



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ÜÇÜNCÜ NESİL LED İLE POLİMERİZE EDİLEN  
BULK-FİLL KOMPOZİTLERİN  
SU EMİLİM VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİNİN  
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Tuğba AY**

**Samsun  
Mart - 2016**





ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ÜÇÜNCÜ NESİL LED İLE POLİMERİZE EDİLEN  
BULK-FİLL KOMPOZİTLERİN  
SU EMİLİM VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİNİN  
İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Tuğba AY**

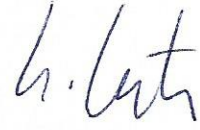
**Danışman: Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL**

**Samsun  
Mart - 2016**

T.C.  
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Tuğba AY tarafından Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL danışmanlığında hazırlanan “Üçüncü nesil LED ile polimerize edilen bulk-fill kompozitlerin su emilim ve suda çözünürlük düzeylerinin *in vitro* olarak karşılaştırılması” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 04/03/2016 tarihinde yapılan sınav ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK Tezi olarak kabul edilmiştir.

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



Üye : Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN (Gaziosmanpaşa Üniversitesi)



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



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

04.03.2016  


**Prof. Dr. Hikmet AYDEMİR**  
**Ondokuz Mayıs Üniversitesi**  
**Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı**

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin her aşamasında desteğini ve yardımlarını benden esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bana her zaman yol gösteren ve tez çalışmamda büyük emeği geçen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Nihan GÖNÜLOL'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübeleri ile bizi aydınlatan ve hiç bir konuda yardımını esirgemeyen Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Ertan ERTAŞ'a,

Çalışmamın verilerinin istatistiksel değerlendirmesinin yapılmasında yardımları için Sayın Doç. Dr. Soner ÇANKAYA'ya,

Çalışmamı A seviyesinde değerlendirerek, 1002 - Hızlı Destek Programı kapsamında 114S991 proje numarası ile destek sağlamaya uygun gören Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na,

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

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

Beni bugünlere büyük özveri ve emekle getiren, her zaman yanımda olan ve beni her konuda tereddütsüz destekleyen anne ve babama,

Sevgisini ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyip, moral ve motivasyonumu hep yüksek tutmamı sağlayan yol arkadaşım, sevgili nişanlım Dt. Umur MİSİLLİ'ye

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**ÖZET**  
**ÜÇÜNCÜ NESİL LED İLE POLİMERİZE EDİLEN BULK-FİLL**  
**KOMPOZİTLERİN SU EMİLİM VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİNİN**  
**İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı, kompozit rezin polimerizasyonunda güncel bir ışık cihazı kullanarak, tek tabaka halinde uygulanan yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerin su emilim ve suda çözünürlük değerlerinin karşılaştırılmasıdır.

**Materyal ve Metot:** Çalışmada 3 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin; x-tra fil (VOCO), Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), SonicFill (Kerr) ve kontrol grubu olarak 1 adet mikrohibrit tipte kompozit rezin Filtek Z250 (3M ESPE) kullanılmıştır. Kompozit rezinlerden 8 mm çapında ve 4 mm kalınlığında disk şeklinde örnekler hazırlanarak, 3. nesil bir LED ışık cihazının (VALO, Ultradent) 3 farklı moduyla polimerize edilmiştir. Örneklerin 30 gün boyunca distile suda bekletilmesinin ardından, su emilim ve suda çözünürlük düzeyleri ISO 4049:2009 spesifikasyonuna göre hesaplanmıştır. Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde İki Yönlü Varyans Analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır ( $p < 0,05$ ).

**Bulgular:** Tüm kompozit grupları arasında Filtek Z250 en yüksek emilim değerlerini verirken, bunu sırasıyla Tetric N-Ceram, SonicFill ve x-tra fil takip etmektedir. Farklı ışık modları açısından incelendiğinde ise en yüksek emilim değeri tüm kompozitler için VALO ışık cihazının ekstra güç modu uygulandığında gözlenmiştir. En yüksek çözünürlük değerlerini SonicFill kompozit grubu gösterirken, diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Farklı ışık modları açısından ise suda çözünürlük değerlerinde belirgin bir fark oluşmamıştır. Su emilimi ve suda çözünürlük değerleri arasında ise herhangi bir ilişki gözlenmemiştir.

**Sonuç:** Bu çalışmada kullanılan tüm kompozit rezinlerin, 3. nesil LED ışık cihazının kısa sürede polimerizasyon sağlayan yüksek güçteki modlarıyla polimerize edilmesi sonucu su emilim değerleri artmıştır. Geleneksel kompozit rezin, bulk-fill kompozitlerden daha fazla su emilimi göstermiştir. SonicFill kompozit grubunun polimerizasyon süresinin kısaltılması, çözünürlüğünü belirgin şekilde arttırmıştır.

**Anahtar kelimeler:** bulk-fill kompozit; LED; su emilimi; suda çözünürlük

**Tuğba AY, Uzmanlık Tezi**  
**Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, Mart-2016**

**ABSTRACT**  
**IN VITRO INVESTIGATION OF LEVELS OF WATER SORPTION AND**  
**WATER SOLUBILITY OF BULK-FILL COMPOSITES POLYMERIZED BY**  
**THIRD GENERATION LED LCU**

**Aim:** The purpose of this study was to compare the water sorption and solubility of high viscosity bulk-fill composites applied in a single layer by curing with a current light source.

**Materials and Methods:** Three different high-viscosity bulk-fill composite resins x-tra fil (VOCO), Tetric N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), SonicFill (Kerr) and a microhybrid composite resin as a control group Filtek Z250 (3M ESPE) were used in this study. Disc shaped specimens 8 mm in diameter and 4 mm thick were prepared from composite resins and then the specimens were cured by three different modes of a third generation LED LCU (VALO, Ultradent). The levels of water sorption and solubility were measured according to ISO 4049:2009 specifications after immersion in distilled water for thirty days. Data were analyzed using two-way ANOVA and post hoc Tukey's test ( $p < 0,05$ ).

**Results:** Among the all tested composite groups, Filtek Z250 group had the highest sorption values followed by Tetric N-Ceram, SonicFill and x-tra fil. Of the different curing modes tested, VALO LCU in extra power mode resulted in the highest sorption values. The highest solubility values were measured for SonicFill, while no statistically significant differences were found among the other groups. There was no significant difference in degree of solubility for different curing modes. No significant correlation was detected between sorption and solubility.

**Conclusion:** Based on the results of this study, the polymerization with high power modes of 3rd LED LCU increased the water sorption values of all tested composites. Also traditional composite group exhibited more water sorption values than bulk-fill composites. The reduction in polymerization time significantly increased the solubility of SonicFill composite resin group.

**Key words:** bulk-fill composite; LED; water solubility; sorption

**Tuğba AY, Expertise Thesis**  
**Ondokuz Mayıs University – Samsun, March-2016**

## SİMGELER VE KISALTMALAR

$\approx$	:	Yaklaşık işareti
$\pm$	:	artı, eksi işareti
$^{\circ}\text{C}$	:	Derece Santigrat
<b>p</b>	:	İstatistiksel anlamlılık düzeyi
<b>r</b>	:	Korelasyon katsayısı
<b>g</b>	:	Gram
<b>sn</b>	:	Saniye
<b>J/cm<sup>2</sup></b>	:	Joule / santimetrekare
<b><math>\mu\text{g/mm}^3</math></b>	:	Mikrogram / milimetreküp
<b><math>\mu\text{m}</math></b>	:	Mikrometre
<b>mg</b>	:	Miligram
<b>mJ/cm<sup>2</sup></b>	:	Milijoule / santimetrekare
<b>ml</b>	:	Mililitre
<b>mm</b>	:	Milimetre
<b>mm<sup>2</sup></b>	:	Milimetrekare
<b>mW/cm<sup>2</sup></b>	:	Miliwatt / santimetre kare
<b>nm</b>	:	Nanometre
<b>AFM</b>	:	İlave fragmentasyon monomeri
<b>Bis-EMA</b>	:	Etoksile bisfenol A dimetakrilat
<b>Bis-GMA</b>	:	Bisfenol A glisidil metakrilat
<b>Bis-MA</b>	:	2,2 bis[4-(2-metakriloksietoksi)fenil]propan
<b>Bis-MPEPP:</b>	:	2,2 bis[4-metakriloksi polietoksi)fenil]propan
<b>Bis-PMA</b>	:	2,2 bis[4-(2-metakriloksipropil)fenil]propan
<b>DCPA</b>	:	Dikalsiyum fosfat anhidroz
<b>DDDMA</b>	:	1, 12-dodekandiol dimetakrilat
<b>DEGDMA:</b>	:	Dietilenglikol dimetakrilat
<b>DMAEMA:</b>	:	Dimetilaminoetil metakrilat
<b>EGDMA</b>	:	Etilenglikol dimetakrilat
<b>GPDM</b>	:	Gliserofosfat dimetakrilat
<b>MDTMS</b>	:	10-(metakriloksi)desiltrimetoksisilan
<b>MPS</b>	:	3-metakriloksipropilmetoksisilan



<b>MPTMS</b>	:	3-merkaptopropiltrimetoksisilan
<b>MPTS</b>	:	10-metakriloksipropilmetoksisilan
<b>OTMS</b>	:	Oktiltrimetoksisilan
<b>TCB</b>	:	Bis-2-hidroksietil metakrilat
<b>TEGDMA</b>	:	Trietilen glikol dimetakrilat
<b>TMPTMA</b>	:	Trimetilolpropan trimetakrilat
<b>TTCP</b>	:	Tetrakalsiyum fosfat
<b>UDMA</b>	:	Üretan dimetakrilat
<b>UDMS</b>	:	Üretan dimetakrilat silan
<b>g-MPTS</b>	:	Gamma-metakriloksipropiltrimetoksisilan
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	:	Alüminyum oksit
<b>SiO<sub>2</sub></b>	:	Silisyum dioksit
<b>YbF<sub>3</sub></b>	:	Ytterbium trifluoride
<b>CQ</b>	:	Kamforkinon
<b>ISO</b>	:	Uluslararası Standartlar Teşkilatı
<b>LCTE</b>	:	Termal genleşme katsayısı
<b>PAC</b>	:	Plazma Ark
<b>QTH</b>	:	Kuartz-tungsten-halojen
<b>UV</b>	:	Ultraviyole

## İÇİNDEKİLER

<b>ÖZET</b> .....	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>v</b>
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	<b>vi</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>viii</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi.....	3
2.2. Kompozit Rezinlerin İçeriği.....	3
2.2.1. Organik Matriks.....	3
2.2.2. İnorganik Doldurucular.....	6
2.2.3. Ara Faz.....	6
2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması.....	7
2.4. Kompozit Rezinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler.....	11
2.4.1. Organik Fazın Modifiye Edilmesi.....	11
2.4.2. İnorganik Fazın Modifiye Edilmesi.....	13
2.4.3. Silanların Modifiye Edilmesi.....	13
2.4.4. Bulk-fill Kompozit Rezinler.....	14
2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları.....	21
2.5.1. Halojen Işık Kaynakları (QTH).....	22
2.5.2. Lazer Işık Kaynakları.....	23
2.5.3. Plazma Ark Işık Kaynakları.....	23
2.5.4. LED Işık Kaynakları.....	23
2.6. Kompozit Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri.....	26
2.6.1. Polimerizasyon Büzülmesi ve Büzülme Stresi.....	26
2.6.2. Termal Özellikler.....	27
2.6.3. Yüzey Özellikleri.....	28
2.6.4. Elastisite Modülü.....	29
2.6.5. Renk Stabilitesi.....	30
2.6.6. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük.....	30
<b>3. MATERYAL VE METOT</b> .....	<b>33</b>
3.1. Test Materyalleri.....	33

3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	36
3.3. Su emilimi ve Suda Çözünürlük Ölçümlerinin Yapılması.....	38
3.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	41
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>42</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>46</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>61</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>62</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	



## 1. GİRİŞ

Kompozit rezinlerin kullanıma sunulmasından itibaren önemli ölçüde gelişim göstermeleri, gün geçtikçe daha çok tercih edilen materyaller haline gelmesini sağlamıştır. Materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi yönündeki çalışmalar devam etmesine rağmen, halen en önemli problemi polimerizasyon büzülmesi oluşturmaktadır.

Kompozit rezinlerde klinik başarıyı olumsuz etkileyen polimerizasyon büzülme stresinin sonuçlarını elimine etmek amacıyla günümüze kadar tabakalı yerleştirme (Park ve ark., 2008), akışkan kavite örtücü materyal uygulaması (Alomari ve ark., 2001), alternatif ışık uygulama yöntemleri (Ilie ve ark., 2011) gibi pek çok yöntem denenmiştir. Bunların arasında tabakalama tekniği rezin esaslı kompozit restorasyonların uygulanmasında altın standart olarak kabul edilmektedir (Ilie ve Stark, 2014). Resin kalınlığının sınırlandırılması, büzülme hem hacimsel olarak azaltır; hem de materyalin polimerizasyonu sırasında akabileceği serbest yüzeyi arttırarak, resin ile dış arayüzeyinde oluşan stresi azaltır (Ferracane, 2011; Kim ve ark., 2015a). Aynı zamanda yeterli ışık penetrasyonu ve polimerizasyon derinliği sağlayarak (Poskus ve ark., 2004), daha yüksek polimerizasyon derecesi elde edilir. Polimerizasyon derecesi yüksek olduğunda ise reaksiyona girmeyen artık monomer miktarı azalmakta ve kompozit rezinin fiziksel özellikleri gelişmektedir (Anusavice, 2003).

Ancak tabakalama tekniği, tabakalar arası bağlanmada başarısızlık, kontaminasyon, boşluk oluşma riski, konservatif preparasyonlarda limitli ulaşımına bağlı tabakalama zorluğu, uzayan tedavi prosedürleri ve izolasyon güçlüğü gibi bir takım zorluklar içermektedir (Abbas ve ark., 2003; Sarret, 2005).

Derin kavitelere restorasyon sürecini hızlandırmak ve tabakalama tekniğinden kaynaklı problemlerin üstesinden gelmek için üretici firmalar kütleli olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler ile polimerizasyon derinliğini arttırmayı hedeflemişlerdir. Bu amaçla geçtiğimiz yıllarda tek seferde 4 veya 5 mm'ye kadar yeterli polimerizasyonun elde edilebileceğini iddia ettikleri yeni resin esaslı "bulk-fill kompozitleri" piyasaya sürmüşlerdir.

Işıklı polimerize olan dental kompozitlerin yaygınlaşmasıyla büyük ilerleme kaydeden diğerk bir konu ise polimerizasyonda kullanılan ışık cihazları olmuştur. En güncel ışık cihazları 3. nesil LED'lerdir. 1. ve 2. nesil LED ışık cihazlarının eksikliklerini gidermek amacıyla üretilmişlerdir ve birden fazla diyot ve emisyon piki içerirler (Leprince ve ark., 2010). Ayrıca 3. nesil LED'ler kısa sürede, yüksek ışık şiddeti ile daha kısa polimerizasyon süresi sağlamaktadırlar (Flury ve ark., 2013). Ancak bu özellik konvansiyonel rezin esaslı kompozitler için söylenmiştir, bulk-fill kompozitler için yeterli polimerizasyonun elde edilip edilemeyeceği açık değildir.

Bu çalışmanın amacı, bu güncel materyallerin birlikte kullanılabilirliklerinin belirlenmesidir. Araştırmanın, *in vitro* koşullarda su emilimi ve suda çözünürlük testleriyle gerçekleştirilmesi planlanmıştır. Su emilimi materyallerde boyutsal değişikliklere yol açarak, renklenmelere ve restorasyonun kenarlarında kırılmalara sebep olur. Suda çözünürlük ise restorasyonların kimyasal çözünürlüğünü artırarak biyolojik yapılara olan uyumlarını olumsuz yönde etkiler. Sonuç olarak hem restorasyonun bütünlüğü, mekanik özellikleri hem de yüzey özellikleri ve estetik görünümleri açısından su emilim ve suda çözünürlük değerleri önemli parametrelerdir (Kalachandra ve Wilson, 1992; Yap ve Lee, 1997).

Bu çalışmada, 3. nesil LED ışık cihazının farklı modları kullanılarak polimerizasyonu gerçekleştirilen, tek tabaka halinde uygulanan yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerin su emilim ve suda çözünürlük düzeylerinin, geleneksel tipte kompozit rezinle karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçesi**

Kompozit rezinler, estetik ve fiziksel özelliklerindeki hızlı gelişmeler sayesinde günümüz Diş Hekimliği pratiğinde en sık kullanılan restoratif materyallerden biri haline gelmiştir. İlk olarak Buonocore (1955) tarafından pit ve fissürlerin örtülenmesinde akrilik rezinlerin fosforik asit uygulanmış mine yüzeyine daha iyi bağlandığını bildirmesiyle başlayan süreçte kompozit rezin materyali, ilk kez Bowen (1963; 1965) tarafından tanımlanmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir.

Kompozit rezinlerin ilk üretildikleri yıllardan bu yana geçen sürede formülasyonunda çeşitli değişiklikler yapılmış ve diş hekimliğinde kullanılan materyaller arasında en büyük gelişimi gösteren materyal olmuştur (Dayangaç, 2011)

### **2.2. Kompozit Rezinlerin İçeriği**

Kompozit kelimesi tanım olarak 2 veya daha fazla bileşenden oluşan bir materyali ifade etmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezin, tipik olarak organik matriks, inorganik doldurucular ve bu doldurucuları rezin matrikse bağlayan bağlayıcı ajan olmak üzere 3 ana bileşenden oluşmaktadır (Fortin ve Vargas, 2000).

#### **2.2.1. Organik Matriks**

Bu faz içinde monomerler, komonomerler, serbest radikal polimerizasyonunda görevli başlatıcı-aktivatör sistem, materyalin raf ömrünün uzatılmasında görev alan polimerizasyon inhibitörleri, polimerize olmuş kompozitin kimyasal stabilizasyonunu sağlayan ultraviyole stabilizatörler ve renk pigmentleri bulunmaktadır (Peutzfeldt, 1997).

Günümüzde kullanılmakta olan çoğu kompozit rezinin organik matrikslerinin monomer kısmını "bisfenol A glisidil metakrilat" (BisGMA) ve "üretan dimetakrilat" (UDMA) oluşturmaktadır (Altun, 2005).

BisGMA, 1962'de Rafael Bowen tarafından geliştirilmiş aromatik bir metakrilattır. Metakrilat grupları, serbest radikal polimerizasyonunu sağlayan bölgelerdir ve çevresinde bulunan iki benzen halkası nedeniyle nispeten daha sert

polimerler oluştururlar (Ruyter ve Oysaed, 1982). BisGMA'nın dezavantajları; sertliğinin ve viskozitesinin fazla olması ve renk stabilite problemleri olarak bildirilmiştir (Peutzfeldt, 1997).

Organik rezin matriks kısmında sıklıkla kullanılan bir diğer monomer olan UDMA, 1974'te Foster ve Walker tarafından geliştirilmiştir (Trushkowsky, 2003). Doğada alifatik ve aromatik olarak bulunmaktadır (McCabe ve Walls, 1998). Renk değişimine daha dirençlidir ve BisGMA'ya göre daha düşük bir viskoziteye sahiptir (Murchison ve ark., 2001).

Bis-GMA ve UDMA yüksek moleküler ağırlıklarından dolayı olduğuca visköz yapıda monomerlerdir ve az miktarda doldurucu ilavesi bile klinik kullanım için aşırı sertliğe neden olmaktadır (Craig ve ark., 2000; Van North, 2013). Klinik olarak kullanılabilir bir kıvam elde etmek, inorganik doldurucu içeriğini arttırabilmek, rezini daha esnek ve daha az kırılğan yapabilmek için monomerlerin dilüe edilmesinde daha az viskoziteye sahip komonomerler kullanılmaktadır (Anusavice, 2003). Bu amaç için en fazla kullanılan dilüent monomer "triötilen glikol dimetakrilat" (TEGDMA)'tır (Söderholm ve Moriotti, 1999; Bayne ve ark., 1994). Düşük moleküler ağırlıktaki monomerlerin ilavesi ile visközitede azalma sağlanması yanısıra polimerizasyon büzülmesinde de bir artış söz konusudur, bu da kompozit rezinlerde kullanılabilcekleri miktarı sınırlandırmaktadır (Anusavice, 2003).

Kompozit rezinlerde en yaygın kullanılan bu 3 monomer dışında (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA) piyasadaki kompozit rezinlerin içinde Bis-EMA (2,2 bis[4-(2-methacrylyloxyethoxy)phenyl] propane), Bis-MA (2,2 bis[4-(2-methacrylyloxy)phenyl] propane), Bis-PMA (2,2 bis[4-(3-methacrylyloxypropoxy)phenyl] propane), EGDMA (ethyleneglycol dimethacrylate), DEGDMA (diethyleneglycol dimethacrylate), TE-EGDMA (tetraethyleneglycol dimethacrylate) gibi farklı monomer yapılar da mevcuttur (Ferracane, 2006).

Polimerizasyon Başlatıcı-Aktivatör Sistemi: Polimer zincirlerinin meydana gelmesi serbest radikallerin başlattığı ilave polimerizasyon reaksiyonu ile gerçekteşir (Anusavice, 2003). Fiziksel ve/veya kimyasal aktivasyon ile polimerizasyon reaksiyonu için gerekli serbest radikallerin oluşmasını sağlayan maddeler polimerizasyon

başlatıcıları olarak adlandırılırken (Ferracane, 2001; O'Brien, 2002); başlatıcıları aktive ederek, polimerizasyonun klinik olarak kabul edilebilir bir sürede gerçekleşmesini sağlayan maddeler ise aktivatör olarak adlandırılmaktadır (Ferracane, 2001; O'Brien, 2002; Garcia ve ark., 2006).

Kimyasal olarak aktive olan kompozit rezinler, biri benzoil peroksit inisiyator, diğeri aromatik tersiyer amin (N,N-dimetil-p-toluidin) içeren iki pastadan oluşur. Bu iki pasta karıştırıldığında, amin serbest radikal oluşturmak için benzoil peroksitle reaksiyona girer ve polimerizasyon süreci başlamış olur (Anusavice, 2003).

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde ise, tek bir pasta içerisinde fotobaşlatıcı ve amin aktivatörden oluşan serbest radikal başlatıcı sistem bulunmaktadır. Bu iki bileşen ışıkla aktive olmadığı sürece reaksiyona girmezken; yaklaşık 468 nm dalga boyunda ışığa maruz kaldığında fotosensitizer uyarılarak ilave polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikalleri oluşturmak için amin ile etkileşime girer. Kamforkinon yaygın olarak kullanılan ve üretim sırasında monomer karşımına %0.2 veya daha az miktarlarda ilave edilen bir fotobaşlatıcıdır. Kamforkinon dimetilaminoetil metakrilat (DMAEMA) gibi tersiyer aminlerle birlikte kullanılmaktadır (Anusavice, 2003).

İnhibitörler: Monomerlerin ısı, ışık ve diğeri kimyasal yollarla kendiliğinden polimerize olmasını engelleyen bileşenlerdir. Resinin polimerizasyon öncesi raf ömrünü arttırmak ve sertleşme sonrası kimyasal stabilitesini maksimum süre devam ettirebilmesini sağlamak amacıyla organik matriks yapısına "hidrokinon monometil eter" gibi inhibitörler eklenmektedir (Garcia ve ark., 2006).

