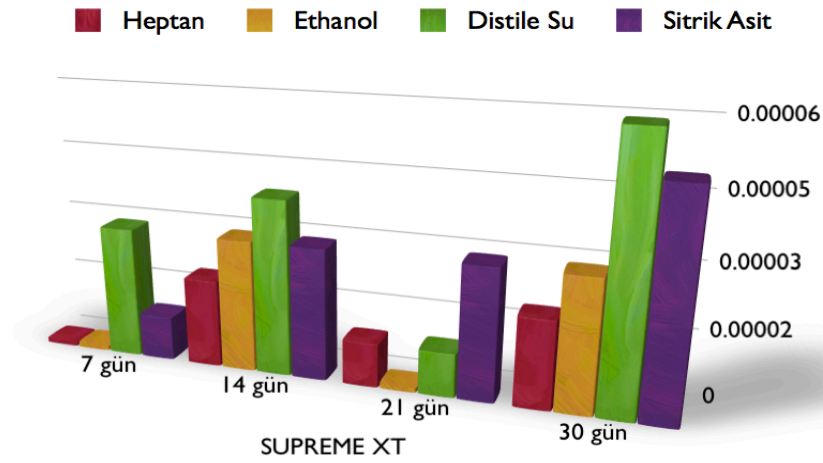


**Şekil 3.11.** Filtek Z 250 dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.

Filtek Supreme XT dolgu materyalinde saklama ortamına göre 7 ve 30 gündeki çözünürlük özellikleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 gündeki çözünürlük özelliği distile su ortamında heptan ve etanol ortamına göre anlamlı derecede yüksektir. 30 gündeki çözünürlük özelliği ise heptan ve etanol ortamında da distile su ve sitrik asit ortamlarına göre anlamlı derecede düşüktür. 14 ve 21 gündeki ölçümlerin yapıldığı grupların çözünürlük değerleri arasında istatistiksel fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.12) (Şekil 3.12.).

**Çizelge 3.12.** Filtek Supreme XT dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.

		FİLTEK SUPREME XT					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		n	Mean	Min	Max	SS	Mean Rank	H	p	
Çözünürlük 7 gün	Heptan	10	0,00000	-0,00003	0,00002	0,00002	15,95	16,028	<b>0,001</b>	1-3 2-3
	Ethanol	10	0,00000	-0,00002	0,00003	0,00002	11,85			
	Distile su	10	0,00003	0,00000	0,00005	0,00001	31,3			
	Sitrik asit	10	0,00001	-0,00010	0,00036	0,00012	22,9			
Çözünürlük 14 gün	Heptan	10	0,00002	-0,00023	0,00034	0,00015	22,8	2,883	0,410	-
	Ethanol	10	0,00003	-0,00010	0,00005	0,00004	15,9			
	Distile su	10	0,00004	-0,00036	0,00011	0,00012	19,4			
	Sitrik asit	10	0,00003	-0,00021	0,00004	0,00007	23,9			
Çözünürlük 21 gün	Heptan	10	0,00001	-0,00025	0,00023	0,00014	20,9	0,833	0,841	-
	Ethanol	10	0,00000	-0,00010	0,00012	0,00006	18,15			
	Distile su	10	0,00001	-0,00001	0,00004	0,00002	22,85			
	Sitrik asit	10	0,00003	-0,00006	0,00011	0,00060	20,1			
Çözünürlük 30 gün	Heptan	10	0,00002	0,00000	0,00003	0,00001	7,45	25,340	<b>0,000</b>	1,2-3,4
	Ethanol	10	0,00003	0,00001	0,00005	0,00001	16,5			
	Distile su	10	0,00006	0,00003	0,00205	0,00063	31,5			
	Sitrik asit	10	0,00005	0,00003	0,00008	0,00001	26,55			



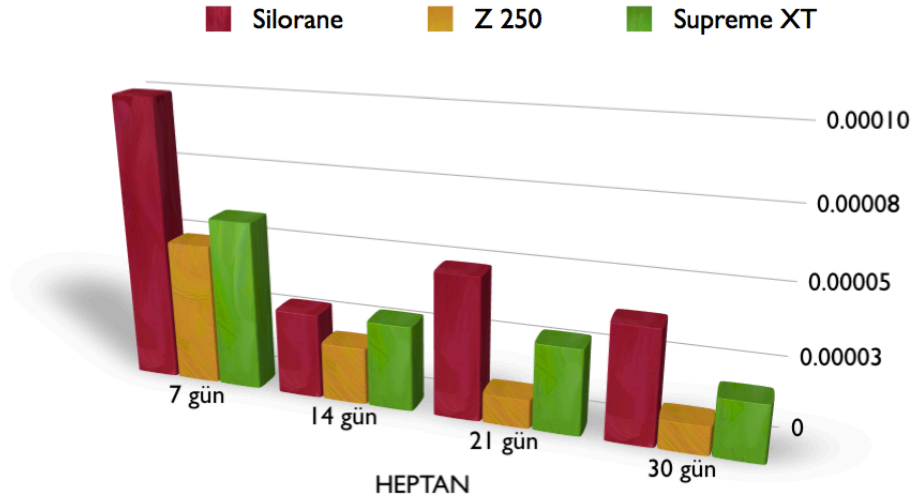
**Şekil 3.12.** Filtek Supreme XT dolgu materyalinin çözünürlüğünün saklama ortamına bağlı değişimi.

### 3.5. Dolgu Materyallerinin Su Emilimlerinin Kompozit Rezin Türüne Bağlı Değişimi

Heptan saklama ortamında dolgu materyallerine göre gruplar arasında su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.13.) (Şekil 3.13.).

**Çizelge 3.13.** Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.

		Saklama Ortamı					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		Heptan					Mean Rank	H	p	
		n	Mean	Min	Max	SS				
Su emilimi 7 gün	ŞİLORANE	10	0,00013	0,00001	0,00037	0,00013	18,1	4,054	0,132	-
	Z 250	10	0,00005	0,00002	0,00010	0,00003	11,0			
	SUPREME	10	0,00006	-0,00004	0,00010	0,00004	17,5			
Su emilimi 14 gün	ŞİLORANE	10	0,00003	-0,00001	0,00019	0,00006	14,0	1,993	0,369	-
	Z 250	10	0,00002	-0,00032	0,00005	0,00011	13,9			
	SUPREME	10	0,00003	-0,00018	0,00025	0,00010	18,7			
Su emilimi 21 gün	ŞİLORANE	10	0,00005	-0,00020	0,00043	0,00016	21,8	8,178	0,132	-
	Z 250	10	0,00001	-0,00010	0,00006	0,00006	11,0			
	SUPREME	10	0,00003	-0,00025	0,00017	0,00011	13,7			
Su emilimi 30 gün	ŞİLORANE	10	0,00004	-0,00005	0,00038	0,00013	11,6	5,639	0,060	-
	Z 250	10	0,00001	-0,00003	0,00007	0,00003	14,3			
	SUPREME	10	0,00002	0,00001	0,00005	0,00001	20,7			

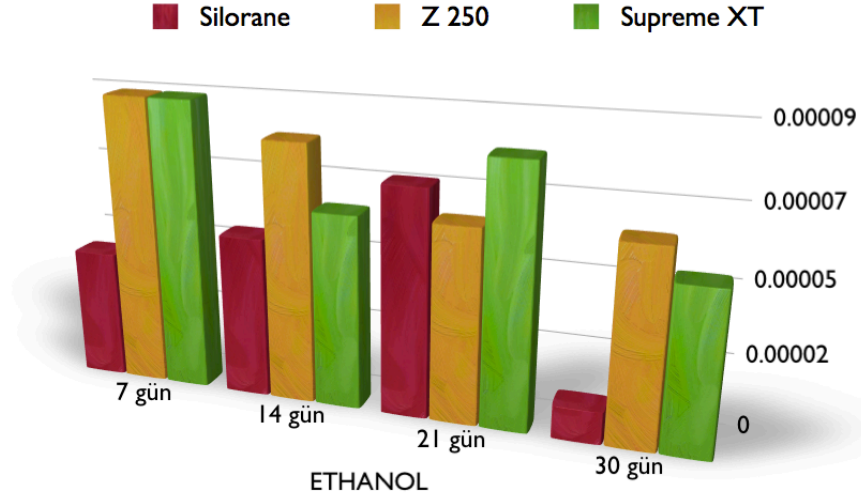


**Şekil 3.13.** Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.

Ethanol saklama ortamında dolgu materyaline göre 7, 14 ve 30 gündeki su emilimi değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 ve 30 gündeki su emilimi Filtek Silorane dolgu materyalinde Filtek Z 250 ve Filtek Supreme XT dolgu materyaline göre anlamlı derecede düşük iken, 14 gündeki su emilimi Filtek Silorane dolgu materyalinde Filtek Z 250 materyaline göre düşüktür. 21 gündeki su emilimi değerleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.14.) (Şekil 3.14.).

**Çizelge 3.14.** Ethanol saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.

		Saklama Ortamı					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		Ethanol					Mean Rank	H	p	
		n	Mean	Min	Max	SS				
Su emilimi 7 gün	SİLORANE	10	0,00004	0,00000	0,00009	0,00003	7,8	14,708	<b>0,001</b>	1-2 1-3
	Z 250	10	0,00009	0,00005	0,00029	0,00007	16,0			
	SUPREME	10	0,00009	0,00007	0,00011	0,00001	22,8			
Su emilimi 14 gün	SİLORANE	10	0,00005	0,00004	0,00007	0,00001	9,9	7,178	<b>0,028</b>	1-2
	Z 250	10	0,00008	0,00004	0,00014	0,00003	20,3			
	SUPREME	10	0,00006	-0,00003	0,00012	0,00004	16,4			
Su emilimi 21 gün	SİLORANE	10	0,00007	-0,00040	0,00026	0,00017	21,0	6,574	0,137	-
	Z 250	10	0,00006	0,00004	0,00010	0,00002	14,4			
	SUPREME	10	0,00008	-0,00003	0,00043	0,00013	11,1			
Su emilimi 30 gün	SİLORANE	10	0,00001	-0,00001	0,00003	0,00001	6,1	17,410	<b>0,000</b>	1-2 1-3
	Z 250	10	0,00006	0,00001	0,00008	0,00002	21,2			
	SUPREME	10	0,00005	0,00002	0,00008	0,00002	19,2			

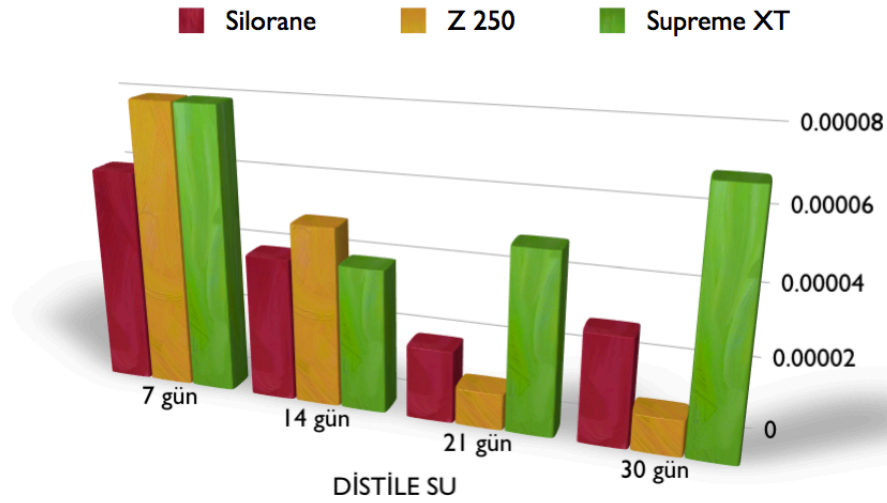


**Şekil 3.14.** Ethanol saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.

Distile su saklama ortamında dolgu materyaline göre 7, 21 ve 30 gündeki su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 gündeki su emilimi değerleri Filtek Silorane dolgu materyalinde Filtek Z 250 ve Filtek Supreme XT dolgu materyaline göre anlamlı derecede düşük iken; 21 gündeki su emilimi Filtek Silorane ve Filtek Z 250 dolgu materyalinde Filtek Supreme XT dolgu materyaline göre anlamlı derecede düşüktür. 30 gündeki su emilimi Filtek Supreme XT dolgu materyalinde diğer materyallere göre yüksektir. 14 günlük su emilimi değerleri açısından gruplar arasında fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.15.) (Şekil 3.15.).

**Çizelge 3.15.** Distile su saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.

		Saklama Ortamı					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		Distile su					Mean Rank	H	p	
		n	Mean	Min	Max	SS				
Su emilimi 7 gün	SİLORANE	10	0,00006	0,00004	0,00008	0,00001	7,6	12,871	<b>0,002</b>	1-2 1-3
	Z 250	10	0,00008	0,00006	0,00010	0,00001	17,8			
	SUPREME	10	0,00008	0,00002	0,00012	0,00003	21,1			
Su emilimi 14 gün	SİLORANE	10	0,00004	0,00002	0,00015	0,00004	12,5	2,872	0,238	-
	Z 250	10	0,00005	0,00002	0,00008	0,00002	19,1			
	SUPREME	10	0,00004	-0,00005	0,00017	0,00006	15,0			
Su emilimi 21 gün	SİLORANE	10	0,00002	-0,00002	0,00005	0,00002	7,1	14,966	<b>0,001</b>	1-3 2-3
	Z 250	10	0,00001	0,00003	0,00040	0,00011	21,9			
	SUPREME	10	0,00005	0,00003	0,00007	0,00001	17,5			
Su emilimi 30 gün	SİLORANE	10	0,00003	-0,00003	0,00029	0,00009	10,5	15,603	<b>0,000</b>	1-3 2-3
	Z 250	10	0,00001	-0,00003	0,00005	0,00003	11,6			
	SUPREME	10	0,00007	0,00004	0,00204	0,00062	24,5			

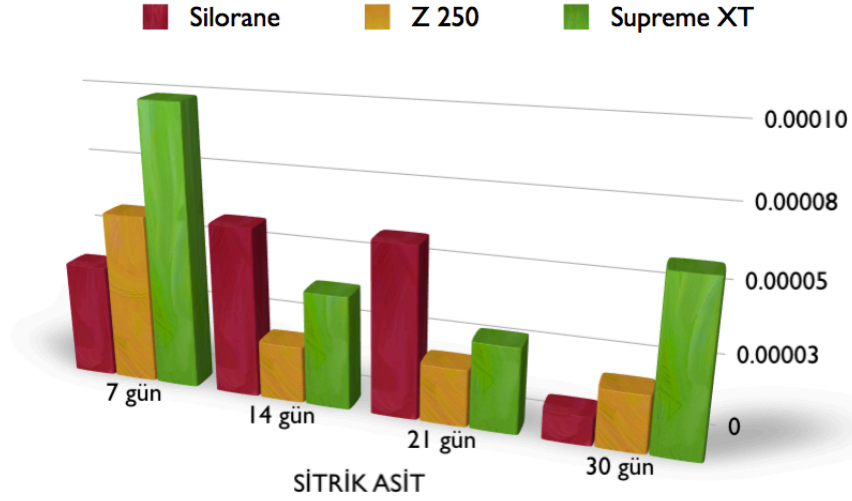


**Şekil 3.15.** Distile su saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.

Sitrik asit saklama ortamında dolgu materyaline göre 7 ve 30 gündeki su emilimi özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). 7 gündeki su emilimi Filtek Silorane dolgu materyalinde Filtek Z 250 dolgu materyaline göre anlamlı derecede düşük iken, 30 gündeki su emilimi Filtek Silorane dolgu materyalinde diğer materyallere göre düşüktür. 14 ve 21 günlük su emilimi ölçümleri sonucunda gruplar arasında istatistiksel fark gözlemlenmemiştir ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.16.) (Şekil 3.16.).

