



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**YENİ NESİL BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN SU  
EMİLİMİ VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİNİN  
İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Hatice BULUT**

**Samsun**

**Haziran-2023**





ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

# **YENİ NESİL BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN SU EMİLİMİ VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİNİN İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Hatice BULUT**

**Danışman: Prof.Dr.Nihan GÖNÜLOL**

**Samsun  
Haziran-2023**

**T.C. ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ**  
**DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

Uzmanlık öğrencisi Dt. Hatice BULUT tarafından Prof. Dr. Nihan GÖNÜLOL danışmanlığında hazırlanan “Yeni Nesil Bulkfill Kompozit Rezinlerin Su Emilimi Ve Suda Çözünürlük Düzeylerinin İncelenmesi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 09/06/2023 tarihinde yapılan sınav ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Ertan ERTAŞ

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. Eda GÜLER

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. Nihan GÖNÜLOL

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

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

...../...../2023

Prof. Dr. Nilüfer ÖZKAN  
Ondokuz Mayıs Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Dekanı

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi birikimi ve deneyimleri ile yolumu aydınlatan, her alanda kendisinden çok şey öğrenip örnek aldığım, her konuda anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini esirgemeyen değerli hocam ve tez danışmanım Sayın **Prof.Dr. Nihan GÖNÜLOL'a**

Uzmanlık eğitimim süresince çok değerli fikirleriyle bize yol gösteren ve gösterdiği anlayış ve destek ile eğitimimizin her anında yanımda olan değerli hocam Anabilim Dalı Başkanımız Sayın **Prof.Dr. Ertan ERTAŞ'a**,

Uzmanlık eğitimim boyunca kıymetli bilgi ve tecrübelerini aktaran, anlayışları ve yardımları ile her zaman beni destekleyen kıymetli hocalarım Sayın **Prof.Dr. Eda GÜLER**, Sayın **Doç.Dr. Emel KARAMAN** ve Sayın **Doç.Dr. Fikret YILMAZ** olmak üzere Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Uzmanlık eğitimim süresince arkadaşlıkları ve destekleri ile her zaman yanımda olan, birlikte vakit geçirmekten mutluluk duyduğum başta eş kıdemlilerim **Dt. Elif DİŞÇİ**, **Dt. Esra DUMAN**, **Dt. Meryem ATALAY BURUK**, **Dt. Emre KURU** ve **Dt. Gökhan GÖKÇE** olmak üzere bölümümüzdeki **tüm asistan arkadaşlarıma**,

Gösterdikleri sevgi ile bugüne gelmemi sağlayan, her zaman olduğu gibi uzmanlık eğitimim boyunca beni hep destekleyen annem **Fahriye BULUT**, babam **Hacı Fazlı BULUT**, ablam **Serap ÖZDEN**, kardeşim **Timurhan BULUT** ve motivasyon kaynağım yeğenim **Elif ÖZDEN'e**

Varlığını her zaman yanımda hissettiğim ve bugüne gelebilmem için beni tüm kalbiyle destekleyen **İbrahim KAYHAN'a**

**Teşekkür ederim**

**Bu çalışma PYO.DIS.1904.22.004 Proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmektedir.**

## ÖZET

### YENİ NESİL BULK-FİLL KOMPOZİT REZİNLERİN SU EMİLİMİ VE SUDA ÇÖZÜNÜRLÜK DÜZEYLERİNİN İNCELENMESİ

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı yeni nesil bulk-fill kompozitlerin distile suda bekletilmesi sonrasında su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin, geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle karşılaştırılmalı olarak incelenmesidir.

**Materyal ve Metot:** Çalışmada 1 adet geleneksel tipte mikrohbrit kompozit (Filtek™ Z250), 1 adet geleneksel akışkan kompozit (Filtek™ Supreme Flowable), 2 adet yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit (Tetric Powerfill, Filtek™ One Bulk Fill) ve 2 adet düşük viskoziteli bulk-fill kompozit (Tetric Powerflow, Filtek™ Bulk Fill Flowable) kullanılarak 8 mm çap ve 2 mm kalınlığında örnekler hazırlanmıştır. Örnekler BluePhase PowerCure polimerizasyon cihazının standart modunda ( $1200 \text{ mW} / \text{cm}^2$ ) 10 s polimerize edilerek hazırlanmıştır. Daha sonra Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozitlerinden tekrar hazırlanan örnekler aynı cihazın 3s Powercure modunda ( $3050 \text{ mW/cm}^2$ ) 3 s polimerize edilerek 2 grup daha oluşturulmuştur. Her grupta 13 olmak üzere toplam 104 adet örnek hazırlanmıştır. 30. Günün sonunda su emilimi, çözünürlük ve kütle değişim yüzdeleri ISO 4049:2009 spesifikasyonuna göre hesaplanmıştır. Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde İki Yönlü Varyans Analizi ve Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır.

**Bulgular:** Tüm gruplar arasında en düşük su emilimi Tetric Powerflow 10 s grubunda görülürken en yüksek su emilimi değeri ise Filtek One Bulk Fill kompozit grubunda görülmüştür. Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozitlerin 10 s ve 3 s grupları arasında su emilimi ve çözünürlük değerleri açısından herhangi bir istatistiksel farka rastlanmamıştır. Tüm kompozit gruplarının kütle değişim yüzdeleri 30. güne kadar artış göstermiştir.

**Sonuç:** Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozitler diğer test edilen kompozitlere oranla daha düşük su emilimi göstermiştir. Bu kompozitlerin yüksek ışık gücünde polimerizasyon süresinin kısaltılması (3 saniye) su emilim ve çözünürlük açısından herhangi bir dezavantaj oluşturmamıştır.

**Anahtar kelimeler:** Suda çözünürlük; Su emilimi; Yeni nesil bulk-fill kompozit

Hatice BULUT, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi – Samsun, Haziran-2023

## ABSTRACT

### INVESTIGATION OF WATER ABSORPTION AND WATER SOLUBILITY OF NEW GENERATION BULK-FILL COMPOSITE RESINS

**Aim:** The aim of this study was to examine the water sorption and water solubility values of new generation bulk-fill composites after aging in distilled water, in comparison with conventional and bulk-fill composites.

**Materials and Methods:** Samples were prepared in the form of 8mm diameter and 2mm thickness discs using a traditional microhybrid composite (Filtek™ Z250), a traditional flowable composite (Filtek™ Supreme Flowable), two different high viscosity bulk-fill composites (Tetric Powerfill, Filtek™ One Bulk Fill), and two different low viscosity bulk-fill composites (Tetric Powerflow, Filtek™ Bulk Fill Flowable). The samples were polymerized using BluePhase PowerCure polymerization device in standard mode (1200 mW/cm<sup>2</sup>) for 10 seconds. Subsequently, additional two groups were prepared from Tetric Powerfill and Tetric Powerflow composites, and polymerized for 3 seconds using the same device in its Powercure mode (3050 mW/cm<sup>2</sup>). A total of 104 samples were prepared, with 13 samples in each group. The levels of water sorption, solubility and mass change percentages were measured according to ISO 4049:2009 specifications. Data were analyzed using two-way ANOVA and post hoc Tukey's test.

**Results:** Tetric Powerflow 10s group exhibited the lowest water sorption values among all tested groups, while the highest water sorption values were observed in the Filtek One Bulk Fill group. There was no statistically significant difference in water sorption and solubility values at 10s and 3s groups of Tetric Powerfill and Tetric Powerflow composites. The weight change percentages of all composite groups increased until the 30th day.

**Conclusion:** Tetric Powerfill and Tetric Powerflow composites exhibited lower water sorption than the other tested groups. These composites did not show any disadvantage in terms of water sorption and solubility when the polymerization time was shortened to 3 seconds in Powercure mode.

**Key words:** water solubility; Water sorption; New generation bulk-fill composite;

Hatice BULUT, Expertise Thesis

Ondokuz Mayıs University – Samsun, June-2023

## SİMGELER VE KISALTMALAR

|                    |   |                                              |
|--------------------|---|----------------------------------------------|
| ±                  | : | Artı, eksi işareti                           |
| °C                 | : | Derece Santigrat                             |
| p                  | : | İstatistiksel anlamlılık düzeyi              |
| r                  | : | Korelasyon katsayısı                         |
| g                  | : | Gram                                         |
| s                  | : | Saniye                                       |
| APS                | : | 3-akriloksipropil trimetksilan               |
| 4-META             | : | 4-Metakriloskietiltrimellitat andihrid       |
| GPS                | : | γ- glisidoksipofil trimetoksilan             |
| ATES               | : | Orgonosilan alitrietoksilan                  |
| J/cm <sup>2</sup>  | : | Joule / santimetre kare                      |
| µg/mm <sup>3</sup> | : | Mikrogram / milimetre küp                    |
| µm                 | : | Mikrometre                                   |
| mg                 | : | Miligram                                     |
| mJ/cm <sup>2</sup> | : | Milijoule / santimetre kare                  |
| ml                 | : | Mililitre                                    |
| mm                 | : | Milimetre                                    |
| mW/cm <sup>2</sup> | : | Miliwatt / santimetre kare                   |
| nm                 | : | Nanometre                                    |
| AFM                | : | İlave fragmantasyon monomeri                 |
| AFCT               | : | İlave fragmantasyon zincir transferi :       |
| Bis-EMA            | : | Etoksile bisfenol A dimetakrilat             |
| Bis-GMA            | : | Bisfenol A glisidil metakrilat               |
| Bis-MA             | : | 2,2 bis[4-(2-metakriloksietoksi)fenil]propan |
| Bis-PMA            | : | 2,2 bis[4-(2-metakriloksipropil)fenil]propan |
| DCPA               | : | Dikalsiyum fosfat anhidroz                   |
| EGDMA              | : | Etilenglikol dimetakrilat                    |
| MPTS               | : | 10-metakriloksipropilmetoksisilan            |
| OTMS               | : | Oktiltrimetoksisilan                         |
| TCB                | : | Bis-2-hidroksietil metakrilat                |
| TEGDMA             | : | Trietilen glikol dimetakrilat                |