Ultraviyole Stabilizatörler: 350 nm'nin altındaki ultraviyole dalga boylarını absorbe ederek renk stabilitesini sağlayan sistemlerdir. Aynı zamanda uzun vadede UV ışığın başlatıcı sistemde bulunan amin bileşikleri üzerindeki renklendirici etkisini elimine ederler. Bunlara örnek olarak "2-hidroksi-4-metoksi benzofenon" gösterilebilir (Garcia ve ark., 2006).

Renk Pigmentleri: Diş dokuna benzer renk ve translüensliği sağlayarak doğal bir görünüm elde etmek amacıyla ilave edilmektedir. Bu pigmentler genellikle az miktarda metal oksit partiküllerinden oluşmaktadır (Anusavice, 2003).



### 2.2.2. İnorganik Doldurucular

İnorganik doldurucu partiküller materyalden materyale değişmekle birlikte; günümüzde kuartz, koloidal silika, baryum silikat, stronsiyum/borosilikat cam, çinko silikat veya lityum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu moleküller kullanılmaktadır. Doldurucular çeşitli şekilde ve büyüklükte matriks içerisinde dağılmış olarak bulunur ve her biri farklı karakteristik özelliklere sahiptir (Ferracane, 1995).

Doldurucu partiküllerin öncelikli amacı matriks miktarını azaltmak ve kompozit rezini güçlendirmektir. Doldurucu miktarı artırılarak dental kompozitlerin bazı önemli özellikleri geliştirilmiştir. Bunlar; (1) resin matriksin güçlendirilmesiyle, materyalin sertliği, basma dayanımı, aşınma direnci artırılmıştır; (2) monomer miktarı azaldığı için polimerizasyon büzülmesi azalmıştır; (3) termal ekspansiyon katsayısında azalma sağlanmıştır; (4) artan viskozitesi ile materyalin manüplasyonu kolaylaşmıştır; (5) su emilimi ve renkleşme miktarı azalmıştır; (6) stronsiyum, baryum cam ve x-ray ışınlarını absorbe eden diğer ağır metallerin eklenmesiyle radyoopasitesi ve teşhiste duyarlılık artırılmıştır (Anusavice, 2003).

### 2.2.3. Ara Faz

Bir kompozitin başarılı bir şekilde oluşması için fazlar arasında iyi bir bağlantının sağlanması oldukça önemlidir. Bu bağlantı üretim sırasında inorganik faz ile organik faz karıştırılmadan önce, doldurucu partiküllerin yüzeyine bağlayıcı ajanın uygulanması ile sağlanır (Sakaguchi ve Powers, 2012; Dayangaç, 2011). Doldurucu partikülleri resin matrikse yapıştırmada sıklıkla kullanılan ara bağlayıcı veya silanlama ajanları organosilanlardır. En sık kullanılan organosilan, “gamma-metakriloksipropiltrimetoksisisilan” (g-MPTS)’dir (Ünlü ve Çetin, 2008). Silan ajanları, bir taraftan inorganik partiküllerin yüzeyindeki hidroksil grupları ile reaksiyona girerken; diğer taraftan organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ yapan çift fonksiyonlu moleküllerdir (Willems ve ark., 1992; Dayangaç, 2011).

Silan ajanları doldurucu ile resin arasında stres dağılımını sağlar (Trushkowsky, 2003), resinin fiziksel ve mekaniksel özelliklerini geliştirdiği gibi resin-partikül arayüzeyi boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, resinin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır (Dayangaç, 2011).

### 2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler hızlı bir gelişim gösterdiği için yerleşmiş tek bir sınıflamadan söz etmek mümkün değildir. Kompozit rezinler, yapılarındaki inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık veya hacim olarak yüzdesine, matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir (Tablo 1). Günümüzde halen geçerliliğini korumakta olan sınıflama, *F. Lutz ve RW. Philips (1983)*'in kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve miktarını esas alarak yapmış oldukları sınıflandırmadır (Dayangaç, 2011).

Kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılmasının sebebi, doldurucu boyutlarının polimerizasyon derinliği, polimerizasyon büzülmesi, materyalin fiziksel özellikleri ve cilalanabilirliğini etkilemesidir. Bir kompozitin doldurucu boyutlarının ve yüzdesinin bilinmesi o kompozitin mekanik özellikleri ve cilalanabilirliği hakkında ipucu vererek kullanılacak bölge açısından materyal seçimini kolaylaştırmaktadır (Burgess ve ark., 2002).

**Tablo 1.** Kompozit rezinlerin sınıflandırılması (Dayangaç'dan, 2011)

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

Doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinler **megafil kompozit rezinler**; 10 ila 100 µm arası olanlar **makrofil kompozitler**; 1 ila 10 µm arası olan kompozit rezinler **midifil kompozitler**dir. İlk kompozit rezinler makrofil olarak üretilmiştir. Makrofil ve midifil kompozitler **geleneksel** veya **konvansiyonel kompozitler** olarak da adlandırılabilir. Bu kompozitlerde doldurucu tipi kuartz partikülleridir. Partiküllerin büyük ve sert olması, organik matriksin inorganik partiküllerden daha fazla aşınmasına yol açarak, yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmelere neden olur (Dayangaç, 2011).

Partikül büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozit rezinler **minifil veya small partiküllü kompozitler**; 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinler **mikrofil kompozitler**; 0,01 µm'den küçük olanlar da **nanofil kompozitler** olarak adlandırılmaktadır. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere ise **hibrit kompozitler** adı verilir (Dayangaç, 2011).

Mikrofil kompozit rezinler; geleneksel ve small partiküllü kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü ve düşük translüsensi problemlerini gidermek için bu kompozitlerde inorganik doldurucu olarak koloidal silika partikülleri kullanılmıştır (Anusavice, 2003). Koloidal silika partiküllerinin boyutları yaklaşık 0,04 µm'dir (Anusavice, 2003; Dayangaç, 2011; Roberson ve ark., 2011). Bu küçük partiküller kümeleşme eğilimi gösterir ve uzun zincirler oluşturur. Karıştırma sırasında kümelerin bir kısmı kırılırsa sonuç olarak, boyutları 0,04 ila 0,4 µm arasında değişen kümeler oluşur. İdealde rezin matriks kısmın geniş miktarlarda koloidal silika partikülleriyle doldurulması istense de, rezin polimer zincirine benzerlik gösteren silika partikül zincirlerinin viskoziteyi önemli ölçüde arttırması bu miktarı sınırlandırır (Anusavice, 2003). Bu sorunu çözmek amacıyla heterojen mikrofil kompozitler geliştirilmiştir (Dayangaç, 2011). Heterojen rezinlerde, homojen rezinlerden farklı olarak mikrodoldurucu ile beraber prepolimerize rezin doldurucular da ilave edilmektedir. Prepolimerize doldurucu üretiminde öncelikle mikrodoldurucular kümeler şeklinde sıkıştırılıp, rezin içine eklenmekte ve polimerize edilmektedir (Anusavice, 2003). Daha sonra bu kompozit kitlesi ortalama 25 µm olacak şekilde öğütülerek matrikse eklenmektedir (Ferracane, 1995). Böylece ağırlıkça %35-60 olan partikül yüzdesi %70-80 düzeyine çıkarılmış olur.

Mikrofil kompozitlerde doldurucu partiküller ve organik matriks hemen hemen aynı hızda aşınır. Böylece bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha pürüzsüz bir yüzey elde edilebilir (Dayangaç, 2011).

Mikrofil kompozitlerin, elastisite modülü düşük olduğu için özellikle bükülmenin önemli olduğu Sınıf V servikal defekt ve lezyonlarda, çok küçük Sınıf IV kavitelere (Dayangaç, 2011), stres almayan Sınıf III, küçük Sınıf I ve parafonksiyonel alışkanlıkların mevcut olmadığı labial kompozit veneer restorasyonlarda kullanımları uygundur. Düşük kırılma dayanıklılıkları nedeniyle Sınıf II ve geniş Sınıf I kavitelere kullanımları uygun değildir (Tyas, 1990).

Hibrit kompozitler; günümüzde kliniklerde kullanılan kompozitlerin büyük bir kısmı genel bir terim olan “hibrit kompozitler” olarak sınıflandırılmaktadır. Bu geniş sınıflandırma geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit kompozitleri içermektedir (Ferracane ve ark., 1998).

Hibrit kompozitler farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerinin karışımından oluşur. Partikül boyutu makrofil rezinden daha küçük, miktarı ise mikrofil rezinden daha fazladır (Dayangaç, 2011). Hibrit kompozitler, geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleriyle, mikrofil kompozitlerin yüzey özelliklerinin birleştirilmesi temel alınarak üretilmiştir. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşır (Roberson ve ark., 2011). Doldurucuların %85-90'ı cam partiküller, geriye kalan %10-15'i silika partiküller şeklinde harmanlanmış ve partikül yüzdesi ağırlıkça %75-80 olacak şekilde organik matrikse katılmıştır (Koray ve Yücel, 2002; Roberson ve ark., 2011).

Hibrit türünün belirlenmesinde yüzdesi en fazla olan partiküllerin adı kullanılır (Dayangaç, 2011). Hibrit kompozit rezinler ortalama boyutları 0,4-1 µm aralığında değişen cam partikülleri (Anusavice, 2003) ve 0,04 µm boyutunda kolloidal silika partikülleri içermektedir (Garcia ve ark., 2006). Yeni geliştirilen materyallerde bu boyut daha da azaltılarak, 0,1-1 µm ve 0,04 µm boyutundaki partiküller birleştirilerek **mikrohibrit kompozitler** (Albers, 2002); nanometre boyutundaki doldurucular (0,005-0,01 µm) ile **nanohibrit kompozitler** üretilmiştir (Swift, 2005).

Akışkan kompozitler; small partiküllü ve hibrit kompozitlerin modifikasyonu ile oluşturulmuştur (Anusavice, 2003). Doldurucu miktarı azaltılmış olup, ağırlıkça %40-50 arasında değişmektedir (Koray ve Yücel, 2002). Düşük elastisite modülü ve viskozite gösterirler (Roberson ve ark., 2011). Elastisite modülü değerinin düşük olması bu rezinlere esneklik sağlarken (Garcia ve ark., 2006); düşük viskozitesi kavite duvarlarına adaptasyonunu artırır ve minimum kalınlıkta uniform tabakalar oluşturabilme özelliği kazandırır (Anusavice, 2003). Doldurucu içeriğinin düşük olması nedeniyle aşınma direnci ve mekanik özellikler açısından daha zayıf olduğu (Roberson ve ark., 2011; Garcia ve ark., 2006) ve yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi gösterdiği bildirilmiştir (Garcia ve ark., 2006).

Koruyucu oklüzal restorasyonlarda, amalgam, kompozit ve kronlarda oluşan kenar kırıklarının onarımında, elastisite modülü düşük olduğu için servikal abfraksiyon lezyonlarında, mine defektlerinde, ulaşımın zor olduğu kavitelere ve stres kırıcı amaçlı Sınıf II restorasyonların proksimal alanlarında başlangıç tabakası olarak kullanılabileceği çalışmalarla gösterilmiştir (Dayangaç, 2011).

Nanokompozit rezinler; mikrofil kompozitlerin iyi cilalanabilme ve hibrit kompozitlerin güçlü mekanik özelliklerini bir araya getirerek ağızdaki bütün bölgelerde kullanılabilme özelliği sağlamak amacıyla üretilmiştir. Nanopartiküllerin üretimi geleneksel partiküllerin üretim şekline farklılık gösterir. Geleneksel doldurucu partiküllerde büyük kütlelerin öğütülmesiyle küçük partiküller elde edilirken, nanopartikül teknolojisinde elde edilen partikül atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi şeklinde olmaktadır (Mitra ve ark., 2003). Partikül büyüklükleri 0,005-0,01 µm ve partikül yüzdesi ağırlıkça %80-90 aralığında değişebilmektedir. Organik yapıları geleneksel ve hibrit kompozitler gibi benzer polimer yapılarından meydana gelirken; inorganik yapıyı meydana getiren partiküller iki ayrı kısımdan oluşmaktadır. Bunlar nanomerler ve nanoöbeklerdir (Davis, 2003). Nanokompozit içinde bulunan nanomerler yaklaşık 25 nm boyutunda kümeleşmemiş; nanoöbekler ise yaklaşık 75 nm boyutunda zayıf bağlarla birleşmiş nanopartiküllerdir. Bu partiküller zirkonyum/silika veya nanosilika partiküllerdir (Geraldı ve Perdigo, 2003). Günümüzde nanofil ve nanohibrit kompozit rezinler olmak üzere nanopartikül içeren iki farklı dental kompozit bulunmaktadır. Nanofil kompozit rezinler sadece nanomer ve nanoöbek doldurucu

partiküller içerirken (Sakaguchi ve Powers, 2012); nanohibrit kompozit rezinler nanoboyuttaki doldurucu partiküllerle beraber mikrodoldurucu veya prepolimerize doldurucu partiküllerde içermektedir (Senawongse ve Pongprueksa, 2007).

Yüzey/hacim oranı çok büyük olan nanodoldurucular, rezin içerisindeki partikül oranının artmasına olanak tanır ve yüzey alanının geniş olması organik matriksle daha iyi bağlanabilmeyi sağlar. Yüksek partikül oranı rezinin polimerizasyon büzülmesini, su emilimini, suda çözünmesini azaltırken; sertlik, gerilme direnci, basma direnci, aşınma direnci, bükülme direnci ve elastikiyet modülü değerlerinde artış sağlar (Şahin ve ark., 2009; Chen, 2010; Chen ve ark., 2011; Fujita ve ark., 2011). Doldurucu partiküller, görünür ışığın dalga boyundan daha küçük nano boyutlarda olduğu için ışığın geçişine izin vererek materyale üstün optik özellikler kazandırır. Buna ek olarak mikrofil kompozit rezinlerde olduğu gibi yüksek kalitede ve kalıcı cilalanabilirlik; hibrit kompozitlere eş değer fiziksel ve mekanik özellikler ile yaygın kullanım alanı sağlar (Mitra ve ark., 2003).

## **2.4. Kompozit Resinlerin Yapısındaki Yeni Gelişmeler**

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit resinlerin pek çok avantajı olmasına karşın; polimerizasyon büzülmesi, yüzey sertliğinde zamanla değişme, su absorbe etme ve suda çözünme gibi düşük mekanik özelliklerle sonuçlanan dezavantajları da söz konusudur (Khaled ve ark., 2010; Chen ve ark., 2011; Schneider ve ark., 2011). Bu nedenle günümüzde organik, inorganik ve silan fazını modifiye ederek kompozit resinlerin mekanik özelliklerini güçlendirmeye ve klinik ömrünü uzatmaya yönelik çalışmalara ilgi giderek artmaktadır (Karabela ve Sideridou, 2011). Özellikle de polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, biyouyumluluğun ve aşınma dayanımının artırılması konularına odaklanılmıştır (Ünlü ve Çetin, 2008).

### **2.4.1. Organik Fazın Modifiye Edilmesi**

Diş hekimliğinde kullanılan metakrilat esaslı resinler yapılarındaki polimerize olan ünitelerin özellikleri doğrultusunda belli bir büzülme gösterirler (Ilie ve Hickel, 2009; Chen, 2010). Bu polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yönelik olarak son yıllarda diş hekimliği endüstrisinde çok sayıda farklı monomer geliştirilmiştir. Bunlar; modifiye üretan dimetakrilat ve dimer asit-bazlı dimetakrilat gibi yüksek moleküler

ağırlıklı monomerler, spiroortokarbonat gibi halka açılımlı monomerler ve trisiklodekan (TCD) üretilen bazlı monomerlerdir (Ferracane, 2011; Ilie ve Hickel, 2011). Katyonik polimerizasyon gösteren halka açılımlı monomerler polimerizasyon büzülmesini azaltırlar ancak metakrilatlara göre düşük reaktivite göstermesi ve toksikolojik problemler gibi birtakım çözülmesi gereken sorunları mevcuttur (Moszner ve Salz, 2001). Bunun yanında geliştirilen diğer monomerlerle ilgili olarak polimerizasyon büzülmesi ve büzülme stresinin azaltılmasında etkin olduğunu ortaya koyan çalışmalar mevcut olmasına rağmen, bu monomerlerin ilavesiyle elde edilen materyallerin performansı ile ilgili çok fazla bilgi mevcut değildir (Ilie ve Hickel, 2011). Bu monomerler dışında, organik fazın modifiye edilmesiyle ormoserler, siloran kompozitler (Pehlivan ve Karacaer, 2014) ve self-adeziv kompozit rezinler (Ferracane, 2011) üretilmiştir.

Siloran Kompozitler; siloran adını yapısında barındırdığı siloksan ve oksiran'dan alır. Siloksan kısmı, kompozitlerin su emilimi ve renk stabilizasyonu gibi fiziksel özellikleri için önemli olan hidrofobik özellik kazandırırken; siklo alifatik oksiran kısmı ile de katyonik halka açılım polimerizasyonu oluşturularak polimerizasyon büzülmesinin azalması sağlanmış olur (Weinmaan ve ark., 2005; Ilie ve Hickel, 2011).

Siloran düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek reaktivite, biyouyumluluk ve iyi mekanik özelliklere sahiptir. Yüzey özellikleri zamanla çok az değişir ve su emilim, çözünürlük oranı düşüktür (Ilie ve Hickel, 2009; Chen, 2010; Schneider ve ark., 2011).

Ormoserler; Restoratif Diş Hekimliğine 1998 yılında tanıtılmış olup, adını organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden almıştır (Dayangaç, 2011). Geleneksel polimerlerden farklı olarak silisyum dioksit ( $\text{SiO}_2$ ) üzerine inşa edilmiş bir inorganik iskelet ve bu iskelet üzerine eklenen polimerize organik ünitelerden oluşur. Bu çapraz bağlı inorganik ve organik ağ matriks ile doldurucu partiküller birleştirilmiştir. Doldurucu partiküller; özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşur (Manhart ve ark., 2000; 2001; Chen ve ark., 2001). Ormoserlerin aşınmaya karşı dirençleri kompozit rezinlerden çok daha fazladır (Dayangaç, 2011).

Self-adeziv kompozit rezinler; organik matriksin modifiye edilmesinde, en güncel gelişmelerden biri adeziv monomerler içeren akışkan kompozitlerin geliştirilmesidir. Formülasyonları geleneksel metakrilat sistemlerine dayanır ancak rezin matriks kısma tipik olarak dentin bağlayıcı ajanlarda bulunan diş dokusuna mekanik ve kimyasal etkileşimle adezyon oluşturan “gliserofosfat dimetakrilat” (GPDM) gibi asidik monomerler ilave edilmiştir. Bu materyaller şu anda liner ve küçük restorasyonlar için önerilmektedir ancak self-adeziv kompozitler için bir başlangıç noktası oluşturmuşlardır (Ferracane, 2011).

#### **2.4.2. İnorganik Fazın Modifiye Edilmesi**

Kompozit rezinlerin güçlendirilmesinde ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında inorganik doldurucuları modifiye etmek oldukça etkili bir yöntemdir (Ünlü ve Çetin, 2008; Pehlivan ve Karacaer, 2014).

İnorganik fazın modifikasyonunda; kompozit rezinin mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla nanofiberler, cam fiberler ve titanyum dioksit nanopartikülleri; çürük oluşumunun önlenmesi amacıyla kalsiyum ve fosfat iyonu salan doldurucular, dikalsiyum fosfat anhidroz (DCPA) parçacıkları, tetrakalsiyum fosfat (TTCP) parçacıkları, kalsiyum florid ve polimer kaolinitler kullanılmaktadır (Chen, 2010). En umut verici çalışma ise hem mekanik özellikleri arttırması, hem de kalsiyum ve fosfat salımıyla remineralizasyon potansiyeli açısından silika partikülleri ile kaynaşık dikalsiyum veya tetrakalsiyum fosfat nanopartiküllerinin eklenmesi olmuştur (Xu ve ark., 2006; 2010a). Ancak bu partiküller kompozitlerin daha güçlü ve sert olmasını sağlarken, optik açıdan yetersiz kalırlar çünkü opasitelerinin fazla olması kendiliğinden polimerize olmalarını veya ısıl işlem görmelerini gerektirir. Bunun yanında kalsiyum florid içeren doldurucuların ilavesi de dental rezinlere flor salımı ve başarılı mekanik özellikler kazandırmıştır (Xu ve ark., 2010b).

#### **2.4.3. Silanların Modifiye Edilmesi**

Silanlar, kompozit rezinlerin organik ve inorganik fazları arasında bağlantıyı sağlamalarının yanı sıra, doldurucuları kırık oluşumundan korur, stresin arayüzeydeki dağılımını esnek organik matriksten, daha sert ve güçlü inorganik matrikse doğru olacak şekilde düzenler ve böylece bozunma sürecini yavaşlatır. Aynı zamanda hidrolitik



bozunmaya karşı kompozitin direncini de artırır (Karabela ve Sideridou, 2008). Silanların bu avantajları sebebiyle kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmesinde modifikasyonu düşünülmüş ve bu amaçla 3-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPS), üretan dimetakrilat silan (UDMS), 10-metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS), 10-(metakriloksi)desiltrimetoksisilan (MDTMS), oktiltrimetoksisilan (OTMS) ve 3-merkaptopropiltrimetoksisilan (MPTMS) gibi farklı silanlar araştırılmıştır (Pehlivan ve Karacaer, 2014). Silan fazı özellikle partikül yüzey alanı/hacim oranının yüksek olduğu nanokompozitlerde daha önemlidir ve yüzey alanı fazla olduğu için daha yüksek oranda silanizasyon gerektirir (Karabela ve Sideridou, 2008).

Kullanılan silan tipi kompozit rezinin su emilimi ve suda çözünürlüğünde etkilidir. Hidrofilik üretan dimetakrilat silanlar (UDMS) yüksek su emilimi gösterirken; hidrofobik, metakrilat içermeyen oktiltrimetoksisilanlar (OTMS) yüksek oranda suda çözünme gösterirler. Daha sıklıkla kullanılan MPS silanlarının ise su emilim ve suda çözünürlük değerleri OTMS/UDMS silanlardan daha azdır (Karabela ve Sideridou, 2008). Bazı araştırmacılar da 10-(metakriloksi)desiltrimetoksisilanların (MDTMS) hidrofobik yapılarından dolayı MPTMS silanlara göre nemli ortamlarda daha stabil olduklarını tespit ederek, hidrofobik ve elastik silanların kullanımının kompozit rezinin mekanik özelliklerini geliştirdiğini ortaya koymuşlardır (McDonough ve ark., 2001). Bunun yanında MPTS silanların, doldurucuların rezin içerisinde kümeleşmesini önlerken, OTMS silanlarla birlikte kullanıldığında kompozitlerin çalışabilirliğini arttırdığını rapor eden çalışmalar da mevcuttur (Wilson ve ark., 2005).