**Çizelge 3.16.** Sitrik asit saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.

		Saklama Ortamı					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		Sitrik asit					Mean Rank	H	p	
		n	Mean	Min	Max	SS				
Su emilimi 7 gün	SİLORANE	10	0,00004	0,00002	0,00005	0,00001	8,8	10,343	<b>0,006</b>	1-2
	Z 250	10	0,00006	-0,00003	0,00008	0,00003	16,4			
	SUPREME	10	0,00010	-0,00004	0,00044	0,00013	21,4			
Su emilimi 14 gün	SİLORANE	10	0,00006	0,00001	0,00074	0,00023	15,5	3,991	0,136	-
	Z 250	10	0,00002	-0,00010	0,00012	0,00006	11,6			
	SUPREME	10	0,00004	0,00002	0,00006	0,00001	19,5			
Su emilimi 21 gün	SİLORANE	10	0,00006	0,00002	0,00009	0,00002	18,1	2,034	0,362	-
	Z 250	10	0,00002	0,00003	0,00008	0,00002	16,0			
	SUPREME	10	0,00003	-0,00186	0,00017	0,00061	12,5			
Su emilimi 30 gün	SİLORANE	10	0,00001	-0,00003	0,00022	0,00007	8,5	11,548	<b>0,003</b>	1-2 1-3
	Z 250	10	0,00002	-0,00258	0,00008	0,00083	16,2			
	SUPREME	10	0,00006	0,00002	0,00008	0,00002	21,8			



**Şekil 3.16.** Sitrik asit saklama ortamında kompozit materyallerin su emilim değerleri.

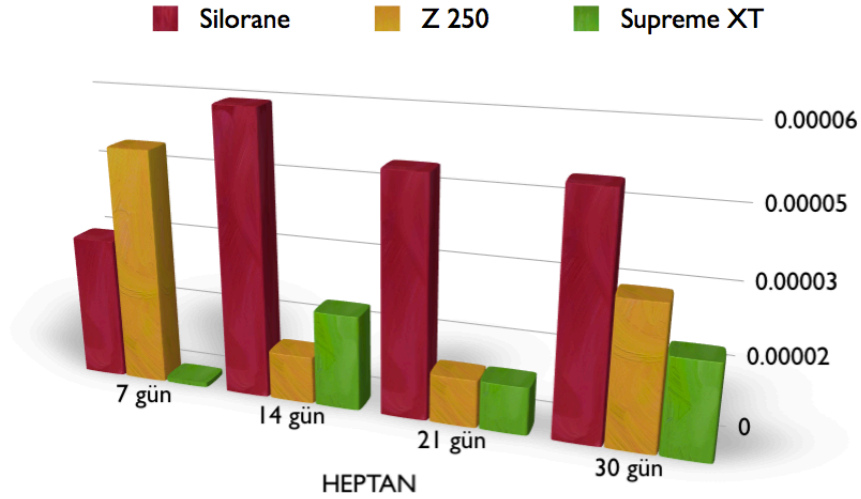
### 3.6. Dolgu Materyallerinin Çözünürlüklerinin Kompozit Rezine Türüne Bağlı Değişimi

Heptan saklama ortamında dolgu materyaline göre 7, 14 ve 21 gündeki çözünürlük özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). Çözünürlük özelliği incelendiğinde; 7 günde Filtek Z 250 dolgu materyalinde Silorane ve Filtek Supreme XT materyallerine göre anlamlı derecede yüksek, 14 günde Silorane dolgu materyalinde Filtek Z 250 materyaline göre anlamlı derecede yüksek, 21 günde ise Filtek Silorane dolgu materyalinde Filtek Supreme XT dolgu materyaline göre anlamlı derecede yüksektir. 30 günlük verilerin analizi sonucunda istatistiksel bir fark tespit edilmemiştir ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.17.) (Şekil 3.17.).



**Çizelge 3.17.** Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.

		Saklama Ortamı					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		Heptan					Mean Rank	H	p	
		n	Mean	Min	Max	SS				
Çözünürlük 7 gün	SİLORANE	10	0,00003	-0,00097	0,00005	0,00031	13,3	14,925	<b>0,001</b>	1-3 2-3
	Z 250	10	0,00005	0,00001	0,00008	0,00002	24,0			
	SUPREME	10	0,00000	-0,00003	0,00002	0,00002	9,3			
Çözünürlük 14 gün	SİLORANE	10	0,00006	-0,00002	0,00037	0,00012	21,4	6,697	<b>0,035</b>	1-2
	Z 250	10	0,00001	-0,00004	0,00002	0,00002	13,0			
	SUPREME	10	0,00002	-0,00023	0,00034	0,00015	12,2			
Çözünürlük 21 gün	SİLORANE	10	0,00005	-0,00025	0,00034	0,00014	20,6	5,147	<b>0,003</b>	1-2 1-3
	Z 250	10	0,00001	-0,00010	0,00004	0,00005	12,1			
	SUPREME	10	0,00001	-0,00025	0,00023	0,00014	13,9			
Çözünürlük 30 gün	SİLORANE	10	0,00005	0,00002	0,00008	0,00002	22,4	11,536	0,076	-
	Z 250	10	0,00003	0,00001	0,00008	0,00002	15,1			
	SUPREME	10	0,00002	0,00000	0,00003	0,00001	9,1			



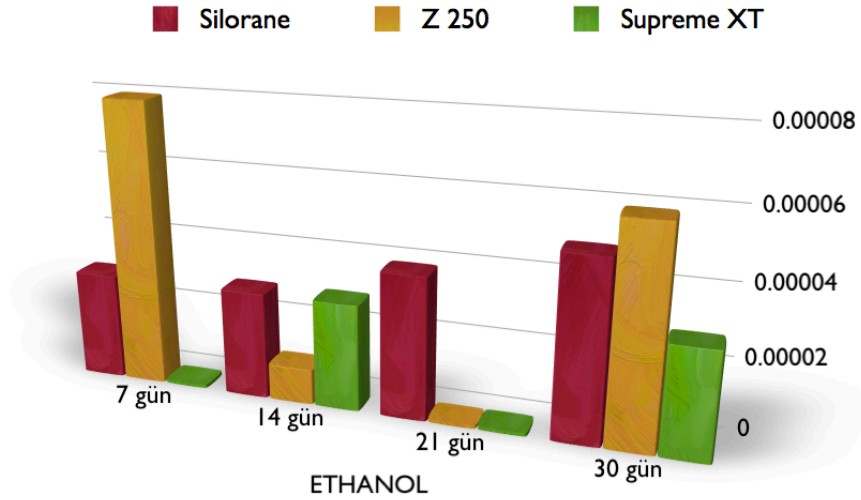
**Şekil 3.17.** Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.

Ethanol saklama ortamında dolgu materyaline göre 7 ve 21 gündeki çözünürlük özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). Çözünürlük değerleri incelendiğinde; 7 günde Filtek Supreme XT dolgu materyalinde diğer materyallere göre anlamlı derecede düşük Silorane materyalinde de Filtek Z 250 dolgu materyaline göre anlamlı derecede düşüktür. 21 günde ise

Silorane dolgu materyalinde Filtek Z 250 ve Filtek Supreme XT dolgu materyaline göre anlamlı derecede yüksektir. 14 ve 30 günlük çözünürlük özelliği açısından gruplar arasında fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.18.) (Şekil 3.18.).

**Çizelge 3.18.** Ethanol saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.

		Saklama Ortamı					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		Ethanol					Mean Rank	H	p	
		n	Mean	Min	Max	SS				
Çözünürlük 7 gün	SİLORANE	10	0,00003	0,00000	0,00005	0,00002	15,5	22,400	<b>0,000</b>	1-2
	Z 250	10	0,00008	0,00004	0,00027	0,00007	24,8			1-3
	SUPREME	10	0,00000	-0,00002	0,00003	0,00002	6,2			2-3
Çözünürlük 14 gün	SİLORANE	10	0,00003	-0,00008	0,00001	0,00003	15,8	8,603	0,114	-
	Z 250	10	0,00001	-0,00004	0,00010	0,00004	21,1			
	SUPREME	10	0,00003	-0,00010	0,00005	0,00004	9,6			
Çözünürlük 21 gün	SİLORANE	10	0,00004	0,00003	0,00006	0,00001	24,2	14,795	<b>0,001</b>	1-2
	Z 250	10	0,00000	-0,00003	0,00002	0,00002	10,5			1-3
	SUPREME	10	0,00000	-0,00010	0,00012	0,00006	11,8			
Çözünürlük 30 gün	SİLORANE	10	0,00005	0,00000	0,00011	0,00003	18,6	4,313	0,116	-
	Z 250	10	0,00006	0,00002	0,00015	0,00004	17,0			
	SUPREME	10	0,00003	0,00001	0,00005	0,00001	10,9			

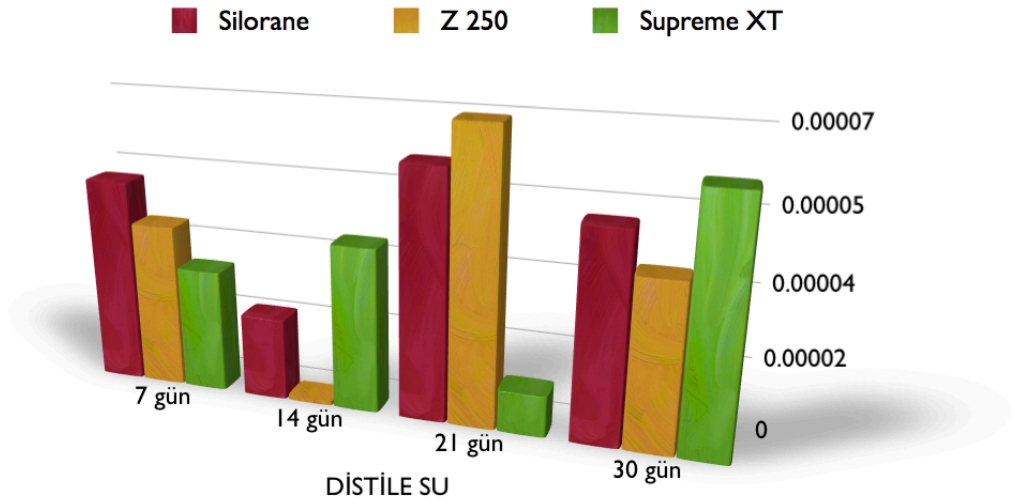


**Şekil 3.18.** Heptan saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.

Distile su saklama ortamında dolgu materyaline göre 7, 14, 21 ve 30 gündeki çözünürlük özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemektedir. ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.19.) (Şekil 3.19.).

**Çizelge 3.19.** Distile su saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.

		Saklama Ortamı					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		Distile su					Mean Rank	H	p	
		n	Mean	Min	Max	SS				
Çözünürlük 7 gün	SİLORANE	10	0,00005	0,00004	0,00006	0,00001	22,9	11,434	0,103	-
	Z 250	10	0,00004	0,00002	0,00010	0,00002	13,5			
	SUPREME	10	0,00003	0,00000	0,00005	0,00001	10,1			
Çözünürlük 14 gün	SİLORANE	10	0,00002	-0,00003	0,00012	0,00005	18,2	3,510	0,173	-
	Z 250	10	0,00000	-0,00002	0,00002	0,00001	17,1			
	SUPREME	10	0,00004	-0,00036	0,00011	0,00012	11,3			
Çözünürlük 21 gün	SİLORANE	10	0,00006	-0,00005	0,00024	0,00011	13,9	5,621	0,060	-
	Z 250	10	0,00007	0,00001	0,00039	0,00011	20,8			
	SUPREME	10	0,00001	-0,00001	0,00004	0,00002	11,9			
Çözünürlük 30 gün	SİLORANE	10	0,00005	0,00002	0,00006	0,00001	14,2	9,501	0,09	-
	Z 250	10	0,00004	0,00001	0,00006	0,00002	10,2			
	SUPREME	10	0,00006	0,00003	0,00205	0,00063	22,1			

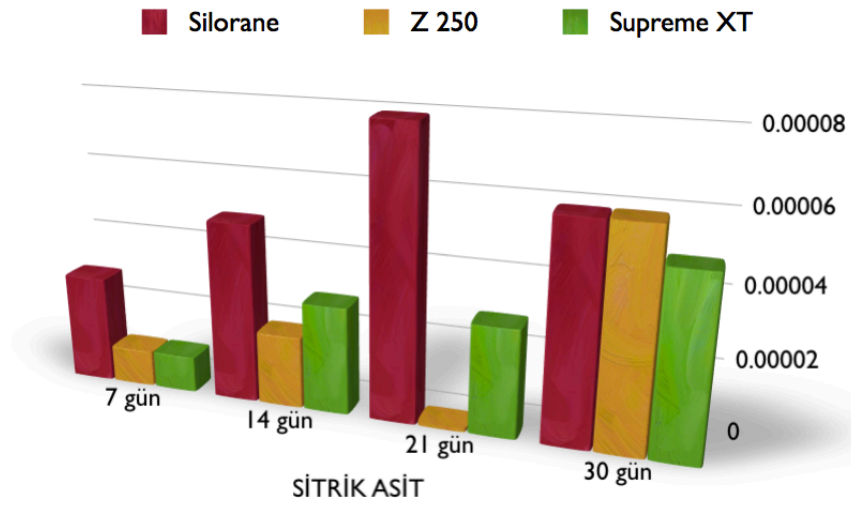


**Şekil 3.19.** Distile su saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.

Sitrik asit saklama ortamında dolgu materyaline göre 7 ve 21 gündeki çözünürlük özelliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmektedir ( $p < 0,05$ ). Çözünürlük özelliği incelendiğinde; 7 günde Filtek Silorane dolgu materyalinde Filtek Z 250 materyaline göre anlamlı derecede yüksek 21 günde Filtek Silorane dolgu materyalinde diğer materyallere göre anlamlı derecede yüksektir. 14 ve 30 günlük çözünürlük değerlerinin incelendiği analize göre gruplar arasında istatistiksel fark bulunmamaktadır ( $p > 0,05$ ) (Çizelge 3.20.) (Şekil 3.20.).

**Çizelge 3.20.** Sitrik asit saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.

		Saklama Ortamı					Kruskal wallis H test			İkili Karşılaştırma
		Sitrik asit					Mean Rank	H	p	
		n	Mean	Min	Max	SS				
Çözünürlük 7 gün	SİLORANE	10	0,00003	-0,00006	0,00006	0,00003	21,6	7,113	<b>0,029</b>	1-2 1-3
	Z 250	10	0,00001	-0,00005	0,00004	0,00003	12,5			
	SUPREME	10	0,00001	-0,00010	0,00036	0,00012	12,5			
Çözünürlük 14 gün	SİLORANE	10	0,00005	-0,00005	0,00071	0,00025	16,4	2,431	0,297	-
	Z 250	10	0,00002	-0,00001	0,00024	7,63078	18,0			
	SUPREME	10	0,00003	-0,00021	0,00004	0,00007	12,1			
Çözünürlük 21 gün	SİLORANE	10	0,00008	0,00002	0,00029	0,00012	24,5	16,073	<b>0,000</b>	1-2 1-3
	Z 250	10	0,00000	-0,00001	0,00002	0,00001	10,0			
	SUPREME	10	0,00003	-0,00016	0,00011	0,00060	12,1			
Çözünürlük 30 gün	SİLORANE	10	0,00006	0,00001	0,00026	0,00007	14,0	0,514	0,773	-
	Z 250	10	0,00006	-0,00022	0,00040	0,00015	15,9			
	SUPREME	10	0,00005	0,00003	0,00008	0,00001	16,7			



Şekil 3.20. Sitrik asit saklama ortamında kompozit materyallerin çözünürlük değerleri.

#### 4. TARTIŞMA

Dental kompozitler genellikle rezin matriks, inorganik doldurucu ve bağlayıcıdan oluşurlar. Dental restoratif materyaller arasında dental kompozitlerin kullanımları; kuvvetleri, hızlı polimerize olma özellikleri ve estetik görünümleri nedeniyle giderek artmaktadır. Ancak dental kompozitler nemli ağız ortamında su emerler. Su emiliminin rezin matrikste yumuşama, artık monomer, monomerler arasında saflığı bozan materyaller ve aşınma ürünleri gibi maddelerin yapıdan uzaklaşması (Martin ve Jedynekiewicz, 1998; Drummond ve ark., 2004; Sideridou ve Achilias, 2005; Toledano ve ark., 2006; Finer ve Santerre, 2007), doldurucu iyonlarının çözünmesi gibi olumsuz etkileri bulunmaktadır (Martin ve ark., 2003; Zhou ve ark., 2005). Yapıdan uzaklaşan maddeler restorasyon etrafında bakteri tutulumuna, alerjik reaksiyonlara, sekonder çürük oluşumuna (Yoshii, 1997; Geurtzen ve ark., 1998; Sideridou ve ark., 2003; Sideridou ve Achilias, 2005) ve restorasyonun biyouyumluluğunun bozulmasına neden olabilir (Eick ve ark., 2002).