|                                    |   |                                         |
|------------------------------------|---|-----------------------------------------|
| <b>UDMA</b>                        | : | Üretan dimetakrilat                     |
| <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>LED</b>                         | : | Light emitting diode                    |
| <b>MDPB</b>                        | : | Metakriloiloksidodesil pridinyum bromür |
| <b>PRG</b>                         | : | Pre-reacted                             |
| <b>RAFT</b>                        | : | Tersinir eklenmiş zincir transferi      |
| <b>CHX</b>                         | : | Klorheksidin                            |
| <b>TPO</b>                         | : | Trimetilbenzoil difenilfosfin oksit     |
| <b>PPD</b>                         | : | 1-fenil -1,2 propanediyon               |
| <b>ISO</b>                         | : | Uluslararası Standartlar Teşkilatı      |
| <b>PAC</b>                         | : | Plazma Ark                              |
| <b>QTH</b>                         | : | Kuartz-tungsten-halojen                 |
| <b>UV</b>                          | : | Ultraviyole                             |
| <b>MPS</b>                         | : | 3-metakriloksipropilmetoksisilan vii    |

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                                          |      |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| <b>ÖZET</b> .....                                                                                        | vi   |
| <b>ABSTRACT</b> .....                                                                                    | vii  |
| <b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....                                                                     | viii |
| <b>İÇİNDEKİLER</b> .....                                                                                 | x    |
| <b>1.GİRİŞ</b> .....                                                                                     | 1    |
| <b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....                                                                           | 3    |
| 2.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı.....                                                                      | 3    |
| 2.1.1 Organik faz .....                                                                                  | 3    |
| 2.1.2 İnorganik faz.....                                                                                 | 5    |
| 2.1.3 Ara faz (Bağlayıcı ajan, Silan) .....                                                              | 5    |
| 2.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması .....                                                          | 6    |
| 2.2.1. İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması ..... | 7    |
| 2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması                            | 10   |
| 2.2.3. Viskozitelerine Göre Kompozit Sınıflandırması .....                                               | 11   |
| 2.3. Kompozit Rezin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler .....                                                | 13   |
| 2.3.1. Ormoserler (Organik Olarak Modifiye Edilmiş Seramikler) .....                                     | 13   |
| 2.3.2. Siloran Bazlı Kompozitler .....                                                                   | 13   |
| 2.3.3. Kendi Bağlanabilen (Self-adeziv) Kompozit Rezinler .....                                          | 14   |
| 2.3.4. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler .....                                                    | 15   |
| 2.3.5. İyon Salabilen/ Antibakteriyel Kompozit Rezinler .....                                            | 15   |
| 2.3.6. Giomerler.....                                                                                    | 16   |
| 2.4. Bulk-fill Kompozitler.....                                                                          | 16   |
| 2.4.1. Bulk-fill Kompozitlerin Sınıflandırılması .....                                                   | 17   |
| 2.4.2. Bulk-fill Kompozitlerin Özellikleri .....                                                         | 19   |
| 2.4.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu.....                                                          | 22   |
| 2.4.4. Bulk-fill Kompozitlerin Hızlı Polimerizasyonu .....                                               | 23   |
| 2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları.....                              | 26   |
| 2.5.1. Halojen Işık Kaynakları (QTH).....                                                                | 27   |
| 2.5.2. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC).....                                                             | 28   |
| 2.5.3. Lazer Işık Kaynakları .....                                                                       | 29   |
| 2.5.4. LED Işık Cihazları.....                                                                           | 29   |
| 2.5.4. Birinci Nesil LED Işık Cihazları .....                                                            | 30   |

|                                                                 |                                     |
|-----------------------------------------------------------------|-------------------------------------|
| 2.5.4. İkinci Nesil LED Işık Cihazları .....                    | 31                                  |
| 2.5.4. Üçüncü Nesil LED Işık Kaynakları.....                    | 31                                  |
| 2.6 Kompozit Resinlerin Fiziksel Özellikleri .....              | 33                                  |
| 2.6.1 Polimerizasyon Büzülmesi ve Büzülme Stresi.....           | 33                                  |
| 2.6.2 Mikrosızıntı .....                                        | 34                                  |
| 2.6.3 Renk Stabilitesi.....                                     | 35                                  |
| 2.6.4 Su Emilimi ve Çözünürlük .....                            | 36                                  |
| <b>3. MATERYAL VE METOT.....</b>                                | <b>38</b>                           |
| 3.1. Test Materyalleri .....                                    | 38                                  |
| 3.2. Örneklerin Hazırlanması .....                              | 43                                  |
| 3.3. Su Emilimi ve Suda Çözünürlük Ölçümlerinin Yapılması ..... | 47                                  |
| 3.4. İstatistik Değerlendirme .....                             | 50                                  |
| <b>4.BULGULAR.....</b>                                          | <b>51</b>                           |
| 4.1. Su emilim değerleri .....                                  | 51                                  |
| 4.2.Kütle değişim yüzdeleri .....                               | 53                                  |
| 4.3. Çözünürlük değerleri.....                                  | 56                                  |
| <b>5. TARTIŞMA.....</b>                                         | <b>58</b>                           |
| <b>6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>                                 | <b>81</b>                           |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>                                          | <b>82</b>                           |
| <b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>                                           | <b>Error! Bookmark not defined.</b> |

## 1.GİRİŞ

Diş hekimliğinde rezin teknolojisindeki gelişmelere bağlı olarak posterior dişlerde geleneksel amalgam dolgular yerine kompozit rezinler giderek daha fazla kullanılmaktadır. Kompozit rezinler, kolay işlenebilmeleri, seramiğe kıyasla orta maliyetli olmaları, yeterli estetik özelliğe sahip olmaları, termal genleşme katsayılarının düşük olması, mekanik özellikleri ve diş yapısı ile bağ kurabilmeleri nedeniyle klinik uygulamada yaygın olarak kullanılmaktadır. Piyasaya sürülmelerinden bu yana, monomer kimyası, doldurucu teknolojisi ve yapısı, fizyo-kimyasal özelliklerini iyileştirmek için sürekli olarak geliştirilmiştir. <sup>1</sup>

Kompozit rezinin 2 mm tabakalar halinde uygulanması materyalin, tam polimerizasyonuna izin vererek ışık penetrasyonunu arttırdığı ve polimerizasyon büzülmesini azalttığı için altın standart olarak kabul edilmiştir. Ancak bu tekniğin zaman alıcı olması, tabakalar arasında boşluk oluşturma riski, teknik hassasiyet gerektirmesi ve kontaminasyon riski gibi dezavantajları vardır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak, geniş kaviterlerde kompozit rezinin uygulanmasını kolaylaştırmak ve hasta başında geçen süreyi azaltmak için üreticiler, bulk-fill kompozit rezin olarak bilinen, 4-5 mm'lik tek tabaka şeklinde uygulanabilen materyalleri üretmişlerdir. <sup>2</sup> Bulk-fill kompozitlerde daha translusent (saydam) bir yapı elde edilebilmesi için doldurucu içeriği ve pigment miktarı azaltılarak partikül miktarı artırılmıştır. Arttırılmış translusentlik ile yeni monomer ve başlatıcı sistemlere sahip bu kompozitler daha fazla polimerizasyon derinliğine sahiptirler. <sup>3</sup>

Ivoclar firması ise yakın zamanda, Bluephase Powercure (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ışık cihazı ile mavi-mor spektrumda, 2700–3300 mW/cm<sup>2</sup> 'lik ışık gücünde, 3 saniyede polimerize edilebilen Tetric PowerFill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bulk-fill kompozitleri piyasaya sürmüştür. Bu kompozitlerin yapısına diğer kompozitlerden farklı olarak Bis- (4-metoksibenzoil) dietilgermanyum, ticari adı Ivocerin olan germanyum bazlı bir fotobaşlatıcı eklenmiştir. Bu fotobaşlatıcı sistem kamforokinona kıyasla mavi ışığın emilimini artırır. Bu nedenle, germanyum bazlı fotobaşlatıcı, polimerizasyon süresini kısaltır ve penetrasyon derinliğini artırır. <sup>4</sup>

Tetric Powerfill kompozitlerin 3 saniyede polimerize olabilmeleri yapılarına eklenen ( $\beta$ -alil sülfon) İlave fragmantasyon zincir transferi (AFCT) reaktifine bağlanmıştır. AFCT reaktifi kontrolsüz serbest radikal zincir büyüme polimerizasyon reaksiyonunun önleyerek ardışık kısa zincirlerin oluşmasını sağlar. Böylece daha homojen polimer ağı oluşur ve bu da kompozitin mekanik özelliklerinin gelişmesini sağlar. <sup>5</sup>

Dış hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi ve büzülme stresi, mikrosızıntı, renklenme miktarı, sıvı emilimi ve çözünürlük gibi fiziksel kimyasal ve özellikleri yapılacak olan restorasyonların klinik olarak başarılı olması ve uzun süre ağızda işlev görmesinde etkilidir. Kompozit rezinler ağız içinde kullanılmalarının ardından sıvı ağız ortamı ile sürekli bir etkileşim içinde olurlar. Kompozit rezin materyallerin termal ve kimyasal açıdan stabil olması ve suya geçirgen olmaması beklenmesine rağmen rezinin polimer matriks içeriği su emilimine sebep olur.