#### **2.4.4. Bulk-fill Kompozit Rezinler**

Fotopolimerize dental kompozitlerin piyasaya sunulmasından itibaren, önemli ölçüde gelişim göstermesiyle geniş ve derin kavitelerdeki kullanımları da yaygınlaşmıştır (Van Nieuwenhuysen ve ark., 2003; Opdam ve ark., 2010). Böyle vakalar, sınırlı polimerizasyon derinliği (Leprince ve ark, 2012; Shortall ve ark., 2008) ve polimerizasyon büzülme stresinin sonuçlarını (Park ve ark., 2008) indirgemek amacıyla çok sayıda ince tabakadan oluşan tabakalama yöntemini gerektirmektedir. Ancak tabakalama tekniği, tabakalar arası bağlanmada başarısızlık, kontaminasyon, boşluk oluşma riski, konservatif preparasyonlardaki limitli ulaşımına bağlı tabakalama

zorluğu, her bir tabakanın ayrı ayrı yerleştirilmesi ve polimerize edilmesinden kaynaklı uzayan tedavi prosedürleri gibi bir takım zorluklar içermektedir (Abbas ve ark., 2003; Sarret, 2005).

Derin kavitelere restorasyon sürecini hızlandırmak ve tabakalama tekniğinden kaynaklı problemlerin üstesinden gelmek için üretici firmalar küresel olarak yerleştirilebilen kompozit rezinler ile polimerizasyon derinliğini arttırmayı hedeflemişlerdir. Bu amaçla geçtiğimiz yıllarda önerilen sürede ışık uygulandığında tek seferde 4 veya 5 mm'ye kadar yeterli polimerizasyonun elde edilebileceğini iddia ettikleri yeni rezin esaslı "bulk-fill kompozitler"i piyasaya sürmüşlerdir (Ilie ve ark., 2013a). Üreticiler, geleneksel kompozitlerin aksine, bulk-fill kompozitlerin daha düşük polimerizasyon büzülme stresi oluşturduğunu iddia etmektedirler. Aynı zamanda doldurucu miktarını azaltarak veya boyutunu arttırarak, matriks-doldurucu arayüzeyindeki ışık saçılımının azaltılmasıyla daha yüksek ışık geçirgenliği gösterdiğini iddia etmektedirler (Ilie ve ark., 2013b; Bucuta ve Ilie, 2014; Kim ve ark., 2015a). Dolayısıyla materyalin daha translüsent oluşunun polimerizasyon derinliğini arttırdığı düşünülmektedir (Ilie ve ark., 2013b). Bulk-fill kompozitlerin geliştirilmesinde, yüksek molekül ağırlıklı monomerlerin veya yeni fotobaşlatıcı sistemlerin ilavesi gibi farklı girişimler de söz konusudur (Ilie ve Stark, 2014).

Bulk-fill kompozitlerin, mekanik özellikleri (Tarle ve ark., 2014; Ilie ve ark., 2013b) ve uygulama tekniklerindeki farklılıklara bağlı olarak iki tipi mevcuttur;

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

İlk defa "SDR™" (Dentsply) akışkan kompoziti piyasaya sürülmüştür. Günümüzde ise kaide materyali olarak kullanılabilen akışkan tipte Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer), x-tra base (VOCO), Filtek Bulk Fill (3M ESPE) ve Beautifil-Bulk Flowable (Shofu) ; üzerine ek bir tabaka uygulaması gerektirmeyen yüksek viskoziteli SonicFill (Kerr), Tetric N-Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), x-tra fil (VOCO), Quixfil (Dentsply), Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE) ve Beautifil-Bulk Restorative (Shofu) olmak üzere çok sayıda bulk-fill kompozit mevcuttur. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerin üzerlerinin

geleneksel bir kompozit rezin ile örtülmesine gerek yoktur, daimi restorasyon materyali olarak kullanılabilirler. Düşük viskoziteli bulk-fill kompozitler ise kaide olarak tasarlanmıştır, abrazyona dirençlerinin düşük olması sebebiyle restorasyonun oklüzal kısmına daha dirençli bir kompozit rezin tabaka ilavesi gerektirir (Ilie ve ark., 2013b). Dolayısıyla en başta bahsedilen tabakalama yöntemine ihtiyaç duyulmaması avantajını kısıtlasa da, kondansasyon gerektirmediği için uygulama süresini kısaltır ve metakrilat bazlı kompozitlerle uyumlu olması geniş kullanım alanı sağlar (Bucuta ve Ilie, 2014).

SDR™ (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) ilk üretilen bulk-fill kompozit kaide materyalidir. Üretici firma ürünle ilgili olarak geleneksel kompozit rezinlerden ayıran özelliğinin rezin matris kısmına eklenen ‘Polimerizasyon Modülatör’ yapısının olduğunu belirtmiştir. Polimerizasyon Modülatörü, temel olarak çok fazla çapraz bağlanma olmadan daha fazla doğrusal/dallanan zincir yapısı ile çapraz bağ yoğunluğundaki ani artışı önleyerek kontrollü polimerizasyona olanak sağlama prensibiyle etki etmektedir. Bu sayede polimerizasyon oranında azalma olmadan hacimsel büzülmenin etkisi kompanse edilip büzülme stresini azalttığı ileri sürülmektedir. Bunun yanında 4 mm’ye kadar ışık penetrasyonunun, inorganik doldurucuların sağladığı yüksek translüsent özellik sayesinde gerçekleştiği söylenmiştir (Scientific Compendium SDR™).

SonicFill™ (Kerr, Orange, CA, USA), sonik enerji ile aktivasyonu sağlayan özel modifikatörler içeren yüksek dolduruculu ve kendine özgü monomer yapısına sahip bir bulk-fill kompozittir. El aleti ile sonik aktivasyon 1-5 arası farklı şiddetlerde ayarlanarak, modifikatörler sayesinde kompozit rezinin viskozitesi yaklaşık %90’a kadar düşürülebilmekte, sonik enerji durduğunda ise kompozit rezin visküz hale gelerek kolayca şekillendirilebilmektedir. Üreticiler, sonik enerji uygulaması ile azalan viskozitenin kompozit rezinin hızlı yayılması ve kavite duvarlarına iyi adaptasyonunu sağladığını bunun yanında kompozit rezinin yüksek translüsentliğine bağlı olarak ışığın derin tabakalara penetrasyonunun gerçekleşebildiğini ileri sürmektedirler (Sonicfill. Sonic-Activated, Bulk Fill Composite. Portfolio of Scientific Research).

Tetric N-Ceram® Bulk Fill ve Tetric EvoCeram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kompozitlerin geliştirilmesinde ise, polimerizasyon derinliğini artırma amaçlı farklı fotobaşlatıcı sistemlerin kullanılması şeklinde bir strateji

izlenmiştir. Matriks yapısına klasik kamforkinon/amin başlatıcı sistem yanında germanyum bazlı bir başlatıcı olan “Ivocerin” ilave edilmesi yoluna gidilmiştir. Bu fotobaşlatıcı sistemin sağladığı avantaj 370-460 nm dalga boyları arasında daha yüksek absorpsiyonla daha yüksek fotoaktivite göstermesi ve amin gibi bir ko-başlatıcı gerektirmemesidir. Polimerizasyon stresinin azaltılması konusunda ise üreticiler kompozit rezinlerin yapısına stres indirgeyici olarak görev yapan modifiye doldurucu partiküller ilave etmişlerdir. Bu prepolimer partikül yapılarının düşük elastisite modüllerine (10 GPa) bağlı olarak polimerizasyon süreci boyunca stresi absorpladığı iddia edilmektedir (Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill; Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill).

Polimerizasyon derinliğinin artırılmasında Tetric N-Ceram ve EvoCeram’ da yeni fotobaşlatıcı sistem kullanılarak doldurucu sistemi geleneksel nanohibritlerde olduğu gibi korunurken; x-tra fil, x-tra base (VOCO, Cuxhaven, Germany), SDR ve SonicFill’de özellikle partikül boyutu olmak üzere doldurucu sistemde değişikliklere gidilmiştir. Bu bulk-fill kompozit rezinlerde doldurucu partikül boyutlarının bir kısmının 20 µm’den geniş olmasıyla toplam doldurucu-matriks arayüzeyinin azaltılarak ışık saçılımının indirgenmesi ve mavi ışığın daha derine penetre olabilmesi sağlanmıştır (Bucuta ve Ilie, 2014; Ilie ve Stark, 2014; 2015).

Quixfil (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) bulk-fill kompozitlerin geliştirilmesi ise yüksek doldurucu içeriği sağlayan yeni bir doldurucu teknolojisine dayanmaktadır. İçerdikleri farklı boyuttaki cam partiküller (küçük cam partiküller ortalama 1 µm boyutunda; büyük cam partiküller ortalama 10 µm boyutunda) sayesinde doldurucu içeriği artırılarak polimerizasyon büzülmesinde azalma elde edildiği iddia edilmektedir (Scientific Compendium on Quixfil).

Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kompozit rezinler düşük viskoziteli kompozit rezinler olup, 4 mm’ye kadar tek tabaka halinde uygulanabilmektedir. Polimerizasyon büzülmesi ve büzülme stresinin azaltılması amacıyla yüksek moleküler ağırlıklı monomerler kullanılarak üretilmiştir. Bu yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerin oranları ayarlanarak akışkanlık için uygun viskozite elde edilmiştir. Üretici firma tarafından bu sayede polimerizasyon büzülmesindeki

azalmayla birlikte düşük elastisite modülü ile streste de azalma elde edildiği iddia edilmektedir (Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative Technical Product Profile).

Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE, St Paul, MN, USA) üreticileri ise polimerizasyon büzülme stresinin azaltılmasında kompozit rezinin yapısına iki yeni metakrilat monomer eklemiştir. Bunlardan ilki rezin içerisindeki reaktif grupların sayısını azaltan yüksek moleküler ağırlıklı aromatik bir dimetakrilat olan AUDMA monomeridir. Üreticiler bu monomerin, strese yol açan hacimsel büzülme ve polimer matriks rijiditesinin dengelenmesine yardımcı olduğunu, ilave fragmentasyon monomeri (addition-fragmentation monomers, AFM) olarak adlandırılan diğer metakrilat monomerin ise çapraz bağ yapısına katılarak üçüncü reaktif bölgesi sayesinde parçalara ayırıp polimerik ağ oluşumunu rahatlattığı ve devamında streste azalmaya yol açtığını ileri sürmektedirler (Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative Technical Product Profile).

Beautiful®-Bulk Flowable ve Beautiful®-Bulk Restorative (Shofu, Kyoto, Japan), Shofu'nun flor salımı ve resarj özelliği ile yüksek biyoaktivite gösteren patentli Giomer kimyasıyla formüle edilmiştir. "S-PRG doldurucu" olarak adlandırılan bu inorganik yapı, üretim sürecinde doldurucu partiküllerin matriks kısma eklenmeden önce dayanıklı bir cam iyonomer fazla kaplanması sonucu elde edilir. Üreticiler, bu bulk-fill kompozitlerin yüksek doldurucu içerikleri (Beautiful-Bulk Flowable için ağırlıkça %72.5; Beautiful-Bulk Restorative için ağırlıkça %87) ve farklı partikül boyutları sayesinde düşük polimerizasyon büzülmesi ve stresi gösterdiklerini iddia etmekte. Ayrıca doldurucu yapısı sayesinde, diğer bulk-fill kompozitlerde 4 mm'ye kadar polimerizasyon derinliği elde edebilmek için dezavantaj olarak karşımıza çıkan doğal dişle uyumsuz yüksek translüent görüntünün oluşmadığını ifade etmektedirler (Beautiful-Bulk: One Bulk-Fill Composite-Two Viscosities).

Temel olarak, bulk-fill kompozitlerin başlıca avantajları olarak görülen artmış polimerizasyon derinliği materyallerin yüksek translüensliği ile açıklanırken; azalmış polimerizasyon stresi ise organik matriks ve/veya doldurucu içeriğindeki modifikasyonlarla ilişkilidir (Leprince ve ark, 2014).

Günümüzde kullanılmakta olan düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 2’de, yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 3’de gösterilmektedir.

**Tablo 2.** Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

Kompozit Resin Tipi	Marka	Üretici firma	İçerik	Doldurucu oranı (wt%/vol%)	Doldurucu boyutu
<b>Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit</b>	<b>SDR™</b>	Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany	SDR™ patentli UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, Ba-Al-F-borosilikat cam, Sr-Al-F-silikat cam	68/45	-
	<b>Venus® Bulk Fill</b>	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany	UDMA, Bis-EMA, Ba-Al-F-silikat cam, YbF <sub>3</sub> , SiO <sub>2</sub> ,	65/38	0,02-5 µm
	<b>x-tra base</b>	VOCO, Cuxhaven, Germany	Bis-EMA, alifatik dimetakrilat	75/-	-
	<b>Filtek™ Bulk Fill</b>	3M ESPE, St Paul, MN, USA	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, procrylat rezin, YbF <sub>3</sub> , zirkonya/silika	64.5/42.5	0,01-3,5 µm (ort: 0,6 µm)
	<b>Beautiful® Bulk Flowable</b>	Shofu, Kyoto, Japan	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, F-B-Al silikat cam bazlı S-PRG filler	72.5/-	
UDMA: üretan dimetakrilat; Bis-EMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat; TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-glisidil dimetakrilat; YbF <sub>3</sub> : iterbiyum triflorid; SiO <sub>2</sub> : silisyum dioksit; Bis-MPEPP: 2,2-bis[(4-metakriloksi polietoksi)fenil]propan					

Veriler üretici firma bilgilerinden elde edilmiştir.

**Tablo 3.** Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri

Kompozit Resin Tipi	Marka	Üretici firma	İçerik	Doldurucu oranı (wt%/vol%)	Doldurucu boyutu
Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit	Quixfill™	Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany	Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, TMPTMA, TCB, Sr-Al-Na-F-PO <sub>4</sub> silikat cam	85.5/66.4	1-10µm
	SonicFill™	Kerr, Orange, CA, USA	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, SiO <sub>2</sub> , cam, oksit	83.5/66	-
	Tetric N-Ceram® Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, Ba cam, prepolimer, YbF <sub>3</sub> , oksit	75-77/53-55	0,04-3µm (ort:0,6µm)
	Tetric EvoCeram® Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, Ba cam, prepolimer, YbF <sub>3</sub> , oksit	76-77/53-54	0,04-3 µm (ort:0,55µm)
	x-tra fil	VOCO Cuxhaven, Germany	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA Ba-B-Al silikat	86/70.1	-
	Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative	3M ESPE, St Paul, MN, USA	AUDMA, UDMA, DDDMA, AFM, silika, zirkonya, silika/zirkonya, YbF <sub>3</sub>	76.5/58.4	silika: 0,02 µm zirkonya: 0,004-0,011µm
	Beautiful® Bulk Restorative	Shofu, Kyoto, Japan	Bis-GMA, UDMA, Bis-MPEPP, TEGDMA, F-B-Al silikat cam bazlı S-PRG filler	87/74.5	-

Bis-EMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat; UDMA: üretan dimetakrilat; TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat; TMPTMA: trimetilolpropan trimetakrilat; TCB: bis-2-hidroksietil metakrilat; Bis-GMA: bisfenol-A-glisidildimetakrilat; SiO<sub>2</sub>: silisyum dioksit; YbF<sub>3</sub>: iterbium triflorid; DDDMA: 1, 12-dodekandiol dimetakrilat; AFM: ilave fragmentasyon monomeri; Bis-MPEPP: 2,2-bis[(4-metakriloksi polietoksi)fenil]propan

Veriler üretici firma bilgilerinden elde edilmiştir

## 2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Polimerizasyon; önceleri kimyasal yolla iki patın karıştırılması şeklinde elde edilirken, 1972 yılında ultraviyole ışık kullanıma sunulmuştur. Ancak, hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşüncesi ile ultraviyole ışık kullanılmaktan vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kaynakları kullanılmaya başlanmıştır (Yoon ve ark., 2002).

Polimerizasyon sürecinde ışığın görevi, fotobaşlatıcıları aktive ederek, sertleşme mekanizmasını başlatmaktır. Aktivasyon ile fotobaşlatıcılara tutunan monomerler polimer zincirini oluşturmaya başlar (Dabanoğlu, 2003; Ferracane, 2003; Christensen, 2004). Işık ile polimerizasyonun anlaşılabilmesi için bazı kavramların bilinmesi gerekmektedir. Bu kavramlar şu şekildedir;

**Işık gücü:** Işık cihazının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarıdır, mW (miliwatt) cinsinden ifade edilir.

**Işık şiddeti:** Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür (Özel Bektaş ve ark., 2006a; Dayangaç, 2011). Işık kaynağının gücünün, uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır ve birimi  $mW/cm^2$ 'dir.

**Toplam enerji yoğunluğu:** Polimerizasyon boyunca kompozite uygulanan toplam enerji yoğunluğudur. Işık şiddetinin ( $mW/cm^2$ ), uygulama süresi (sn) ile çarpımı sonucu hesaplanır ve birimi  $mJ/cm^2$  ya da  $J/cm^2$ 'dir.

**Dalga boyu:** Elektromanyetik dalgaların saniyede yaptığı salınım sayısı frekans; ışığın bir salınımda aldığı yol ise dalga boyu olarak adlandırılmaktadır.

**Elektromanyetik spektrum:** Çeşitli enerji tipleri dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru elektromanyetik spektrum olarak adlandırılır. Diş hekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırılan dar enerji bandı kullanılmaktadır. Bu bant yaklaşık 700 nm dalga boyunda kırmızı renkle başlar ve turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mora doğru dalga boyu yaklaşık 400 nm'ye kadar azalır. Dental materyallerde fotobaşlatıcı olarak sıklıkla kullanılan kamforkinon görünür ışık spektrumunun mavi bölgesi içerisinde 450-500 nm dalga boyu arasındaki mavi ışığa duyarlıdır (Özel Bektaş ve ark., 2006a). Son yıllarda, üreticiler kamforkinonla sinerjik veya tek başına etkinlik gösterebilen farklı dalga boylarındaki ışığa duyarlı alternatif fotobaşlatıcı sistemler de geliştirmişlerdir (Shin ve Rawls, 2009).



Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun tam olarak yapılabilmesi, materyalin mekanik özellikleri, çözünürlüğü, boyutsal stabilitesi, renk değişimi ve biyouyumluluğu gibi neredeyse tüm fiziksel özelliklerinin başarısı açısından önemli bir faktördür (Yoon ve ark., 2002). Bu nedenle yüksek derecede polimerize olmuş, yeterli mekanik özellikler taşıyan rezin materyalin elde edilmesinde, minimum ışık dozu ile maksimum fotobaşlatıcıyı aktive etme amacı esas alınarak farklı ışık cihazları geliştirilmiştir (Hammesfahr ve ark., 2002; Dabanoğlu, 2003). Bunlar; lazer, kuartz-tungsten-halojen (QTH), ışık yayan diyotlar (LED) ve plazma ark (PAC) gibi ışık kaynaklarıdır ve günümüzde en yaygın kullanılanları QTH ve LED'dir (Özel Bektaş ve ark., 2006a).

### **2.5.1. Halojen Işık Kaynakları (QTH)**

Halojen ışık kaynakları, halojen gaz içeren kuartz ampülün içindeki tungsten filamentin akkor hale gelmesi temeli ile çalışmakta ve 380-520 nm dalga boyları arasında, 300-800 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğunda mavi ışık yaymaktadırlar (Anusavice, 2003).

Elde edilen ışığın %0.5'lik kısmı polimerizasyon için yeterlidir. Kalan kısmın, fiber optik sistem öncesi yerleştirilen ultraviyole ve infrared filtreler sayesinde ısıya dönüştürülerek, cihazın içinde kalması sağlanır ve bu istenmeyen ısı filtrelerden ve reflektörden bir fan yardımıyla uzaklaştırılır. Cihazın kullanım ömrü içerisinde maruz kaldığı yüksek ısıya bağlı olarak ampul, ışık filtresi ve reflektör yapıları zamanla bozulabilir, filtreleme özelliği ve polimerizasyon etkinliği azalabilir (Soh ve ark., 2003). Işık cihazının içine bir fan yerleştirilmesi de ayrı bir sistem ve enerji gereksinimi demektir. Bunun yanında fanın çıkardığı ses ve havalandırma kanallarının kontaminasyona olanak sağlayarak hijyenik olmayan çalışma koşullarına neden olması diğer dezavantajlarıdır (Asmussen ve Peutzfeldt, 2003).

Bu sistemlerin avantajları diğer ışık cihazlarına göre ucuz olmaları ve geniş dalga boyu aralığı sayesinde farklı polimerizasyon başlatıcıları ile kullanılabilmeleleridir (Anusavice, 2003).

### **2.5.2. Lazer Işık Kaynakları**

Lazer ışık kaynakları rezinlerin polimerizasyonu dışında kavite preparasyonu, dentin hassasiyetinin giderilmesi, başlangıç çürüklerinin teşhisi gibi diş hekimliğinde farklı amaçlarla yaygın olarak kullanılmaktadır (Dayangaç, 2011). Farklı tipteki lazer sistemleri arasında argon lazer sistemi kamforkinonu aktive edebilen tek lazerdir (Çelik ve Özel, 2008). 457-502 nm dalga boyunda ışık üreten argon lazer sistemlerinde, hemen hemen hiç kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve oral dokulardaki ısı artışı en aza indirilmiştir (Rueggeberg, 1999). Bunun yanında polimerizasyon süreleri kısadır ve ışık dalga boyları sabittir (Çelik ve Özel, 2008).

Teknolojisinin karışık, enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok olması ve pahalı olmaları nedeniyle günümüzde polimerizasyon amacıyla kullanımları yaygın değildir (Caughman ve Rueggeberg, 2002)

### **2.5.3. Plazma Ark Işık Kaynakları**

'Plazma' kelimesi yüksek ısıda, pozitif iyonlardan ve elektronlardan oluşmuş iyonize gaz anlamına gelmektedir (Rueggeberg, 1999). PAC lambaları xenon gazını iyonize ederek plazma oluşturur (Annusavice, 2003). Böylece çok yüksek seviyelerde enerji meydana gelir (Rueggeberg, 1999). PAC üniteleri ile 2000 mW/cm<sup>2</sup>'den daha yüksek şiddette (Caughman ve Rueggeberg, 2002) ve yüksek yoğunluktaki beyaz ışığın filtre edilmesi ve ısının uzaklaştırılmasıyla 400-500 nm dalga boyunda mavi ışık salınımı elde edilir (Annusavice, 2003).

Bu ışık kaynakları kompozit rezinlerin polimerizasyon süresini kısaltmak ve polimerizasyon etkinliğini arttırmak amacıyla üretilmiştir (Çelik ve Özel, 2008). Polimerizasyon süresinin kısa olması avantaj gibi görünse de polimerizasyonun hızlı olmasına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesinde artış meydana gelebilmekte, uygulama süresi arttırıldığında ise istenmeyen ısı artışı görülmektedir (Özel Bektaş ve ark., 2006a; Çelik ve Özel, 2008).

### **2.5.4. LED Işık Kaynakları**

'Işık yayan diyotlar' anlamındaki LED ışık kaynakları 455-486 nm dalga boyunda görünür ışık yaymaktadır ve bu dalga boyu çoğu kompozit rezin içerisinde

başlatıcı olarak bulunan kamforkinonun aktivasyonu için gerekli olan 470 nm dalga boyunu karşılamaktadır (Özel Bektaş ve ark., 2006a).