Su emilimi aynı zamanda dental kompozitlerin bozunmasını da hızlandırır (Örtengren ve ark., 2001a; Toledano ve ark., 2006). Kompozitlerin, makaslama bağ dayanımı, esneme dayanımı, esneme elastik modülü ve aşınma direnci gibi fiziksel ve mekanik özellikleri zarar görür (Swartz ve ark., 1982; Momoi ve McCabe, 1994; Sarrett ve Ray, 1994; Ferracane ve ark., 1998; Sideridou ve ark., 2003; Toledano ve ark., 2006). Yapıdaki bu bozulmalar esas olarak iki sebebe dayandırılabilir. Bu sebeplerden ilki; bağlayıcı ve doldurucu partiküller arasındaki bağların hidrolitik yıkımı ve doldurucu ve rezin matriks arasındaki bağların zarar görmesidir. İkincisi ise; suyun plastisite edici özelliği nedeniyle dental rezinlerin yumuşamasıdır (Toledano ve ark., 2003). Ancak ortalama miktarda su emiliminin olumlu yan etkileri de vardır. Su emilimi sonucunda polimerizasyon büzülmesi nedeniyle oluşan internal stresin bir kısmı rahatlar (Martin ve ark., 2003), polimerizasyon büzülmesi kompanse edilir (Watts ve ark., 2000; Sideridou ve ark., 2004) ve marjinal örtücülük artar (Attin ve ark., 1995; McCabe ve Rusby, 2004).

Ağız, intraoral şartların çeşitliliği ve kompleksliği nedeniyle, restorasyonların davranışlarını tahmin etmek için, taklit edilmesi zor bir test ortamıdır. Ancak ağız ortamının taklit edildiği in vitro modeller, biyolojik bozulmanın temel mekanizmasını aydınlığa kavuşturmak için ipucu sağlamaları açısından önem teşkil ederler (Lee ve ark., 1995a; Mair ve ark., 1996; Turssi ve ark., 2002).

Sarrett ve ark. (2000), bir kompozit materyalin farklı hastalarda farklı performanslar gösterebileceğini; aynı kompozit rezinin bir hastada hiç sorunsuz kullanılırken bir başka hastada aşınabileceği, bozulabileceği hatta kırılabileceğini ortaya koymuşlardır. Farklı hastalara uygulanan bu kompozitlerin klinik başarılarının arasındaki bu farkların sebebinin; okluzal ısırma kuvvetleri, parafonksiyonel alışkanlıklar, diyet, tükürük ve plak kompozisyonlarında gözlemlenen farklılıklar olduğu sonucuna varılmıştır.

Ağız boşluğu içerisindeki ısıl değişimler ve restoratif materyallerin diğer maddeler ile etkileşimi dental restorasyonların dayanıklılığı ve uzun süre kullanımlarını olumsuz yönde etkiler (Lee ve ark., 1995a; Yap ve ark., 2000a). Ancak diş hekimliği pratiğinde kullanılan materyallerin oral kavite içerisinde uzun süre en etkin şekilde kullanılmaları gerekmektedir. Ağız içerisinde kullanılan restoratif materyaller aralıklı veya sürekli olarak çok çeşitli ve karmaşık bir bakteriyel flora, çok çeşitli ve fazla miktarda organik ve inorganik madde içeren tükürük, restoratif materyallerin ömrünü ve kullanımı etkileyebilecek gıdalar, içeceklerde bulunan kimyasal ajanlar, kullanılan ilaçlar, tüketilen gıdalar ve çeşitli patolojik faktörler nedeniyle oluşan pH değişimleri, sıcaklık değişimleri gibi pek çok faktörle de temas halindedir (Mante ve ark., 1999; Mortier ve ark., 2004).

Ara yüz kavitelere yerleştirilen polimer dolgular gingival sulkusa yakın konumlanırlar ve sulkus içerisindeki sıvılar ve plakla sürekli temas halinde kalırlar (Mortier ve ark., 2004). Tükürük enzimlerinin polimer matriks içerisindeki metakrilat ester bağlarının hidrolizini katalize ettiği gösterilmiştir (Freund ve Munksgaard, 1990; Larsen ve Munksgaard, 1991). Bu nedenle, plak asitlerine, yiyecekleri taklit eden maddelere ve enzimlere maruz kalmak restoratif materyallerin

fiziksel özelliklerinde çeşitli değişimler görülmesine yol açabilir (Asmussen, 1984; Ferracane ve Marker, 1992). Bunun yanı sıra, bir polimerin bir likite maruz bırakılmasının sonucunda polimerin klinik performansındaki değişimin tahmin edilebilmesi için de önemlidir (Hunter ve ark., 2003). Bu in vitro modeller; kompozitlerin FDA (Food and Drug Administration, ABD) tarafından yiyecekleri taklit eden sıvılar olarak belirlenen, belli çözücüler içinde saklanması yoluyla oluşturulabilir (Wu ve Mc Kinney, 1982; Mc Kinney ve Wu 1985; Kao, 1989).

Yiyecek ve İçecek Yönetimi (FDA), yiyecekleri taklit eden sıvılar olarak kullanılacak kimyasalların listesini belirlemiştir (Food and Drug Administration Guidelines 1976, 1988). Heptan, distile su, çeşitli konsantrasyonlardaki etanol-su solüsyonları ve sitrik asit bu kimyasallar arasındadır. Deneylerde distile su; tükürük ve su tarafından sağlanan nemli ağız ortamını taklit etmek için kullanılmaktadır. Heptan; tereyağı, yağlı etler, bitkisel ve sıvı yağları taklit ederken, sulu etanol solüsyonları ve sitrik asit; alkol içeren belirli içkileri, meşrubatları, sebzeleri, meyveleri, şekerleme ve şurupları taklit eder (Yap ve ark., 2000a; Yap ve ark., 2001; Yap ve ark., 2002a; Yap ve ark., 2003a; Yap ve ark., 2003b; Yap ve ark., 2004b; Yap ve ark., 2005).

Wu solventi olarak da bilinen, %75'lik etanol-su solüsyonu, çözücülerin ve çevresel indirgenmelerin materyallerin özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen dental araştırmalarda, restorasyonların hızlandırılmış yaşlanmasını taklit etmek için yaygın olarak kullanılır (Ferracane ve Marker, 1992; Lee ve ark., 1994; Yap ve ark., 2002a). Çünkü bu konsantrasyonun; polimer bozulmasını ve yapay aşındırıcı şartlar altında difüzyon kontrollü davranışları başlatıp devam ettirdiği (Lee ve ark., 1994) gösterilmiştir. Çözünürlük parametresi ( $3 \times 10^{-4} J / 2m^{-3/2}$ ), kompozit formulasyonlarının çoğunda kullanılan Bis-GMA ve UDMA'nın çözünürlük parametresiyle uyumludur. Bu nedenle Bis-GMA bazlı kompozitlerde maksimum yumuşama ile sonuçlanır (Burrel, 1975; Wu ve Mc Kinney, 1982; Mc Kinney ve Wu, 1985; Kao, 1989; Lee ve ark., 1998).



Meyveler, meyve suları ve şekerlemeler yüksek konsantrasyonlarda sitrik asit içerirler (Giunta, 1983). Karbonatlı içecekler içinde de karbonik asit değil, sitrik ve fosforik asitler yer alır. Şarap derivelerinin asiditesi tartarik ve malik asitler ile sitrik ve süksinik asitlerin küçük konsantrasyonlarından oluşur (Mandel, 2005).

Distile su, heptan, etanol ve sitrik asit gibi yıpratıcı ajanlar, tükürükten ve sık olarak tüketilen yiyeceklerden klinik olarak beklenen normal bozulmayı taklit edebildikleri ve sürekli uygulama ile hızlandırdıkları için önemli değişkenlerdir (Lee ve ark., 1995a). Bu nedenle; yiyecekleri taklit eden bu likitlerde bırakılan materyallerden alınan sonuçlar; oral kavitedeki restorasyonların, farklı gıdalarla temasında meydana gelen değişimler hakkında bize fikir verir (Yap ve ark., 2000b). Bu sebeplerden biz de çalışmamızda saklama ortamı olarak kullanılmak üzere distile su, heptan, etanol ve sitrik asiti seçtik.

Mc Kinney ve Wu (1985), Larsen ve ark. (1992), Mante ve ark. (1993), Yap ve ark. (2000b), Yap ve ark. (2003b), Yap ve ark. (2004b); yüzey sertlik çalışmalarında, materyalleri saklamak için FDA'nın yiyecek simülörleri olarak kullanımını tavsiye ettiği solüsyonları kullanmışlardır. Literatürde gıda taklit eden sıvıların; kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerine etkisini inceleyen çalışmalar mevcut olmasına rağmen su emilimi ve çözünürlük üzerine etkilerinin araştırıldığı çalışmalar kısıtlıdır. Bu nedenle çalışmamızın amacı farklı yapısal özelliklere sahip kompozit rezin materyallerin su emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine gıda taklit eden sıvıların ve saklama süresinin etkisinin incelenmesidir.

Rezin bazlı dental kompozitlerin kompozisyonları 60 yıl önce ilk piyasaya sürüldüklerinden beri anlamlı derecede büyük değişikliğe uğramışlardır. Bu gelişmelerin en önemlisi doldurucuların güçlendirilmesidir. Doldurucuların yapısındaki değişimler kompozit materyallerin daha kolay ve etkili cilalanmasını ve aşınma direncinde artış görülmesini sağlamıştır. Kompozit materyallerindeki değişimlere başlangıçta posterior kompozit uygulamaları için ihtiyaç duyulsa da daha sonra bu gelişmelerin ağzın her bölgesindeki restorasyonlar açısından önem taşıdığı anlaşılmıştır. Son çalışmalar ise; kompozitlerin polimerik matrislerini geliştirmeye

odaklıdır. Polimerik matriksteki değişimler polimerizasyon büzülmesini daha da önemlisi polimerizasyon büzülme stresini azaltmayı hedefler (Chen, 2010).

Dental kompozitlerin yapıları, kullanılacakları bölgeye ve amaca (restoratif, sealent, siman, yapıştırma materyali vs.) uygun olacak şekilde tasarlanır ve bu yapılaraya göre sınıflandırılır. Bu materyallerin tamamı esasında, tipik olarak dimetakrilat temelli bir polimerik matriks, genellikle radioopak camdan üretilmiş güçlendirici doldurucular, matriks ve doldurucuları birleştirmek üzere yapıya katılan silan bağlantı ajanı ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatıp ilerletmeyle görevli kimyasal maddelerden oluşurlar (Ferracane, 2011). Rezin bazlı kompozit materyallerin yapıları doldurucu boyutunun azaltılması, doldurucu miktarının arttırılması, doldurucu ve organik matriksin adezyonunun güçlendirilmesi ve düşük molekül ağırlıklı doldurucuların kullanılmasıyla geliştirilmeye çalışılmıştır (Kugel, 2000; Fortin ve Vargas, 2000; Condon ve Ferracane, 2000; Belvedere, 2001; Wakefield ve Kofford, 2001). Mikrofil, mikrohibrit ve nanofill kompozitler günümüzde farklı klinik durumlarda kullanılmaktadır (Deliperi ve Bardwell, 2002).

Mikrohibrit kompozitler; hacimce % 56-66 oranında, boyutları 0,4-0,8  $\mu\text{m}$  arasında değişen doldrucuya sahiptirler. Partikül boyutları mikrofil kompozitler kadar iyi parlatılmasına yetecek kadar küçük; çiğneme kuvvetleri ve basınçlara karşı gerekli direnci gösterecek kadar büyüktür. Mikrofil kompozitler iyi fiziksel özelliklere sahip; yüksek parlatılabilirlik ve aşınma direnci gösteren rezinlerdir (Deliperi ve Bardwell, 2002). Mikro dolduruculu kompozitlerin su Emilimi ve çözünürlük gibi fiziksel özelliklerinin incelendiği çalışmalar mevcuttur (Chadwick ve ark., 1990; Carrilho ve ark., 1994; Lee ve ark; 1995b) ancak gıda taklit eden sıvılar içerisindeki su Emilimi ve çözünürlük davranışları bilinmemektedir. Bu yüzden çalışmamızda oluşturulan kompozit gruplarında bir tanesi mikrohibrit bir kompozit türü olan Filtek Z 250 dir.

Kompozit rezinler içindeki inorganik doldurucuların oranı, büyüklükleri ve resin matriks içerisindeki dağılımları fiziksel ve mekanik özellikleri etkiler (Manhart

ve ark., 2000). Bu nedenle kompozit materyallerin içeriğindeki inorganik doldurucuların yapı ve boyutları değiştirilerek fiziksel ve mekanik özellikleri daha güçlü kompozit materyaller elde edilmeye çalışılmaktadır. Bu amaçla nanodoldurucu teknolojisini temel alan kompozitler üretilmiş ve klinik pratikte kullanılmaya başlanmıştır (Yap ve ark., 2004a; Yap ve ark., 2005). Nanodolduruculu kompozitler ve bunlarla ilgili ilk çalışmalar 90'lı yıllarda yapılmaya başlanmış ve ilk ticari ürün olan Filtek Supreme XT 2002 yılının sonlarında piyasaya sürülmüştür (Yap ve ark., 2004a).

Nanodoldurucular, yaklaşık 20-75 mikron büyüklüğünde, aggregate olmamış yani toplu halde bulunmayan ve aglomerize olmayan yani küçük parçaların bir araya getirilmesiyle elde edilmemiş olan partiküllerdir. Nanodoldurucular konusunda yapılan araştırmalar sonucunda nanosalkımlar yani toplu halde bulunabilen nano boyuttaki partiküller geliştirilmiştir. Nanosalkımlar nano boyuttaki partiküllerin gevşek bağlı aglomeratlarıdır. Nanoteknoloji; kompozit rezin materyallerin hibrit kompozitlerin kolay kullanılabilirlik, dayanım ve aşınma direnci özelliklerine ek olarak mikrodolduruculu kompozitlerin cilalanabilirlik ve cilalı kalma özelliklerinin birleştirilebilmesine olanak sağlamıştır (Mitra ve ark., 2003; Davis, 2003; Duke 2003; Yap ve ark., 2005). Bu çalışmada bu özellikleri ve farklı doldurucu yapısı nedeniyle bir nanodolduruculu kompozit türü olan Filtek Supreme XT kullanılmıştır.

Silorane bir epoksi fonksiyonlu siklik siloksandır. Adı, içeriğindeki kimyasal blokların -siloksan ve oksiran- kombinasyonu ile oluşturulmuştur. Siloran katyonik halka açılımlı bir monomer sistemine sahiptir. Üretiminde düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek biyouyumluluk hedeflenmiştir (Schweickl ve ark., 2002; Schweickl ve ark. 2004). Silorane sikloalifatik oksiran kısmının katyonik halka açılımıyla polimerize olur. Katyonik polimerizasyon oksiran halkasının açılmasına ve yeni bir asidik merkezin oluşmasına neden olan asidik bir katyonla başlar. Epoksi halkasına bir oksiran monomeri katılır ve bir ağ oluştururlar. Nanodoldurucu içeren Silorane daha düşük polimerizasyon büzülmesine ve diğer kompozit türleriyle karşılaştırılabilecek kadar iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir (Weinmann ve ark., 2005). Silorane bazlı kompozitlerin de su emilimi ve çözünürlük davranışlarıyla

ilgili yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu sebepten çalışmamıza dahil edilen üçüncü kompozit grubu Filtek Silorane'dır.

Dental kompozitlerin polimerizasyonu sırasında tüm monomerlerin polimere dönüşmesi en tercih edilen durumudur. Yeterli polimerizasyon optimal fiziksel özelliklerin sağlanmasında ve maksimum klinik verim alınmasında kritik rol oynar. Ancak; BisGMA ya da UDMA gibi yüksek molekül ağırlığına sahip monomerlerin ağız ortamının sıcaklığında ışıkla polimerize edilmeleri sonucunda ortamda her zaman bir miktar reaksiyona girmemiş C=C çift bağı kalmaktadır. Reaksiyona girmemiş monomere ek olarak reaksiyona girmemiş C=C çift bağları dilue olmuş TEGDMA ve benzeri yapılardan kaynak alabilirler. Bunun sebebinin ardarda oluşan çapraz bağlı polimerik ağırlık grubunun mobilitesinin sınırlı olması olduğuna inanılmaktadır (Chung, 1990). Dönüşüm derecesi; neredeyse tüm fiziksel özellikte ve çözünürlük, boyutsal stabilite, renk değişikliği ve biyouyumluluk gibi pek çok mekanik özellikte önemli rol oynamaktadır (Ferracane, 1985). Reaksiyona girmemiş komponentler restorasyondan uzaklaşıp lokal doku irritasyonlarına, artmış mikrosızıntıya ve bunun sonucunda pulpal irritasyona neden olabilir (Inoue ve Hayashi, 1982). Işıkla sertleşen kompozit rezinlerde yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi ışığın etkili yoğunlukta olmasıyla ilişkilidir. Işık kompozit boyunca ilerlerken kompozit tarafından emilir ve yansıtılır, materyal kalınlığı arttıkça ışığın etkinliği ve yoğunluğu azalmaktadır (Vargas ve ark., 1998). Bazı fiziksel özellikler ve dönüşüm derecesi arasındaki yüksek korelasyonun sadece 2 mm kalınlığa kadar olan örnekler için geçerli olduğu gösterilmiştir (Li ve ark., 1996). Daha önceki çalışmalarda; kompozit kalınlığı arttıkça dönüşüm derecesinde bir azalma gözlemlendiği bildirilmiştir (Eliades ve ark., 1987; Hansen ve Asmussen, 1993; Kurachi ve ark., 2001). Bu yüzden tabaka kalınlığının 2 mm'yi geçmemesi gerekmektedir (Pilo ve ark., 1999). Rueggeberg ve ark. (1994) ise, uniform ve maksimal bir polimerizasyon elde etmek için ideal kalınlığın 1 mm olduğunu belirtmişlerdir.