Suyun emilmesi restoratif materyaller üzerinde renk değişimi, mekanik özelliklerin bozulması, aşınma direncinin azalması, kimyasal bağların hidrolize olması ve bozulması gibi birçok olumsuz etkiye neden olur. Ek olarak, su emilimi artık monomerlerin ve iyonların salınmasına neden olarak materyallerin biyouyumluluğunu bozar ve hacimlerini azaltarak çözünürlüğünü artırır. <sup>6</sup>

Bu çalışmanın amacı, yeni geliştirilen Powerfill kompozitlerin farklı sürelerde distile suda bekletilmesi sonrasında su emilimi ve suda çözünürlük değerlerinin, diğer geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle karşılaştırılmalı olarak incelenmesi ve kısa sürede (3s) yüksek güçte polimerizasyonun (PowerCure modu) standart moda (10 saniye) göre su emilim ve suda çözünürlük üzerine etkisinin incelenmesidir.

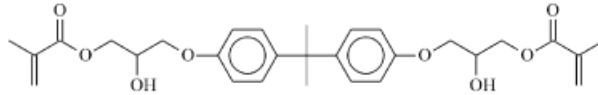
## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kelime olarak farklı materyallerin fiziksel karışımı anlamına gelen kompozit organik faz (polimer matriksi), inorganik faz (doldurucu fazı) ve bağlayıcı faz (ara faz-silan) olmak üzere üç fazdan oluşmaktadır. <sup>7</sup> Kompozit rezinlerin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerini bu fazların farklı oranlarda karışımı belirlemektedir. <sup>8</sup>

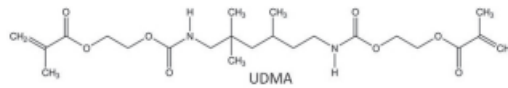
#### 2.1.1 Organik faz

Organik fazın yapısını monomerler, ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole stabilize ediciler oluşturmaktadır. Günümüzdeki kompozit rezinlerin yapısında monomer olarak sıklıkla, iki reaktif çift bağ yapabilen ve visköz yapıda olan “bisfenol A glisidil metakrilat” (Bis-GMA) bulunmaktadır. <sup>9</sup> Yüksek ağırlığa sahip olan Bis-GMA kompozit rezinin karıştırılması ve manüplasyonunda dezavantaj oluşturmaktadır. <sup>10</sup>



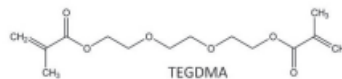
Bis-GMA'nın kimyasal yapısı <sup>11</sup>

BisGMA' a benzer ağırlığa sahip ancak viskozitesi daha az olan Üretan dimetakrilat (UDMA) daha iyi adezyon sağlamak ve renk stabilitesini artırmak için faza eklenir. <sup>12</sup>



UDMA' nın kimyasal yapısı <sup>13</sup>

BisGMA ve UDMA' nın yüksek molekül ağırlığı sebebiyle bu monomerleri dilue edebilmek için daha az viskoziteye sahip “tri-etilen glikol dimetakrilat” (TEGDMA) ko-monomeri kullanılır. <sup>14</sup>



TEGDMA' nın kimyasal yapısı <sup>13</sup>

Bu monomerlerden farklı olarak kompozit rezinlerin içinde Bis-EMA (2,2 bis[4-(2-methacrylyloxyethoxy)phenyl] propane), Bis-MA (2,2 bis[4-(2-methacrylyloxy)phenyl] propane), EGDMA (ethyleneglycol dimethacrylate), DEGDMA (diethyleneglycol dimethacrylate), Bis-PMA (2,2 bis[4-(3-methacrylyloxypropoxy)phenyl] propane), TE-EGDMA (tetraethyleneglycol dimethacrylate) gibi monomer yapıları da bulunabilmektedir. <sup>15</sup>

Polimerizasyonun başlayabilmesi için serbest radikallere ihtiyaç vardır. Radikal oluşturan moleküllere başlatıcı, onları aktifleyen moleküllere ise aktivatör adı verilir. Kompozit rezinlerde polimerizasyon kimyasal ve ışıkla olmak üzere iki farklı şekilde gerçekleşir. Organik matrikste başlatıcının aktiflenmesinin ardından serbest radikaller oluşur ve monomerler birbirine eklenerek polimer zincirleri meydana getirirler.

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin aktivasyonu 450- 500 nm dalga boyundaki görünür mavi ışıkla olmaktadır. Işık olmadan reaksiyon başlamayan bu kompozitlerde fotobaşlatıcı olarak da sıklıkla kamforokinon kullanılmakta ve % 0,2-% 1 arasında materyal yapısına eklenmektedir. Kamforokinondan farklı olarak kullanılan diğer fotobaşlatıcılar, fenilpropanodin (PPD), biaçilfosfin oksit (BAP) ve triaçilfosfin oksit (lucirin-TPO)tir. <sup>16</sup>

Kimyasal şekilde polimerize olan kompozit rezinlerde başlatıcı etkiyi benzoil peroksit yaparken aromatik tersiyer amin (N,N-dimetil-p-toluidin) ise hızlandırıcı etki yapar. Bu iki yapı birleşerek polimerizasyonu başlatır. <sup>17</sup>

Kompozit rezinin ısı, ışık ve başka yollarla kendiliğinden polimerizasyonunu önleyerek, çalışma süresini uzatmak için organik matrikse eklenen bileşiklere inhibitörler denir. Genellikle fenol türevi olan 4-metoksifenol ve 2,4,6-tersiyerbütilfenol inhibitörleri kullanılır. <sup>16</sup>

350 nm' nın altında dalga boyuna sahip ultraviyole ışınları absorbe ederek renk değişimlerini önlemek için ilave edilebilen bileşikler ultraviyole stabilizatörlerdir ve sıklıkla "2-hidroksi-4-metoksi benzofenon" bileşiği kullanılır. <sup>18</sup> Diş dokularına yakın renk ve translüensliği oluşturarak doğal bir görünüm oluşturmak amacıyla titanyum oksit ve alüminyum oksit gibi metal oksitler organik faza ilave edilir. <sup>17</sup>

### 2.1.2 İnorganik faz

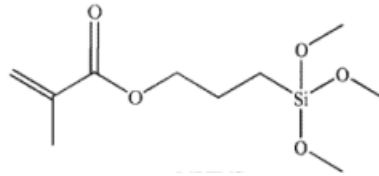
Kompozit rezinler organik matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve boyutlardaki kuartz, baryum, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, çinko ve yitrium cam, baryum alüminyum silikat gibi birçok doldurucu partikülden oluşurlar.

İnorganik doldurucular; organik matriks oranını azaltarak fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirirler. Kompozitin aşınma direncini, viskozitesini, radyoopasitesini arttırırken; polimerizasyon büzülmesini, termal genleşme katsayısını, su emilimini ve renklenme miktarını azaltırlar.<sup>19</sup>

Farklı boyutlarda, şekillerde ve dağılımlarda bulunabilen inorganik doldurucuların bu özellikleri kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin birbirlerinden farklı olmasını sağlamaktadır. Estetik ve dayanıklılığın oluşabilmesi için yüksek miktarda ve küçük boyutlarda inorganik doldurucu partiküller gereklidir.<sup>20</sup>

### 2.1.3 Ara faz (Bağlayıcı ajan, Silan)

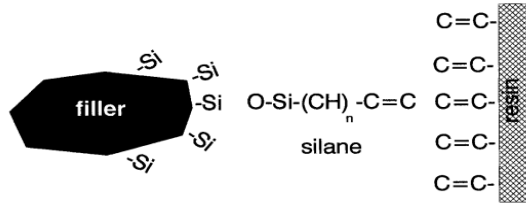
İnorganik faz ve organik fazın birbirine bağlanması, ara faz ile gerçekleşir. İnorganik moleküllerin hidroksil grupları ve organik matriksin metakrilat grubuyla kovalent bağ oluşturan çift fonksiyonlu moleküllere silan denir. Bu işlem de silanizasyon olarak adlandırılır. Bir organosilan olan 3-metakriloksi propil trimetoksi silan (MPTS) en sık kullanılan reaktif bir bağlayıcı ajandır ve rezin matriksiyle kovalent bağ yapar.<sup>21</sup>