Halojen ışık kaynakları kapasitesinin sadece %0,5'ini kullanarak istenilen özellikteki ışığı üretebilirken; LED ışık kaynaklarında üretilen ışığın %95'i polimerizasyon için istenilen nitelikte olup, enerji yüksek verimle kullanılmaktadır (Civelek ve Özel, 2004). Gereken dalga boyunda enerji ürettiklerinden halojen lambalar gibi filtre gerektirmezler. Ayrıca fanları olmadığı için sessizdirler ve küçük, taşınabilir şekilde üretilirler. LED lambaları uzun ömürlüdür ve kullanım süreleri boyunca ışık gücünde gözlenen azalma sınırlıdır. Bunların yanında ısı artışı pulpaya zarar verebilecek sınırın çok altındadır (Özel Bektaş ve ark., 2006a).

Bütün bu avantajlarının yanı sıra 1. nesil LED ışık kaynaklarının iki önemli dezavantajı bulunmaktadır. İlk jenerasyonlar çok sayıda diyot içermelerine rağmen 400 mW/cm<sup>2</sup>'den düşük ışık şiddeti gösterirler, polimerizasyon etkinlikleri zayıftır. Uzun polimerizasyon süresi (40 sn veya daha uzun) gerektirirler. Kompozit rezinlerin koyu renklerinde uygulama süresinin artırılmasına rağmen halojenlerle elde edilen polimerizasyon oranı sağlanamamaktadır. Diğer dezavantajı ise enerji spektrumları dar olduğu için başlatıcı olarak sadece CQ içeren kompozitleri polimerize edebilir. Daha kısa dalga boylarında aktive olan başlatıcılar içeren bazı kompozit ve adeziv sistemlerin polimerizasyonunda yetersiz kalırlar. 1. nesil LED ışık kaynaklarının bu dezavantajları daha sonra üretilen daha güçlü 2. nesil LED ışık kaynakları ile ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır (Özel Bektaş ve ark., 2006a). Bu jenerasyonda az ama daha güçlü diyotlar kullanılmış böylece daha büyük güç çıkışı ve uygun spektral dağılım elde edilmiştir (Çakmakcıoğlu ve Topbaşı, 2005). 2. nesil cihazlar daha yüksek şiddette (600–1000 mW/cm<sup>2</sup>) mavi ışık üretebilen ürünlerdir, daha kısa polimerizasyon süresi (20 veya daha az) ile daha iyi performans sergilerler. 390–490 nm arasında geniş bir dalga boyu spektrumuna sahiptirler (Özel Bektaş ve ark., 2006a).

Son yıllarda kompozit rezinlerin yapısına farklı fotoiniatörlerin ilave edilmesiyle 'polywave' olarak adlandırılan 3. nesil LED ışık cihazlarının geliştirilmesine yönelinmiştir. LED diyotlarını geliştirmek amacıyla üreticiler, bunları tek bir dalga boyundan daha fazla dalga boylarında ayarlayabilmek için çalışmalar yapmış, mavi ve mor LED'ler ile çoklu dalga boyları elde etmişlerdir. Son olarak

piyasaya sürülen 3. nesil LED ışık cihazlarında (VALO, Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US) 3 farklı dalga boyu (439 nm, 405 nm, 460 nm) birleştirilmiş ve daha yüksek ışık gücü elde edilmiştir. Bu nesil LED ışık cihazlarının, güç üretme kapasiteleri 3200 mW/cm<sup>2</sup>'e kadar ulaşmaktadır. Isı dağılımı fan yerine alüminyumdan yapılmış metal kasasıyla sağlanır, diyotlar uç kısımda yer aldığı için başlıkta bir ışık kaybı yaşanmaz (Jandt ve Mills, 2013). Ayrıca 3. nesil LED'ler kısa sürede yüksek enerji şiddeti ile daha kısa polimerizasyon süresi sağlamaktadır (Flury ve ark., 2013).

Rezin materyallerin polimerizasyonunda; ışık kaynaklarının veriminin yanında, ışığın alt tabakalara penetrasyonunun sağlanması da oldukça önemlidir. Rezinin uygulama kalınlığı ve rengi ışığın penetrasyonunu dolayısıyla polimerizasyonun başarısını belirleyen önemli etkenlerdendir (Shortall ve ark., 1995; Koupis ve ark., 2004). Bunun yanında ışık gücü arttıkça; polimerizasyon derinliğinin artması ve kısa uygulama süresi beklenir. Ancak polimerizasyon çok hızlı olacağından kompozit diş yüzeyine akamaz ve bu yüzden polimerizasyon büzülme stresleri diş yapısına veya bağlanma yüzeylerine transfer olur. Diğer bir endişe ise hızlı polimerizasyon gerçekleştiğinde daha az çapraz bağ yapmış düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşacağı için kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin etkilenmesidir (Özel Bektaş ve ark., 2006a). Bunun önüne geçmek için üreticiler “step curing”, “pulse curing”, “ramp curing” ve “oscillating curing” olmak üzere değişik polimerizasyon başlangıç modları oluşturmuşlardır.

**Step curing—Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama tekniği:** maksimum ışık gücüne geçmeden önce daha düşük dozda bir ışık verip sonra tek seferde değeri en yükseğe çıkarır,

**Pulse-delay—Ara verilmiş kademeli ışık tekniği:** step curingdeki işlemi birkaç basamak halinde yaparak ışık değerini atımlar halinde yükseltir,

**Ramp curing—Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği:** ışığı en yüksek değerine belirli bir sürede düzenli bir şekilde artırarak çıkarır,

**Oscillating curing—Aralıklı ışık uygulama tekniği:** ışık gücünün iki değer arasında gidip gelmesi ile yapılan uygulamadır (Blankenau ve ark., 1999)

Düşük ışıkla başlayarak, yavaş yavaş yüksek ışık gücüne geçen (soft start polimerizasyon) veya ışığı kesik kesik gönderen (pulse polimerizasyon) tekniklerin bir

anda ve sürekli ışık uygulayan (continious polimerizasyon) tekniklere göre daha etkin polimerizasyon sağladığını bildiren çalışmalar mevcuttur. Bunun nedeni başlangıçta düşük şiddette ışık verilerek jelleşme süresinin uzatılması ve bu sürede oluşan streslerin, henüz jel haline gelmemiş rezin materyal içerisinde kompensasyona uğraması olarak gösterilmiştir. Ancak polimerizasyon teknikleri ile ilgili yapılan araştırmalarda, ışık uygulama biçiminin kompozit rezinin bağlanma dayanımını ve marjinal adaptasyonunu arttırdığını belirten çalışmalarla birlikte (Friedl ve ark., 2000; Brandt ve ark., 2008; Souza-Junior ve ark., 2011); ışık uygulama şeklinin polimerizasyon etkinliğinde rol oynamadığını bildiren aksi çalışmalarda mevcuttur (Lopes ve ark., 2009; Carvalho ve ark., 2012).

## **2.6. Kompozit Rezinlerin Fiziksel ve Mekanik Özellikleri**

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri restorasyonların klinik başarısında direkt etkilidir (Taşveren, 2005). Kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini içindeki inorganik doldurucuların oranı, büyüklükleri ve rezin matriks içerisindeki dağılımları ile organik matriksin yapısı etkiler (Peutzfeldt, 1997).

### **2.6.1. Polimerizasyon Büzülmesi ve Büzülme Stresi**

Polimerizasyon büzülmesi, kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında, monomerler arasındaki Van Der Waals bağlarının kovalent bağlara dönüşerek kısalması sonucu meydana gelir (Ferracane, 2005). Polimerizasyon büzülmesi, kompozit ve diş dokusu arayüzeyinde 13 MPa'a kadar kontraksiyon stresine neden olabilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2012). Kompozit polimerizasyonu 3 ana fazdan meydana gelir. Polimerizasyon stresi, başlangıç olan pre-jel safhasında, jel aşaması denilen kıvama ulaşıncaya kadar kompozit rezinin akıcılığı ve kavite içinde serbest yüzeylere yayılması ile hafifletilir. Jel noktasına ulaşıldıktan sonra kompozit rezin, stresin diş dokusuna iletildiği esnek olmayan sert bir duruma geçer (Fortin ve Vargas, 2000; Yap ve ark., 2000a; Murchison ve ark., 2001; Van Ende ve ark., 2010). Post-jel safhası boyunca oluşan stresler ise, rezin artık yüksek elastisite modülü gösterdiği ve akışkanlığını kaybettiği için hafifletilemez ve kalan stresler zamanla materyal içinde veya arayüzeyde yorgunluğa neden olabilir (Yap ve ark., 2000a; Murchison ve ark., 2001). Arayüzeyde

oluşan stres materyalin adaptasyonunun bozulmasına neden olarak kenar sızıntısını ve restorasyonun bozunmasını hızlandırır (Bedran-de-Castro ve ark., 2004).

Polimerizasyon büzülmesi; kavite geometrisi, restoratif materyalin yapısı, polimerizasyon ve yerleştirme tekniği ile ilgili faktörlerden etkilenmektedir (Trushkowsky, 2001; Braga ve ark., 2006).

Bu faktörlerden materyalin yapısıyla ilgili olarak, yüksek doldurucu içeren rezinlerde, matriks hacminin azalmasına bağlı olarak daha az polimerizasyon büzülmesi ve stresi meydana geldiği (Aguiar ve ark., 2003, Sadeghi ve Lynch 2009); elastisite modülü düşük olduğunda ise fleksibilitenin yüksek ve kontraksiyon streslerini azaltma kapasitesinin daha fazla olduğu (Van Meerbeek ve ark., 2001, Silva ve ark., 2007) bilinmektedir. Kompozit rezinin kütleli yerine tabakalı olarak yerleştirilmesiyle ilgili olarak da hem hacimsel büzülme azalttığı hem de C faktörünü düşürüp materyalin polimerizasyonu sırasında akabileceği serbest yüzeyi artırarak, rezin ile dış arayüzeyindeki büzülme stresini azalttığı bildirilmiştir (Ferracane, 2011; Kim ve ark., 2015a). Bunun yanında polimerizasyonda farklı ışık uygulama protokolleri kullanarak jelleşme süresinin uzatılıp stresin kompensasyonunun sağlanması da alternatif bir metod olarak sunulmuştur (Caughman ve ark., 1995).

### **2.6.2. Termal Özellikler**

Termal genişleme katsayısı (LCTE), birim ısı artışındaki hacimsel değişim miktarıdır (Roberson ve ark., 2011). Kompozitlerin termal genişleme katsayıları ( $\approx 30-75 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ), mine ( $\approx 11.4 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) ve dentinin ( $\approx 8.3 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ) değerlerinden üç kat fazladır. Kompozit rezin türleri arasında termal genişleme katsayısı en düşük olanı makrofil ve midofil kompozitlerdir. Mikrofil kompozitlerin termal genişleme katsayıları ise mine dokusundan 3-5 kat fazladır (Dayangaç, 2011).

Ağız ortamında, yiyecek ve içecekler nedeniyle  $0^{\circ}\text{C}$  ile  $67^{\circ}\text{C}$  arasında değişebilen ısı değerleri oluşmaktadır (Palmer ve ark., 1992). Kompozit rezinlerde, birbirini izleyen sıcaklık değişimleri nedeniyle tam bir ısıl dengelenme sağlanamaz ve termal genişleme katsayılarının diş dokularından farklı oluşu diş-kompozit arayüzeyinde stres oluşturur. Bu durum kompozitin mine ve dentinle yapmış olduğu bağlantıyı olumsuz yönde etkiler (Dayangaç, 2011).

### 2.6.3. Yüzey Özellikleri

Yüzey sertliği; restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde ve klinik başarısında rol oynayan en önemli fiziksel özelliklerinden biridir (Deliktaş ve Ulusoy, 2006). Yüzey sertliği bir materyalin lokal deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir (Nalçacı ve Ulusoy, 2005). Restoratif materyaller ağız içerisinde pek çok etkiye maruz kalmaktadırlar, bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek düzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkündür (Taşveren, 2005). Sertlik çizilmeye ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir (Deliktaş ve Ulusoy, 2006).

Materyalin yapısındaki karbon çift bağlarının dönüşüm miktarı ne kadar fazla ise kompozitin sertliği de o derece yüksek olur. Bu nedenle yüzey sertliği polimerizasyon derecesinin de bir göstergesidir (Ersoy ve Özel, 2007).

Rezin esaslı bir dental materyalde inorganik doldurucu oranı, büyüklüğü ve tipi (Nalçacı ve Ulusoy, 2005), organik matriksin yapısı (Taşveren, 2005) materyalin sertlik değerlerini etkileyen faktörlerdendir. Örneğin inorganik doldurucu partikül miktarındaki artış, ilgili materyal için daha yüksek sertlik değerini ifade edebilmektedir (Nalçacı ve Ulusoy, 2005, Deliktaş ve Ulusoy, 2006) Bunun yanında, Bis-GMA organik matriksli rezinlerin yüzey sertlik değerinin hidrofilik olan üretan dimetakrilattan yüksek olduğu bildirilmiştir (Dayangaç, 2011).

Aşınma direnci; materyalin karşıt diş, başka bir restoratif materyal, gıda, diş fırçası veya kürdan gibi yabancı maddelerle teması sonucu gösterdiği yüzeysel aşınmaya karşı direncidir (Roberson ve ark., 2011). Materyalin aşınma direncinin, abrazyon özelliğinin veya dental yapılar ya da materyaller karşısında abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde yüzey sertliği önemlidir (Deliktaş ve Ulusoy, 2006). Kompozit rezinlerin aşınmaya karşı gösterdikleri direnç ortamın ısısı, polimerizasyon derecesi, iç porözite, su emilimi ve rezin türlerinden etkilenir. Doldurucuların partikül büyüklüğü, miktarı, şekli, hastanın alışkanlıkları ve oklüzyonu aşınma hızına etki eden diğer önemli etkenlerdir (Dayangaç, 2011). Örneğin kompozit rezin yapısındaki doldurucular arası mesafe ne kadar az olursa eroziv aktiviteye karşı direnç de o kadar

fazla olur (Yamanel ve ark., 2009). Işıkla polimerize olan kompozitler karıştırma işlemi yapılmadığı dolayısıyla iç pörözite oluşmadığı için aşınmaya karşı daha dirençlidir. Bunun yanında inorganik doldurucu olarak kuartz ve kristobalit içeren kompozitler de aşınmaya karşı oldukça direnç gösterirler (Dayangaç 2011).

Yüzey pürüzlülüğü; bir materyalin özelliklerine ya da elde edilme yöntemine bağlı olarak yüzey dokusunda oluşan düzensizliklerdir (Paravina ve Powers, 2004). Yüzey düzgünlüğüne etken olarak materyalin kendinden kaynaklı özellikleriyle ilgili doldurucu içeriği ve boyutu sayılabilir (Saraç ve ark., 2006). Küçük boyutlu doldurucu partiküller içeren kompozit rezinlerde, doldurucular organik matriksle hemen hemen aynı hızda aşındıkları için büyük partiküllü kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir (Dayangaç, 2011).

Kompozit rezin restorasyonlarda düzgün bir yüzey elde edilmesi ile plak birikimine bağlı gingival irritasyonlar, yüzey renklenmeleri, rekkürent çürük oluşumu önlenebilir, aşınma azaltılarak klinik performans arttırabilir (Neme ve ark., 2002). Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan diş rengi restoratif materyallerin bitirme ve cila işlemleri hasta memnuniyeti ve restorasyonun başarısı için önemli basamaklardır (Sarı ve ark., 2010).

#### **2.6.4. Elastisite Modülü**

Doldurucu partikül miktarı fazla olan kompozitlerin elastisite modülleri yüksektir ve bununla birlikte düşük hacimsel büzülme gösterirler. Ancak materyaldeki katılık polimerizasyon sırasında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi streslerine karşı koyamamaktadır. Elastisite modülü değerinin düşük olması rezinlere esneklik kazandırmakta ve polimerizasyon büzülme stresinin azaltılmasında rol oynamaktadır.

Yüksek elastisite modüllü materyallerde sıklıkla bağlanmada başarısızlık sonucu oluşan post-operatif hassasiyet ve zayıf marjinal uyum görülmektedir. Bununla birlikte yüksek elastisite modülü uzun süreli marjinal stabilite ve okluzal kuvvetler altındaki distorsiyon ve yorgunluğun minimize edilebilmesi için tercih edilen bir özelliktir. Düşük elastisite modüllü posterior restoratif materyaller ise klinik ömürlerinin erken safhalarında marjinal aralanmada artış gösterirler (Ölmez ve Tuna, 2002).



### **2.6.5. Renk Stabilitesi**

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin, renk uyumu ve bu uyumu uzun süre koruyarak renk stabilitesi sağlaması doğal diş görünümünü taklit edebilmesi açısından önemlidir (Güler ve ark., 2013; Biçer ve ark., 2014).

Kompozit rezinlerde renk değişimi içsel ve dışsal renklenme faktörlerine bağlı multifaktöriyel bir süreçtir (Mundim ve ark., 2011). Mükemmel bir estetik için materyaller içsel renk stabilitesine sahip, yüzey renklenmesine dirençli olmalıdır (Bagheri ve ark., 2005). İçsel faktörleri hem rezin matris hem de matris/partikül arayüzeyinde kimyasal yapıdaki bozulmalar oluştururken, dışsal faktörleri plak, gıda ve sigaraya gibi eksojen kaynaklardan renk emilimi oluşturur. Bunun yanında kompozit rezinin opasitesindeki modifikasyonlar da uzun dönemde renk stabilitesinde etkilidir (Mundim ve ark., 2011).

Kompozit rezinlerde meydana gelen bu renk değişimi monomer dönüşüm derecesi, reaksiyona girmemiş karbon çift bağlarına bağlı gerçekleşen kimyasal bozunma, yüzey pürüzlülüğü gibi bir çok faktörden etkilenebilmektedir (Biçer ve ark., 2014).

### **2.6.6. Su Emilimi ve Çözünürlük**

Yüksek monomer dönüşüm derecesi, rezinin sertlik, elastisite modülü, aşınma direnci, kırılma ve gerilme dayanımı gibi rezin özelliklerini iyileştirerek kompozit restorasyonların mekanik ve fiziksel özellikleri üzerinde direkt etki gösterir. Ancak, bu özellikler daha çok polimer zincirinin tipine ve polimerizasyon süreci boyunca oluşan çapraz bağ yoğunluğuna bağlıdır. Çapraz bağlanma, doğrusal moleküller arasında köprü oluşturarak emilim ve çözünürlüğü azaltan, kompozit rezinin sertliğini ve dayanıklılığını arttıran, polimerlerin çözücülere geçirgenliğini azaltan 3 boyutlu ağ oluşumunu sağlar. Bu nedenle su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin, polimerizasyon derecesinin yani bir polimerdeki çapraz bağ miktarının indirekt ölçütleri olduğu bilinmektedir. Bir polimer ne kadar fazla çapraz bağ içeriyorsa o kadar az emilim ve çözünme gösterecek ve dolayısıyla da daha iyi klinik özellikler sergileyecektir (Castro ve ark., 2013).

Bunun birlikte, su emilimi ve suda çözünürlük bütünüyle kontrol altına alınamayan ve restoratif materyallerin klinik başarısında büyük öneme sahip olan faktörlerdir (Yap ve Lee, 1997). Dönüşüm derecesi, çapraz bağ yoğunluğu, polimerik ağın hidrofiliği başta olmak üzere (Alshali ve ark., 2015), doldurucu partikül boyutu ve dağılımı, kullanılan polimerizasyon yöntemi gibi pek çok faktörden de etkilenmektedir (Von Fraunhofer ve Curtis, 1989).

Kompozit rezinlerde su emilimi temel olarak polimerik rezin matriks kısma direkt absorpsiyon ile gerçekleşir ve emilim derecesi bu fazın yapısına ve miktarına bağlıdır (Sideridou ve ark., 2003). Cam doldurucular emilime katkıda bulunmaz ancak su, doldurucu ve rezin matriks arasındaki bağlantının kalitesine bağlı olarak doldurucu yüzeyine tutunabilir (Van North, 2013). Polimerik yapı materyallerde absorpsiyon difüzyon kontrollü bir olgudur ve iki teori ile açıklanabilir (Wei ve ark., 2011). Bunlardan ilki sıvıların polimer içerisindeki mikroboşluklara diffüze olarak su dengesinin sağlanmasını içeren “Serbest Hacim Teorisi”, diğeri ise su moleküllerinin polimer zincirlerinin polar gruplarına hidrojen bağı ile bağlanması olarak açıklanan “Etkileşim Teorisi”dir. Sonraları bu iki teorisinin de geçerli olduğu ve aynı anda gerçekleştiği kabul edilmiştir (Mortier ve ark., 2007). Emilen su, polimerik yapıdaki çapraz bağ yoğunluğuna bağlı olarak polimerik zincirler arasındaki boşluklarda genişlemeye ve şişmeye neden olabilir. Bu durum polimer ağıdaki reaksiyona girmemiş artık monomerlerin, moleküler boyutuna ve sulu çözücüye afinitesine bağlı olarak salımına izin verir (Sideridou ve ark., 2003). Bu maddelerin materyal dışına salımı kompozit rezinlerde boyutsal değişimlere ve biyolojik yapılarla uyumunun olumsuz yönde etkilenmesine neden olmaktadır (Ferracane, 1994). Ayrıca su emilimi ile, suda çözünebilir monomerlerin restorasyon içerisine penetre olması materyalde renklemelere neden olur (Cefaly ve ark., 2003). Sonuç olarak su emilimi ve suda çözünürlük kompozit restorasyonların yüzey özelliklerinin, kenar bütünlüğünün, estetik görünümün kaybına neden olarak klinik performanslarını önemli derecede etkilemektedir (Yap ve Lee, 1997).

ISO 4049 (2009a) spesifikasyonuna göre restoratif dental materyallerin su emilim değerlerinin  $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği; çözünürlük

değerlerinin  $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir (Heintze, 2011).

Bu çalışmada, 3. nesil LED ışık cihazının farklı modları kullanılarak polimerizasyonu gerçekleştirilen, tek tabaka halinde uygulanan yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitlerin su emilim ve suda çözünürlük düzeylerinin, geleneksel tipte kompozit rezinle karşılaştırılarak, değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezi, tek kütle halinde kaviteye yerleştirilen bulk-fill kompozit gruplarında, geleneksel kompozit rezin grubuna göre 3. nesil LED ışık cihazının farklı modlarıyla polimerizasyonu sonrası su emilimi ve suda çözünürlük düzeyleri açısından herhangi bir fark oluşmayacağıdır.

### 3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda; diş hekimliğinde kullanılan 3 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit ve 1 adet geleneksel mikrohibrit tipte kompozitin, 3. nesil bir LED ışık cihazının 3 farklı moduyla polimerizasyonu sonrası su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Deneyler, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı'nda *in vitro* koşullarda gerçekleştirilmiştir.

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

#### 3.1. Test Materyalleri

Bu çalışmada 3 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit ve bir adet geleneksel mikrohibrit tipte kompozit resin; polimerizasyon için 3. nesil bir LED ışık kaynağı kullanılmıştır. Bu materyaller;

- Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 1),
- Tetric® N-Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (Şekil 2),
- x-tra fil (VOCO, Cuxhaven, Germany) (Şekil 3),
- SonicFill™ (Kerr, Orange, CA, USA) (Şekil 4),
- VALO (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA) (Şekil 5)'dir.



Şekil 1. Filtek™ Z250 kompozit resin materyali



Şekil 2. Tetric® N-Ceram Bulk Fill kompozit rezin materyali



Şekil 3. x-tra fil kompozit rezin materyali



Şekil 4. SonicFill™ kompozit rezin materyali ve el cihazı



Şekil 5. VALO kablosuz LED ışık cihazı

Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 4’de; kullanılan ışık cihazı, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 5’te verilmiştir.