Polimerik matriks kompozisyonu, doldurucu tipi ve içeriği ve polimerizasyon reaksiyonu sonrası dönüşüm derecesi kompozit rezinlerin su emilimi ve çözünürlük

davranışı üzerine etkilidir (Söderholm ve ark., 1984; Sideridou ve ark., 2003). Dönüşüm derecesinin su emilimi ve çözünürlük üzerine olan bu yadsınamaz etkisi göz önünde bulundurularak, daha önce yapılan çalışmaların ışığında, çalışmamızda; örnek kalınlığına bağlı olarak dönüşüm derecesinde görülen değişimlerin elimine edilmesi amacıyla örnek kalınlığı 1 mm olarak belirlenmiştir.

Monomer tipi ve relatif miktarı, rezin içeriğindeki doldurucu ve başlatıcı ya da katalizör ve materyalin rengi gibi pek çok faktör dönüşüm derecesi ve etkinliği üzerine etkilidir (Ruyter ve Oysaed, 1987; Chung ve Greener, 1990; Ferracene, 1994; Caughman ve ark., 1995; Park, 1996; Lovell ve ark., 1999; Park ve ark., 1999). Kompozit renginin dönüşüm derecesi üzerine olan etkisini inceleyen çalışmaların sonuçları rengin koyulaşmasının polimerizasyonu azalttığını ortaya koymuştur (Fowler ve ark., 1994; Shortall ve ark., 1995; Koupis ve ark., 2004). Bu yüzden çalışmamızda kullanılan materyallerin tamamı aynı renk (A2) olacak şekilde seçilmiştir.

Radikal zincir polimerizasyonları için oksijen önemli bir inhibitördür. Oksijen reaksiyona girmemiş peroksit radikalleri ile reaksiyona girerek polimerizasyonu azaltır hatta durdurabilir. Bunun sonucunda yeterli derecede polimerize olmamış rezinden zengin bir tabaka yüzeyde kalır (Oğian, 2004). Bu nedenle kompozit rezinlerin yerleştirilmesi esnasında hava ile temastan kaynaklanan  $O_2$  varlığı, rezin polimerizasyonunu bir dereceye kadar inhibe edebilir (Rueggeberg ve Margeson, 1990; Gordan ve ark., 2003). Oksijen teması ile yüzeyde oluşan rezinden zengin tabaka genellikle bitirme ve cila işlemleri sırasında yüzeyden uzaklaşır (Lutz ve ark., 1983) ancak çalışmamızda oksijen inhibisyon tabakasını bitirme ve cila işlemleri ile uzaklaştırmak örnek homojenitesini bozacağından restorasyon başarısını etkileyebilecek düşük sertlikli bir oksijen inhibisyon tabakasını en aza indirmek ve daha düzgün bir yüzey oluşmasını temin etmek için, çalışmamızda ışıkla polimerizasyon öncesi, kompozit örneklerin alt ve üst yüzeylerine matriks stripler yerleştirilmiştir (Manhart ve ark., 2000; Yap ve ark., 2001; Saygılı ve ark., 2003). Üst yüzeydeki matriks striplerin üzerine, hem rezini kalıp içinde tutmak, hem de kompoziti aradaki boşluğa zorlayarak yerleştirmek için,

Kurachi ve ark. (2001) 'nın önerdikleri gibi, 1 mm kalınlığında transparan bir mikroskop camı yerleştirilmiştir.

Polimerizasyon derinliği görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde polimerizasyon, monomer kompozisyonu ve polimerizasyon katalizörlerinin yoğunluğu kadar doldurucu boyutu ve kompozisyonu, kompozit rezinin renk ve translusensisi, kullanılan ışık cihazının ışık yoğunluğu ve uygulanan ışığın uzunluğu yani ışık ucunun kompozite uzaklığından da etkilenir (Ferracane ve Greener, 1984; Dewald ve Ferracane, 1987). Işık ucundan çıkan ışığın yoğunluğu ışık ucunun her bölgesinde aynı değildir. Merkezden periferine doğru uzaklaştıkça azalır (Harrington ve Wilson, 1995). Bu yüzden ışık ucunun restorasyona doğru yönlendirilmesi çok önemlidir (Shorthall ve Harrington, 1996). Işık uçlarının, ışık ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafe 1 mm olacak şekilde konumlandırılması tavsiye edilmektedir (Pires ve ark., 1993; Shortall ve Harrington, 1996). Sakaguchi ve ark.'nın (1992) araştırma sonuçları, polimerizasyon cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasında 2 mm'lik bir mesafe olduğunda, ışık yoğunluğunun %7; 4 mm'lik bir mesafe olduğunda ise, ışık yoğunluğunun %25 azaldığını ortaya koymuştur. Bu nedenle çalışmamızda; Yap ve ark.'nın (2004c) ile Bala ve ark. (2005), çalışmalarına benzer şekilde, kompozit materyal ile ışık ucunun uzaklığı, bir mikroskop lamelinin kullanımı ile 1 mm olarak standardize edilmiştir.

Kompozit materyallerin su Emilimi ve çözünürlük özelliklerini rezin matriksin yapısı, partikül boyutu ve dağılımı gibi işlemleri, polimerizasyon yöntemi gibi faktörlerin yanısıra sıcaklıktan da etkilenir (Von Fraunhofer ve Curtis, 1989; Castro ve ark., 2013). Bu yüzden çalışmamızda örnek bekleme süresi boyunca hem ağız ortamını taklit etmek hem de örneklerin maruz kaldığı ısıyı sabit tutmak amacıyla 37 C<sup>0</sup> de etüvde bekletilmişlerdir.

Kompozitlerin yapıları, saklama koşulları ve saklama ortamı kadar saklama süresi de çözünürlük ve su Emilimi üzerine etkilidir (Örtengren ve ark., 2001b). Kompozit materyallerinin çözünürlük ve su Emilimi özelliklerinin araştırıldığı çalışmalarda tayin edilen saklama süreleri çok çeşitlilik gösterir. Kompozitlerin 24

saat, 2 gün, ve 7 günlük performanslarının incelendiği kısa dönem çalışmaların (Knobloch ve ark., 2000; Toledano ve ark., 2003; Koizumi ve ark., 2005; Kerby ve ark., 2009) yanısıra 60, 180 gün ve 26 hafta bekleme süresi olan uzun dönem takipli çalışmalar da mevcuttur (Shintani ve ark., 1985; Örtengren ve ark., 2001a; Örtengren ve ark., 2001b; Palin ve ark., 2005b). Bazı araştırmacılar ise sıvılar içerisinde uzun dönem ve kısa dönem bekletmenin etkilerini karşılaştırmışlardır (Lopes ve ark., 2009; Lopes ve ark., 2010). Bu çalışmada da benzer saklama süreleri kullanan diğer araştırmacılar gibi saklama süresini 30 gün olarak belirlenmiş ve 7, 14, 21 ve 30. günlerdeki su emilimi ve çözünürlük değerleri karşılaştırılmıştır (Archegas ve ark., 2008; Sideridou ve ark., 2008a; Karabela ve Sideridou, 2008; Sideridou ve Karabela, 2011).

Bilimsel çalışmaların, klinik uygulamaların yönlendirilmesi üzerine etkili olabilmesi için bu çalışmalardan elde edilen sonuçların istatistiksel olarak anlamlı olması gerekmektedir. Çalışmaların istatistiksel anlamlılığı ve gücü çeşitli analiz yöntemleriyle saptanabilir (Greenstein, 2003). Bir çalışmanın yeterli güçte olması için gereken örneklem boyutunun hesaplanması amacıyla “güç analizi” kullanılır (Şenocak, 2009). Çalışmamıza başlamadan önce yapılan güç analizinde 0,05 anlamlılık düzeyi ve 0,65 duyarlılıkta deney ve kontrol grubu için en düşük örnek hacmi her bir grup için 7 olduğunda çalışmanın gücü %80 olarak tespit edilmiştir. Çalışmamızda her bir grup için örnek sayısı 10 olarak belirlenmiş, çalışma sonunda gerçekleşen güç analizi ise %92 olarak bulunmuştur.

Kompozit rezinlerde meydana gelen çözünmeyi etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler arasında; materyal içerisinde reaksiyona girmemiş olan monomerlerin varlığı, çözücünün kimyasal yapısı, çözünebilir maddelerin boyutu ve kimyasal yapısı sayılabilir (Ferracane, 1994). Bu maddelerin materyal dışına salınımı kompozit rezinlerde boyutsal değişimlere, materyalin klinik performansı ile estetik özelliklerinin azalmasına ve materyalin biyolojik uyumunun bozulmasına neden olmaktadır (Söderholm, 1983; Peutzfeld ve Asmussen, 1992; Ferracane, 1994). Ayrıca materyalde meydana gelen su emilimi, suda çözünebilir monomerlerin restorasyon içerisine penetre olmasına ve dolayısıyla materyalde renklemelerin

meydana gelmesine neden olmaktadır (Cefaly ve ark., 2003). Ayrıca yapılan çalışmalar, reaksiyona girmemiş monomerlerin kompozitlerin yapısından çözünen ana maddelerden biri olduğunu ve monomerlerin büyük bir kısmının ilk 7 gün içerisinde çözüldüğünü göstermektedir (Söderholm, 1983; Peutzfeld ve Asmussen, 1992; Ferracane, 1994; Örtengren ve ark., 2001a). Kompozit rezinlerden ilk çözünen ana komponentin seyreltik monomer trietileneglikol dimethakrilat (TEGDMA) olduğu bildirilmektedir (Vaubert ve ark., 1999). Bununla birlikte, 2, 2 - bis [ 4 - ( 2 - hidroksi - 3 metakriloyloksipropoksi ) - fenil ] - propan (Bis-GMA) ve ürethandimetakrilat (UDMA) gibi az miktardaki başka monomerlerin de suda çözünebildikleri bildirilmiştir (Örtengren ve ark., 2001a).

Kompozit rezinlerde su Emilimi iki farklı mekanizma ile gerçekleşmektedir. Birinci mekanizma; su Emilimi ile materyalin ağırlığının ve hacminin artması; ikinci mekanizma ise reaksiyona girmemiş monomer veya doldurucu partiküllerin materyalden çözünmesi ile örneklerin ağırlığının azalması veya hacimsel azalma şeklinde gerçekleşmektedir.

Su molekülleri kompozit rezin içerisine üç farklı mekanizma ile ilerler. Bu mekanizmalar; materyalin içerisine doğrudan difüzyon yoluyla rezin içerisinde bulunan veya su atakları neticesinde oluşan boşluk ve hasarlara penetre olarak, inorganik doldurucuların arasına girerek, doldurucular ve matriks ara yüzeyine akarak rezin içerisinde ilerlemektir (Oysaed ve Ruyter, 1986b).

ADA Specification No:27 ve ISO 4049:2000'e göre tüm materyallerin su Emilimi  $50 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği, çözünürlüğün ise  $5 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir (International Organization for Standardization, 2000). Bizim çalışmamızda da kullanılan materyallerin su Emilimi ve çözünürlük miktarları ISO kriterlerine uygunluk göstermektedir. Tüm materyaller için, tüm ortamlarda ve tüm zamanlardaki su Emilimi değerleri incelendiğinde maksimum su Emilimi değeri heptan içerisinde bekletilen Siloran örneklerin 7 günde gösterdiği su Emilimi değeridir, bu değer ise;  $0,00013 \text{ g}/\text{mm}^3$  tür. Yine aynı kriterlerde çözünürlük değerleri incelendiğinde; sitrik



asit içerisinde bekletilen Filtek Supreme XT örneklerinin 21 gün sonunda verdiği çözünürlük değeri ( $0.000017 \text{ g/mm}^3$ ) tüm gruplar arasındaki en yüksek değerdir.

Kompozit materyallerin su emilimi ve çözünürlük performansları zamana bağlı olarak değişim göstermektedir (Örtengren ve ark., 2001b). Zamanın su emilimi üzerine etkisini inceleyen farklı araştırmacılar çalışmalarında farklı sonuçlara varmışlardır. Örtengren ve ark. (2001a) yaptıkları 180 günlük çalışmanın sonucunda su emiliminin süreç boyunca istatistiksel olarak anlamlı olmasa da matematiksel olarak arttığını göstermişlerdir. Ancak yine Örtengren ve ark. (2001b)'nin yaptığı bir başka çalışmada 1, 7, 60 ve 180 günlük periyotlar halinde ölçülen su emilimi değerleri 7. gün sonunda dengeye ulaşmış 60 ve 180 günlük ölçümlerde ise azalma göstermiştir. Benzer şekilde Lopes ve ark. (2009)'nin yaptıkları bir çalışmada 7 ve 60 günlük periyotlar sonucunda yapılan ölçümlerde 60 günde alınan su emilimi ölçümleri 7 güne nazaran bariz şekilde daha düşüktür. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde kullanılan kompozitlerin su emilimlerinde zamana bağlı olarak düşüş yaşanmıştır. Kompozit materyallerdeki su emilimi esas olarak rezin matriks içinde gerçekleşir ve su emilimi difüzyon kontrollü bir süreçtir. Resin matriks içerisindeki su miktarı arttıkça difüzyon katsayısı azalır (Braden ve ark., 1976; Braden ve Clarke, 1984). Çalışmamızda zaman ilerledikçe su emilimi değerlerinde görülen düşüş difüzyon katsayısındaki düşüşle açıklanabilir.

Su molekülleri kompozit materyalin içerisine difüze olur ve kimyasal bozunmanın başlamasına neden olur. Kompozit materyallerdeki kimyasal bozunma sonucu kompozit rezinin yapısından bir takım materyaller uzaklaşabilir (Ruyter, 1995; Geurtzen, 1998). Su emilimi aynı zamanda reaksiyona girmemiş monomerlerin de yapıdan uzaklaşmasına neden olur (Göpferich, 1996). Bozunma sürecinin bir diğer parçası ise doldurucu partiküllerin yapıdan uzaklaşmasıdır (Söderholm, 1981; Söderholm ve ark., 1984). Erozyon süreci dental kompozit materyalin ağırlığının azalmasıyla son bulur. Organik bozunma ürünlerinin salınması molekül boyutuna bağlıdır, küçük moleküllerin mobiliteleri daha fazladır ve bu yüzden büyük moleküllere göre daha hızlı çözünürler (Ferracane, 1994; Geurtzen, 1998). Molekül boyutu dışında monomer hidrofilitesi, çapraz bağ yoğunluğu ve

oluşan ağın porozitesi de çözünmeyi etkileyen faktörlerdendir (Muench ve ark., 2005). Ayrıca; inorganik içerik, doldurucu matriks arayüzü, katalizör konsantrasyonu ve kullanılan başlatıcı sistem gibi kimyasal faktörler de çözünürlük değerleri üzerine etkilidir (Oysaed ve Ruyter, 1986b; Kalachandra ve Wilson, 1992; Muench ve ark., 2005; Sideridou ve ark., 2008b). Kompozit rezinlerin çözünürlük özellikleri üzerine zamanın etkisinin incelendiği çalışmalarda çözünürlük değerlerinin büyüklüğünün geniş bir aralıkta değiştiği ve düzenli olmadığı görülmüştür (Örtengren ve ark., 2001a; Örtengren ve ark., 2001b; Erkli ve ark., 2010). Bu çalışmada da çözünürlük özelliği zamana bağlı düzenli bir değişim göstermemekte ve çözünürlük değerleri geniş bir aralıkta değişim göstermektedir. Örtengren ve ark. (2001a) çözünürlük değerlerindeki bu değişimin matriks kompozisyonundaki ve genel olarak kompozitlerin kimyasal yapılarındaki değişikliklerle açıklanabileceğini belirtmişlerdir. Bu bilgi bu çalışmadaki çözünürlük değerlerinin değişiminin de açıklanmasına yardımcı olabilir.