[3-(metakriloksi) propil]trimetoksisilan'ın kimyasal yapısı<sup>22</sup>

Özellikle nano dolduruculu kompozitlerde sık kullanılan diğer silan bağlama ajanı n-oktiltrimetoksisilan (OTMS) ise reaktif değildir ve rezin matriksle direk olarak etkileşime girmeyip, zayıf Van der Waals kuvvetleri ile matrikse tutunur. Bu bağlayıcı ajanlar kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini artırırken su emilimini ve çözünürlüğü azaltır.<sup>23</sup> Diğer bağlama ajanlarına örnek olarak; APS (3- akriloksipropiltrimetoksisilan), 4-META, GPS ( $\gamma$ - glisidoksipropil trimetoksisilan), ATEs (organosilan alitrietoksisilan) molekülleri verilebilir.<sup>24</sup>





Dental kompozitlerde doldurucu ve polimer matrisi arasındaki silan bağının basitleştirilmiş şematik gösterimi <sup>23</sup>

## 2.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler sürekli olarak gelişim gösterdikleri için bu rezinleri tanımlamada çok sayıda sınıflama sistemi önerilmekle birlikte bu sınıflamalar araştırmacılara göre de farklılık göstermektedir. <sup>25, 26</sup> Günümüzde kompozit rezinler için inorganik doldurucu partikül büyüklükleri, polimerizasyon yöntemleri ve viskozitelerine göre sınıflama yapılmaktadır.<sup>7</sup> Partikül boyutu kompozit rezinlerin polisajlanabilirlik/estetik, polimerizasyon derinliği, polimerizasyon büzülmesi ve dayanıklılık gibi fiziksel ve mekaniksel özellikleri etkilediği için en yaygın kullanılan sınıflama sistemi doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflamadır. Bir kompozit rezinin inorganik doldurucu boyutlarının ve yüzdesinin bilinmesi o kompozitin cilalanabilirliği ve parlaklığı gibi fiziksel özellikleri hakkında ipucu vererek restorasyon gerektiren bölgede materyal seçimini kolaylaştırmaktadır. <sup>27</sup>

**Tablo 1.** Doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflama <sup>7</sup>

| Kompozit Resin | İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü |
|----------------|----------------------------------------|
| Megafil        | 50- 100 µm                             |
| Midifil        | 1-10 µm                                |
| Makrofil       | 10- 100 µm                             |
| Minifil        | 0,1- 1 µm                              |
| Mikrofil       | 0,01- 0,1 µm                           |
| Hibrit         | 0,04- 1 µm                             |
| Nanofil        | 0,005- 0,01 µm                         |

### **2.2.1. İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

#### **Megafil Kompozitler**

Megafil kompozitlerin inorganik doldurucu partikülleri 50-100 µm büyüklüğünde olup β-kwartz silika yapısındadır. Okluzal kuvvet altında olan veya çok aşınan bölgelere uygulanması önerilen ve “insert” diye isimlendirilen 0,5–2 milimetre (mm) büyüklüğündeki cam partikülleri de mega doldurucu olarak kabul edilir.<sup>28</sup>

#### **Makrofil (Geleneksel) Kompozit Rezinler**

Doldurucu partikül büyüklükleri ortalama olarak 10–100 µm olan Makrofil kompozitler, doldurucu içeriği olarak kwartz veya cam partiküller içermektedir. Doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve sertliğinin fazla olması organik matriksin inorganik partiküllerden fazla aşınmasına ve bunun sonucundada kompozitlerde artmış yüzey pürüzlülüğü ve renklenme meydana gelir. Partiküller büyük küresel veya düzensiz şekilli ve sert oldukları için makrofil kompozitlere polisaj yapılması zordur.<sup>29</sup> Makrofil kompozitler çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmadıkları için bu kompozitlerin posterior bölgede kullanımı önerilmemektedir.

#### **Midifil Kompozitler**

Doldurucu partikülleri 1-10 µm büyüklüğünde olan kompozit rezinlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel veya konvansiyonel kompozitler olarak da adlandırılabilir. Midifil kompozitler makrofil kompozit rezinlerin olumsuz özelliklerini gidermek için daha küçük doldurucu partikül kullanılarak geliştirilmesine rağmen benzer dezavantajlara sahiptir.<sup>23</sup> Bu nedenle günümüzde kullanımı tercih edilmemektedir.

#### **Minifil Kompozitler**

Minifil kompozit rezinlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasında olup partikül yüzdesi ise ağırlıkça %75-85'tir. Doldurucu partikül miktarı makrofil kompozitlere kıyasla daha fazladır. Doldurucu partiküllerin boyutlarının daha küçük ve partikül oranının daha fazla sayıda olmasından dolayı bu kompozit rezinlerde daha düzgün ve parlak yüzeyler elde edilebilir. Bu kompozitlerde inorganik doldurucu olarak kwartzdan daha kırılğan yapıya sahip, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren cam ile yoğunlaştırılmış partiküller kullanılmıştır.

Böylece minifil kompozitlerin aşınma dirençleri, radyoopasiteleri ve yüzey özellikleri geliştirilmiştir. Ancak bu kompozitlerin de çiğneme kuvvetleri altındaki stabiliteleri yeterli değildir. <sup>30</sup>

### **Mikrofil Kompozitler**

Mikrofil kompozit rezinlerde inorganik doldurucu olarak kollaidal silika partikülleri kullanılmış ve bu partiküllerin büyüklüğü 0.01-0.1 µm arasındadır. Makrofil kompozitlere kıyasla bitirme ve polisaj işlemlerinde daha düzgün yüzeyler elde edilebildiği için bu kompozitlere polisajlanabilir kompozitler de denilmektedir.

Küçük partiküllerin ışık kırması, mine dokusuna yakın olduğundan mikropartikül içerik rezine estetik görünüm sağlar. Estetik özelliklerinin iyi olmasından dolayı streten uzak ön bölge restorasyonlarında kullanımları uygundur. Bu nedenle sınıf III, V ve anterior veneer restorasyon gerektiren durumlarda uygulanabilirler. <sup>9</sup> Ancak çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli olmadıkları için stres alan bölgelerde kullanılması çok tercih edilmez. <sup>21</sup>

### **Hibrit Kompozitler**

Hibrit kompozitler; mikrofil kompozitlerin gelişmiş yüzey düzgünlüğü özelliğini ve makro molekülü kompozitlerin gelişmiş fiziksel ve mekanik özelliklerini tek bir kompozitte birleştirmek için geliştirilen iki farklı dolduruculu kompozitlerdir. <sup>29</sup> Hibrit kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri 0,04-1 µm arasında olup doldurucu partiküller toplam ağırlığın yaklaşık %75-85'ini oluşturur. Büyüklük olarak makropartiküllü kompozitlerden daha küçük, Miktar olarak ise mikropartiküllü kompozitlerden daha fazla inorganik doldurucudan oluşurlar.

Bu durum hibrit kompozitlere her iki kompozitten daha iyi mekanik özellik kazandırmıştır. Hibrit kompozitin isimlendirilmesinde partikül yüzdesi fazla olan partiküllerin adı kullanılır. Örneğin, minihibrit, mikrohibrit. <sup>30</sup>

### **Nanofil Kompozitler**

Günümüzde nanoteknolojinin diş hekimliğinde aktif bir şekilde kullanılması sonucu doldurucuları nano boyutta olan nanofil kompozitler üretilmeye başlanmıştır. Bu kompozitlerin inorganik partikül büyüklüğü 0,001-0,01 µm arasındadır.

Mikrofil kompozitlerin estetik özelliği ve hibrit kompozitlerin dayanıklılığı gibi olumlu özelliklerin kombinasyonu olarak üretilen nanofil kompozitler; nanodoldurucu ve nanodoldurucuların gevşek bağlarla birleşiminden oluşan nanokümelere (nanocluster) oluşur.<sup>20, 24</sup>

Küçük boyutlara sahip olan nanodoldurucuların, her boşluğu doldurmaları, kompozit içeriğinde doldurucu oranının artmasına neden olarak rezin materyalin klinik özelliklerinin daha iyi olmasını sağlar. Doldurucu oranlarının yüksek olması ve organik matriksin hacimce az olması sayesinde nanofil kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi azalmış, mekanik özellikleri, kırılmaya karşı dayanıklılığı ve aşınmaya karşı direnci artmıştır.<sup>31</sup>

Nanofil kompozitlerde doldurucu boyutlarının, ışığın dalga boyundan daha küçük olması sebebiyle görünür ışıktaki absorbe olma veya saçılma gibi etkileşimlerde bulunmaması rezinin optik özelliklerini artırarak kompozit yüzeyinin pürüzsüz ve daha iyi cilalanabilir olmasını sağlar.<sup>24, 32</sup> Bu sayede klinisyenin nanofil kompozitlerle estetik bir restorasyon tasarlayabilmesi için çok çeşitli renk ve opasitelerin oluşturulması sağlanmaktadır.