**Tablo 4.** Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri

<b>Kompozit rezin</b>	<b>Rezin Matriks</b>	<b>Doldurucu</b>	<b>Doldurucu Oranı wt.%</b>	<b>Renk</b>	<b>Üretici Firma ve Seri No.</b>
<b>Filtek™ Z250</b>	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Zirkonyum/silika	82	A2	3M ESPE, St Paul, MN, USA N602029
<b>Tetric® N-Ceram Bulk Fill</b>	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA,	Ba cam, prepolimer, YbF <sub>3</sub> , oksit	75-77	IVA	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein T14296
<b>x-tra fil</b>	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Ba-B-Al silikat	86	U	VOCO, Cuxhaven, Germany 1447376
<b>SonicFill™</b>	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA	SiO <sub>2</sub> , cam, oksit	83.5	A2	Kerr, Orange, CA, USA 35183

**Tablo 5.** Işık cihazı, güç seviyesi, uygulama modu ve uygulama süreleri

<b>Işık cihazı / Üretici Firma</b>	<b>VALO / Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA</b>		
<b>MOD</b>	STANDART	YÜKSEK GÜÇ	EKSTRA GÜÇ
<b>GÜÇ SEVİYESİ</b>	1000 mW/cm <sup>2</sup>	1400 mW/cm <sup>2</sup>	3200 mW/cm <sup>2</sup>
<b>Her tabaka için</b>	10 saniyelik 1 polimerizasyon	4 saniyelik 2 polimerizasyon	3 saniyelik 1 polimerizasyon
<b>Son polimerizasyon</b>	20 saniyelik 1 polimerizasyon	4 saniyelik 3 polimerizasyon	3 saniyelik 2 polimerizasyon

### 3.2. Örneklerin Hazırlanması

Su emilimi ve çözünürlük testleri uygulanacak kompozit disk örneklerinin hazırlanmasında 8 mm çapında ve 4 mm kalınlığında teflon kalıplardan yararlanılmıştır (Şekil 6). Örneklerin çapı, polimerizasyon sırasında materyalin her bir bölgesine eşit miktarda ışık uygulanabilmesini sağlamak amacıyla ışık cihazının ucunun çapına göre; örnek kalınlığı ise bulk-fill kompozit üretici firmalarının önerilerinin doğrultusunda belirlenmiştir.



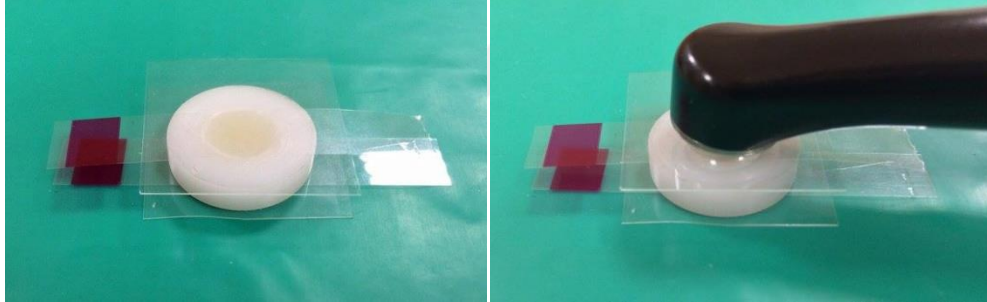
Şekil 6. Kompozit rezin disklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıp

Çalışmamızda gruplar; temel olarak 4 farklı kompozit grubu ve ışık cihazının standart, yüksek güç ve ekstra güç olmak üzere 3 farklı polimerizasyon moduna göre her bir kompozit grubunun 3 alt grubu olacak şekilde tasarlandı. Her bir grup için 10 adet olmak üzere toplam 120 adet örnek hazırlanmıştır. Gruplar Tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6. Çalışma Grupları

Grup Adı	Kompozit Resin	Örnek Sayısı	Alt Grup	Örnek Sayısı
Grup F (kontrol)	Filtek™ Z250	n=30	standart mod	n=10
			yüksek güç modu	n=10
			ekstra güç modu	n=10
Grup X	x-tra fil	n=30	standart mod	n=10
			yüksek güç modu	n=10
			ekstra güç modu	n=10
Grup T	Tetric® N-Ceram Bulk Fill	n=30	standart mod	n=10
			yüksek güç modu	n=10
			ekstra güç modu	n=10
Grup S	SonicFill	n=30	standart mod	n=10
			yüksek güç modu	n=10
			ekstra güç modu	n=10

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



Şekil 7. Hazırlanan kompozit rezin örneğe VALO ışık cihazı ile ışık uygulanması

Üretici firma talimatları doğrultusunda, bulk-fill kompozitler için standart modda 1 kez 20 saniyelik; yüksek güç modunda 3 kez 4'er saniyelik; ekstra güç modunda 2 kez 3'er saniyelik ışık uygulamaları gerçekleştirildi. Geleneksel tipteki kompozit rezinde ise, standart modda ilk tabaka için 10 saniyelik 1 polimerizasyon, 2. tabaka için 20 saniyelik 1 polimerizasyon; yüksek güç modunda ilk tabaka için 4'er saniyelik 2 polimerizasyon, 2. tabaka için 4'er saniyelik 3 polimerizasyon; ekstra güç modunda ilk tabaka için 3 saniyelik 1 polimerizasyon, 2. tabaka için 3'er saniyelik 2 polimerizasyon gerçekleştirildi.



Kompozit rezinlere uygulanan toplam enerji yoğunluğu “Toplam enerji ( $\text{mJ}/\text{cm}^2$ )= ışık yoğunluğu ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ) x ışık uygulama süresi (sn)” formülüyle hesaplanarak aşağıdaki gibi belirlenmiştir.

**standart mod:**  $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2 \times 20 \text{ sn} = 20 \text{ J}/\text{cm}^2$

**yüksek güç modu:**  $1400 \text{ mW}/\text{cm}^2 \times 12 \text{ sn} = 16,8 \text{ J}/\text{cm}^2$

**ekstra güç modu:**  $3200 \text{ mW}/\text{cm}^2 \times 6 \text{ sn} = 19,2 \text{ J}/\text{cm}^2$

Işık uygulamasının hemen ardından kalıp içindeki kompozit rezin örneklerin ışık uygulanan yüzeylerine alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) emdirilmiş diskler (Sof-Lex<sup>TM</sup> XT, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile bitirme ve polisaj işlemleri yapıldı (Şekil 8). Kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerine herhangi bir işlem uygulanmadı.



Şekil 8. Sof-Lex (3M ESPE) bitirme ve polisaj diskleri

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

### 3.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin su emilim ve suda çözünürlük düzeylerini saptamak için, ISO 4049:2009a spesifikasyonu esas alınarak, standartta bildirilen formüllerden yararlanıldı. Bu testin uygulanması aşamasında öncelikle örnekler numaralandırılarak karışmayacak şekilde silika jel içeren desikatöre yerleştirildi (Şekil 9).



**Şekil 9.** Su Emilimi ve suda çözünürlük ölçümleri için kullanılan desikatör

Hazırlanan deney örnekleri desikatör içinde 22 saat süresince  $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'lik etüvde (EN025, Nüve, Türkiye) ve devamında  $23\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de 2 saat bekletildi (Şekil 10).



**Şekil 10.** Örneklerin deney süresince saklandığı etüv

Bunu takiben örneklerin kuru ağırlıkları  $0,0001\text{ g}$  hassasiyetindeki terazi (Precisa XB 220A, Zurich, Switzerland) ile ölçüldü, aynı periyodik işlem 24 saatte bir tekrar edilerek, ağırlığın  $0,1\text{ mg}$ 'dan daha fazla değişmediği görülene kadar ölçümler tekrarlandı (Şekil 11). ISO 4049:2009a standartlarına göre numunedeki ağırlık kaybı 24 saatlik period içinde  $0,1\text{ mg}$ 'dan az ise bu nihai ağırlık olup  $M_1$  olarak ifade edilmektedir. Ağırlık sabitlendiğinde başlangıç ağırlıkları mikrogram ( $\mu\text{g}$ ) cinsinden  $M_1$  olarak kaydedildi. Sabit ağırlığa gelen örneklerin çapları kumpas yardımıyla ölçüldükten sonra ortalama çapları hesaplandı. Her bir örneğin aynı şekilde kalınlıkları ölçülerek ortalamaları hesaplandı. Ortalama çap kullanılarak her bir örneğin alanı  $\text{mm}^2$

cinsinden ve ortalama kalınlıkları kullanılarak her bir örneğin  $\text{mm}^3$  cinsinden hacmi hesaplandı ( $V = \pi r^2 h$ ).



Şekil 11. Çalışmada kullanılan hassas terazi

Örneklerin her biri etüv içerisinde  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'lik distile suda 30 gün süreyle bekletildi. Kullanılan su hacmi herbir örnek için 5 ml olacak şekilde ayarlandı. 30 günün sonunda örnekler sudan çıkarılarak önce nemli bir havlu ile sonra 10 saniye havada sallanarak üzerinde su kalmayacak şekilde kurulandı. Sudan çıkarılmasından 1 dakika sonra, ilk tartımın yapıldığı terazi ile aynı hassasiyette tartıldı ve bu ağırlık  $M_2$  olarak kaydedildi. Daha sonra sabit kütle ağırlıklarının tekrar kazanmaları için desikatörde 24 saatlik periyodlara tabi tutularak testin başındaki işlem tekrarlandı. Örneğin ağırlığı sabitlendiğinde elde edilen değerler  $M_3$  olarak kaydedildi. Kompozit örneklerinin 30 gün sonundaki su Emilimi ve suda çözünürlük düzeyleri milimetreküpte mikrogram cinsinden şu şekilde hesaplandı;

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

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

$$W_{sp} : \text{Su Emilimi} \quad W_{sl} : \text{Suda Çözünürlük}$$

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

### 3.4. İstatistik Değerlendirme

Örnek sayısı % 95 güven aralığında % 5 duyarlılığa sahip olacak şekilde  $n=10$  olmak üzere toplam 120 örnek olarak belirlenmiştir. Bu analiz için [http://www.statisticalsolutions.net/pss\\_calc.php](http://www.statisticalsolutions.net/pss_calc.php) kullanılmıştır.

Verilerin istatistiksel analizi için SPSS 21.0 paket programı (SPSS Inc.,Chicago, IL, ABD) kullanılmıştır. Örneklerin ortalama su emilimi ve suda çözünürlük verilerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde iki yönlü varyans analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Sonuçlar  $p<0,05$  için anlamlı olarak kabul edilmiştir. Su emilimi ve suda çözünürlük arasındaki ilişkiye Pearson korelasyon katsayısı ile bakılmıştır.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamızda hazırlanan toplam 120 örnekten su emilimi ve suda çözünürlük testleri kullanılarak elde edilen değerler ilk olarak Shapiro-Wilk testi ile normal dağılıma uygunluk yönünden incelenmiş ve tüm verilerin normal dağılıma uygun olduğu görülmüştür.

Temel olarak 4 farklı kompozit grubu ve ışık cihazının 3 farklı polimerizasyon moduna bağlı olarak her bir kompozit grubu için 3 alt grup olacak şekilde test edilen örneklerin su emilim değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) Tablo 7’de gösterilmiştir. Sonuçlar  $p<0,05$  için anlamlı olarak kabul edilmiştir.

**Tablo 7.** Su emilim değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel değerler

<b>Işık Modları</b>	<b>standart</b>	<b>yüksek güç</b>	<b>ekstra güç</b>	<b>Genel Ortalama</b>
<b>Kompozitler</b>	<b>ortalama<math>\pm</math>ss</b>	<b>ortalama<math>\pm</math>ss</b>	<b>ortalama<math>\pm</math>ss</b>	<b>ortalama<math>\pm</math>ss</b>
<b>Grup F</b>	13,95 $\pm$ 1,81 ab	18,81 $\pm$ 5,77 a	18,15 $\pm$ 4,52 a	16,97 $\pm$ 4,74 A
<b>Grup X</b>	11,34 $\pm$ 2,16 b	12,02 $\pm$ 2,34 b	11,61 $\pm$ 2,31 b	11,66 $\pm$ 2,21 C
<b>Grup T</b>	13,54 $\pm$ 1,41 ab	15,10 $\pm$ 4,87 ab	14,26 $\pm$ 2,57 ab	14,30 $\pm$ 3,23 B
<b>Grup S</b>	10,67 $\pm$ 3,05 b	11,14 $\pm$ 4,07 b	17,71 $\pm$ 5,56 a	13,17 $\pm$ 5,32 BC
<b>Genel Ortalama</b>	12,38 $\pm$ 2,54 $\Omega$	14,27 $\pm$ 5,25 $\Delta\Omega$	15,43 $\pm$ 4,68 $\Delta$	14,03 $\pm$ 4,46

<b>İki Yönlü Varyans Analiz Sonucu</b>			
<b>Faktörler</b>	<b>Kompozit (K)</b>	<b>Işık Cihazı (I)</b>	<b>K*I</b>
<b>Önem</b>			
<b>Seviyeleri</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,004</b>
<b>(p-değerleri)</b>			

A,B aynı sütun içerisindeki kompozit uygulamaları arası farklılıkları göstermektedir.  
 $\Omega,\Delta$  aynı satır içerisindeki ışık uygulamaları arası farklılıkları göstermektedir.  
a,b kompozit\*ışık interaksiyon alt grupları arasındaki farklılıkları göstermektedir.

Yapılan iki yönlü varyans analizi sonucu su emilim değerleri üzerine kompozit materyalleri ( $p<0,001$ ) ve uygulanan farklı ışık modlarının ( $p=0,001$ ) hem ayrı ayrı hem de birlikte ( $p=0,004$ ) önemli etkisi olduğu tespit edilmiştir.

Genel ortalamalara bakıldığında farklı ışık modları uygulanmış farklı kompozit rezin grupları arasındaki en düşük su emilim değeri Grup X’e ( $11,66\pm 2,21 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) aittir ve bu grup ile Grup S ( $13,17\pm 5,32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir

farka rastlanmamıştır. En yüksek emilim değeri ise Grup F ( $16,97 \pm 4,74 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ )'ye aittir ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ).

Işık uygulama modları genel olarak karşılaştırıldığında tüm kompozit grupları için, en düşük su emilim değeri standart modda ( $12,38 \pm 2,54 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) elde edilirken, en yüksek emilim değeri ise ekstra güç modunda ( $15,43 \pm 4,69 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) elde edilmiştir ve bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ).

Su emilim değerleri tüm gruplar açısından değerlendirildiğinde; en düşük emilim Grup S'de standart mod ışık uygulaması ile ( $10,67 \pm 3,05 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) gözlenirken; en yüksek su emilimi Grup F'de yüksek güç modunda ışık uygulaması sonrası ( $18,81 \pm 5,77 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) elde edilmiştir.

Su emilim değerleri aynı kompozit grubu içinde, farklı ışık uygulamaları açısından karşılaştırıldığında; Grup F için en düşük su emilim değeri standart modda gözlenirken ( $13,95 \pm 1,81 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ), bu değer yüksek güç ve ekstra güç modunda (sırasıyla  $18,81 \pm 5,77 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ,  $18,15 \pm 4,52 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) elde edilen değerlerden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Grup X için en düşük su emilim değeri standart modda gözlenirken ( $11,34 \pm 2,16 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ), bu değer yüksek güç ve ekstra güç modunda (sırasıyla  $12,02 \pm 2,34 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ,  $11,61 \pm 2,31 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) elde edilen değerlerden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Grup T için en düşük su emilim değeri standart modda gözlenirken ( $13,54 \pm 1,41 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ), bu değer yüksek güç ve ekstra güç modunda (sırasıyla  $15,10 \pm 4,87 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ,  $14,26 \pm 2,57 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) elde edilen değerlerden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Diğer gruplardan farklı olarak Grup S için en düşük su emilim değeri standart modda gözlenirken ( $10,67 \pm 3,05 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ), bu değer yüksek güç modunda ( $11,14 \pm 4,07 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) elde edilen değerden istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemiş ancak ekstra güç modunda ( $17,71 \pm 5,56 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) elde edilen değere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ( $p < 0,05$ ).

Örneklerin suda çözünürlük değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) Tablo 8'de gösterilmiştir. Sonuçlar  $p < 0,05$  için anlamlı olarak kabul edilmiştir.

**Tablo 8.** Suda çözünürlük değerlerine ait tanımlayıcı istatistiksel değerler

<b>Işık Modları</b>	<b>standart</b>	<b>yüksek güç</b>	<b>ekstra güç</b>	<b>Genel Ortalama</b>
<b>Kompozitler</b>	<b>ortalama±ss</b>	<b>ortalama±ss</b>	<b>ortalama±ss</b>	<b>ortalama±ss</b>
<b>Grup F</b>	-2,75 ± 1,48	-2,70 ± 0,67	-2,45 ± 0,69	-2,63 ± 0,99 B
<b>Grup X</b>	-2,50 ± 0,73	-2,65 ± 0,57	-2,55 ± 0,38	-2,57 ± 0,56 B
<b>Grup T</b>	-2,64 ± 1,01	-3,17 ± 1,66	-2,96 ± 0,65	-2,93 ± 1,16 B
<b>Grup S</b>	0,57 ± 1,11 b	0,62 ± 1,29 b	1,61 ± 0,46 a	<b>0,94 ± 1,10 A</b>
<b>Genel Ortalama</b>	-1,83 ± 1,77	-1,97 ± 1,88	-1,59 ± 1,96	-1,80 ± 1,86

<b>İki Yönlü Varyans Analiz Sonucu</b>			
<b>Faktörler</b>	<b>Kompozit (K)</b>	<b>Işık Cihazı (I)</b>	<b>K*I</b>
<b>Önem Seviyeleri (P-değerleri)</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,205</b>	<b>0,408</b>

A,B aynı sütundaki gruplar arası farklılıkları göstermektedir.  
a,b aynı satırdaki gruplar arası farklılıkları göstermektedir.

Yapılan analizler sonucu suda çözünürlük değerleri üzerine kullanılan kompozit materyalinin etkisi önemli ( $p < 0,001$ ) bulunurken, uygulanan farklı ışık modlarının ( $p = 0,205$ ) ve kompozit\*ışık interaksyon ( $p = 0,408$ ) etkisinin olmadığı tespit edilmiştir.

Genel ortalamalara bakıldığında, kompozitler arasında en yüksek çözünürlük değeri Grup S ( $0,94 \pm 1,10 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ )'ye aittir ve bu değer diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p < 0,05$ ). Grup X, F ve T grupları arasında çözünürlük değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ( $p > 0,05$ ). Genel olarak bakıldığında farklı ışık modları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ( $p > 0,05$ ). Kompozitlerin kendi içerisinde ışık modları açısından farklılık gösterip göstermediği incelendiğinde sadece Grup S'de uygulanan ışık moduna bağlı olarak çözünürlük değerleri açısından fark olduğu ve ekstra güç modundaki ( $1,61 \pm 0,46 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) ışık uygulaması sonucu en yüksek çözünürlük değerine ulaşıldığı belirlenmiştir ( $p = 0,002$ ). Grup F, Grup T ve Grup X kompozitlerinin farklı ışık modlarındaki çözünürlük düzeyleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Su emilimi ve suda çözünlük değerleri arasındaki ilişki olup olmadığına Pearson korelasyon katsayısıyla bakılmıŐ ve değerler arasında herhangi bir ilişki gözlenmemiştir ( $r=-0,052$ ,  $p=0,576$ ).





## 5. TARTIŞMA

Kompozit rezinler, yapılarındaki ve klinik uygulamalarındaki gelişmelerle birlikte diş çürükleri, kron kırıkları, diş aşınmaları ve konjenital defektlerin restorasyonu için hastaların estetik beklentilerinin karşılanmasında en yaygın kullanılan direkt restoratif materyaller haline gelmiştir (Kwon ve ark., 2012). Ancak ışık penetrasyon derinliğinin sınırlı olması (Yap, 2000; Albers, 2002) ve ayrıca yapılarında gözlenen %2 ila 5 oranındaki polimerizasyon büzülmesi (Kleverlaan ve Feilzer, 2005; Braga ve ark., 2005) kompozit rezinlerin en önemli dezavantajlarını oluşturur. Polimerizasyon büzülmesi, diş ile restorasyon arayüzeyinde strese yol açar ve bu stresin adezyon kuvvetini aştığı durumlarda bağlanmada başarısızlık ve devamında postoperatif hassasiyet, mikrosızıntı, sekonder çürük, renklenme gibi birtakım klinik problemler açığa çıkabilir (Kim ve ark., 2015b). Polimerizasyon büzülmesini hacimsel olarak azaltmak, materyalin polimerizasyon sırasında akabileceği serbest yüzeyi arttırarak rezin ile diş arayüzeyinde oluşan stresi hafifletmek (Kim ve ark., 2015a) ve yeterli ışık penetrasyonu ile kompozite iyi mekanik özellikler kazandırmak için (Albers, 2002; Yap, 2000) rezin kalınlığının 2 mm'lik tabakalar halinde sınırlandırılması önerilmektedir. Ancak tabakalama tekniği zaman alıcı bir prosedürdür ve son zamanlarda restorasyon sürecini basitleştirmek amacıyla bulk-fill kompozit rezinler geliştirilmiştir (Kim ve ark., 2015a).

Bulk-fill kompozit üreticileri, bu materyallerde doldurucu oranını azaltarak veya boyutunu arttırarak matriks-doldurucu arayüzeyindeki ışık saçılımının azaltılmasıyla daha yüksek ışık geçirgenliği ile 4-5 mm'ye kadar tek kütle halinde yeterli polimerizasyonun elde edildiğini ve geleneksel kompozit rezinlere göre daha düşük polimerizasyon büzülme stresinin oluşturulduğunu iddia etmektedirler (Ilie ve ark., 2013b; Bucuta ve Ilie, 2014; Kim ve ark., 2015a).

Fotopolimerize dental kompozitlerin yaygınlaşmasıyla büyük ilerleme kaydeden diğer bir konu ise polimerizasyonda kullanılan ışık cihazları olmuştur. Polimerizasyon sürecinin hızlandırılması amacıyla daha yüksek şiddette ışık yayan mavi-mor LED ışık cihazları piyasaya sürülmüştür (Ilie ve Stark, 2015). Bu modern ışık kaynakları, yüksek ışık şiddetinde, kısa süreli ışık uygulamalarıyla da yeterli polimerizasyonun elde edilebileceği iddiasıyla üretilmiştir (Ilie ve Stark, 2014). Ancak

rezin materyallerin polimerizasyonunda; ışık kaynaklarının veriminin yanında, rezinin uygulama kalınlığı da ışığın penetrasyonunu dolayısıyla polimerizasyonun başarısını belirleyen önemli etkenlerdendir (Shortall ve ark., 1995; Koupis ve ark., 2004). Restorasyon kalınlığındaki küçük değişiklikler ışığın katettiği mesafeye bağlı olarak, restorasyon boyunca iletilen ışık enerjisi miktarında büyük farklılıklar yaratarak polimerizasyon derecesini etkilemektedir (Della ve ark., 2007; Zhu ve Platt, 2011; D'Alpino ve ark., 2011). Geleneksel kompozit rezinlerde 2 mm'lik rezin tabakaların daha hızlı polimerizasyonu için önerilen bu yeni nesil LED ışık kaynaklarının, polimerizasyon derinliğinin artırılması amacıyla geliştirilmiş bulk-fill kompozitlerle birlikte kullanılabilirliklerine henüz tam bir açıklık getirilememiştir.