Polimerlerin hidrofilik doğası, polimerin monomer içeriğinin kimyasından ve polimerizasyon bağlarından etkilenir (Malacarne ve ark., 2006). Polimerler sıvılarla ilk karşılaşmalarında su emilim değerlerinde artış görülür ancak bir süre sonra doyma noktasına ulaşılır. Doyma noktası polimerin yapısıyla alakalı olduğu kadar saklama ortamının kiyasal yapısıyla da ilişkilidir (Örtengren ve ark., 2001a; Moreira ve ark., 2010). Örtengren ve ark. (2001a)'nın yaptıkları bir çalışmada kompozit materyallerin doyma noktasına 7-60 günde ulaştıklarını bildirmişlerdir. Yapıya emilen çözücü miktarı; saklama ortamının ve polimerin çözünürlük katsayısı arasındaki farka bağlıdır. Aradaki fark ne kadar azsa emilim miktarı da o kadar fazladır (Ferracane, 2006). Heptanın çözünürlük katsayısı  $1,5 \times 10^{-4} \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$  'dir ve rezinlere en yakın çözünürlük katsayısı heptana aittir (Kao, 1989). Bu yüzden tüm kompozit türleri saklama ortamı açısından incelendiklerinde; en kısa sürede en çok su emilimi gözlenen grup heptan grubudur. Her üç materyal için de heptan emilimi giderek azalmaktadır ve ya diğer zaman dilimleri içerisindeki gruplar arasında istatistiksel fark yoktur. Distile su ise;  $4,8 \times 10^{-4} \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$  çözünürlük katsayısıyla kompozit materyallere en uzak çözünürlük katsayısına sahip saklama ortamıdır (Kao; 1989). Bu çalışmada da distile su emilimi genel olarak diğer ortamlara göre az ve haftalar

geçtikçe çok fazla değişime uğramamıştır bu da çözünürlük katsayısı ile açıklanabilir. Ethanol ve sitrik asit içerisinde bekletilen gruplarda 21 günlük ölçümlere kadar fark görülmemiş ancak Filtek Silorane ve Filtek Supreme XT gruplarında 21 günden sonra su emilimi değerlerinde azalma gözlemlenmiştir. Bunun nedeni Filtek Silorane ve Filtek Supreme XT'nin ethanol ve sitrik asit için doyma noktasına 21. günde ulaşmaları olabilir.

Ağız içerisinde kullanılan restoratif materyallerin, hafif içecekler, şekerler, meyveler, ağız gargaraları, alkol ve salata sosu, margarin ve et gibi yağlı gıdalara maruz kalmaları nedeniyle fiziksel özelliklerinde görülen değişimlerin benzerlerinin ethanol, heptan, sitrik asit ve distile suya laboratuvar ortamında maruz bırakılmaları sonucunda da görülmesi beklenebilir (Kao, 1989). Bu çalışmada da örnekler üzerine hiç bir mekanik kuvvet uygulanmadan yalnızca kullanılan saklama ortamının yarattığı kimyasal bozunmanın sonuçları incelenmiştir.

Örtengren ve ark. (2001b) 'nın yaptıkları bir çalışmada yapıdan uzaklaşan organik komponentlerin çoğunun ilk 7 günde yapıyı terkettikleri belirtilmiştir. Benzer şekilde Ferracane ve Condon (1990) 'ın çalışmasında çözücü olarak su ve ethanol/su solusyonu kullanılmış ve en fazla bozunmanın ilk gün görüldüğü belirtilmiştir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da her bir materyal için çözünürlükler arasında anlamlı farkların görüldüğü gruplar 7 günlük ölçümler sonucunda ortaya çıkmıştır.

Su emilimi sonucunda kompozit materyalin yapısına giren sıvılar yapıdan monomerlerin uzaklaşmasına neden olur ve bu da peşinden kimyasal bozunmayı, fiziksel özelliklerde azalmayı getirir. Yapıya giren su miktarı ne kadar fazla ise; çözünürlük de o kadar fazla olur (Örtengren ve ark., 2001a). Ancak bizim çalışmamızda su emilim değerlerinin en yüksek olduğu heptanın çözünürlük değerlerinin düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bunun sebebi ise; heptanın yapısı gereği kompozit örnekler etrafında koruyucu bir tabaka oluşturarak polimerizasyon sonrası sertleşmeye ve ilk 24 saat boyunca devam eden polimerizasyona izin vermesi olabilir (Kao, 1989).

Çözücülerin kompozit restorasyonlar üzerine olan yıkıcı etkilerini çözünürlük katsayıları belirler (Asmussen ve Peutzfeld, 2001). Çözünürlük katsayısı  $3 \times 10^{-4} \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$  olan bir çözücü kompozit materyaller üzerinde kimyasal ve fiziksel bozunmalara neden olabilir (Kao, 1989). Bu çalışmada kullanılan etanol/su solüsyonunun çözünürlük katsayısı  $3.7 \times 10^{-4} \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$  iken, distile suyun çözünürlük katsayısı  $4.8 \times 10^{-4} \text{ J}^{1/2} \text{ m}^{-3/2}$  'dir. Bu durum Filtek Silorane için 7 günde, Filtek Z 250 için 21 günde ve Filtek Supreme XT için 7 ve 30 günde distile suyun yine Filtek Z 250 için 7 günde etanolun istatistiksel olarak en yüksek çözünürlük değerleri vermesini açıklayabilir.

Rezin bazlı kompozit materyallerin absorbe ettikleri su molekülü miktarı su emilimi olarak tanımlanır ve difüzyon kontrollü bir süreçtir (Braden ve ark., 1976; Braden ve Clarke, 1984; Musanje ve ark., 2001; Asoka ve Hirano, 2003). Su emilimi, çözünme ve bunlarla ilişkili olarak çözünürlük katsayısı; monomer rezinin kimyası, polimer matriksin polimerizasyon genişliği (Ferracane, 1994), doldurucu partikül boyutları ve dağılımı (Calais ve Söderholm, 1988), rezin matriks ve doldurucu arayüzündeki maddelerden etkilenir (Oysaed ve Ruyter, 1986a; Beatty ve ark., 1998). Metakrilat bazlı monomerlerin polimerizasyonu sürerken reaksiyona girmemiş monomerler polimer ağ ünitelerine bitişik şekilde pendant C=C bağları halinde bulunur. Pendant grupların reaktivitesindeki artış sonucunda geniş bir kristalizasyon görülür ve yüksek yoğunluklu çapraz bağlı bölgeler veya mikrojeller oluşur. Birçok reaksiyona girmemiş pendant grup bu mikrojellerin arasına hapsolür ve reaktiviteleri düşer. Daha ileri reaksiyon mikrojellerin kimyasal bağlar yapmasıyla oluşur ve ağın heterojenitesi giderek artar (Palin ve ark., 2005b). Kristalizasyon ve polimer ağın heterojenitesindeki artış çapraz bağ yoğunluğunun azalmasına neden olur (Elliot ve ark., 2001). Azalmış çapraz bağ miktarının, mikrojel aglomerleri arasındaki boşluğu genişleterek su emiliminin arttırdığı bildirilmiştir (Sideridou ve ark., 2003). Döngüsel reaksiyonlar yapısal heterojeniteyi artırır ve bununla birlikte yapının su emilimi de artar. TEGDMA monomerinin oluşturduğu polimer ağı; Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA monomerlerinin oluşturdukları polimer ağlara nazaran su emilimine daha yatkındır (Sideridou ve ark., 2003; Palin ve ark., 2005b). Bis-

EMA'nın eter grupları ve UDMA'nın ürethan gruplarının su molekülleri ile yaptıkları hidrojen bağlar, Bis-GMA ve TEGDMA'nın hidroksil gruplarının yaptıkları bağlardan daha zayıftır (Peutzfeld, 1997; Sideridou ve ark., 2003). Bu çalışmada kompozit türlerinin su emilimi özelliği üzerine olan etkisi incelendiğinde; tüm saklama ortamları ve süreleri için Filtek Supreme XT dolgu materyalinin su emilimi özelliği Filtek Silorane ve Filtek Z 250 örneklerine göre daha yüksek bulunmuştur. Bu durum Filtek Supreme XT dolgu materyalinin TEGDMA içeriğinden kaynaklanmış olabilir. Filtek Supreme XT ve Filtek Z 250 dolgu materyallerinin kimyasal içeriklerindeki tek fark TEGDMA monomeri olduğundan ötürü diğer monomerlerin oluşturduğu hidrojen bağlarının gücü gruplar arasında su emilimi özelliği açısından fark görülmesine neden teşkil etmez.

Filtek Supreme XT materyalinin çalışmada kullanılan diğer dolgu materyallerine göre daha yüksek su emilimi değerlerine sahip olmasının bir nedeni de yapısında bulunan doldurucu tipi olabilir. Curtis ve ark. (2008)'nin yaptıkları bir çalışmada Filtek Supreme XT kompozit rezinin Filtek Z 250'ye göre daha fazla su emdiği gözlemlenmiştir. Bu durumu açıklamak için iki mekanizmadan faydalanılabilir. Birincisi; 20 nm boyutundaki doldurucular birim hacimdeki yüzey alanını arttırmaktadır bu yüzden doldurucu partikülleri ve matriks arayüzünde daha fazla su molekülünü tutabilecek alan oluşur (Kalachandra ve Wilson, 1992; Curtis ve ark., 2008; Silva ve ark., 2008). İkinci olarak; Santos ve ark. (2002)'nin çalışmalarında porozite varlığı ve doldurucu partikül agregatlarının formasyonun kompozit yapı içerisine sıvı alımını arttırdığını bildirmişlerdir. Su emilimindeki bu artışın agregatların matriks içerisine yeterince emilememesinden kaynaklandığı belirtilmiştir.

Filtek Silorane örneklerin su emilimi ölçümlerinde; etanol içerisinde 7, 14 ve 30 günde en düşük; distile su içerisinde 7 ve 30 günde en düşük, 21 günde Filtek Z 250 ile eşit; sitrik asit içerisinde ise; 7 ve 30 günde tüm örneklerden düşük değerler vermiştir. Siloksan omurga; en hidrofobik yapıyı oluşturacak şekilde tasarlanmıştır. Bunun nedeni şöyle açıklanabilir; hidrofobik materyaller daha az sıvı emme eğilimindedirler (Weinmann ve ark., 2005). Bis-GMA, TEGDMA, UDMA gibi

monomerlerin kurdukları hidroksil grupları hidrofilisitenin artmasına neden olurken; Filtek Silorane içeriğindeki 3,4-epoksisikloheksilsiklo polimetilsiloksan hidrofilik özelliği arttırır (Yesilyurt ve ark., 2009). Yap ve ark. (2001) çalışmalarında zirkon/silika doldurucuların su emilimine daha yatkın olduğunu belirtmişlerdir. Ancak Filtek Silorane inorganik doldurucu olarak quartz itrium florid içerir. Bu durum kompozit materyaller arasındaki inorganik doldurucu farkının da su emilimi değerleri arasında da fark yarattığını düşündürmektedir.

Artık monomerler, doldurucu partiküller ve polimerizasyonun ilerlemesini sağlayan komponentler çözünme sırasında yapıdan uzaklaşır (Ferracane, 1994). Yapıdan uzaklaşabilen partiküller çoğunlukla ilk birkaç saat (Oilo, 1992; Ferracane ve Condon, 1992; Ferracane, 1994), gün (Pearson, 1979) ya da ilk hafta içerisinde yapıdan ayrılır (Braden ve ark., 1976). Bu hızlı ve tam salınma düşük molekül ağırlıklı parçacıkların mobilitelerinin azalması ile son bulur. Düşük molekül ağırlıklı parçacıkların mobiliteleri; kompozit materyali ışığa ilk maruz kaldıktan sonra polimerizasyon reaksiyonu bir süre devam ettiği için zaman içerisinde azalır bu sebepten polimerizasyonun tamamlanmasıyla yapıdan uzaklaşan komponentler zamanla azalır (Ferracane ve Marker, 1992). Filtek Silorane dolgu materyali heptan saklama ortamında 14 ve 21 günde, ethanol için 21 günde, distile su için 7 günde ve sitrik asit için 7 ve 21 gündeki ölçümlerde en yüksek değerleri göstermiştir. Bu durum ilginçtir çünkü su emilimi düşük olan materyallerin çözünürlüklerinin de düşük olduğu bir çok araştırmacı tarafından ortaya konmuştur (Örtengren ve ark., 2001a; Örtengren ve ark., 2001b; Sideridou ve ark., 2003; Toledano ve ark., 2003). Ancak bu bilgiye metakrilat bazlı kompozitlerin çözünürlük ve su emilimi özelliklerinin incelendiği çalışmaların sonucuna da varılmıştır. Silorane bazlı dolgu materyali için benzer bir çalışma yapılamamış olmakla birlikte bizim çalışmamızda gözlemlenen bu fark Filtek Silorane'in farklı kimyasal yapısından kaynaklanıyor olabilir. Bu konuyu açıklığa kavuşturmak amacı ile Filtek Silorane'in çözünürlüğü ve çözünme sırasında yapısından uzaklaşan komponentlerin yapıları hakkında bilgi sağlayabilecek daha ileri çalışmalar yapılmalıdır. Kompozit materyallerin çözünürlüğü yalnızca matriksin yapısından değil aynı zamanda doldurucu miktarından da etkilenir (Calais ve Söderholm, 1988). Bu çalışma sonucunda Filtek

Silorane gruplarının diğer gruplara oranla daha yüksek çözünürlük değerleri göstermesinin nedeni, Filtek Silorane'ın doldurucu oranının test edilen diğer kompozit materyallere göre, daha düşük olması ile açıklanabilir.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızdan elde ettiğimiz verilere göre;

Kompozit materyallerin su emilimi özellikleri saklama ortamlarından bağımsız olarak incelendiğinde; bu materyallerin su emilimlerinin zamana bağlı olarak artış gösterdiği tespit edilmiştir. Ancak yine aynı sonuçlar ışığında kompozit materyallerin spesifik bir doyma noktası olduğu ve bu doyma noktasına ulaştıktan sonra su emiliminin azaldığı gözlemlenmiştir. Kompozit materyallerin doyma noktasına ulaşma süreleri de yine spesifikdir.

İncelenen kompozit materyallerin çözünürlük özellikleri saklama koşulları gözardı edilerek değerlendirildiğinde zamana bağlı çözünürlük değişiminin düzensiz bir seyir izlediği tespit edilmiştir. Bu durum farklı çalışmalarda da bildirildiği üzere, kompozit materyallerin yapı farklılıklarından kaynaklanmış olabilir.

Kompozit materyallerin farklı saklama ortamlarındaki su emilimi özellikleri incelendiğinde heptanda bekletilen kompozitlerin su emilimleri arasında zamana bağlı bir değişim gözlemlenmemiştir. Ethanol, distile su ve sitrik asit saklama ortamında bekletilen Filtek Silorane örnekleri Filtek Z 250 ve Filtek Supreme XT grupları ile karşılaştırıldığında en düşük su emilimi değerlerini göstermiştir.

Test edilen kompozit materyallerinin farklı saklama ortamlarındaki çözünürlük özellikleri karşılaştırıldığında; Filtek Silorane için çözünürlük değerlerinin en yüksek olduğu alt grup sitrik asit ortamında 21 gün süre ile saklanan gruptur. Aynı değerlendirme Filtek Z 250 için yapıldığında çözünürlük değerleri, 7 gün süre ile ethanol içerisinde bekletilen örneklerde en yüksektir. Filtek Supreme XT için ise en yüksek çözünürlük değerleri 30 gün süreyle distile su içerisinde bekletilen örneklerde tespit edilmiştir.



Kompozit materyallerin yapılarının su emilimleri üzerine etkisi incelendiğinde; Filtek Silorane, heptan hariç bütün saklama ortamlarında en düşük su emilimi değerlerini gösterirken; Filtek Supreme XT en yüksek değerlere sahip restoratif materyaldir.