Bu alanda ilk üretilen nanofil kompozitlerin daha çok yapısal özelliklerinden dolayı, ön bölge restorasyonlarında kullanılması önerilirken, son dönemde nano-hibrit yapıda yeni üretilen kompozitler, hem ön hem de arka bölge restorasyonlarda kullanılabilir. <sup>20, 33</sup>

### **Nanohibrit Kompozitler**

Nanohibrit kompozit rezinler, nanometre boyuttaki partikül eklenmiş büyük doldurucu partiküllerden (0,4-5 µm) oluşan en güncel kompozit rezinlerdendir. Aynı zamanda üniversal kompozitler olarak da adlandırılırlar.

Nanohibrit kompozitler, mikrofil kompozitin kullanım özellikleri ve parlatılabilirliği ile hibrit kompozitin dayanıklılığı ve aşınma direnci özelliklerini birleştirerek piyasaya sürülmüştür. <sup>34</sup> Nanohibrit kompozitler yüksek parlatılabilirlik, mükemmel estetik ile diş dokusuna benzer yarı saydamlık, optimum mekanik özellikler, iyi renk stabilizasyonu, renklenmeye karşı direnç, yüksek aşınma direnci gibi üstün özelliklere sahiptirler. Bu özelliklerinden dolayı, nanohibrit kompozitlerin güncel literatürde hem anterior hem de posterior restorasyonlarda kullanımları sıklıkla önerilmektedir. <sup>35, 36</sup>

### **2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması**

#### **Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler, her biri hacimsel olarak yarı yarıya eşit organik monomer ve doldurucular içeren iki pattan oluşurlar. Patlardan biri polimerizasyon başlatıcı benzoil peroksit diğeri ise hızlandırıcı aromatik tersiyer amin içermektedir. Her iki pat eşit miktarda karıştırıldığında tersiyer amin ve benzoil peroksit reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturur ve böylece kimyasal polimerizasyon başlamış olur. <sup>23</sup> Polimerizasyonu başlatan tersiyer aminler kimyasal değişikliğe uğrayarak amin renklenmesine neden olurlar; bu nedenle bu kompozitlerin renk stabilitesi düşüktür.

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi kavitenin merkezine doğrudur ve rezinlerin karıştırma oranı, hava kabarcığı ve çalışma süresi polimerizasyon büzülmesini etkiler. Bu kompozitler servikal lezyonlar, kök çürükleri ve sınıf III kavitelere kullanılırken yoğun stres altındaki bölgelerde ve sınıf I, II, IV kavitelere tercih edilmezler. <sup>7</sup>

#### **Işık ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler**

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler, tek pat şeklinde olup ilk olarak 1972 yılında kullanılmaya başlanmıştır. Piyasaya ilk sürülen kompozit rezinler ultraviyole ışık ile polimerize ediliyordu ancak ultraviyole ışığın cilt kanserlerine ve hastalıklarına, göz lensinin hasarına ve gözde katarakt oluşumuna ve çeşitli mutajenik etkilere yol açabileceği düşünülerek klinikte kullanımı terk edilmiş ve polimerizasyonda görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. <sup>37</sup>

Görünür ışık ile polimerize olan kompozitlerde 460-480 nm dalga boyuna sahip ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan diketon bileşiği kamforokinon (CQ) ve hızlandırıcı olarak alifatik amin kullanılmaktadır. Işığın etkisiyle kamforokinon alifatik amin ile reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturur ve polimerizasyon başlamış olur. Bu polimerizasyon için QTH (Quartz-Tungsten Halojen), plazma ark, LED ve argon lazer gibi ışık kaynakları kullanılmaktadır. <sup>38</sup>

Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler; çalışma zamanının hekim tarafından kontrol edilebilmesi, çeşitli renk seçeneklerinin olması, restorasyona şekil verme kolaylığı, bitirme işlemlerinin kısa olması gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca bu kompozitlerde karıştırma işlemi yapılmadığından havayı hapsetme olasılığı düşüktür dolayısıyla internal pöroziteye daha az rastlanır.<sup>27</sup>

### **Hem Kimyasal Yolla Hem de Işıklı Polimerize Olan Kompozit Resinler**

Hem ışıkla hem de kimyasal yolla polimerize olan bu tip kompozitlere dual-cure kompozit resinler de denir. Polimerizasyon ışıkla başlar ve kimyasal olarak devam eder. Kimyasal polimerizasyonun hızı yavaş olduğu için fotopolimerizasyon ile ilave polimerizasyon sağlanarak tam polimerizasyon elde edilir. Bu kompozitler, derin kaviteelerde, 2 mm'den daha kalın resin uygulamalarında, kaviteye ulaşımın güç olduğu interproksimal alanlarda kısacası polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe duyulduğu alanlarda kullanılabilir. Bu kompozitlerde karıştırma işlemi yapıldığı için en büyük problem pörozitedir. Ancak günümüzde şırınga şeklinde üretilen dual cure kompozit resinlerle bu problem giderilmeye çalışılmıştır.<sup>9</sup>

### **2.2.3.Viskozitelerine Göre Kompozit Sınıflandırması**

#### **Akışkan (Flowable) Kompozit Resinler**

Geleneksel kompozitlerin çoğu, klinik durumlar için arzu edilen macun benzeri bir kıvama sahiptir, ancak kavite duvarı ile daha iyi uyum sağlamak için daha az viskoz bir kompozit resin'e ihtiyaç vardır. Bu nedenle, 1996 sonlarında akışkan kompozit resinler tanıtılmıştır.<sup>18</sup> Akışkan kompozit resinlerin doldurucu oranı, geleneksel kompozit resinler ile karşılaştırıldığında, %37- %53'e kadar düşürülmüştür. Bu da bu materyallerin viskozitesini azaltmıştır. Doldurucu boyutu 0,02-0,05 µm arasında değişmektedir. Akışkan kompozit resinler içerdikleri doldurucu partikül miktarlarına göre 2 nesil olarak üretilirler.

Bunlardan doldurucu partikül oranı az olan 1.nesil akışkan kompozitler daha çok pit ve fissür gibi dar alanlarda kullanılırken, doldurucu oranı fazla olan 2. Nesil akışkan kompozitler ise sınıf I, II ve III kavite restorasyonlarında kullanılabilir.<sup>39, 40</sup>

Akışkan kompozit rezinler, formülasyonda daha düşük oranda doldurucu ve daha yüksek oranda seyreltici monomerler ile karakterizedir. Akışkan kompozit rezinler, küçük kavitelere kolayca yerleştirilebilir ve daha viskoz olan geleneksel kompozit rezinlere kıyasla internal kavite duvarlarına daha iyi uyum gösterirler.

Akışkan kompozitlerin en önemli avantajları, sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedenlerinden biri olan mikrosızıntıyı engellemesi ve kaviteye ulaşımın zor olduğu durumlarda uygulama kolaylığı sağlaması olurken eğilme direnci ve aşınma direnci gibi çeşitli mekanik özelliklerinin, geleneksel kompozit rezinlere kıyasla genellikle daha düşük olması, yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermeleri gibi dezavantajlara sahiptir. <sup>41</sup>

Akışkan kompozit rezinler koruyucu okluzal restorasyonlarda, amalgam, kompozit veya kron kenar kırıklarının onarımları gibi düşük stresli uygulamalarda, erişimin zor olduğu veya iyi penetrasyon gerektiren kavitelere, mine defektlerinde, pit ve fissürlerde, ön bölgelerde insizal kenar onarımlarında ve küçük sınıf III ve sınıf V restorasyonlarda kullanılabilir. <sup>40</sup>

### **Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Resinler**

Geleneksel kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partikül oranlarının artırılması ve monomer miktarının azaltılmasıyla amalgama alternatif olarak kondanse edilebilen kompozit rezinler üretilmiştir. Heavy body kompozit olarak da adlandırılan bu kompozitlerin partikül büyüklüğü 0,7 – 20 µm arasındadır. Klinikte bu kompozitler sıklıkla sınıf I ve II kavitelere kullanılmaktadır. <sup>42</sup>

Kondanse olabilen kompozitlerin hibrit kompozitlerden en önemli farkı doldurucu partiküllerin modifiye edilmesi ve miktarının artırılmasıdır. Bu da kondanse edilebilen kompozit rezinlerde, bitirme ve cila işlemlerinden sonra yüzeyin pürüzlü kalmasına neden olmaktadır. <sup>43</sup>

Oklüzal şekillendirme işleminin yapılabilmesi, kaviteye basınç uygulanarak kolay bir şekilde yerleştirilebilmesi, proksimal konturların anatomik olarak ideale yakın oluşturulabilmesi en önemli avantajları arasında sayılırken; yüzey özelliklerinin iyi olmaması, basınç uygulanmadan iyi kondanse edilmediklerinde tabakalar arasında hava boşluklarının kalması, küçük ve dar kavitelere uygulanmasının zor olması ise dezavantajıdır. <sup>44</sup>

## **2.3. Kompozit Rezin Sistemlerdeki Güncel Gelişmeler**

### **2.3.1. Ormoserler (Organik Olarak Modifiye Edilmiş Seramikler)**

Geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin yarattığı sorunların üstesinden gelme girişiminde, yeni bir materyal sınıfı olarak organik olarak modifiye edilmiş seramikler (ormoser) geliştirilmiştir. <sup>45</sup>

Termal genleşme katsayısı doğal diş yapısına benzer olan ormoser, sol-jel öncülleri olarak çok işlevli üretan ve tiyoeter(met)akrilat alkoksisisilanlardan sentezlenmiş, yeni bir üç boyutlu çapraz bağlı inorganik-organik polimer olarak formüle edilmiştir.