Diğer yünden, yüksek ışık şiddetindeki kısa süreli ışık uygulamalarıyla ilgili temel endişe ise polimerizasyon reaksiyonu sırasında daha az çapraz bağ yapmış düşük moleküler ağırlıklı kısa zincirlerin oluşmasıdır (Özel Bektaş ve ark., 2006a). Çapraz bağlanma, doğrusal moleküller arasında köprü oluşturarak emilim ve çözünürlüğü azaltan 3 boyutlu ağ oluşumunu sağlar. Böylece su emilimi ve suda çözünürlük değerleri, polimerizasyon derecesinin yani bir polimerdeki çapraz bağ miktarının indirekt ölçütleri olarak kabul edilebilir (Castro ve ark., 2013). Bu nedenle bu çalışmada 3. nesil LED ışık cihazının güncel bulk-fill kompozitlerin polimerizasyonundaki etkinliklerinin, su emilim ve suda çözünürlük testleriyle tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda bulk-fill kompozit rezinlerin su emilim ve suda çözünürlük düzeylerinin tespit edilmesi amacından yola çıkarak; piyasada mevcut üzerine ek bir tabaka geleneksel kompozit rezinle örtülenme gerektirmeyen Tetric N-Ceram Bulk Fill, x-tra fil, SonicFill olmak üzere 3 farklı yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin ve kontrol grubu olarak en yaygın kullanılan geleneksel mikrohibrit tipte kompozitlerden biri olması dolayısıyla Filtek Z250 seçilmiştir. Kullanılan bulk-fill kompozitler, rezin matriks yapıları, doldurucu oran ve boyutları farklılık göstermektedir. SonicFill, sonik enerji aktivasyonu sağlayan özel modifikatörler içeren yüksek dolduruculu kendine özgü monomer yapısına sahip ve yüksek translüensliğine bağlı olarak ışığın derin tabakalara penetrasyonunun gerçekleşebildiği ileri sürülen bir kompozit rezindir (SonicFill Portfolio of Scientific Research). Tetric N-Ceram Bulk Fill, matriks yapısında fotobaşlatıcı olarak klasik kamforkinon/amin başlatıcı sistem yanında

germanyum bazlı bir başlatıcı olan Ivocerin ve düşük elastisite modüllüne sahip modifiye doldurucu partikül yapıları içermektedir. Bu prepolimer partikül yapılarının düşük elastisite modüllerine (10 GPa) bağlı olarak polimerizasyon süreci boyunca stresi absorpladığı iddia edilmektedir (Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill). x-tra Fil bulk-fill kompozit rezinler ise 20 µm'dan geniş partikül yapıları ile hem küçük hem de büyük doldurucu içeren heterojen bir dağılıma sahiptir. Üreticiler, bu özelliğinin toplam doldurucu-matriks arayüzeyini azaltarak ışık saçılımını indirgediği ve mavi ışığın daha derine penetre olabildiğini ifade etmektedirler (Ilie ve Stark, 2014; 2015).

Hekimler ve hastalar tarafından estetik beklentinin artması ile üretici firmalar kompozit rezinleri daha doğal bir görünüm elde edebilmek adına geniş renk aralığında üretmeye başlamışlardır. Ancak çalışmalar rezin bazlı kompozitlerin renginin ve translüsentliğinin ışığın penetrasyonunu dolayısıyla polimerizasyon dönüşüm derecesini etkilediğini ve rengin koyulaşmasıyla polimerizasyon derecesinin azaldığını ortaya koymuşlardır (Shortall ve ark., 1995; Koupis ve ark., 2004; Briso ve ark., 2006). Bu yüzden çalışmamızda kompozit rezinlerin renkleri arasında standart oluşturmak amacıyla Filtek Z250 ve SonicFill kompozit rezinlerinin A2 rengi, Tetric N-Ceram Bulk Fill kompozit rezininin bu renge en yakın olan IVA (A2-A3) rengi ve renk seçeneği bulunmayan, translüsent bir materyal olan x-tra fil bulk-fill kompozit rezininin ise universal (U) rengi çalışmaya dahil edilmiştir.

Dental kompozitlerin ideal polimerizasyon göstermesi için monomerlerin maksimum seviyede polimere dönüşmesi gerekmektedir (Anusavice, 2003; Özel Bektaş ve ark., 2006a). Fotopolimerize dental kompozitlerde ideal polimerizasyonun elde edilmesi ışığın etkili yoğunlukta olabilmesi ile ilişkilidir. Işık kompozit kütlesi boyunca ilerlerken kompozit tarafından emilip, yansıtıldığı için materyalin kalınlığı arttıkça ışığın etkinliği ve yoğunluğu da azalmaktadır (Vargas ve ark., 1998). Bu nedenle geleneksel kompozit rezinlerde başarılı polimerizasyon sağlamak için kompozit rezinlerin kaviteye en fazla 2 mm'lik tabakalar halinde yerleştirilmesi standart olarak kabul edilmektedir (Della Bona ve ark., 2007; Zhu ve Platt, 2011; D'Alpino ve ark., 2011; Manhart ve ark., 2001). Çalışmamızda hazırlanan kompozit disk örneklerinin çapı, polimerizasyon sırasında materyalin her bir bölgesine eşit miktarda ışık uygulanabilmesi amacıyla ışık cihazının ucunun çapına göre 8 mm olarak belirlenmiştir

(Lopes ve ark., 2009). Örnek kalınlığı ise geleneksel tipte bir kompozit rezin olan Filtek Z250 için daha önceki çalışmalarla standart kabul edilen ve üretici firmanında önerdiği gibi her 2 mm'de ışık uygulaması ve diğer bulk-fill kompozitlerle standardizasyonu sağlamak amacıyla bulk-fill üreticilerinin önerdiği gibi toplam 4 mm rezin kalınlığı olacak şekilde hazırlanmıştır. Su emilimi ve suda çözünürlük testlerinde uygulayıcı hatasını minimuma indirmek amacıyla kompozitin yerleştirilmesi sırasında hava kabarcığı oluşturmamak için SonicFill sistemde ses dalgalarının vermiş olduğu titreşim, geleneksel tipteki kompozit grubunda ve diğer bulk-fill gruplarında ise el aletleri yardımıyla kondansasyon sağlanmıştır.

Polimerizasyonu etkileyen bir diğer faktör ise ışık cihazlarıdır (Gritsch ve ark., 2008). Günümüzde kliniklerde yaygın olarak, 1200-1500 mW/cm<sup>2</sup> ışık şiddetine ulaşan tek bir yüksek güçte diyot içeren 2. nesil LED ışık cihazları kullanılmaktadır (Flury ve ark., 2014). Üreticiler LED ışık cihazlarını geliştirebilmek amacıyla farklı dalga boylarında ışık yayan mavi/mor diyotları bir arada kullanarak 3. nesil LED'leri üretmişlerdir (Klaus ve Mills, 2013). Bu cihazlar farklı fotobaşlatıcı içeren kompozit rezinlerin polimerizasyon probleminin üstesinden gelmek için üretilmelerinin yanı sıra (Santini ve ark., 2012; Klaus ve Mills, 2013), yüksek ışık şiddetinde kullanıldıklarında kısa süreli uygulama ile yeterli polimerizasyonun elde edilebileceği iddiasıyla piyasaya sürülmüşlerdir (Ilie ve Stark, 2014). Bizim çalışmamızda 3. nesil LED ışık cihazlarının bulk-fill kompozitlerin polimerizasyonundaki etkinliklerinin araştırılması için yakın zamanda kullanıma girmiş 3 farklı dalga boyu (439 nm, 405 nm, 460 nm) birleştirilmiş ve seçilen moda bağlı olarak; 1000 mW/cm<sup>2</sup>, 1400 mW/cm<sup>2</sup> ve 3200 mW/cm<sup>2</sup> olmak üzere 3 farklı ışık şiddetinde kullanılabilen 3. nesil bir LED ışık cihazı olan VALO kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan 4 farklı kompozit grubundan hazırlanan örnekler, ışık cihazının 3 farklı polimerizasyon moduyla polimerize edilmiştir. Işık cihazının standart modu 2. nesil LED cihazlarına benzer şekilde 1000 mW/cm<sup>2</sup> şiddetinde ışık üretme kapasitesine sahiptir. Bu nedenle ışık cihazının daha kısa polimerizasyon süresi sağlayan yüksek (1400 mW/cm<sup>2</sup>) ve ekstra güç (3200 mW/cm<sup>2</sup>) modunda elde edilen su emilim ve suda çözünürlük değerleri standart güç modunda elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda önemli olan bir diğer konu ise ışık cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasında olan mesafedir. Araştırma sonuçları, polimerizasyon cihazının ucu ile kompozit yüzeyi arasında 2 mm'lik mesafe olduğunda ışık yoğunluğunun %7; 4mm'lik mesafe olduğunda ise ışık yoğunluğunun %25 oranında azaldığını dolayısıyla ışık kaynağı ile kompozit rezin arasındaki mesafenin artmasının polimerizasyona negatif etkide bulunduğunu ortaya koymuştur (Sakaguchi ve ark., 1992). Başarılı bir polimerizasyon için ışık cihazının ucunun kompozit rezine mümkün olan en yakın mesafeden tutulması önerilmektedir (Zhu ve ark., 2011; Price ve ark., 2011). Bu nedenle çalışmamızda; Yap ve ark. (2004) ile Bala ve ark. (2005)'nın, çalışmalarına benzer şekilde, kompozit materyal ile ışık ucunun uzaklığı bir mikroskop lamelinin kullanımı ile 1 mm olarak standardize edilmiştir.

Kompozit rezinlerin yüzeyine uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri, restorasyonların estetik ve uzun ömürlü olmasında kritik öneme sahip klinik basamaklardan biridir (Venturini ve ark., 2006). Kompozit rezinlerin kaviteye yerleştirilmesi esnasında hava ile temastan kaynaklanan oksijen varlığı rezin polimerizasyonunu bir dereceye kadar inhibe ederek, kompozit yüzeyinde yeterli derecede polimerize olmamış rezinden zengin bir tabaka oluşmasına neden olur (Rueggeberg ve Margeson, 1990; Gordan ve ark., 2003). Çalışmamızda yüzeyde oluşan "oksijen inhibisyon tabakası" adı verilen bu artık monomer tabakasını en aza indirmek ve daha düzgün bir yüzey oluşturmak için ışıkla polimerizasyon öncesi, kompozit örneklerin alt ve üst yüzeylerine şeffaf bantlar yerleştirilmiştir (Manhart ve ark., 2000; Price ve ark., 2003). Üst yüzeydeki şeffaf bant üzerine Küçükeşmen ve ark. (2005)'nin önerdikleri gibi lamel yerleştirip, bastırarak kompozitin aradaki boşluklara yerleşmesi ve fazla materyalin taşması sağlanmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ile ilgili yapılan çalışmalar, şeffaf bandın en düzgün yüzeyi sunmasına rağmen, tamamen elimine edilemeyen rezinden zengin tabakanın bitirme ve polisaj işlemleri ile kaldırılarak daha sert, aşınmaya dirençli estetik yüzeyler oluşturulması gerekliliğini bildirmişlerdir (Park ve ark., 2004; Korkmaz ve ark., 2008). Bitirme ve polisaj işlemlerinin ne zaman yapılması gerekliliği tartışmalı bir konu olsa da yayınlanan çoğu çalışmada restorasyona ışık uygulamasından hemen sonra yapılan polisaj işleminin kompozit rezinin özellikleri üzerinde negatif bir etki oluşturmadığı rapor edilmiştir (Lopes ve ark., 2002; Venturini ve ark., 2006; Cenci ve ark., 2008). Bu nedenle bizim çalışmamızda da klinikteki

prosedüre uygun olması amacıyla bitirme ve polisaj işlemleri polimerizasyonun hemen ardından uygulanmıştır. Bitirme ve polisaj sistemlerinin etkinliklerini inceleyen araştırmalar alüminyum oksit kaplı disklerin, doldurucu partikülleri ve matriksi eşit oranda keserek diğer sistemlere göre daha düzgün yüzeyler oluşturduklarını göstermiştir (Van Dijken ve Ruyter, 1987). Benzer şekilde, disklerin düzlemsel hareketinden dolayı düzgün yüzey sağladığını bildiren çalışmalarda mevcuttur (Fruits ve ark., 1996). Bu nedenle bu çalışmada yüzey pürüzlülüğü ve oksijen inhibisyon tabakasından kaynaklı zayıf özelliklerin elimine edilmesi amacıyla bitirme ve polisaj işlemleri için etkinliği daha önceki çalışmalarla kanıtlanmış olan alüminyum oksit kaplı diskler tercih edilmiştir.

Ağız devamlı ısı ve pH değişimlerinin, farklı kuvvet yoğunlaşmalarının gerçekleştiği dinamik bir ortamdır (Gökçe ve Özel, 2005). Ağız içerisinde kullanılan restoratif materyaller, aralıklı veya sürekli olarak çok sayıda ve kompleks bir bakteriyel flora ve çeşitli organik ve inorganik maddeler içeren tükürük, tüketilen gıdalar ve içeceklerde bulunan kimyasal ajanlar, kullanılan ilaçlar ve çeşitli patolojik faktörler nedeniyle oluşan pH değişimleri ve sıcaklık değişimleri gibi pek çok faktörle temas halindedir (Mortier ve ark., 2004). Ağız boşluğu içerisinde gerçekleşen bu ısısız değişimler ve diğer maddelerle olan etkileşim dental restorasyonların dayanıklılığını ve uzun süre kullanımlarını olumsuz yönde etkiler (Yap ve ark., 2000b). Ancak restoratif materyallerin sulu bir zemin, değişken ısı şartları ve tekrarlayan mekanik kuvvetlerin birleştiği kompleks bir ortam olan ağızda uzun süre ve en etkin şekilde fonksiyon görmesi beklenir (Karacaer ve ark., 2001). Bununla birlikte kompozit rezinler polimerizasyondan sonra dahi stabil değillerdir ve kendi ortamları ile sürekli etkileşim halindedirler. Temel etkileşim ise matriks içine diffüze olan su ile olmaktadır (Thonemann ve ark., 1997). Kompozit rezinlerde su emilimi temel olarak polimerik rezin matriks kısmına direkt absorpsiyon ile gerçekleşir ve emilim derecesi bu fazın yapısına ve miktarına bağlıdır (Sideridou ve ark., 2003). Su emiliminde matriks ve doldurucu moleküller arasındaki bağlantı da önemlidir. İnorganik doldurucuların organik matriksle olan zayıf bağlantısı, suyu içeriye taşıyacak kapiller difüzyon yolları gibi davranır (Kalachandra, 1989; Mortier ve ark., 2004). Cam doldurucular emilime katkıda bulunmaz ancak su, doldurucu ve rezin matriks arasındaki bağlantının kalitesine bağlı olarak doldurucu yüzeyine tutunabilir (Van North, 2013).

Polimerik yapılı materyallerde absorpsiyon difüzyon kontrollü bir olgudur ve iki teori ile açıklanabilir (Wei ve ark., 2011). Bunlardan ilki sıvıların polimer içerisindeki mikroboşluklara diffüze olarak su dengesinin sağlanmasını içeren “Serbest Hacim Teorisi”, diğeri ise su moleküllerinin polimer zincirlerinin polar gruplarına hidrojen bağı ile bağlanması olarak açıklanan “Etkileşim Teorisi”dir. Sonraları bu iki teorinin de geçerli olduğu ve aynı anda gerçekleştiği kabul edilmiştir. Bununla birlikte polimerler mikroyapısal ve moleküler oluşumlarına bağılı olarak su emilimi açısından farklılıklar gösterir. Molekül yapısının polaritesi, su ile hidrojen bağı oluşturacak hidroksil gruplarının varlığı, matriksi oluşturan çapraz bağlar emilimi etkiler (Mortier ve ark., 2004). Emilen su, polimerik yapıdaki çapraz bağ yoğunluğuna bağılı olarak polimerik zincirler arasındaki boşluklarda genişlemeye ve şişmeye neden olabilir. Bu durum polimer ağdaki reaksiyona girmemiş artık monomerlerin, moleküler boyutuna ve sulu çözücüye afinitesine bağılı olarak salımına izin verir (Sideridou ve ark., 2003). Materyallerin çözünürlüğü sıvılar içerisindeki bekleme süresinden, solüsyonun konsantrasyonundan, ortamın pH’ından; bu koşullar aynı olduğunda ise monomer yapıdaki farklılardan, çapraz bağ derecesinden, doldurucu tipi, oranı ve yüzey alanından ve silanizasyondan etkilenir (Karacaer ve ark., 2001). Çözünen esas bileşenleri artık monomerler oluşturmalarına rağmen, rezin materyallerden artık monomerler dışında doldurucu partiküller, polimerizasyon aktivatörleri ve inhibitörleri, metakrilik asit ve formaldehit gibi yapılar da uzaklaşır (Mortier ve ark., 2004). Bu maddelerin materyal dışına salımı restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinde bozunmayla sonuçlanır (Yap, 1996). Ayrıca su emilimi ile, suda çözünebilen monomerlerin restorasyon içerisine penetre olması materyalde renklemelere de neden olur (Cefaly ve ark., 2003). Sonuç olarak su emilimi ve suda çözünürlük kompozit restorasyonların yüzey özelliklerinin, kenar bütünlüğünün, estetik görünümün kaybına neden olarak klinik performanslarını önemli derecede etkilemektedir (Yap ve Lee, 1997).

Ağız ortamı, restorasyonların davranışlarının tahmin edilmesinde en ideal test ortamı olsa da ağız içi koşullarının çeşitliliği ve karmaşıklığı nedeniyle biyolojik bozunmanın temel mekanizmasının aydınlatılmasında *in vitro* çalışmalar en önemli modelleri oluşturur (Turssi ve ark., 2002). Bu nedenle çalışmamızda bulk-fill kompozit rezinlerin 3. nesil LED’ler ile polimerizasyonlarından sonraki etkinlikleri su emilimi ve suda çözünürlük testleriyle *in vitro* koşullarda değerlendirilmiştir.

Kompozitlerin yapıları kadar *in vitro* olarak bekletilen ortam ve sürenin de emilim ve çözünürlük düzeyleri üzerine etkisi vardır (Örtengren ve ark., 2001a). ISO spesifikasyonunda rezin bazlı dolgu materyallerinin emilim ve çözünürlük değerlerinin belirlenmesinde, nemli ağız ortamının taklit edilmesi için çözücü olarak distile su ve süre olarak 7 gün bekletme süresi önerilmektedir (Heintze ve Zimmerli, 2011) Kompozit rezinlerin emilim ve çözünürlük özelliklerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda ise saklama ortamları ve süreleri çok çeşitlilik göstermektedir. Literatürde distile su (Albuquerque ve ark., 2013; Boaro ve ark., 2013; Muniz ve ark., 2013), yapay tükürük (Almeida ve ark., 2010; Silva ve ark., 2008; Gusmao ve ark., 2013), çeşitli konsantrasyonlardaki etanol/su solüsyonları (Carvalho ve ark., 2012; Castro ve ark., 2013), asidik içecekler (Rahim ve ark., 2012) gibi farklı bekletme ortamlarının etkilerini değerlendiren ve birbirleriyle kıyaslayan çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bununla birlikte kompozitlerin 7 (Almeida ve ark., 2010; Castro ve ark., 2013, Silva ve ark., 2008), 28-30 (Carvalho ve ark., 2012; Albuquerque ve ark., 2013; Boaro ve ark., 2013), 40 (Rahim ve ark., 2012) günlük performanlarının incelendiği kısa dönem çalışmalarla birlikte; kısa ve uzun dönem bekletmenin etkilerini karşılaştıran uzun dönem takipli çalışmalar da mevcuttur (Örtengren ve ark., 2001b; Lopes ve ark., 2009; Gusmao ve ark., 2013; Muniz ve ark., 2013; Alshali ve ark., 2015;). Bizim çalışmamızda, Albuquerque ve ark. (2013)'nın çalışmalarına benzer şekilde örnekler 30 gün boyunca tükürük ve su tarafından sağlanan nemli ağız ortamın taklit edilmesi amacıyla distile suda bekletilmiştir. Bunun yanında ağız ortamını taklit etmek amacıyla bekletme süresi boyunca 37°C'de etüvde tutulmuştur.

ISO 4049, kompozit rezinlerin su emilim ve çözünürlük değerlerini belirlemek amacıyla kullanılan güvenilir standartlardan biridir (Karacaer ve ark., 2001). ISO 4049 (2009a) standartlarına göre materyallerin su emiliminin 40  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği; çözünürlüğün 7,5  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir (Heintze ve Zimmerli, 2011). Bizim çalışmamızda standartta bildirilen formül kullanılarak elde edilen su emilimi ve suda çözünürlük değerleri tüm kompozitler için ISO kriterlerinde bildirilen değerlere göre oldukça düşük bulunmuştur. Distile suda 30 gün boyunca bekletilen tüm kompozit grupları için, tüm ışık uygulamalarındaki su emilim değerleri incelendiğinde maksimum su emilim değerini yüksek güç modunda ışık uygulamasıyla polimerize edilen Filtek Z250 (3M ESPE)



grubu vermiştir. Bu değer  $18,81 \pm 5,58 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'tür. Yine aynı kriterde çözünürlük değerleri incelendiğinde ise en yüksek suda çözünürlük değerlerini ekstra güç modunda ışık uygulamasıyla polimerize edilen SonicFill (Kerr) grubu vermiştir ve bu değer  $1,61 \pm 0,46 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'tür.

Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerin organik rezin matriks yapısı genel olarak Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve Bis-EMA monomerlerinden oluşmaktadır. Bu monomerlerle yapılan daha önceki çalışmalar, aralarında en sıkı polimer ağını oluşturmasına rağmen en esnek ve en çok su emilimi gerçekleşen bileşenin TEGDMA olduğunu göstermiştir. Bunun yanında UDMA ve Bis-EMA'nın daha sağlam ve daha az su emilimi gerçekleşen yapılar olduğu; Bis-GMA'nın ise en sağlam ağı oluşturmasına rağmen UDMA ve Bis-EMA'ya oranla daha fazla su emdiği gösterilmiştir (Sideridou ve ark., 2003). Monomer yapılarının kompozit rezinlerdeki su emme kapasitesi üzerine etkisini araştıran bir diğer çalışmada da, monomerlerin su emilim değerlerinin azdan çoğa doğru Bis-EMA (ağırlıkça %1,8), UDMA (ağırlıkça %2,6), Bis-GMA (ağırlıkça %3,05), TEGDMA (ağırlıkça %6,3) şeklinde sıralandığı rapor edilmiştir (Sideridou ve ark., 2007). Bizim çalışmamızda kullanılan kompozit rezinlerin organik rezin matriks yapısı birbirine çok yakındır. Bu nedenle su emilimi ile ilgili yapılacak yorumlarda doldurucu tipi, oranı ve bağlayıcı fazın özellikleri ön plana çıkmıştır.