Kompozit materyallerin yapılarının çözünürlük özellikleri üzerine etkisi değerlendirildiğinde; en yüksek değerlerin Filtek Silorane dolgu materyali gösterirken en düşük değerler Filtek Supreme XT’de izlenmiştir. Ethanol saklama ortamı incelendiğinde ise kompozit materyaller değişken sonuçlar vermiştir. Distile su ve sitrik asit içerisinde bekletilen örnekler değerlendirildiğinde Filtek Silorane materyali için en yüksek değerlere 21 günde ulaşılırken, Filtek Supreme XT en yüksek değerlere 30 günde; Filtek Z 250 ise distile su ortamında 21 günde sitrik asit ortamında 30 günde en yüksek değerlere ulaşmıştır.

Şu an üretimde olan kompozit rezinlerin fiziksel özellikleri ve ağız içerisine uygulandıktan sonra uğradıkları fiziksel ve kimyasal değişimler, kompozitlerin kullanılabilirlikleri ve klinik başarılarını etkileyen önemli kriterlerdir. Kompozit rezinlerin su emilimi ve çözünürlük özelliklerinin tespit edilmesi de bu anlamda önem taşımaktadır. Çünkü bu iki özellik doğrudan kompozit restorasyonların uzun ömürlülüğü ve stabilitesi hakkında bilgi verir.

Ağız ortamı pek çok değişkenin hakim olduğu karmaşık bir yapıdır. Çalışmamız farklı diyet tiplerine göre kompozit materyallerin su emilimi ve çözünürlük özelliklerini değerlendirmeye yöneliktir. Çalışmamızın sonuçlarına göre herhangi bir diyet türünün kompozitlerin su emilimi ve çözünürlük özelliklerini kabul edilemeyecek şekilde etkilemediği tespit edilmiştir. Ancak kompozit materyallerin bu özelliklerini daha farklı saklama ortamlarında daha farklı süre ve sıcaklıklarda hatta farklı kuvvetler altında değişip değişmediğini inceleyen kapsamları farklı çalışmalara ihtiyaç vardır.

## ÖZET

### **Saklama Ortamı ve Zamanın Kompozit Materyallerinin Su Emilimi ve Çözünürlük Özellikleri Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi**

Diyet tipi ve beslenme alışkanlıklarına bağlı olarak, ağız içerisindeki restoratif materyaller farklı yapılardaki gıda maddeleriyle etkileşirler. Farklı beslenme tiplerinin restoratif materyallerin fiziksel özellikleri üzerine etkisini araştırabilmek için gıda taklit eden sıvılar kullanılmaktadır. Gıda taklit eden sıvıların kompozit materyallerin yüzey pürüzlülüğü ve sertliği gibi fiziksel özellikleri üzerine etkileri bilinmekteyse de restoratif materyallerin su Emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine olan etkileri hakkında yeterli çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı; farklı yapısal özelliklere sahip kompozit rezin materyallerin su Emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine gıda taklit eden sıvıların ve saklama süresinin etkisinin incelenmesidir.

Çalışmada üç farklı kompozit materyali (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St. Paul, A.B.D.; Filtek 250, 3M ESPE, St. Paul, A.B.D.; Filtek Silorane, 3M ESPE, St. Paul, A.B.D.) kullanıldı. Farklı kompozit materyallerinden hazırlanan örnekler (n=10) distile su, heptan, sitrik asit ve etanol içerisinde 7, 14, 21 ve 30 gün boyunca bekletildi. Örneklerin başlangıç ağırlıkları ölçüldü, bekleme süresi sonundaki ağırlıkları ölçüldü ve bekleme süresi bitiminde çözünürlük değerlerinin hesaplanabilmesi amacıyla 24 saat boyunca desikatörde bekletildikten sonra sonuç ağırlıkları ölçülerek su Emilimi ve çözünürlük değerleri hesaplandı.

Kruskal-Wallis H ve Friedman testleri ile yapılan istatistiksel değerlendirmede; herhangi bir diyet türünün kompozitlerin su Emilimi ve çözünürlük özelliklerini kabul edilemeyecek şekilde etkilemediği tespit edilmiştir.

Su Emilimi ve çözünürlük özelliği kompozit rezin restorasyonların ömrü açısından önem teşkil etmektedir. Beslenme tipinin bu kriter üzerine olan etkisinin bilinmesi doğru materyal seçimi açısından önem taşımaktadır.

**Anahtar Sözcükler:** Çözünürlük, Gıda taklit eden sıvılar, Kompozit rezin, Mikrohibrit kompozit, Nanodolduruculu kompozit, Silorane, Su emilim

## SUMMARY

### **Influence of Storage Media and Time on the Sorption and Solubility Behaviour of Composite Resin Materials**

Depending on the type of diet and feeding habits, restorative materials may react with different types of food. Food simulating liquids are used to investigate the effect of nutrition on physical properties of different types of restorative materials. Even though there are many research studies in literature about the influence of food simulating liquids on physical properties like surface roughness and hardness of composite resins, the influence of food simulating liquids on water sorption and solubility characteristics of composite resins is insufficiently studied. The purpose of this study is to evaluate the influence of food simulating liquids and storage time on water sorption and solubility behaviours of composites with different structural features.

Three different types of composite materials (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, St. Paul, USA; Filtek 250, 3M ESPE, St. Paul, USA.; Filtek Silorane, 3M ESPE, St. Paul, USA) were used in this study. Specimens prepared from different composite materials (n=10) were immersed in distilled water, heptane, citric acid, and ethanol for 7, 14, 21 and 30 days. Baseline weight measurements of specimens were performed; then, at the end of the storage time weight measurements were repeated. In order to determine solubility values at the end of the storage time, specimens were placed at the dessicator for 24 hours and final weight measurements were performed. In light of the data gathered, water sorption and solubility values were calculated.

In the statistical evaluation done by the Kruskal-Wallis H and Friedman tests, it was found that the diet types in this study has no significant influence on the water sorption and solubility behavior of composite resins.

Water sorption and solubility of composite restorations are vital in the longevity of composite resins. The influence of different diet types on physical properties of composite resins has to be well-known while choosing the right material.

**Key Words:** Composite resin, Food simulating liquids, Microhybrid composite, Nanofilled composite, Silorane, Solubility, Water sorption

## KAYNAKLAR

- ABATE, P.F., ZAHRA, V.N., MACCHI, R.L. (2001). Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J. Prosthet. Dent.*, **86**: 632-635.
- ARCHEGAS, L.R., CALDAS, D.B., RACHED, R.N., VIEIRA, S., SOUZA, EM. (2008). Sorption and solubility of composites cured with quartz-tungsten halogen and light emitting diode light-curing units. *J. Contemp. Dent. Pract.*, **9**: 73-80.
- ASMUSSEN, E. (1984). Softening of Bis-GMA based polymers by ethanol and organic acids of plaque. *Scand. J. Dent. Res.*, **92**: 257-261.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (2001). Influence of selected components on cross link density in polymer structures. *Eur. J. Oral Sci.*, **109**: 282-285.
- ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (2003). Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent. Mater.*, **19**: 466-470.
- ASOKA, K., HIRANO, S. (2003). Diffusion coefficient of water through dental composite resin. *Biomaterials*, **24**: 975-979.
- ATTIN, T., BUCHALLA, W., KIEBASSA A.M., HELLWIG, E. (1995). Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent. Mater.*, **11**: 359-362.
- BADRA, V.V., FARAONI, J.J., RAMOS, R.P., PALMA-DIBB, R.G. (2005). Influence of different beverages on the microhardness and surface roughness of resin composites. *Oper. Dent.*, **30**: 213-219.
- BALA, O., ÜÇTAŞLI, M.B., TÜZ, M.A. (2005). Barcol hardness of different resin based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper. Dent.*, **30**: 69-74.
- BAYNE, S.C., HERMANN, H.O., EDWARD, J. (1994). Update on dental composite restorations. *J.A.D.A.*, **125**: 687-701.
- BEATTY, W.M., SWARTZ, M.L., MOORE, B.K., PHILIPS, R.W., ROBERTS, T.A. (1998). Effect of microfiller fraction and silane treatment on resin composite properties. *J. Biomed. Mater. Res.*, **40**: 12-23.
- BELVEDERE, P.C. (2001). Contemporary posterior direct composites using state of art techniques. *Dent. Clin. North Am.*, **45**: 49-70.
- BOUSCHLICHER, M.R., RUEGGERBERG, F.A., WILSON, B.M. (2004). Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper. Dent.*, **29**: 698-704.
- BOWEN, R.L. (1965). Use of epoxy resins in restorative materials. *J.Dent. Res.*, **35**: 360- 369.

- BRADEN, M. (1984). Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. II Experimental materials. *Biomaterials*, **5**: 373-375.
- BRADEN, M., CAUSTON, E.E., CLARKE, R.L. (1976). Diffusion of water in composite filling materials. *J. Dent. Res.*, **55**: 730-2.
- BRADEN, M., CLARKE, R.L. (1984). Water sorption characteristics of dental microfine composite filling materials. I Proprietary materials. *Biomaterials*. **5**: 369-372.
- BUDAVARI, S., O'NEIL, M.J., SMITH, A., HECKELMANN, P.E., KINNEARY, J.F. (1996). The Merck Index An encyclopedia of chemicals, drugs and biologicals. 12th Ed. Whitehouse station, NJ: Merck&Co., Inc., p.: 392, 393, 641, 796.
- BURREL, H. (1975). Solubility parameter values. In: Polymer handbook. 2nd Ed. Ed: BRANDRUP, J., IMMERGUT, E. H. New York: John Wiley&Sons Inc., p.: 337- 358.
- BURTSCHER, P. (1991). Curing of composites with an Argon laser. *J. Dent. Res.*, **70**: 526.
- CALAIS, J.G., SÖDERHOLM, K.J. (1988). Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resin. *J. Dent. Res.*, **67**: 836-840.
- CARRILHO, M.R.O., CARVALHO, R.M., TAY, F.R., PASHLEY, D.H. (1994). Effects of storage media on mechanical properties of adhesive systems. *Am. J. Dent.*, **17**: 104-108.
- CASTRO, F.L.A., CAMPOS, B.B., BRUNO, K.F., REGES, R.V. (2013). Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. *J. Appl., Oral Sci.*, **21**: 157-162.
- CAUGHMAN, W.F., RUEGGEBERG, F.A., CURTIS, J.W. (1995). Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J.A.D.A.*, **126**:1280-1286.
- CEFALY, D.F.G., FRANCO, E.B., MONDELLI, R.F.L., FRANCISCONI, P.A.S., NAVARRO, M.F.L. (2003). Diametral tensile strength and water sorption of glass-ionomer cements used in Atraumatic Restorative Treatment. *J. Appl. Oral. Sci.*, **11**: 96-101.
- CHADWICK, R.G., MC CABE, J.F., WALLS, A.W.G., STORER, R. (1990). The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dent. Mater.*, **6**: 123-128.
- CHEN, M.H. (2010). Update on dental composites. *J.Dent.Res.*, **89**: 549-560.
- CHUNG, K.H. (1990). The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J. Dent. Res.*, **69**: 852-856.
- CHUNG, K., GREENER, E.H. (1990). Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J. Oral. Rehabil.*, **17**: 487-494.
- CONDON, J.R., FERRACANE, J.L. (2000). Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J.A.D.A.*, **131**: 497-503.

- CONDON, J.R., FERRACANE, J.L. (2002). Reduced polymerization stress through non bonded nanofiller particles. *Biomaterials*, **23**: 3807-3815.
- CRAIG, R.G., POWERS, J.M. (2002). Restorative Dental Materials 11(ed) Chapter 9. Pg: 232-249. Mosby, St. Louis.
- CRISPIN, J.B. (1994). Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals. 3rd Ed. Tokyo: Quintessence Pub. Co. Ltd., p.: 60-71.
- CURTIS, A.R., SHORTHALL, A.C., MARQUIS, P.M., PALIN, W.M. (2008). Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin based composite. *J. Dent.*, **36**: 186-193.
- DAVIS, N. (2003). A nanotechnology composite. *Compendium*, **24**: 662-667.
- DAYANGAÇ, B. (2011). Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitapevi Ltd. Şti., s.: 4-20.
- DE SOUZA, F.B., GUIMARAES, R.P., SILVA, C.H. (2005). A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int.*, **36**: 41-48.
- DELIPERI, S., BARDWELL, D.N. (2002). An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J.A.D.A.*, **133**: 1387-1398.
- DEWALD, J.P., FERRACANE, J.L. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light- activated composites. *J. Dent. Res.*, **66**: 727-730.
- DIETSCHI, D., CAMPANILE, G., HOLZ, J., MEYER, J.M. (1994). Comparison of the color stability of ten new generation composites: an in vitro study. *Dent. Mater.*, **10**: 353-362.
- DIETSCHI, D., MARRET, N., KREJCI, I. (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite microhardness in different curing conditions. *Dent. Mater.*, **19**: 493-500.
- DRUMMOND, J.L., ANDRONOVA, K., AL-TURKI, L.I., SLAUGHTER, L.D. (2004). Leaching and mechanical properties characterization of dental composites. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **15**: 172-180.
- DUKE, E.S. (2003). Has dentistry moved into the nanotechnology area? *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **24**: 380-382.
- EICK, J.D., KOSTORYZ, E.L., ROZZI, S.M., JACOBS, D.W., OXMAN, J.D., CHAPPELOW, A.G., GLAROS, A.G., YOURTEE, D.M. (2002). In vitro biocompatibility of oxirane/polyol composites with promising physical properties. *Dent. Mater.* **18**: 413- 421.
- ELIADES, G.C., VOUGIOUKLAKIS, G.J., CAPUTO, A.A. (1987). Degree of double bond conversion in light cured composites. *Dent. Mater.*, **3**: 19-25.



- ELLIOT, J.E., LOVELL, LG., BOWMAN, C.N. (2001). Primary cyclization in the polymerization of Bis-GMA and TEGDMA: A modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dent. Mater.*, **17**: 221-229.
- ERKLİ, H., AYTAÇ, F., ERSÖZ, E. (2010). Farklı pH değerlerinin kompozit rezinlerin çözünürlüğü üzerine etkisi. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **37**: 121- 127.
- EUROPEAN PHARMACOPOEIA. (2002). 4th Ed. Council of Europe, Strasbourg: p.: 933, 1138.
- FAN, P.L., EDAHL, A., LEUNG, R.L., STANFORD, J.W. (1985). Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. *J. Dent Res.*, **64**: 78-80.
- FARAH, J.M., DOUGHERTY, E.W. (1981). Unfilled, filled and microfilled composite resins. *Oper. Dent.*, **6**: 95-99.
- FERRACANE, J.L. (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resin. *Dent. Mater.*, **1**: 11-14.
- FERRACANE, J.L. (1994). Elution of leachable components from composites. *J. Oral. Rehabil.*, **21**: 441-452.
- FERRACANE, J.L. (2001). New polymer resins for dental restoratives. *Oper. Dent.*, **6**: 199-209.
- FERRACANE, J.L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent. Mater.* **22**: 211-222.
- FERRACANE, J.L. (2011). Resin composite- State of art. *Dent. Mater.*, **27**: 29-38.
- FERRACANE, J.L., CONDON, J.R. (1990). Rate of elution of leachable components from composite. *Dent. Mater.*, **6**: 282-287.
- FERRACANE, J.L., CONDON, J.R. (1992). Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography. *Dent. Mater.*, **8**: 290-295.
- FERRACANE, J.L., GREENER, E.H. (1984). Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resin methods comparison. *J.Dent. Res.*, **63**: 1093-1095.
- FERRACANE, J.L., MARKER, V.A. (1992). Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J. Dent. Res.*, **71**: 13-19.
- FERRACANE, J.L., BERGE, H.X., CONDON, J.R. (1998). In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J. Biomed. Mater. Res.*, **42**: 465-472.
- FINER, Y., SANTERRE J.P. (2007). Influence of silanated filler content on the biodegradation of bisGMA/TEGDMA dental composite resins. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **81**: 75-84.