Silanın alkoksisisil grupları, hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik bir Si-O-Si ağının oluşmasına izin verir. Metakrilat grupları fotokimyasal polimerizasyon için uygundur.

Bu materyallerin, kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük aşınma oranlarına ve daha az doldurucu içeriğine sahip olmalarına rağmen hibrit kompozitlerinkine eşit bir büzülmeye sahip olduğu kanıtlanmıştır. <sup>46, 47</sup>

Ormoser içeren kompozitlerin daha yüksek derecede çapraz bağlı bir polimer ağının oluşumunun bir sonucu olarak daha yüksek bir dönüşüm derecesi, minimum polimerizasyon büzülmesi, renk stabilitesi ve artan yüzey sertliği gösterdiği iddia edilmektedir. Diğer bir ormoser avantajı, daha yüksek biyoyumluluktur, çünkü metakrilat grupları arasındaki kimyasal bağ sayısının artması, polimer ağındaki reaksiyona girmemiş serbest monomerlerin miktarını azaltacaktır. <sup>48</sup>

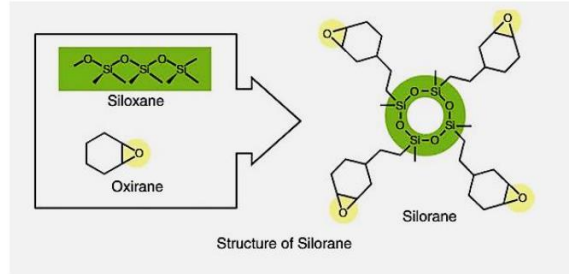
### **2.3.2. Siloran Bazlı Kompozitler**

Siloran ismi, materyalin kimyasal yapısını oluşturan siloksan ve oksiran yapıtaşlarından meydana gelmektedir. Siloran matrisi, siloran monomerinin katyonik halka açma polimerizasyonu ile oluşturulur. Bu, radikaller yoluyla çapraz bağlanan metakrilatların doğrusal zincir reaksiyonunun tersidir. Kompozit kimyası ve polimerizasyon mekanizmasındaki bu değişiklik, polimerizasyon büzülmesinde toplam hacimsel büzülmenin %1'inden daha az bir seviyeye kadar önemli bir azalma ile sonuçlanmıştır <sup>31</sup>.

Siloran bazlı kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesindeki azalma, genellikle polimerizasyon büzülme gerilimlerinde önemli bir azalmaya, daha düşük mikrosızıntıya ve gelişmiş marjinal adaptasyona neden olur. <sup>49, 50</sup>



Bu avantajların yanında; bu kompozitlerin kendilerine özel bir adeziv sistemle uygulanmaları, renk seçeneklerinin az olması, klinik kullanımının posterior dişlerle sınırlı kalması gibi dezavantajları vardır. Bu nedenle klinikte yaygın olarak tercih edilmemektedir.<sup>51</sup>



Şekil: Siloran yapısının şematik gösterimi<sup>52</sup>.

### 2.3.3. Kendi Bağlanabilen (Self-adeziv) Kompozit Reziner

Akışkan veya tepilebilir geleneksel kompozit rezinlerle kavite yüzeyleri arasında adezyonun sağlanması için birtakım ön işlemler gereklidir. Bu işlemler bir adeziv sistemin uygulanmasını veya etch-and-rinse veya self-etch protokolünü içerir.<sup>53</sup> Bu uygulama adımları zaman alıcı ve tekniğe duyarlı olduğundan, üreticiler daha az klinik adımlı ve daha kolay kullanımlı materyaller geliştirmeye çalışmışlardır.<sup>53-55</sup>

Self-adeziv kompozit rezinler, self-etch adeziv ile akışkan kompozit rezini ayrı bir adeziv uygulama adımı gerektirmeden birleştiren düşük viskoziteli kompozitlerdir. Bu kompozit rezinler, diğer geleneksel kompozit rezinlere göre daha kısa tedavi süresi ve minimum klinik hata yapma riski dahil olmak üzere birçok avantaj sağlar.<sup>56</sup>

Self-adeziv kompozit rezinler; Küçük sınıf I kavitelerde, sınıf V kavitelerde, yüksek viskoziteli restoratif materyallerin altında liner olarak ve pit ve fissür örtücü olarak kullanılmaktadır. Bu kompozit rezinler, hidroksiapatite kimyasal olarak bağlanabilen ve bu nedenle ayrı bir adım olarak adeziv prosedür gerektirmeyen 10-metakriloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) veya gliserol fosfat dimetakrilat (GPDM) gibi asidik monomerler içerir.<sup>57</sup> Self-adeziv materyallerin adezyon mekanizması, asidik monomerlerin demineralize olma ve diş substratına geçmesi ile sağlanır ve bu da mikromekanik retansiyona ve fosfat asidik gruplar ile hidroksiapatit arasında kimyasal bir etkileşime yol açar.

Dental sert dokularla olan bu etkileşim, yalnızca sınırlı demineralizasyon yoluyla gerçekleşir. Bu tür self-adeziv kompozit rezinlerdeki bağlanma mekanizması, self-adeziv rezin simanların mekanizmasına benzer şekilde nano etkileşimdir.<sup>58, 59</sup>

#### **2.3.4. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Reziner**

Bu kompozit rezinler temelde geleneksel kompozit rezinlere benzerler ve organik matriks ve inorganik doldurucu fazdan oluşurlar. Organik matrikse ilave edilen çeşitli boy, çap, yapı ve yöndeki fiberler kompozit rezine sağlamlık ve sertlik sağlarken fiberleri saran rezin matriks; fiberlerin geometrik olarak yapısını sabitler, nemden korur, fiberleri önceden belirlenen pozisyonda tutar ve fiberlere desteklik ve uygulanabilirlik sağlar.<sup>60</sup>

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler için diş hekimliğinde 4 çeşit fiber kullanılmaktadır. Bunlar; karbon fiber, aramid fiber, polietilen fiber ve cam fiberdir. Bu kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlere ve seramiklere kıyasla gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir. Özellikle posterior bölgede yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan alanlarda kullanılmak üzere üretilmiştir.<sup>61</sup> Bunun dışında fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin kullanım alanları arasında splint uygulamaları, geniş madde kayıplı ve kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonu, post-core uygulamaları, ekstrakoronal ve intrakoronal köprü uygulamaları da bulunmaktadır.<sup>44</sup>

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerde fiberlerin etkinliği, kullanılan fiber çeşidine, fiberlerin uzunluğuna, oryantasyonuna, konumuna ve fiberlerin polimer matrikse adezyonuna bağlıdır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin kırılma dayanımları diğer kompozit rezinlere göre daha yüksek değerler gösterir. Kompozitin yapısında herhangi bir çatlak oluştuğunda, fiberler çatlak yüzeyleri birbirine doğru çekerler ve çatlağın ilerlemesini engellerler.<sup>62</sup> 2013 yılında, hacimce %7.2 oranında kısa fiberlerden oluşan EverX Posterior (GC Europe) üretilmiş ve dentin replasmanı olarak da kullanılmıştır.<sup>63</sup>

#### **2.3.5. İyon Salabilen/ Antibakteriyel Kompozit Reziner**

Kompozit restorasyonların ana başarısızlık nedeni olan sekonder çürüklerin engellenmesi ve bu çürüklere neden olan bakterilerin inhibe edilmesi amacıyla kompozit rezinlere antibakteriyel ajanlar eklenmiştir.

Antibakteriyel aktiviteye sahip kompozit rezinleri elde etmek için uygulanan stratejiler iki ana gruba ayrılabilir: rezin matriksin içine klorheksidin (CHX) gibi çözünebilir antimikrobiyeller ilave edilmesi, diğeri ise antibakteriyel ajanın, rezin matriks içinde sabit kalmasının sağlanmasıdır. Metakriloiloksidodesil-piridinyum bromür (MDPB) monomeri rezin matriks içinde stabil olarak, bakteri üremesi ve plak birikimini engelleyici etki gösterir. <sup>64</sup>

Kompozit rezinlere eklenen antimikrobiyal ajanlara örnek olarak florür, kalsiyum, hidroksil, gümüş iyonları, iyot ve kuaterner amonyum bileşikler verilebilir. Ancak piyasada buluna bir çok ticari materyalin güvenilir antibakteriyel yapıya sahip olmadığı bilinmektedir. <sup>64, 65</sup>

### **2.3.6. Giomerler**

Son zamanlarda “giomerler” olarak bilinen yeni bir grup hibrit kompozit materyal piyasaya sunulmuştur. <sup>66</sup> Giomerler cam iyonomerlerin estetik, fiziksel ve mekanik alanlardaki dezavantajlarını en aza indirerek, yararlı özelliklerinden faydalanmak üzere geliştirilmiş cam iyonomer ve polimer yapıdan oluşan kompozitlerdir.