Bu çalışmada kullanılan restoratif materyallerin doldurucu oranları incelendiğinde ise su emilim değerleri, daha önceki çalışmalarla uyumlu şekilde doldurucu oranlarıyla negatif bir ilişki göstermiştir (Alshali ve ark., 2015). Su emilimi açısından en düşük değeri, incelenen kompozit rezinler arasında doldurucu oranı en yüksek olan x-tra fil (ağırlıkça %86) gösterirken, bunu sırasıyla SonicFill (ağırlıkça %83,5), Tetric N-Ceram (ağırlıkça %75-77) ve Filtek Z250 (ağırlıkça %82) takip etmiştir. Bu durum, su emiliminin temel olarak polimerik fazla ilişkili olduğu ve doldurucu oranı arttığında polimerik matriks azalacağı için su emilim değerlerinde de azalma meydana geleceği şeklinde açıklanabilir (Anusavice, 2003). Oysaed ve Ruyter (1986), 8 farklı kompozit materyalinin su emilimi ve çözünürlük özelliklerini inceledikleri çalışmalarında doldurucu oranı arttıkça su emilimi ve çözünürlük değerlerinin azaldığını, doldurucu yüzey alanının geniş olması ve materyalde hava

boşluklarının bulunmasının ise su emilimini arttırdığını bildirmişlerdir. Bu sonuçlara uyumlu olarak Üçtaşlı ve Erten (2004), çalışmalarında doldurucu içeriği düşük olan kompozitlerin, doldurucu içeriği yüksek olanlardan daha yüksek emilim ve çözünürlük gösterdiğini bildirmişlerdir.

Ancak Filtek Z250 (ağırlıkça %82), Tetric N-Ceram Bulk Fill kompozitine (ağırlıkça %75-77) göre daha yüksek oranda doldurucu içermesine rağmen daha yüksek emilim göstermiştir. Bir çalışmada bu durumun, Filtek Z250 üreticilerinin bu kompozitler için belirttiği silanlanmamış doldurucu içeriğiyle ilişkili olabileceği belirtilmiştir (Alshali vd., 2015; Filtek™ Z250 Introduction for use). Bununla birlikte, silan bağlayıcı ajanların kalitesi ve stabilitesinin, kompozit rezinlerde su absorpsiyonunun azaltılmasında önemli bir rol oynadığı bilinmektedir (Powers ve Wataha, 2008). Zayıf doldurucu-matriks arayüzeyi ile yüksek oranda doldurucu yüklemesi, su difüzyon yolları oluşturduğu için kompozit rezinlerdeki hidrolitik stabilite ve su emilimi açısından en kötü kombinasyonu oluşturduğu düşünülmektedir (Kalachandra, 1989; van North, 2013). Bunun yanında Tetric N-Ceram Bulk Fill kompozit materyali daha az doldurucu içermesine rağmen diğer kompozitlerden farklı olarak yapılarına büyük prepolimerize doldurucular ilave edilmiştir (Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill). Prepolimerize doldurucu ilavesinin, doldurucu içeriğini arttırdığı ve bunun sonucunda organik matriks miktarının azalmasına bağlı olarak kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin geliştiği bilinmektedir (Dayangaç, 2011). Bundan yola çıkarak daha az doldurucu oranına rağmen su emilimi açısından Filtek Z250' ye göre daha üstün özellikler sergilemesi prepolimerize doldurucu içeriği ile açıklanabilir. Diğer yandan, x-tra fil bulk-fill kompozitindeki düşük su emilim değerinin, diğer bulk-fill kompozitlerden daha translüsent özellikte olup daha derin polimerizasyon elde edilmesinin bir sonucu olabileceği de düşünülmektedir. x-tra fil bulk-fill kompozitinin yüksek doldurucu içeriğine rağmen yüksek translüsensi göstermesinin ise doldurucu boyutunun arttırılması ve doldurucu partiküller ve organik matriksin kırılma indeksleri arasındaki uyumun artması ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir (Ilie ve Stark, 2014).

Uygulanan ışık modları genel olarak karşılaştırıldığında ise tüm kompozit grupları için en düşük su emilim değerleri standart modda (1000 mW/cm<sup>2</sup> - 20 sn), en

yüksek emilim değerleri ise ekstra güç modunda ( $3200 \text{ mW/cm}^2 - 6 \text{ sn}$ ) elde edilmiştir. Kompozit grupları, farklı ışık uygulamaları açısından kendi içinde değerlendirildiğinde ise en yüksek emilim değerleri Filtek Z250, x-tra fil ve Tetric N-Ceram Bulk Fill için yüksek güç modunda ( $1400 \text{ mW/cm}^2 - 12 \text{ sn}$ ); SonicFill için ekstra güç modunda ( $3200 \text{ mW/cm}^2 - 6 \text{ sn}$ ) tespit edilmiştir. Su emilim değerlerindeki bu farklılıklar kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerindeki farklılıklara bağlanabilir. Çünkü polimerizasyon derecesi, emilimi yüksek oranda etkileyen polimerik ağın kalitesini ve çapraz bağ yoğunluğunu belirler (Ferracane, 2006). Fotopolimerize dental kompozitlerde ideal polimerizasyonun elde edilmesi rezine iletilen toplam enerji yoğunluğu ile ilişkilidir (Vargas ve ark., 1998). Rezine iletilen toplam enerji yoğunluğu, ışık yoğunluğu ve ışık uygulama süresinin çarpımı ile elde edilir (Caughman ve ark., 1995; Musanje ve Darvell, 2003). 2 mm kalınlığında uygulanan geleneksel bir kompozit rezinin polimerizasyonu için gereken minimum enerji yoğunluğunun  $21-24 \text{ J/cm}^2$  olması gerektiği (Emami ve Söderholm, 2003) göz önünde bulundurulduğunda, bizim çalışmamızdaki  $1400 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde 12 sn ışık uygulaması ile yüksek güç modunda elde edilen  $16,8 \text{ J/cm}^2$  enerji yoğunluğundan kaynaklı düşük polimerizasyon derecesi Filtek Z250, x-tra fil ve Tetric N-Ceram Bulk Fill kompozitlerinde gözlenen nispeten daha yüksek emilim değerlerini açıklayabilir. Ekstra güç modunda  $3200 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücü ve 6 sn ( $3 \times 2$ ) ışık uygulaması ile toplam  $19,2 \text{ J/cm}^2$  enerji yoğunluğu elde edilmektedir. Bu değer standart modda  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücü, 20 sn ışık uygulaması ile elde edilen ( $20 \text{ J/cm}^2$ ) değere çok yakındır. Ancak, bizim çalışmamızda SonicFill bulk-fill kompozit rezini için ekstra güç modunda elde edilen ve diğer modlara göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösteren yüksek emilim değeri, Özel Bektaş ve ark. (2006a)'nın belirttiği yüksek ışık şiddetindeki kısa süreli ışık uygulamalarıyla ilgili polimerizasyon sırasında daha az çapraz bağ yapmış düşük moleküler ağırlıklı zincirlerin oluşması endişesini destekler niteliktedir.

Peutzfeldt ve Asmussen (2005), farklı ışık güçleri ve farklı uygulama süreleriyle aynı enerji yoğunluklarını elde ettikleri çalışmalarında, ışık gücü ve uygulama süresi arasında karşılıklı bir ilişki olmadığı sonucuna varmışlardır. Araştırmacılar enerji yoğunluğunun artmasıyla polimerizasyon derecesinin arttığını ancak aynı enerji elde edilse de ışık gücünün artması ve uygulama süresinin azaltılmasıyla polimerizasyon derecesinin azaldığını ortaya koymuşlardır. Halvorson ve ark. (2002),

ışık gücü-uygulama süresi arasında dengeli bir ilişki olduğunu ancak uygulama süresinin kısa olduğu durumlarda bu ilişkinin geçersiz olduğunu tespit etmişlerdir. Bu durum, bizim çalışmamızdaki standart mod ve ekstra güç modundaki ışık uygulamalarında elde edilen enerji yoğunluklarının yakın olmasına rağmen, ekstra güç modunda elde edilen su emilim değerlerinin standart moda göre belirgin daha yüksek oluşunu açıklamaktadır.

Polimerizasyon etkinliğinin belirlenmesinde su emilim ve suda çözünürlük testlerinin kullanıldığı diğer çalışmalarda genellikle farklı polimerizasyon yöntemi (soft start, devamlı ışık teknikleri) (Silva ve ark., 2008; Lopes ve ark., 2009; Carvalho ve ark., 2012) ve farklı enerji yoğunlukları karşılaştırılmıştır (Carvalho ve ark., 2012; Castro ve ark., 2013). Genel olarak enerji yoğunluğu yeterli olduğunda uygulanan ışık yönteminin su emilimi ve suda çözünürlük değerleri açısından bir farklılık oluşturmadığını bildirilmiştir (Lopes ve ark., 2009; Carvalho ve ark., 2012). Ancak bunun yanında bir kompozit rezinin yüksek dönüşüm derecesine rağmen az miktarda çapraz bağ içeriyorsa su emilimi ve çözünürlüğe daha hassas olduğunu ve “soft start” polimerizasyon tekniklerinin daha az polimerizasyon gelişim merkezi oluşturarak daha az çapraz bağ içeren daha doğrusal bir polimer ağ yapısıyla sonuçlanabileceğini bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Silva ve ark., 2008; Asmussen ve Peutzfeldt, 2001).

Fotopolimerize dental kompozitlerde, ışığın yoğunluğu ve etkinliğinin polimerizasyondaki önemi rezinin derinliği arttıkça daha da fazlalaşır (Vargas ve ark., 1998). Bulk-fill kompozit rezinler, geleneksel kompozitlerle aynı ışık uygulama protokolleri ile daha derin polimerizasyonun elde edildiği iddia edilen materyallerdir. Başka bir çalışmada 3. nesil LED ışık cihazının (VALO) farklı modları kullanılarak, polimerize edilen benzer bulk-fill kompozitlerinin polimerizasyon derinlikleri indirekt bir metod olan Vickers yüzey sertlik değerleriyle incelenmiş ve bizim çalışmamıza benzer şekilde en iyi mekanik özellikleri sırasıyla x-tra fil, SonicFill ve Tetric EvoCeram Bulk Fill kompozitlerinin gösterdiğini tespit etmişlerdir. Bunun yanında, yüksek güçte kısa süreli ışık uygulamasının, daha düşük yoğunlukta, uzun süreli ışık uygulamalarına göre daha düşük polimerizasyon derinliği oluşturduğu tespit edilmiştir. Bu durumu ışık geçişinin resin kalınlığıyla azaldığı ancak polimerizasyon süreciyle arttığı, böylece uzamış ışık uygulamasıyla başlangıçtan daha fazla ışığın derin

tabakalara ulaştığı şeklinde açıklamışlardır. Araştırmacılar, polimerizasyon için gereken enerji yoğunluklarını araştırdıklarında ise SonicFill'in düşük translüsentliği ile ışığı yansıttığı ve bu nedenle 4 mm rezin derinliğinde yüzeydekiyle aynı mekanik özellikleri sağlamak için x-tra fil ve Tetric EvoCeram için en az 23,51 J/cm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu gerekirken; SonicFill için en az 47,03 J/cm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu gerektiğini bildirmişlerdir (Ilie ve Stark, 2014). SonicFill'in diğer partikül boyutunda değişikliğe gidilmiş olan bulk-fill kompozitlerden farklı olarak düşük translüsent özellik göstermesi daha düzensiz şekilli partikül yapısı ile açıklanmaktadır. Bununla birlikte, SonicFill'in organik matriks yapısının kırılma indeksinin polimerizasyon sırasında çok az değişiklik göstererek, matriks-doldurucu arayüzeyinde uyumsuz bir kırılma indeksi oluştuğu, dolayısıyla ışık saçılımının artarak ışık geçişinin azaldığı bildirilmiştir (Bucuta ve Ilie, 2014).

Su emilimi ve suda çözünürlük çalışmaları genel olarak emilim ve çözünürlük değerlerinin paralellik gösterdiğini ortaya koymaktadır (Nishitani ve ark., 2007). Birçok araştırmacı yaptıkları çalışmalarda su emilimi düşük olan materyallerin düşük çözünürlük değerleri oluşturduğunu tespit etmişlerdir (Örtengren ve ark. 2001a; 2001b; Sideridou ve ark., 2003). Öte yandan, bizim çalışmamızdaki gibi yüksek emilim gösteren materyallerin yüksek çözünürlük göstermediğini ortaya koyan az sayıda çalışma da mevcuttur (Chaves ve ark.,15).

Doldurucu içeriği su absorpsiyonunda önemli bir yer tutarken çözünürlük için aynı etkiyi gösterememektedir. Bunun yanında kompozit rezin materyaller için elde edilen çözünürlük değerleri sadece rezin yapısı veya sadece doldurucu oranına da bağlanamaz (Şahin ve ark., 2009). Kompozit rezinler, yapısındaki doğrusal zincirler arasında köprü oluşturarak 3 boyutlu polimerik ağ oluşumunu sağlayan çapraz bağlar sayesinde emilime direnç gösterirken (Castro ve ark., 2013); emilen su yine çapraz bağ yoğunluğuna bağlı olarak zincirler arasındaki boşluklarda genişlemeye yol açarak polimerik ağdaki reaksiyona girmemiş artık monomerlerin salımına izin verir (Sideridou ve ark., 2003). Çözünen esas bileşenleri artık monomerler oluşturur (Mortier ve ark., 2004). Reaksiyona girmemiş monomer miktarı ise yüksek oranda dönüşüm derecesine bağlıdır. Dolayısıyla yüksek dönüşüm derecesi düşük miktarda reaksiyona

girmemiş monomer ve düşük çözünürlük demektir (Sideridou ve ark., 2003; Silva ve ark., 2008; Goncalves ve ark., 2008).

Artık monomerin ayrışmasında monomerin moleküler boyutu önemli bir faktördür. Daha küçük moleküllerin daha hızlı ayrışması beklenir. Düşük ağırlıklı monomerler, yüksek ağırlıklı olanlara göre daha büyük miktarlarda ayrışabilir (Ferracane, 1994). TEGDMA yüksek mobilite gösteren küçük ağırlıklı bir moleküldür ve Bis-GMA gibi büyük moleküllere göre daha çabuk ayrışırlar (Tanaka ve ark., 1991). Bizim çalışmamızda kullanılan kompozit rezinler arasında Tetric N-Ceram hariç tüm kompozitler organik matriks yapısında TEGDMA içermektedir. Filtek Z250'nin yapısında ise TEGDMA çok az miktarda mevcuttur. Çalışmanın sonuçları da en az çözünürlük değerini üretici firma tarafından TEGDMA içermediği bildirilen Tetric N-Ceram'ın verdiğini ve bunu sırasıyla Filtek Z250, x-tra fil ve SonicFill' in izlediğini göstermiştir. Bunun yanında kompozit rezinler arasındaki fark SonicFill bulk-fill kompoziti haricinde belirgin değildir, SonicFill ise belirgin olarak en yüksek çözünürlük değerini göstermiştir.

Aynı kompozit grubu farklı ışık uygulamaları açısından değerlendirildiğinde ise yine SonicFill grubu hariç hiçbir grupta farklı ışık modları arasında belirgin bir fark oluşmamıştır. SonicFill grubunda ise ekstra güç modunda elde edilen çözünürlük değeri diğer modlarda elde edilen değerlerden belirgin olarak daha yüksektir. Bu sonuç, Peutzfeldt ve Asmussen (2005)'in çalışmalarında da bildirmiş olduğu yüksek ışık şiddetinde yeterli polimerizasyon derecesi için daha uzun uygulama süresi gerekliliği ve Ilie ve ark. (2014)'nın çalışmalarında belirttiği 4mm'de SonicFill için diğer bulk-fill kompozitlere (x-tra fil, Tetric EvoCeram) oranla daha yüksek enerji yoğunluğu gerektiği sonuçlarıyla uyumludur.

Çalışmamızda SonicFill hariç tüm kompozit grupları için çözünürlük açısından negatif değerler elde edilmiştir. Bu negatif çözünürlük değerleri, materyallerin dehidratasyonlarını tamamlamama olasılıkları da göz önünde bulundurularak, bu materyallerde çözünürlük gerçekleşmediğinin değil çözünürlüğün düşük düzeylerde olduğunun göstergesi olarak düşünülebilir. Bu çalışmada olduğu gibi rezin kompozitlerle yapılan çözünürlük testleri sonucu negatif değerlerin elde edildiği başka çalışmalar da mevcuttur (Lopes ve ark., 2009; Yeşil Duymuş ve Aladağ, 2010; Wei ve

ark., 2011). Çalışmaların bir kısmında elde edilen bu negatif değerlerin doldurucuların hidrolizi sonucu reaksiyon ürünü olarak doldurucu partikül yüzeylerinde oluşan metal-hidroksitlerden kaynaklı olabileceği belirtilirken (Örtengren ve ark., 2001b); diğerlerinde ise emilen su moleküllerinin polimer zincirlerinin polar gruplarına hidrojen bağı ile bağlanması ve tamamen uzaklaştırılmaması sonucu oluşabileceği bildirilmiştir (Lopes ve ark., 2009; Wei ve ark., 2011).

Emilim ve çözünürlük değerlerini farklı bekletme ortamları ve sürelerinde karşılaştıran çalışmalar, bekletme ortamı açısından değerlerde farklılıklar gözlemlendiğini ve değerlerin bekleme süresiyle arttığını göstermiştir (Alshali ve ark., 2015). Reaksiyona girmemiş monomerlerin büyük kısmının ilk 7 gün içerisinde çözündüğünü belirten çalışmalar mevcuttur (Ferracane, 1994; Örtengren ve ark., 2001b). Ferracane ve Marker (1992), bu durumu düşük molekül ağırlıklı parçacıkların mobilitelerinin, kompozit materyali ışığa ilk maruz kaldıktan sonra polimerizasyon reaksiyonu bir süre daha devam ettiği için zaman içerisinde azaldığı ve bu sebepten polimerizasyonun tamamlanmasıyla yapıdan uzaklaşan bileşenlerin de zamanla azaldığı şeklinde açıklamaktadır. Bunun yanında daha önceki çalışmalarda etanol gibi organik solüsyonların (Ferracane, 1994; Örtengren ve ark., 2001b; Zhang ve Xu, 2008; Carvalho ve ark., 2012) ve yapay tükürüğün (Söderholm ve ark., 1996) kompozit rezinlerdeki emilim ve çözünürlüğü distile suya oranla daha fazla arttırdığını bildiren çalışmaların yanında; yüksek molekül ağırlıklı yapay tükürük bileşenlerinin örnek yüzeylerinde birikerek kompozit rezinlerdeki gerçek çözünürlüğü maskeleyen yönünde sonuçlar veren çalışmalarda mevcuttur (Alshali ve ark., 2015).

Sonuç olarak Filtek Z250 tüm ışık modlarında, bulk-fill kompozit rezinlerinden daha yüksek su emilim değerleri göstermiştir. Çözünürlük açısından ise SonicFill bulk-fill kompozit rezini tüm kompozit grupları arasında en yüksek değerleri gösterdiği için sıfır hipotezimiz reddedilmiştir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sınırları dahilinde, şu sonuçlara varılabilir;

1. Su emilimi ve suda çözünürlük değerleri, geleneksel veya bulk-fill, kompozit tipi fark etmeksizin, doldurucu oranı ve rezin matriks yapısından etkilenmektedir. Çalışmada kullandığımız yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler geleneksel tipteki kontrol grubuna göre su emilimi açısından belirgin olarak daha iyi özellikler sergilemişlerdir.

2. Bulk-fill kompozitlerin 3. nesil LED ile birlikte kullanılabilirlikleri incelendiğinde ise, cihazın en kötü performansı su emilimi açısından tüm kompozit grupları için ekstra güç modu özelliğinin; çözünürlük açısından ise ekstra güç modu ile SonicFill grubunda sergilediği görülmüştür. Bu nedenle özellikle SonicFill kompozitinin ekstra güç modunda çok kısa sürede polimerize edilmesinin şüpheli olduğu düşünülmektedir.

3. Bu güncel materyallerin kombine kullanımı ile hasta başında daha kısa uygulama süresiyle tedaviyi hem daha konforlu ve daha az stresli hale getireceği, hem de bulk-fill kompozitler sayesinde tabakalama tekniğinden kaynaklı olumsuz faktörlerin elimine edilebileceği görüşündeyiz. Bu materyallerin klinikteki rutin kullanımları açısından daha fazla *in vivo* ve *in vitro* araştırmanın yararlı olacağı düşüncesindeyiz.



## KAYNAKLAR

- Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent.* 2003; 31: 437-444.
- Aguiar FHB, Santos AJS, França FMG, Paulillo LAMS, Lovadino JR. A quantitative method of measuring the microleakage of thermocycled or nonthermocycled posterior tooth restorations. *Oper Dent.* 2003; 28(6): 793-799.
- Albers HF. *Tooth Coloured Restoratives: Principles and Techniques.* 9th Ed., Canada, BC Decker Inc. 2002.
- Albuquerque PPAC, Moreira ADL, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LFJ. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *J Dent.* 2013; 41: 67-72.
- Almeida GS, Poskus LT, Guimaraes JGA, Silva EM. The effect of mouthrinses on salivary sorption, solubility and surface degradation of a nanofilled and a hybrid resin composite. *Oper Dent.* 2010; 35(1): 105-111.
- Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent.* 2001; 26: 406-411.
- Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *J Dent.* 2015; 43(12): 1511-1158.
- Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg.* 2005; 47(1): 77-82.
- Anusavice KJ. *Philips' Science of Dental Materials.* 11th Ed., China, Saunders Elsevier. 2003
- Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dent Mater.* 1998; 14: 405-411.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res.* 2001; 80(6): 1570-1573.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Light-emitting diode curing: influence on selected properties of resin composites. *Quintessence Int.* 2003; 34: 71-55.
- Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food simulating solutions and surface finish susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *J Dent.* 2005; 33: 389-398.
- Bala O, Üçtaşlı MB, Tüz MA. Barcol hardness of different resin based composites

- cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper Dent.* 2005; 30: 69-74.
- Bayne SC, Herman HO, Edward J. Update on dental composites restorations. *J Am Dent Assoc.* 1994; 125: 687-701.
- Bedran-de-Castro AKB, Pereira PNR, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent.* 2004; 29(2): 150-156.
- Biçer AZY, Karakış D, Doğan A. Termal siklusun indirekt kompozit rezin materyallerin renk stabilitesi üzerine etkisi. *Acta Odontol Turc.* 2014; 31(1): 13-17.
- Boaro L, Gonçalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Pfeifer CS, Braga RR. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of “low-shrinkage” commercial resin composites. *Dent Mater.* 2013; 29: 398-404.
- Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963; 66: 57–64.
- Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. iii. bonding to dentin improved by pretreatment and the use of surface-active comonomer. *J Dent Res.* 1965; 44(5): 903-905.
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005; 21: 962–970.
- Braga RR, Boaro LCC, Kuroe T, Azevedo CLN, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and ‘C’ factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater.* 2006; 22: 818-23.
- Brandt WC, de Moraes RR, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA, Consani S. Effect of different photo-activation methods on push out force, hardness and cross-link density of resin composite restorations. *Dent Mater.* 2008; 24: 846-850.
- Briso AL, Fedel TM, Pereira Sde M, Mauro SJ, Sundfeld RH, Sundfeld ML. Influence of light curing source on microhardness of composite resins of different shades. *J Appl Oral Sci.* 2006; 14: 10-15.
- Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Invest.* 2014; 18: 1991–2000.
- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955; 34: 849-853.
- Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composites: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002; 24(5): 465-479.