- FLOYD, C.J. DICKENS, S.H. (2006). Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent. Mater.*, **22**: 1143-1149.
- FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. (1976). FDA Guidelines for chemistry and technology requirements of indirect additive petitions. Department of Health, Education and Welfare, Washington, DC, USA: p.:11. In: YAP, A.U.J., WATTANAPAYUNGKUL, P., CHUNG, S.M. (2003b). Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper. Dent.*, **28**: 723-727.
- FOOD AND DRUG ADMINISTRATION, DIVISION OF FOOD CHEMISTRY AND TECHNOLOGY. (1988). Recommendations for chemistry data for indirect food additive petitions. Department of Health and Human Services, Washington, DC, USA: p.: 9 In: YAP, A.U.J., CHEW, C.L., ONG, L.F., TEOH, S.H. (2002a). Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. *J. Oral Rehabil.*, **29**: 87-97.
- FORTIN, D., VARGAS, M.A. (2000). The spectrum of composites: new techniques and materials. *J.A.D.A.*, **131**: 26S-30S.
- FOWLER, C.S., SWARTZ, M.L., MOORE, B.K. (1994). Efficiency testing of visible-light-curing units. *Oper. Dent.*, **19**: 47-52.
- FREUND, M., MUNKSGAARD, E.C. (1990). Enzymatic degradation of BISGMA/TEGDMA polymers causing decreased microhardness and greater wear in vitro. *Scand. J. Dent. Res.*, **98**: 351-355.
- GEURTZEN, W. (1998). Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur. J. Oral. Sci.*, **106**: 687-695.
- GEURTZEN, W., SCHOELER, J. (1997). A 4-year retrospective clinical study of class I and II composite fillings. *J.Dent.*, **25**: 229-232.
- GEURTZEN, W., LEHMANN, F., SPAHL W., LAYHAUSEN, G. (1998). Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/ additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl.*, **41**: 474-480.
- GIUNTA, J.L. (1983). Dental erosion resulting from chewable vitamin C tablets. *J. Am. Dent. Assoc.*, **107**: 253-256.
- GORDAN, V.V., PATEL, S.B., BARRETT, A.A., SHEN, C. (2003). Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *Oper. Dent.*, **28**: 560-567.
- GÖKAY, O., ÖZYURT, P., SEÇKİN, B. (1998). Farklı bitirme ve cila yöntemleri uygulanmış bir kompozit rezinin çeşitli likitler karşısında gösterdiği yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması. *T. Klin. Diş Hek. Bil.*, **4**: 55-60.
- GÖKAY, O., YILMAZ, B., ÖZYURT, P. (1999). Üç restoratif dolgu materyalinin çeşitli likitler karşısındaki yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırılması. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **26**: 37-43.

- GÖPFERICH, A. (1995). Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials*, **17**: 103-114.
- GREENSTEIN, G. (2003). Clinical versus statistical significance as they relate to the efficacy of periodontal therapy. *J.A.D.A.*, **134**: 583-591.
- HANSEN, E.K., ASMUSSEN, E. (1993). Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand. J. Dent. Res.*, **101**: 62-64.
- HARRINGTON, E., WILSON, H.J. (1995). Determination of radiation energy emitted by light activation units, *J. Oral. Rehabil.*, **22**: 377-385
- HOFMANN, N., HUGO, B., SCHUBERT, K., KLAIBER, B. (2000). Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus and hardness of photoactivated resin composites. *Clin. Oral Invest.*, **4**: 140-147.
- HOFMANN, N., PAPSTHART, G., HUGO, B., KLAIBER, B. (2001). Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J. Oral. Rehabil.*, **28**: 1022-1028.
- HOFMANN, N., MARKERT, T., HUGO, B., KLAIBER, B. (2004). Effect of intensity vs. soft- start halogen irradiation on light cured resin based composites. Part II: Hardness and solubility. *Am. J. Dent.*, **17**: 38-42.
- HUNTER, G., LANE, D.M., SCRIMGEOUR, S.N., MC DONALD, P.J., LLYOD, C.H. (2003). Measurement of the diffusion of liquids into dental restorative resins by stray- field nuclear magnetic resonance imaging (STRAFI). *Dent. Mater.*, **19**: 632-638.
- IKEMURA, K., ENDO, T. (2010). A review of development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *J. Dent. Mater.*, **29**: 481-501.
- INOUE, K., HAYASI, I. (1982). Residual monomer (Bis-GMA) of composite resins. *J. Oral Rehabil.*, **9**: 493-497.
- INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 4049: Dentistry-Polymer-based filling, restorative and luting materials. Switzerland, 2000.
- JACKSON, R.D., MORGAN, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *J.A.D.A.*, **131**: 375-83.
- JOKSTAD, A., MJOR, I.A., QVIST, V. (1994). The age of restorations in situ. *Acta. Odontol. Scand.*, **52**: 234-242.
- KALACHANDRA, S., WILSON, T.W. (1992). Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials. *Biomaterials*, **13**: 105-109.

- KANNURPATTI, A.R., ANSETH, J.W., BOWMAN, C.N. (1998). A study of the evolution of mechanical properties and structural heterogeneity of polymer networks formed by photopolymerizations of multifunctional (meth)acrylates. *Polymer*, **39**: 2507-2513.
- KAO, E.C. (1989). Influence of food simulating solvents on resin composite and glass ionomer restorative cement. *Dent. Mater.*, **5**: 201-208.
- KARABELA, M.M., SIDERIDOU, I.D. (2008). Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *Dent. Mater.*, **24**: 1631-1639.
- KELSEY, W.P., BLANKENAU, R.J., POWELL, L.G. (1991). Application of the Argon laser to dentistry. *Laser Surg. Med.*, **11**: 495-498.
- KERBY, R.E., KNOBLOCH, L.A., SCHRICKER, S., GREGG, B. (2009). Synthesis and evaluation of modified urethane dimetacrylate resins with reduced water sorption and solubility. *Dent. Mater.*, **25**: 302-313.
- KIM, K.H., ONG, J.L., OKUNO, O. (2002). The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J. Prosthet. Dent.*, **87**: 642-649.
- KNOBLOCH, L.A., KERBY, R.E., McMILLEN, K., CLELLAND, N. (2000). Solubility and sorption of resin based luting cements. *Oper. Dent.*, **25**: 434-440.
- KNOBLOCH, L.A., KERBY, R.E., CLELLAND, N., LEE, J. (2004). Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *Oper. Dent.*, **29**: 642-649.
- KOIZUMI, H., SATSUKAWA, H., TANOUE, N., OGINO, T., NISHIYAMA, M., MATSUMURA, H. (2005). Effect of metal halide light source on hardness, water sorption and solubility of indirect composite material. *J. Oral Sci.*, **47**: 165-169.
- KOUPIS, N.S., VERCRUYSSSE, C.W.J., MARKS, L.A.M., MARTENS, L.C., VERBEECK, R.M.H. (2004). Curing depth of composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent. Mater.*, **20**: 908-914.
- KUGEL, G. (2000). Direct and indirect adhesive restorative materials: a review. *Am. J. Dent.*, **13**: 35D-40D.
- KURACHI, C., TUBOY, A.M., MAGALHAES, D.V., BAGNATO, V.S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent. Mater.*, **17**: 309-315.
- LARSEN, I.B., FREUND, M., MUNKSGAARD, E.C. (1992). Change in surface hardness of Bis GMA/TEGDMA polymer due to enzymatic action. *J. Dent. Res.*, **71**: 1851-1853.
- LARSEN, I.B., MUNKSGAARD, E.C. (1991). Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Eur. J. Oral Sci.*, **99**: 254-261.

- LEE, S.Y., GREENER, E.H., MUELLER, H.J., CHIU, C.H. (1994). Effect of food and oral simulating fluids on dentine bond and composite strength. *J. Dent.*, **22**: 352-359.
- LEE, S.Y., GREENER, E.H., MENIS, D.L. (1995a). Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva. *Dent. Mater.*, **11**: 348-353.
- LEE, S.Y., GREENER, E.H., MUELLER, H.J. (1995b). Effect of food and oral simulating fluids on structure of adhesive/composite systems. *J. Dent.*, **23**: 27-35.
- LEE, S.Y., HUANG, H.M., LIN, C.Y., SHIH, Y.H. (1998). Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J. Oral Rehabil.*, **25**: 575-588.
- LEINFELDER, K.F., LEMANS, J.E. (1988). *Clinical Restorative Materials and Techniques*. 3rd Ed. Philadelphia: LEA and Febiger Co., p.: 309-312.
- LI, J., NICANDER, I., VON BEETZEN, M., SUNDSTROM, F. (1996). Influence of paste temperature at curing on conversion rate and bending strength of light cured dental composites. *J. Oral Rehabil.*, **23**: 298-301.
- LOPES, L.G., JARDIM FILHO ADA, V., DE SOUZA, J.B., RABELO, D., FRANCO, E.B., DE FREITAS, G.C. (2009). Influence of pulse-delay curing on sorption and solubility of a composite resin. *J. Appl. Oral Sci.*, **17**:27-31.
- LOPES, L.G., MORAES, B.R., SOUZA, R.M., JARDIM FILHO ADA, V., MOREIRA FDO, C., CAMPOS, R.E., DE SOUZA, J.B. (2010). How light sources and distance of light tip influence sorption, solubility, and biaxial flexural strength of a composite resin. *Gen. Dent.*, **58**: 162-167.
- LOVELL, L.G., NEWMAN, S.M., BOWMAN, C.N. (1999). The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J. Dent. Res.*, **78**:1469-1476.
- LUTZ, F., PHILLIPS, R.W., (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Oper. Dent.*, **50**: 480-488.
- LUTZ, F., SETCOS, J.C., PHILIPS, R.W. (1983). New finishing instruments for composite resins. *J.A.D.A.*, **107**: 575-580.
- MAIR, L.H., STOLARSKI, T.A., VOWLES, R.W., LLOYD, C.H. (1996). Wear: mechanism, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J. Dent.*, **24**: 141-148.
- MALACARNE, J., CARVALHO, R.M., DE GOES, M.F., SVIZERO, N., PASHLEY, D.H., TAY, F.R. (2006). Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent. Mater.*, **22**: 973-980.
- MANDEL, L. (2005). Dental erosion due to wine consumption. *J. A. D. A.*, **136**: 71-75.

- MANHART, J., KUNZELMANN, K.H., CHEN, H.Y., HICKEL, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *J. Biomed. Mater. Res.*, **53**: 353-61.
- MANTE, M.O., SALEH, N., MANTE, F.K. (1993). Softening patterns of post cure heat treated dental composites. *Dent. Mater.*, **9**: 325-331.
- MANTE, M.O., SALEH, N., TANNA, N.K., MANTE, F.K. (1999). Softening patterns of light cured glass ionomer cements. *Dent. Mater.*, **15**: 303-309.
- MARTIN, M., JEDYNAKIEWICZ, N. (1998). Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials*, **19**:77-83.
- MARTIN, N., JEDYNAKIEWICZ, N.M., FISHER, A.C. (2003). Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent. Mater.*, **19**: 77-86.
- MC CABE, J.F., RUSBY, S. (2004). Water sorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials. *Biomaterials*, **25**: 4001-4007.
- MC KINNEY, J.E., WU, W. (1985). Chemical softening and wear of dental composites. *J. Dent. Res.*, **64**: 1326-1331.
- MITRA, S.B., WU, D., HOLMES, B.N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J. Am. Dent. Assoc.*, **134**: 1382-1390.
- MOMOI, Y., McCABE, J.F. (1994). Hygroscopic expansion of resin based composites during 6 months of water storage. *Br. Dent. J.*, **176**: 91-96.
- MOREIRA, F.C., FILHO, N.R., SOUZA, J.B., LOPES, L.G. (2010). Sorption, solubility and residual monomers of a dental adhesive cured by different light-curing units. *Braz. Dent. J.*, **15**: 432-438.
- MORTIER, E., GERDOLLE, D.A., JACQUOT, B., PANIGHI, M.M. (2004). Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent-resin based filling material. *Oper. Dent.*, **29**: 669-676.
- MUENCH, A., CORREA, I.C., GRANDE, R.H.M., JOAO, M. (2005). The effect of specimen dimensions on the flexural strength of a composite resin. *J. Appl. Oral Sci.*, **13**: 265-268.
- MUNKSGAARD, E.C., FREUND, M. (1990). Enzymatic hydrolysis of (di) methacrylates and their polymers. *Eur. J. Oral. Sci.*, **98**: 261-267.
- MUSANJE, L., SHU, M., DARVELL, B.W. (2001). Water sorption and mechanical behavior of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent. Mater.*, **17**: 394-401.
- NEWMAN, S.M., MURRAY, G.A., YATES, J.L. (1983). Visible lights and visible light activated composite resins. *J. Prosthet. Dent.*, **50**: 31-35.
- O'BRIEN, W.J. (1989). Dental Materials Properties and Selection. Quintessence Publishing. Pg:46-49.

- ODIAN, G. (2004). Principles of polymerization. Canada: John Wiley & Sons. Chapter 3. p: 261.
- OILO, G. (1992). Biodegradation of dental composites/ glass ionomer cements. *Adv. Dent. Res.*, **6**: 50-54.
- OLMEZ, A., OZTAS, N., BODUR, H. (2004). The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper. Dent.*, **29**: 713-719.
- OYSAED, H., RUYTER, I.E. (1986a). Composites for use in posterior teeth. Mechanical properties tested under dry and wet conditions. *J. Biomed. Mater. Res.*, **20**: 261-271.
- OYSAED, H., RUYTER, I.E. (1986b). Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J. Dent. Res.*, **65**: 1315-1318.
- OYSAED, H., RUYTER, I.E., SJOVIK-KLEVEN, I.J. (1988). Release of formaldehyde from dental composites. *J. Dent. Res.*, **67**: 1289-1294.
- ÖRTENGREN, U., ANDREASSON, H., KARLSSON, S., MEDING, B., BARREGARD, L. (1999). Prevalance of self-reported skin symptoms among Swedish dentists. *Eur. J. Oral. Sci.*, **106**: 496-505.
- ÖRTENGREN, U., ELGH, U., SPASENOSKA, V., MILLEDING, P., HAASUM, J., KARLSSON, S. (2000). Water sorption and flexural properties of a composite resin cement after water storage. *Int. J. Prosthodontics.*, **13**: 141-147.
- ÖRTENGREN, U., WELLENDORF, H., KARLSSON, S., RUYTER, I.E. (2001a). Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J. Oral. Rehabil.*, **28**: 1106-1115.
- ÖRTENGREN, U., ANDERSSON, F., ELGH, U., TERSELIUS, B., KARLSSON, S. (2001b). Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behavior of three composite resin materials. *J. Dent.*, **29**: 35-41.
- PALIN, W.M., FLEMING, G.J.P., NATHWANI, H., BURKE, F.J.T., RANDALL, R.C. (2005a). In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent. Mater.*, **21**: 324-335.
- PALIN, W.M., FLEMING, G.J., BURKE, F.J., MARQUIS, P.M., RANDALL, R.C. (2005b). The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. *Dent. Mater.* **21**: 852-863.
- PARK, S.H. (1996). Comparison of degree of conversion for light-cured and additionally heat-cured composites. *J. Prosthet. Dent.*, **76**: 613-618.
- PARK, Y.J., CHAE, K.H., RAWLS, H.R. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent. Mater.*, **15**: 120-127.

- PEARSON, G.J. (1979). Long term water sorption and solubility of composite filling materials. *J. Dent.*, **7**: 64-68.
- PEUTZFELDT, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur. J. Oral Sci.*, **105**: 97-116.
- PEUTZFELDT, A., ASMUSSEN, E. (1992). Influence of ketones on selected mechanical properties of resin composites. *J. Dent. Res.*, **71**: 1847-1850.
- PEUTZFELDT, A., ASMUSSEN E. (1996). Effect of propanal and diacetyl on quantity of remaining double bonds of chemically cured BisGMA EGDMA resins. *Eur. J. Oral. Sci.*, **104**: 309-312.
- PHILLIPS, R. (1991). Skinner's science of dental materials. Philadelphia. W.B. Saunders.
- PILO, R., OELGIESSER, D., CARDASH, H.S. (1999). A survey output intensity and potential for depth of cure among light curing units in clinical use. *J. Dent.*, **27**: 235-241.
- PIRES, J.A., CVITKO, E., DENEHY, G.E., SWIFT, E.J. (1993). Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int.*, **24**: 517-521.
- POWERS, J.M., WATAHA, J.C. (2008). Dental Materials: Properties and Manipulation (Craig) 9(ed). Chapter 4. Pg:70-83. Mosby,Elsevier.
- PUKETT, A.D., FITCHIE, J.G., KIRK, P.C., GAMBLIN, J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dent. Clin. N. Am.*, **51**: 659- 675.
- QUANCE, S.C., SHORTHALL, A.C., HARRINGTON, E., LUMLEY, P.J. (2001). Effect of exposure intensity and postcure temperature storage on hardness of contemporary photo activated composites. *J. Dent.*, **29**: 553-560.
- RAWLS, K.J. (2003). Mechanical properties of dental materials In: Phillips' Science Of Dental Materials 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, K.J. St. Louis: W.B. Saunders, p.: 69-143.
- RAWLS, K.J., ESQUIVEL-UPSHAW, J. (2003). Restorative resins. in: Phillips' Science of Dental Materials 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, K.J., St. Louis: W.B. Saunders, p.: 399-437.
- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., CRISPIN, M.J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *J. Prosthet. Dent.*, **80**: 280-301.
- RUEGGEBERG, F.A., MARGESON, D.H. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J. Dent. Res.*, **69**: 1652-1658.
- RUEGGEBERG, F.A., CAUGHMAN, W.F., CURTIS, J.W. (1994). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper. Dent.*, **19**: 26-32.
- RUYTER, I.E. (1995). Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in an aqueous environment. *Advances*. **9**: 344-347.