Giomerler 'prereacted' cam partikülleri (PRG) ve organik monomerlerin birleşmesinden oluşur. Giomerler, silika dolduruculu bir üretan rezinine dahil edilmeden önce suda polialkenoik asitle reaksiyona giren floro-alümina-silikat cam içerirler ve cam iyonomer simanların florür salma ve şarj etme özelliklerine sahiptirler. <sup>67</sup> Giomerlerde, iyi renk uyumu, kolay cilalanabilme ve daha az marjinal sızıntı görülür. Resin esaslı bir materyal olduğundan, adezyon için ışıkla aktivasyon ve adeziv sisteme ihtiyaç vardır. <sup>68</sup>

### **2.4. Bulk-fill Kompozitler**

Geleneksel kompozit rezinlerin tam olarak polimerize olabilmeleri için 2 mm veya daha az kalınlıklarda tabakalı olarak uygulanması önerilmiştir. <sup>69</sup> Ancak tabakalama tekniğinin; tabakalar arasında bağlanmada başarısızlık ve hava kabarcığı oluşma riski, kontaminasyon riski, hasta başında geçirilen sürenin artması gibi dezavantajları bulunmaktadır. <sup>70</sup> Bu dezavantajların giderilmesi amacıyla ve geniş posterior kavitelere kompozitlerin uygulanmasını kolaylaştırmak ve hızlandırmak için üreticiler, kütleli olarak yerleştirilebilen 4-6 mm'ye kadar polimerize olabilen bulk-fill kompozitleri piyasaya sürmüşlerdir. <sup>2, 71</sup>

Bulk-fill kompozitlerin doldurucu içeriğinin ve pigment miktarının azaltılarak daha translusent (saydam) bir yapı elde edilir. Arttırılmış translusentlik ile yeni monomer ve başlatıcı sistemlere sahip bu kompozitler daha fazla polimerizasyon derinliğine sahiptirler.<sup>3</sup> Polimerizasyon derinliği, ışığın materyali sertleştirebileceği maksimum derinliktir. Bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğini arttırmak için farklı üreticiler tarafından farklı yöntemler izlenmiştir. Bu yöntemler, doldurucu içeriğinin azaltılması, doldurucu partikül boyutunun arttırılması ve ek foto başlatıcıların kullanımıdır.<sup>72</sup>

Doldurucu içeriğini azaltmak ve kompozit içindeki doldurucu boyutunu arttırmak, rezin-doldurucu arayüzündeki saçılma miktarını azaltır ve fotobaşlatıcıyı etkinleştirebilen emilen ışık miktarını artırır. Bulk-fill kompozitlerin çoğu fotobaşlatıcı olarak kamforokinon ve ko-inisiyatör olarak bir tersiyer amin içermektedir. Güncel bir bulk-fill kompozit materyali olan Tetric EvoCeram Bulk-fill, farklı bir fotobaşlatıcı olarak, benzoil germanyum türevi olan ve yüksek fotopolimerizasyon aktivitesine sahip Ivocerin'i içermektedir.<sup>73, 74</sup> Bulk-fill kompozit rezinlerin sağladığı en büyük avantaj 4-6 mm kalınlıkta, bulk (tek tabaka) halinde uygulanabilmeleri; bu sayede klinik çalışma süresinin kısa olması ve düşük polimerizasyon büzülmesi göstermeleridir.

Diğer avantajları ise, hekime uygulama sırasında kolaylık sağlaması, kompozit tabakanın adaptasyonunu daha iyi sağlanarak tabakalar arasında hava kabarcığı oluşmaması, çiğneme kuvvetleri altında aşınma direncinin yüksek olması, yeterli radyoopasite, yüzey özellikleri ve renk stabilitesinin klinik olarak kabul edilebilir seviyede olmasıdır.<sup>2</sup>

#### **2.4.1. Bulk-fill Kompozitlerin Sınıflandırılması**

Bulk-fill kompozit rezinler yoğunluklarına ve polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılırlar. Yoğunluklarına göre; düşük ve yüksek viskoziteli olarak iki gruba ayrılırken polimerizasyon yöntemlerine göre kimyasal, ışık ve dual-cure polimerize olan bulk-filler şeklinde üç gruba ayrılırlar.

##### **Düşük Viskoziteli Bulk-fill Kompozit Rezinler**

Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler (akışkan bulk-fill kompozit rezinler), ulaşılması daha zor kavitelerde uygulamayı ve adaptasyonu kolaylaştıran materyallerdir.

Daha az doldurucu içeriğine ve daha yüksek rezin içeriğine sahip olan bu kompozitlerin aşınma dirençleri daha düşüktür. <sup>71</sup> Düşük doldurucu içeriği, yalnızca materyalin aşınma direnci üzerinde bir etkiye sahip olmakla kalmaz, aynı zamanda artan yarı saydamlık nedeniyle olumsuz bir estetik etkiye de sahiptir.

Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler posterior kaviteelerde, polimerizasyon büzülmesini azaltmak için genellikle kaide materyali olarak kullanılmaktadır. <sup>75</sup> Bu materyallerin mekanik dirençleri yeterli olmaması sonucu yüzeylerinin 2 mm kalınlığında geleneksel bir kompozitle kapatılması önerilir. <sup>76</sup> Düşük viskoziteye sahip bulk-fill kompozitler iyi marjinal adaptasyon ve diş ile restorasyon arasında daha az marjinal sızıntı oluşmasında etkilidirler.

### **Yüksek Viskoziteli Bulk-fill Kompozit Resinler**

Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler macun benzeri bir kıvama sahiptir ve el aletleri ile kolayca şekillendirilebilirler. Yüksek miktarda inorganik doldurucu partikülleri içermeleri nedeniyle, bu materyallerin aşınma dirençleri, kırılma dayanımları, cilalanabilirliği ve renk stabilitesi geleneksel kompozitlerle benzerdir ve bu kompozitler kullanıldığında yüzeylerinin geleneksel kompozitlerle kapatılmasına gerek yoktur. <sup>77</sup> Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin grubunda yer almasına rağmen özel dizayn edilmiş el aleti ve sonik titreşim ile yüksek viskoziteden düşük viskoziteli kompozite dönüşen Sonic Fill 2 (Kerr) kompozit, değişken viskoziteli bulk-fill kompozit rezin olarak da adlandırılmaktadır. <sup>78</sup>

Bu kompozitler yüksek dolduruculudur ve kendine özgü monomer yapısına sahiptir. Sonic enerji uygulaması ile azalan viskozite, kompozitlerin kolayca yayılmasını ve kavite duvarlarına iyi adaptasyonu sağlar.

### **Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Bulk-fill Kompozit Resinler**

Bu kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre ; kimyasal, ışık ve dual sertleşen olmak üzere üç farklı şekilde sınıflandırılır. Işık ile polimerize olan bulk-fill kompozitler geleneksel kompozitlere benzerdir ve 420-470 nm dalga boyunda aktive olmaktadır. Bu kompozitler için üretici firmalar farklı sürelerde ışınlama ve polimerizasyon derinliği önermektedirler. İki tane dual-cure bulk-fill kompozit piyasaya sürülmüştür. Bu kompozitler HyperFil (Parkell, ABD) ve Fill Up (Coltene, İsviçre)' dir ve hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olurlar. <sup>79</sup>

Restorasyonun ışık ile başlayan polimerizasyonu, ışığın ulaşamayacağı derin noktalarda ise kimyasal olarak polimerize olur. Bu özelliklerinden dolayı dual polimerize olan bulk-fill kompozitler tek tabakada olarak 10 mm'ye kadar uygulanabilirler. <sup>78</sup>

#### **2.4.2. Bulk-fill Kompozitlerin Özellikleri**

Bulk-fill kompozitler geleneksel kompozitlerde olduğu gibi organik faz (polimer matriksi), inorganik faz (doldurucu fazı) ve bağlayıcı faz (ara faz) olmak üzere üç fazdan oluşur. Bulk-fill kompozit üreticileri bu kompozitlerin organik matriksinde bisphenol A glycidyl methacrylate (Bis GMA)'a kıyasla daha esnek bir polimer yapı oluşturan UDMA, TEGDMA ve etoksile EBPDMA'nın kullanımına yönelmişlerdir. <sup>80</sup>

Bis-GMA EBPDMA'ya kıyasla daha hidrofilik yapıda olduğu için su emilim riski daha fazladır. Bu nedenle bulk-fill kompozitlerde EBPDMA'nın kullanılması renk stabilitesini artırır. <sup>81</sup>