- Carvalho AA, Moreira FCL, Fonseca RB, Soares CJ, Franco EB, Souza JB, Lopes LG. Effect of light sources and curing mode techniques on sorption, solubility and biaxial flexural strength of a composite resin. *J Appl Oral Sci.* 2012; 20(2): 246-252.
- Castro FL, Campos BB, Bruno KF, Reges RV. Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. *J Appl Oral Sci.* 2013; 21(2): 157-162.
- Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis Jr JW. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc.* 1995; 126(9): 1280-2, 4, 6.
- Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent.* 2002; 27: 636-638.
- Cefaly DFG, Franco EB, Mondelli RFL, Francisconi PAS, Navarro MFL. Diametral tensile strength and water sorption of glass-ionomer cements used in Atraumatic Restorative Treatment. *J Appl Oral Sci.* 2003; 11: 96-101.
- Cenci MS, Venturini D, Pereira-Cenci T, Piva E, Demarco FF. The effect of polishing techniques and time on the surface characteristics and sealing ability of resin composite restorations after one-year storage. *Oper Dent.* 2008; 33: 169-176.
- Chaves LP, Graciano FMO, Junior OB, do Vale Pedreira APR, Manso AP, Wang L. Water interaction with dental luting cements by means of sorption and solubility. *Braz Dent Sci.* 2013; 15(4): 29-35.
- Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in lightcured packable composite resins. *Dent Mater.* 2001; 17(3): 253-259.
- Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.* 2012; 89: 549-560.
- Chen L, Yu Q, Wang Y, Li H. BisGMA/TEGDMA dental composite containing high aspect-ratio hydroxyapatite nanofibers. *Dent Mater.* 2011; 27: 1187-1195.
- Christensen GJ. The light curing mania. *J Am Dent Assoc.* 2004; 135(4): 461-463.
- Civelek A, Özel E. Işıkla polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliği. *Akad Dent Diş Hekim Derg.* 2004; 23: 34-38.
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Dental materials properties and manipulation.* 7th Ed., ABD, Mosby. 2000; 57-78.
- Çakmakiçioğlu Ö, Topbaşı B. Farklı ışık kaynaklarının kompozit polimerizasyonuna etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2005; 15(1): 48-54.
- Çelik Ç, Özel Y. Rezin restoratif materyallerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları. *ADO Klin Bilim Derg.* 2008; 2: 109-115.

- Dabanoğlu A. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları ve gelişimleri. *Diş Hek Klin Derg.* 2003; 16(3): 100-103.
- D'Alpino PHP, Bechtold J, dos Santos PJ, Alonso RCB, Hipolito VC, Silikas N, Rodrigues FP. Methacrylate-and silorane-based composite restorations: Hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose. *Dent Mater.* 2011; 27: 1162-1169.
- Davis N. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent.* 2003; 24: 662-7.
- Dayangaç GB. *Kompozit Restorasyonlar. 2. Baskı, İstanbul, Quintessence Yayıncılık Ltd Şti.* 2011.
- Della BA, Rosa V, Cecchetti D. Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins. *Braz Dent J.* 2007; 18: 231-234.
- Deliktaş D, Ulusoy N. Farklı ışık cihazlarının hibrit ve nanohibrit kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2006; 33(3): 1-10.
- Emami N, Söderholm KJM. How light irradiance and curing time effect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111: 536-542.
- Ersoy M, Özel E. Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin mikrosertlikleri üzerine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2007; 17(1): 28-31.
- Ferracane JL, Marker VA. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J Dent Res.* 1992; 71: 13-19.
- Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehab.* 1994; 21: 441-452.
- Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995; 6: 302-318.
- Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 1998; 42(3): 465-472.
- Ferracane JL. *Materials in dentistry: Principles and Applications. 2nd Ed., ABD, Lippincott Williams & Wilkins.* 2001; 85-140.
- Ferracane JL, Ferracane LL, Musanje L. Effect of light activation method on flexural properties of dental composites. *Am J Dent.* 2003; 16(5): 318-322.
- Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005; 21: 36-42.

- Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater.* 2006; 22: 211-222.
- Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dent Mater.* 2011; 27(1): 29–38.
- Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Invest.* 2013; 17: 2127-2137.
- Flury S, Lussi A, Hickel R, Ilie N. Light curing through glass ceramics: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Invest.* 2014; 18: 809-818.
- Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials”, *J Am Dent Assoc.* 2000; 131: 26-30.
- Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Markl A. Marginal adaptation of class V restorations with and without softstart-polymerization. *Oper Dent.* 2000; 25(1): 26–32.
- Fruits TJ, Miranda FJ, Coury TL. Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing different polishing motions on selected restorative materials. *Quintessence Int.* 1996; 27 (4): 279-285.
- Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N. Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater.* 2011; 27: 1079-1085.
- Garcia AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006; 11: 215-220.
- Geraldi S, Perdigao J. Microleakage of a new restorative system in posterior teeth. *J Dent Res.* 2003; 81: 1276.
- Goncalves L, Jaime Filho D, Guimaraes JG, Poskus LT, Silva EM. Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrixes. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008; 85(2): 320-325.
- Gordan VV, Patel SB, Barret AA, Shen C. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *Oper Dent.* 2003; 28(5): 560-567.
- Gökçe K, Özel E. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2005; 15(3): 52-60.
- Gritsch K, Souvannasot S, Schembri C, Farge P, Grosogeat B. Influence of light energy and power density on the microhardness of two nanohybrid composites. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116: 77-82.

- Gusmao GMAS, Queiroz TVV, Pompeu GF. The influence of storage time and pH variation on water sorption by different composite resins”, *Indian J Dent Res.* 2013; 24(1): 60-65.
- Güler E, Gönüloğlu N, Yücel AÇ, Yılmaz F. Farklı içeceklerde bekletilen kompozit rezinlerin renk stabiliteilerinin karşılaştırılması. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2013; 21(1): 24-29.
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater.* 2002; 18: 463-469.
- Hammesfahr PD, O’connor, MT, Wang X. Light-curing technology: past, present and future. *Compend Contin Educ Dent.* 2002; 23(9): 18-24.
- Heintze SD, Zimmerli B. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. Part 1: approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2011; 212(9): 810-816.
- Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater.* 2009; 25: 810-819.
- Ilie N, Jelen E, Hickel R. Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units. *Clin Oral Invest.* 2011; 15: 21–29.
- Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2001; 56(1): 59-66.
- Ilie N, Kessler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent.* 2013a; 41: 695-702.
- Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assesment of their mechanical performance. *Oper Dent.* 2013b; 38(6): 618-625.
- Ilie N, Stark K. Curing behavior of high viscosity bulk-fill composites. *J Dent.* 2014; 42(8): 977-985.
- Ilie N, Stark K. Effect of different curing protocols on the mechanical properties of low-viscosity bulk-fill composites. *Clin Oral Invest.* 2015; 19(2): 271-279.
- Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater.* 2013; 29: 605-617.
- Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dent Mater.* 1989; 5(4): 283-288.

- Kalachandra S, Wilson TW. Water sorption and mechanical properties of light cured proprietary composite tooth restorative materials. *Biomaterials*. 1992; 13: 105-109.
- Karabela MM, Sideridou ID. Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *Dent Mater*. 2008; 24: 1631-1639.
- Karabela MM, Sideridou ID. Synthesis and study of physical properties of dental light-cured nanocomposites using different amounts of a urethane dimethacrylate trialkoxysilane coupling agent. *Dent Mater*. 2011; 27: 1144-1152.
- Karacaer Ö, Darendeliler Yaman S, Gül Değim Z. Kompozit rezin materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 2001; 11(3): 7-10.
- Kareem SA, Jehad RH. An evaluation of water absorbtion of Giomer in comparison to other resin-based restorative materials. *J Bagh College Dentistry*. 2012; 24(3): 25-8.
- Khaled SM, Miron RJ, Hamilton DW, Charpentier PA, Rizkalla AS. Reinforcement of resin based cement with titania nanotubes. *Dent Mater*. 2010; 26: 169-178.
- Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*. 2015a; 43: 430-439.
- Kim RJ, Son SA, Hwang JY, Lee IB, Seo DG. Comparison of photopolymerization temperature increases in internal and external positions of composite and tooth cavities in real time: Incremental fillings of microhybrid composite vs. bulk filling of bulk fill composite. *J Dent*. 2015b; 43: 1093-1098.
- Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater*. 2005; 21: 1150–1157.
- Koray F, Yücel T. Kompozitin ön dişlerde kullanımı. *TDBD* 2002; 71: 16-23.
- Korkmaz Y, Özel E, Attar N, Aksoy G. The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness. *Oper Dent*. 2008; 33(1): 44-50.
- Koupis NS, Vercruyse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater*. 2004; 20(10): 908-914.
- Küçükeşmen HC, Öztaş D, Küçükeşmen Ç, Kaplan R. Farklı tiplerdeki geleneksel ve rezin-modifiye cam iyonomer simanların su emilimi ve suda çözünürlüğü. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 2005; 32(1): 25-34.
- Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater*. 2012; 28: 801–809.

- Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent*. 2010; 35: 220-230.
- Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater*. 2012; 28: 512–520.
- Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*. 2014; 42(8): 993-1000.
- Lopes GC, Franke M, Maia HP. Effect of finishing time and techniques on marginal sealing ability of two composite restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2002; 88: 32-36.
- Lopes LG, Jardim Filho AV, Souza JB, Rabelo D. Influence of pulse-delay curing on sorption and solubility of a composite resin. *J Appl Oral Sci*. 2009; 17(1): 27-31.
- Manhart J, Kunzelman KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*. 2000; 16(1): 33-40.
- Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc*. 2001; 132(5): 639-645.
- McCabe JF, Walls AWG. Resin Based Filling Materials. In: McCabe JF, Walls AWG, editors. *Applied Dental Materials*. 8th Ed., USA, Blackwell Publishing. 1998; 169-188.
- McDonough WG, Antonucci JM, Dunkers JP. Interfacial shear strengths of dental resin-glass fibers by the microbond test. *Dent Mater*. 2001; 17: 492-498.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*. 2003; 134(10): 1382-1390.
- Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, Panighi MM. Importance of water sorption and solubility studies for the couple bonding agents – resin-based filling material. *Oper Dent*. 2004; 29(6): 669-676.
- Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci*. 2001; 26, 535-576.
- Mundim FM, Garcia LFR, Cruvinel DR, Lima FA, Bachmann L, Pires-de-Souza FCP. Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites. *J Dent*. 2011; 39: 25-29.
- Muniz GRL, Souza EM, Raposo CC, Santana IL. Influence of heat treatment on the sorption and solubility of direct composite resins. *Indian J Dent Res*. 2013; 24(6):



708-712.

- Murchison DF, Chan DC, Cooley RL. Direct Anterior Restorations. In: Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, editors. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach*. 2nd Ed., Singapore, Quintessence Publishing. 2001; 236-238.
- Musanje L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater*. 2003; 19: 531-541.
- Nalçacı A, Ulusoy N. Farklı polimerizasyon zamanlarının kondanse edilebilir kompozit rezinlerin yüzey sertliği üzerine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*. 2005; 32(2): 79-84.
- Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL. Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2002; 27 (1): 50-58.
- Nishitani Y, Yoshiyama M, Hosaka K, Tagami J, Donnelly A, Carrilho M, Tay FR, Pashley DH. Use of Hoy's solubility parameters to predict water sorption/solubility of experimental primers and adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2007; 115: 81-86.
- O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 3th Ed., Kanada, Quintessence Publishing Co Inc. 2002.
- Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12- year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res*. 2010; 89: 1063–1067.
- Oysaed H, Ruyter I. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res*. 1986; 65(11): 1315-1318.
- Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler", *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2002; 5(1): 52-57.
- Örtengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behavior of three composite resin materials. *J Dent*. 2001a; 29: 35-41.
- Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehab*. 2001b; 28: 1106-1115.
- Özel Bektaş Ö, Hergüner Siso Ş, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2006a; 27: 117-124.
- Özel Bektaş Ö, Eren D, Hürmüzlü F. Farklı iki kompozit rezinin su emilimi yönünden karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2006b; 9(2): 95-100.

- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(3): 325-327.
- Paravina RD, Powers JM. *Esthetic Color Training in Dentistry.* 1st Ed., China, Mosby Elsevier. 2004.
- Park SH, Noh BD, Ahn HJ, Kim HK. Celluloid strip-finished versus polished composite surface: difference in surface discoloration in microhybrid composites. *J Oral Rehab.* 2004; 31: 62-66.
- Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling. *Dent Mater.* 2008; 24: 1501–1505.
- Pehlivan N, Karacaer Ö. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinin güçlendirilmesi. *Acta Odontol Turc.* 2014; 31(3): 160-166.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105: 97-116.
- Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res.* 2005; 84(7): 659-662.
- Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class ii composite resin restorations. *Dent Mater.* 2004; 20: 726-732.
- Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials: Properties and Manipulation.* Mosby Elsevier. 2008; 70-83.
- Price RBT, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc.* 2003; 69(10): 666-666i.
- Price RB, Labrie D, Whalen JM, Felix CM. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *J Can Dent Assoc.* 2011; 77: b9.
- Rahim TNAT, Mohamad D, Akil HM, Rahman IA. Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dent Mater.* 2012; 28: 63-70.
- Roberson TM, Heymann HO, Ritter AV. Kompozit Restorasyonlara Giriş. Roberson TM., Heymann HO, Swift EJ. Editör, *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (çeviri)'de*, 5. Baskı, Ankara, Güneş Tıp Kitabevleri Ltd Şti. 2011; 243-280.
- Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res.* 1990; 69: 1652-1658.

- Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999; 25: 4-15.
- Ruyter IE, Oysaed H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res.* 1987; 21: 11-23.
- Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent.* 2009; 34(3): 306-311.
- Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent.* 1992; 20: 183-188.
- Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative Materials: Composites and Polymers. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's Restorative Dental Materials.* 13th Ed., USA, Mosby Elsevier. 2012; 161-198.
- Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M. Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent.* 2012; 40, 577-584.
- Saraç D, Saraç Ş, Külünk Ş, Ural C, Külünk T. The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent.* 2006; 96: 33-40.
- Sarı ME, Koyutürk AE, Çankaya S. Günlük tüketilen yiyecek ve içeceklerin mine ve dolgu materyallerinin yüzey sertliği ve pürüzlülüğüne etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 200; 20(3): 153-161.
- Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater.* 2005; 21: 9–20.
- Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N, Watts DC. Degradation resistance of silorane, experimental ormocer and dimethacrylate resin-based dental composites. *J Oral Sci.* 2011; 53: 413-419.
- Senawongse P, Pongprueksa P. Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent.* 2007; 19: 265-275.
- Shin DH, Rawls HR. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dent Mater.* 2009; 25(8): 1030-1038.
- Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives-influence of shade and opacity. *J Oral Rehab.* 1995; 22(5): 337-342.
- Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res.* 2008; 87: 84–88.

- Sideridou ID, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2003; 24: 655-665.
- Sideridou ID, Achilias DS, Karabela MM. Sorption kinetics of ethanol/water solution by dimethacrylate-based dental resins and resin composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007; 81(1): 207-218.
- Silva EM, dos Santos GO, Guimaraes JGA, Barcellos AAL, Sampaio EM. The influence of C-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent*. 2007; 32(4): 356-362.
- Silva EM, Almedia GS, Poskus LT, Guimaraes JGA. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite: influence of the light-activation mode. *J Appl Oral Sci*. 2008; 16(2): 161-166.
- Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing units at varying cavity depths. *Oper Dent*. 2003; 28: 707-715.
- Souza-Junior EJ, de Souza-Régis MR, Alonso RC, de Freitas AP, Sinhoreti MA, Cunha LG. Effect of the curing method and composite volume on marginal and internal adaptation of composite restoratives. *Oper Dent*. 2011; 36: 231-238.
- Söderholm KJ, Mukherjee R, Longmate J. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dent Res*. 1996; 75(9): 1692-1699.
- Söderholm KJ, Mariotti A. Bis-GMA-based resins in dentistry: Are they safe?. *J Am Dent Assoc*. 1999; 130(2): 201-209.
- Swift EJ. Ask the experts: nanocomposites. *J Esthet Restor Dent*. 2005; 17(1): 3-4.
- Şahin D, Kapdan A, Ünal M, Hürmüzlü F. Farklı yapıdaki kompozit rezin materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2009; 12(1): 22-28.
- Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehab*. 1991; 18: 353-362.
- Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Invest*. 2014; 19(4): 831-840.
- Taşveren S. İki farklı restoratif materyalin yüzey sertliklerinin karşılaştırılması. *Cumhuriyet Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2005; 8(2): 94-97.
- Thonemann BB, Federlin M, Schmalz G, Hiller KA. SEM analysis of marginal

- expansion and gap formation in Class II composite restorations. *Dent Mater.* 1997; 13: 192-197.
- Trushkowsky RD. Composite Resin: Fundamentals and Direct Technique Restorations. In: Aschheim KW, editor. *Esthetic Dentistry: A Clinical Approach to Techniques and Materials.* USA, Mosby. 2003; 83-108.
- Turssi CP, Hara AT, Serra MC, Rodrigues AL. Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *J Oral Rehab.* 2002; 29: 864-871.
- Tyas MJ. Correlation between fracture properties and clinical performance of resins in Class IV cavities. *Aust Dental J.* 1990; 35(1): 46-49.
- Üçtaşlı MB, Erten H. Estetik restoratif materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü”, *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2004; 21(1): 31-34.
- Ünlü N, Çetin AR. Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *T Klin J Dental Sci.* 2008; 14(3): 156-167.
- Van Dijken JW, Ruyter IE. Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. *Acta Odontol Scand.* 1987; 45(5): 337-346.
- Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a lowshrinking composite induce less stress at the adhesive interface?. *Dent Mater.* 2010; 26: 215-222.
- Van Meerbeek B, Inoue S, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Enamel and Dentin Adhesion. In: Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS, editors. *Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach.* 2nd Ed., Singapore, Quintessence Publishing. 2001; 186-190.
- Van Nieuwenhuysen JP, D’Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent.* 2003; 31: 395-405.
- Van North R. *Introduction to dental materials.* 4th Ed., China, Mosby Elsevier Ltd. 2013; 73-94.
- Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs. conventional light. *Oper Dent.* 1998; 23: 87-93.
- Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent.* 2006, 31: 11-17.
- Von Fraunhofer JA, Curtis P Jr. Physical and mechanical properties of anterior and posterior composite restorative materials. *Dent Mater.* 1989; 5: 365-368.

- Wei Y, Silikas N, Zhang Z, Watts DC. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater.* 2011; 27(2): 197-205.
- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005; 21: 68-74.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanharle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater.* 1992; 8: 310-319.
- Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials.* 2005; 26: 5095-5103.
- Xu HH, Sun L, Weir MD, Antonucci JM, Takagi S, Chow LC. Nano DCPA-whisker composites with high strength and Ca and PO<sub>4</sub> release. *J Dent Res.* 2006; 85: 722-727.
- Xu HHK, Weir MD, Sun L, Moreau JL, Takagi S, Chow LC. Strong nanocomposites with Ca, PO<sub>4</sub>, and F release for caries inhibition. *J Dent Res.* 2010a; 89: 19-28.
- Xu HHK, Moreau JL, Sun L, Chow LC. Novel CaF<sub>2</sub> nanocomposite with high strength and fluoride release. *J Dent Res.* 2010b; 89: 739-745.
- Yamanel K, Baltacıoğlu İ, Bağış YH. Office bleaching uygulamasının kompozit rezinlerin yüzey sertliğine etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg.* 2009; 36(3): 137-142.
- Yap AU. Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics. *Biomaterials.* 1996; 17: 1897-1900.
- Yap A, Lee CM. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate. *J Oral Rehab.* 1997; 24: 310-314.
- Yap AUJ, Wang HB, Siow KS, Gan LM. Polymerization shrinkage of visible light cured composites. *Oper Dent.* 2000a; 25: 98-103.
- Yap AUJ, Tan DT, Goh BK, Kuah HG, Goh M. Effect of food-simulating liquids on the flexural strength of composite and polyacid modified composite restoratives. *Oper Dent.* 2000b; 25: 202-208.
- Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: Impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent.* 2000; 25(2), 113-120
- Yap AUJ, Soh MS, Han VTS, Siow KS. Influence of curing lights and modes on crosslink density of dental composites. *Oper Dent.* 2004; 29: 410-415.
- Yeşil Duymuş Z, Aladağ H. Kompozit rezin restoratif materyallerin emilim ve

çözünürlüğünün incelenmesi. AÜ Diş Hek Fak Derg. 2010; 20(1): 19-24.

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehab. 2002; 29(12): 1165-1173.

Zhang Y, Xu J. Effect of immersion in various media on the sorption, solubility, elution of unreacted monomers and flexural properties of two model dental composite compositions. J Mater Sci Mater Med. 2008; 19(6): 2477-2483.

Zhu S, Platt J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. Oper Dent. 2011; 36: 362-371.

Dentsply Detrey GmbH. Scientific Compendium SDR™.  
<http://dentsplymea.com/products/restorative/composites/sdr>  
Son erişim tarihi: 08.11.2015.

Dentsply Detrey GmbH. Scientific Compendium on Quixfil.  
<http://www.dentsplymea.com/products/restorative/composites/quixfil>  
Son erişim tarihi: 10.11.2015.

Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill.  
<http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/tetric-n-ceram-bulk-fill>  
Son erişim tarihi: 09.11.2015.

Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill.  
<http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/composites/restorative-materials/tetric-evoceram-bulk-fill>  
Son erişim tarihi: 09.11.2015.

Kerr Corporation. SonicFill Portfolio of Scientific Research.  
<https://www.kerrdental.com/ca/kerr-restoratives/sonicfill-sonic-activated-bulk-fill-composite>  
Son erişim tarihi: 09.11.2015.

Shofu Dental Corporation. Beautifil-Bulk: One Bulk-Fill Composite-Two Viscosities  
[http://shofu.de/uploads/tx\\_shofuproducts/downloads/BeautifilBulk\\_GB\\_2015-09.pdf](http://shofu.de/uploads/tx_shofuproducts/downloads/BeautifilBulk_GB_2015-09.pdf)  
Son erişim tarihi: 09.11.2015.

3M ESPE Dental Products. Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative Technical Product Profile.  
[http://www.3m.com/3M/en\\_US/Dental/Products/Catalog/~Filtek-Bulk-Fill-Flowable-Restorative](http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Catalog/~Filtek-Bulk-Fill-Flowable-Restorative)  
Son erişim tarihi: 10.11.2015.

3M ESPE Dental Products. Filtek™ Bulk Fill Posterior Restorative Technical Product Profile.  
[http://www.3m.com/3M/en\\_US/Dental/Products/Catalog/~Filtek-Bulk-Fill-Posterior-Restorative](http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Catalog/~Filtek-Bulk-Fill-Posterior-Restorative)

Son erişim tarihi: 10.11.2015.

3M ESPE Dental Products. Filtek™ Z250 Introduction for use.

<http://multimedia.3m.com/mws/media/2195520/filtek-z250-universal-restorative-instructions-for-use.pdf>

Son erişim tarihi: 08.12.2015.





## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Tuğba AY

Doğum Yeri: Bursa

Doğum Tarihi: 07.10.1988

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Lisans: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2006-2011

Uzmanlık: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2013-2016

E-posta: [dt.tugbay@outlook.com](mailto:dt.tugbay@outlook.com)