- RUYTER, I.E., OYSAED, H. (1987). Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J. Biomed. Mater. Res.*, **21**: 11-23.
- SAKAGUCHI, R.L., DOUGLAS, W.H., PETERS, M.C.R.B. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J. Dent.*, **20**: 183-188.
- SANTOS, C., CLARKE, R.L., BRADEN, M., GUITIAN, F., DAVY, K.W.M. (2002). Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials*, **23**: 1897-1904.
- SARRETT, D.C., RAY, S. (1994). The effect of water on polymer matrix and composite wear. *Dent. Mater.*, **10**: 5-10.
- SARRETT, D.C., COLETTI, D.P., PELUSO, A.R. (2000). The effects of alcoholic beverages on composite wear. *Dent. Mater.*, **16**: 62-67.
- SAYGILI, G., SAHMALI, S., DEMIREL, F. (2003). Changes in the mechanical properties of tooth-colored direct restorative materials in relation to time. *Polym. Adv. Technol.*, **14**: 616-622.
- SCHWEIKL, H., SCHMALZ, G., WEINMANN, W. (2002). Mutagenic activity of structurally related oxiranes and siloxanes in *Salmonella typhimurium*. *Mutat. Res.*, **521**: 19-27.
- SCHWEIKL, H., SCHMALZ, G., WEINMANN, W. (2004). The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro. *J. Dent. Res.*, **83**: 17-21.
- SHINTANI, H., SATOU, N., YUKIHIRO, A., SATOU, J., YAMANE, I., KOUZAI, T., ANDOU T., KAI, M., HAYASHIHARA, H., INOUE, T. (1985). Water sorption, solubility and staining properties of microfilled resins polished by various methods. *Dent. Mater. J.*, **4**: 54-62.
- SHORTALL, A., HARRINGTON, E. (1996). Guidelines for the selection, use and maintenance of visible light activation units. *Br. Dent. J.*, **180**: 383-387.
- SHORTALL, A.C., WILSON, H.J., HARRINGTON, E. (1995). Depth of cure of radiation activated composite restoratives. Influence of shade and opacity. *J. Oral Rehabil.*, **22**: 337-342.
- SIDERIDOU, I.D., ACHILIAS, D.S. (2005). Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **74**: 617-626.
- SIDERIDOU, I.D., KARABELA, M.M. (2011). Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimetacrylate resins. *Dent. Mater.*, **27**: 1003-1010.
- SIDERIDOU, I., TSERKI, V., PAPANASTASIOU, G. (2003). Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimetacrylate- based dental resins. *Biomaterials*, **24**: 655-665.

- SIDERIDOU, I., ACHILIAS, D.S., SPYROUDI, C., KARABELA, M. (2004). Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. *Biomaterials*, **25**: 367-376.
- SIDERIDOU, I.D., KARABELA, M.M., VOUVOUDI, E.C. (2008a). Volumetric dimensional changes of dental light-cured dimetacrylate resins after sorption of water or ethanol. *Dent. Mater.*, **24**: 1131-1136.
- SIDERIDOU, I.D., KARABELA, M.M., VOUVOUDI, E.C. (2008b). Dynamic thermomechanical properties and sorption characteristics of two commercial light cured dental resin composites. *Dent. Mater.*, **24**: 737-743.
- SILVA, E.M., ALMEIDA, G.S., POSKUS, L.T., GUIMARAES, J.G.A. (2008). Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and nanofilled resin composite influence of the light activation mode. *J. Appl. Oral Sci.*, **16**: 161-166.
- SODERPOLIN, K.J., MARIOTTI, A. (1999). BIS-GMA-based resins in dentistry: Are they safe? *J. Am. Dent. Assoc.*, **130**: 201-208.
- SÖDERHOLM, K.J. (1981). Degradation of glass filler in experimental composites. *J. Dent. Res.*, **60**: 1867-1875.
- SÖDERHOLM, K.J. (1983). Leaking of fillers in dental composites. *J. Dent. Res.*, **62**: 126-130.
- SÖDERHOLM, K.J., ZIGAN, M., RAGAN, M., FISCHISCHWEIGER, W., BERGMAN, M. (1984). Hydrolytic degradation of dental composites. *J. Dent. Res.*, **63**: 1248-1254.
- ST-GEORGES, A.J., SWIFT, E.J., THOMPSON, J.Y., HEYMANN, H.O. (2003). Irradiance effects on the mechanical properties of universal hybrid and flowable hybrid resin composites. *Dent. Mater.*, **19**: 406-413.
- STANSBURY, J.W. (2000). Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J. Esthet. Dent.*, **12**: 300-308.
- STUDERVANT, C.M., ROBERSON, T.M., HEYMANN, H.O., STUDERVANT, J.R. (1995). The art and science of operative dentistry. 3rd Ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc., p.: 252-263.
- SUZUKI, S. (2004). Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam?. *J. Esthet. Restor. Dent.*, **16**: 355-365.
- SWARTZ, M.L., MOORE, B.K., PHILIPS, R.W. (1982). Direct restorative resins-a comparative study. *J. Prosthet. Dent.*, **47**: 163-170.
- ŞENOCAK, M.Ş. (2009). Klinik biyoistatistik. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri; Sayfa: 189-191.
- TAIRA, M., URABE, H., HIROSE, T., WAKASA, K., YAMAKI, M. (1988). Analysis of photo-initiators in visible light cured dental composite resins. *J. Dent. Res.*, **67**: 24-28.

- THALACKER, C., HEUMANN, A., WEINMANN, W., GUGGENBERGER, R., LUCHTERHANDT, SYREK, A. (2004). Marginal integrity of class V silorane and methacrylate composite restorations. *J. Dent. Res.*, **83**: SI-A., abstr. No . 1364.
- THALACKER, C., HEUMANN, A., HAMPE, R., WEINMANN, W., GUGGENBERGER, R., SYREK, A. (2005). Marginal integrity of silorane and methacrylate restorations after load cycle. *J. Dent. Res.*, **84**: SI-A., abstr. No. 0277.
- TILBROOK, D.A., CLARKE, R.L., HOWLE, N.E., BRADEN, M. (2000). Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials*, **21**: 1743-1753.
- TOLEDANO, M., OSORIO, R., OSORIO, E., FUENTES, V., PRATI, C., GARCIA-GODOY, F. (2003). Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J. Dent.*, **31**: 43-50.
- TOLEDANO, M., OSORIO, R., OSORIO, E., AGUILERA F.S., ROMEO, A., DE LA HIGUERA, B., GARCIA-GODOY, F. (2006). Sorption and solubility testing of orthodontic bonding cements in different solutions. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.*, **76**: 251-256.
- TURSSI, C.P., HARA, A.T., SERRA, M.C., RODRIGUES, J.R. (2002). Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *J. Oral Rehabil.*, **29**: 864-871.
- UM, M.C., QILO, G. (1992). The effect of early water contact on glassionomer cements. *Quintessence Int.*, **23**: 209-214.
- URE, D., HARRIS, J. (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent. Update.*, **30**: 10-15.
- VARGAS, M.A., COBB, D.S., SCHMIT, J.L. (1998). Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper. Dent.*, **23**: 87-93.
- VASVUDEVA, G. (2009). Monomer systems for dental composites and their future: A review. *J. Califf. Dent. Assoc.*, **37**: 389-398.
- VAUBERT, V.M., MOON, P.C., LOVE, B.J. (1999). Extractable free monomers from self-cured dental sealants resulting from dispensing errors. *J. Biomed. Mater. Res.*, **48**: 5-8.
- VON FRAUNHOFER, J.A., CURTIS P. (1989). Physical and mechanical properties of anterior and posterior composite restorative materials. *Dent. Mater.*, **5**: 365-368.
- WAKEFIELD, C.W., KOFFORD, K.R. (2001). Advances in restorative materials. *Dent. Clin. North Am.*, **45**: 7-29.
- WATTS, D.C., AMER, O., COMBE, E.C. (1984). Characteristics of visible-light activated composite systems. *Br. Dent. J.*, **156**: 209-215.

- WATTS, C., KISUMBI, B.K., TOWORFE, G.K. (2000). Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media. *J.Dent.*, **16**: 89-96.
- WEINMANN, W., THALACKER, C., GUGGENBERGER, R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dent. Mater.*, **21**: 68-74.
- WHITESIDES, G.M., CHRISTOPHER LOVE, J. (2001). The art of building small. *Sci. Am.*, **285**: 38-47.
- WILLEMS, G., LAMBRECHTS, P., BRAEM, M., VANHERLE, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.*, **24**: 641-657.
- WU, W., MC KINNEY, J.E. (1982). Influence of chemicals on wear of dental composites. *J. Dent. Res.*, **61**: 1180-1183 In: ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. (2001). Influence of selected components on cross link density in polymer structures. *Eur. J. Oral Sci.*, **109**: 282-285.
- WU, W., TOTH, E.E., MOFFA, J.F., ELLISON, J.A. (1984). Subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. *J. Dent. Res.*, **63**: 675-680.
- YAP, A., LEE, C.M. (1997). Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *J. Oral Rehabil.*, **24**: 310-314.
- YAP, A.U.J., TAN, D.T., GOH, B.K., KUAH, H.G., GOH, M. (2000a). Effect of food- simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid modified composite restoratives. *Oper. Dent.*, **25**: 202-208.
- YAP, A.U.J., LOW, J.S., ONG, L.F. (2000b). Effect of food-simulating liquids on the surface characteristics of composite and polyacid modified composite restoratives. *Oper. Dent.*, **25**: 170-176.
- YAP, A.U.J., TAN, S.H.L., WEE, S.S.C., LEE, C.W. (2001). Chemical degradation of dental composites. *J. Oral Rehabil.*, **28**: 1015-1021.
- YAP, A.U.J., CHEW, C.L., ONG, L.F., TEOH, S.H. (2002a). Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. *J. Oral Rehabil.*, **29**: 87-97.
- YAP, A.U.J., WEE, K.E.C., TEOH, S.H. (2002b). Effects of cyclic temperature changes on hardness of composite restoratives. *Oper. Dent.*, **27**: 25-29.
- YAP A.U.J., LEE, M.K., CHUNG, S.M., TSAI, K.T., LIM, C.T. (2003a). Effect of food- simulating liquids on the shear punch strength of composite and polyacid modified composite restoratives. *Oper. Dent.*, **28**: 529-534.
- YAP A.U.J., W A T T A N A P A YUNGKUL, P., CHUNG, S.M. (2003b). Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper. Dent.*, **28**: 723-727.
- YAP, A.U.J., TAN, C.H., CHUNG, S.M. (2004a) Wear behavior of new composite restoratives. *Oper. Dent.*, **29**: 269-274.

- YAP, A.U.J., MAH, M.K.S., LYE, C.P.W., LOH, P.L. (2004b). Influence of dietary simulating solvents on the hardness of provisional restorative materials. *Dent. Mater.*, **20**: 370-376.
- YAP, A.U.J., SOH, M.S., HAN, V.T.S., SIOW, K.S. (2004c). Influence of curing lights and modes on crosslink density of dental composites. *Oper. Dent.*, **29**: 410-415.
- YAP, A. U. J., LIM, L.Y., YANG, T.Y., ALI, A., CHUNG, S.M. (2005). Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Oper. Dent.*, **30**: 129-133.
- YAZICI, A.R., OZGUNALTAY, G., DAYANGAC, B. (2003). The effect of different types of flowable restorative resins on microleakage of Class V cavities. *Oper. Dent.*, **28**: 773-778.
- YESILYURT, C., YOLDAS, O., ALTINTAS, S.H., KUSGOZ, A. (2009). Effects of food simulating liquids on the mechanical properties of a silorane-based dental composite. *Dent. Mater.*, **28**: 362-367.
- YOSHII, E. (1997). Cytotoxic effects of acrylates and metacrylates: relationship of monomer structures and cytotoxicity. *J. Biomed. Mater. Res. B. Appl.*, **15**: 517-524.
- ZHOU, M.S., DRUMMOND, J.L., HANLEY, L. (2005). Barium and strontium leaching from aged glass particle/resin matrix dental composites. *Dent. Mater.*, **21**: 145-155.

## ÖZGEÇMİŞ

### I. BİREYSEL BİLGİLER

**Adı** : Hande  
**Soyadı** : Şeberol  
**Doğum Yeri ve Tarihi** : Eskişehir 16/07/1984  
**Uyruğu** : T.C.  
**Medeni Hali** : Evli  
**İletişim Adresi ve Telefonu** :Koru mah. Akasya sok. Begonya A  
blok No:9/8. Yenimahalle/ANKARA  
0 (544) 287 60 76

### II. EĞİTİM BİLGİLERİ

2007-2013 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları  
ve Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora programı  
2002-2007 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
1995-2002 Eskişehir Kılıçoğlu Anadolu Lisesi  
1990-1995 Eskişehir Adalet İlkokulu  
Yabancı Dili : İngilizce

### III. ÜNVANLARI

2007 Diş Hekimi  
2010 Araştırma Görevlisi

### IV. MESLEKİ DENEYİMİ

2005 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları  
ve Tedavisi Anabilim Dalı/ Doktora Öğrencisi

## V. BİLİMSEL İLGİ ALANLARI

### **Yayınlar:**

Mine Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Yapay Gastrik Sıvının Etkisinin In Vitro Olarak İncelenmesi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2009; 36: 143-149.

Farklı pH değerlerinin kompozit rezinlerin çözünürlüğü üzerine etkisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2010; 37 (3): 121-127.

Matriks Metalloproteinazlar: Diş Dokuları ve Çürük Üzerine Etkileri. Cumhuriyet Dental Journal 2011; 14 (3) :92-103.

Farklı Fluor Jellerin Resin Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisinin Karşılaştırılması. Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg. 2012: 29 (2): 76-86.

CPP-ACP'ın Remineralizasyon Potansiyelinin İncelenmesi. Türkiye Klinik Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi 2012; 18(3): 258-263.

Farklı Cila Materyallerinin Bir Kompozit Resin Materyalin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi. Türkiye Klinik Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi 2012; 18 (2): 177-181.

### **Posterler:**

Farklı pH Değerlerinin Kompozit Resinlerin Çözünürlüğü Üzerine Etkisi  
Influence Of Different pH On The Solubility Of Composite Resin Materials  
Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları 12. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi

Morfolojisi Bozuk Dens İnvaginatus Anomalili Bir Dişin Estetik Tedavisi:  
Olgu Sunumu

An Aesthetic Treatment of a Tooth With Dens Invaginatus: Case Report

Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları 13. Uluslararası Bilimsel Kongre ve  
Sergisi

Mine Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Yapay Gastrik Sıvının Etkisinin İn-Vitro  
Olarak İncelenmesi

*In vitro* Investigation of Simulated Gastric Juice Effects on Surface  
Roughness Of Enamel

Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları 13. Uluslararası Bilimsel Kongre ve  
Sergisi

Influence of Different Polishing Materials on Surface Roughness of a  
Composite Resin Material

16<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society Bucharest, Romania

Comparison of Effect of Different APF Gels on Surface Roughness of Resin  
Materials

16<sup>th</sup> Congress of the Balkan Stomatological Society Bucharest, Romania

CPP-CP'nin Remineralizasyon Potansiyelinin İncelenmesi

Assesment of Remineralizaton Potential of CPP-ACP

Ege Bölgesi Diş Hekimleri Odaları 15.Uluslararası Bilimsel Kongre ve  
Sergisi

Dört Farklı Resin Materyalin Süt Dişi Sınıf V Kavitelerinde Mikrosızıntı  
Açısından Karşılaştırılması

Comparison of Four Different Resin Materials Regarding Microleakage in  
Class V Cavities of Primary Teeth

18. Türk Pedodonti Derneği Bilimsel Kongresi



## **VI. BİLİMSEL ETKİNLİKLER**

### **Verdiği Seminerler**

Probiyotikler ve Ağız Sağlığına Etkileri

Matriks Metalloproteinazlar ve Ağız Sağlığı Açısından Değerlendirilmesi