Bulk-fill kompozitlerin kullanımında en büyük endişe 4-5 mm kalınlıkta kaviteye uygulanan bu materyallerin derin bölgelerinin optimal şekilde polimerize olup olmadığı, biyouyumluluğu ve fiziko-mekanik özelliklerinin kabul edilebilirliğidir <sup>82</sup>. Bulk-fill kompozitlerin çoğu, 4 mm derinlikte %90' a eşit ya da daha yüksek dönüşüm derecesi göstermiştir. <sup>70</sup> Bulk-fill kompozit rezinler geleneksel kompozit rezinlere göre büyük dolduruculara ve düşük doldurucu matriks oranına sahiptir. Bu özellik de mavi ışığın daha az saçılarak daha derinlere penetre olmasını sağlar. <sup>72</sup> Penetrasyon derinliği, materyalin translüsensi özelliği ile doğru orantılıdır. SonicFill hariç diğer bulk-fill kompozitler, artan translüsensi özelliği gösterir. <sup>83</sup>

Kompozit rezinlerdeki teknolojik gelişmelere rağmen hacimsel olarak %1,5-3 oranında polimerizasyon büzülmesi bu materyallerin en önemli dezavantajlarından biridir. <sup>84</sup> Polimerizasyon büzülmesinin sebepleri arasında ; kavite boyutu, konfigürasyon faktörü (c faktör), uygulama tekniği, uygulanan ışığın pozisyonu, ışığın gücü ve süresi, kaide materyallerinin kullanımı, kompozitin elastisitesi bulunmaktadır. <sup>85</sup> Polimerizasyon büzülmesi mikrosızıntı, sekonder çürük, renklenme ve post operatif hassasiyete neden olur. El-Damamhoury ve ark. <sup>2</sup> bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ile ilgili yaptıkları çalışmalarında; geleneksel kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin bulk-fill kompozitlerden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir.

Kompozit restorasyonlarda mikrosızıntının en önemli sebeplerinden biri marjinal kenar uyumsuzluğudur. Mikrosızıntıyı önlemek için üreticiler akışkan bulk-fill kompozitleri piyasaya sürmüştür.

Bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon büzülmelerinin düşük olması, marjinal aralık oluşum riskini en aza indirir ve kavite duvarlarına adaptasyonu artırır.<sup>72, 86</sup>

Günümüzde düşük viskoziteli Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer), x-tra base (VOCO), Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent), Filtek Bulk Fill Flowable (3M ESPE) ve Beautifil-Bulk Flowable (Shofu) gibi kompozitler mevcutken; üzerine ek bir tabaka uygulaması gerektirmeyen yüksek viskoziteli SonicFill (Kerr), Tetric PowerFill, Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), x-tra fil (VOCO), Filtek One Bulk Fill Restorative (3M ESPE), Quixfil (Dentsply), Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE) ve Beautifil Bulk Restorative (Shofu) olmak üzere piyasada bir çok bulk-fill kompozit mevcuttur.

SDR™ (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) piyasaya sürülen ilk bulk-fill kompozit materyalidir. Bu kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlerden farkı organik matrikse eklenen ‘Polimerizasyon Modülatör’leridir. Polimerizasyon Modülatörü, temel olarak çok fazla çapraz bağlanma meydana getirmeden daha fazla doğrusal/dallanan zincir yapısı ile çapraz bağ yoğunluğundaki ani artışı önleyerek polimerizasyonun kontrollü olmasını sağlar. Üreticiler tarafından bu özelliğin polimerizasyon büzülmesini azalttığı öne sürülmüştür. İnorganik doldurucuların sağladığı yüksek translüsensi bu kompozitin 4 mm’ye kadar ışık penetrasyonuna olanak sağlar.<sup>87</sup>

QuiXfil (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya), bulk-fill kompozit ağırlıkça %86/hacimce %66 doldurucu oranına sahiptir ve minimum 800 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğunda bir polimerizasyon ışığı kullanarak 10 saniyede 4 mm’lik tabakalarla polimerizasyona izin veren translüsensiye sahiptir.<sup>88</sup> Quixfil bulk-fill kompozitlerde yeni bir doldurucu teknolojisi vardır. Bu teknolojiye göre bu kompozitler farklı boyuttaki cam partiküller (küçük cam partiküller ortalama 1 µm boyutunda; büyük cam partiküller ortalama 10 µm boyutunda) içerirler. Bu da doldurucu içeriğinin artırılmasını ve polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlar.<sup>89</sup>

3M firması, yakın zamanda üreticiler tarafından geliştirilen ışıkla aktive olan birçok bulk-fill kompozit arasında, yeni bir bulk-fill kompozit rezin olan Filtek One Bulk Fill Restorative'i ("Filtek One") 2017 yılında daha gelişmiş bir bulk-fill kompozit sistemi olarak piyasaya sürmüştür. Üreticiler, görünür ışıkla polimerize olan Filtek One Bulk Fill Restorative'in hızlı ve kolay restorasyonlar oluşturmak için optimize edildiğini ve daha dayanıklı, aşınmaya dirençli ve gelişmiş estetik sağladığını belirtmişlerdir. Ek olarak, üretici klinisyenlerin 5 mm derinlikte bulk-fill kompozitleri tek bir tabaka şeklinde uygulayabileceklerini belirtmişlerdir.

SonicFill™ (Kerr, Orange, CA, USA) bulk-fill restoratif sistemi, ultrasonik titreşim oluşturan cihazın aktivasyonu ile 1-5 arası farklı şiddetlerde uygulanarak yüksek viskoziteli bu kompozitin akıcılığı artırılır ve kavite içerisinde materyalin daha iyi adapte olması sağlanır. Ultrasonik titreşim kalktığında kompozit şekillendirilebilir bir hal alır ve gelişmiş mekanik özelliklerini korur. Doldurucu oranı fazla olduğu için tek tabaka olarak mine ve dentini taklit edebilir.<sup>90</sup>

Filtek™ Bulk Fill Flowable (3M ESPE, St Paul, MN, USA) 4 mm'ye kadar tek tabaka halinde uygulanabilen akışkan kompozit rezinlerdir. Bu kompozite yüksek moleküler ağırlıklı monomerler eklenerek polimerizasyon büzülmesi ve büzülme stresinin en aza indirilmesi hedeflenmiştir. Bu monomerlerin ağırlık oranları ayarlanarak akışkanlık için uygun viskozite elde edilmiştir. Böylelikle bu kompozitlerin, polimerizasyon büzülmesindeki azalmayla birlikte düşük elastisite modülü ve strese azalma gibi olumlu özellikleri üretici firma tarafından belirtilmiştir.<sup>91</sup>

Tetric PowerFill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Ivoclar firması tarafından üretilen posterior dişlerin direkt restorasyonu için ışıkla sertleşen, şekillendirilebilir, radyopak, 4 mm'lik bir kompozittir. Tetric PowerFill, 400-500nm dalga boyu aralığındaki ışıkla polimerize olabilir ve 4 mm'ye kadar tabakalar halinde uygulanabilir. Tetric PowerFill'in organik matriksinde Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, aromatik dimetakrilat ve trisiklodokan dimetanol dimetakrilat (DCP) bulunmaktadır. Bu kompozitin yapısındaki DCP, siklik alifatik yapısı sayesinde güçlü mekanik özellikler sağlayan düşük viskoziteli, iki işlevli, metakrilat bir monomerdir. Ayrıca yapısına eklenen Bis-GMA, Bis-EMA ve UDMA monomerleri Tetric Powerfill'e hacimce düşük polimerizasyon büzülmesi sağlar.



Aynı firma, Tetric Powerfill'e kıyasla organik matriksi daha yüksek ve doldurucu oranı daha düşük olan düşük viskoziteli Tetric Powerflow'u (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) da piyasaya sürmüştür. Şekillendirilebilir kompozitlerle karşılaştırıldığında daha yüksek monomer içeriği ve sonuç olarak daha düşük yüzey sertliği nedeniyle Tetric PowerFlow'un üst tabakası her zaman yüksek viskoziteli/şekillendirilebilir bir kompozit ile bitirilmelidir.<sup>92-94</sup>

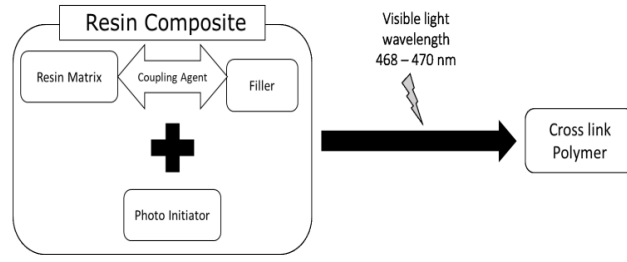
Tetric PowerFill ve Tetric Powerflow kompozitlerin geliştirilmesinde, bu kompozitlerin yapısına Bis- (4-metoksibenzoil) dietilgermanyum, ticari adı Ivocerin olan germanyum bazlı Norrish I tipi bir fotobaşlatıcı eklenmiştir. Bu fotobaşlatıcı sistem Kamforokinona kıyasla mavi ışığın emilimini artırır. Bu nedenle, germanyum bazlı fotobaşlatıcı, polimerizasyon süresini kısaltır, penetrasyon derinliğini artırır ve kamforokinondan daha etkilidir.<sup>4, 95</sup>

#### **2.4.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonu**

Polimerizasyon; çok sayıda monomer molekülünün kimyasal reaksiyonlarla birleşerek polimerlerleri oluşturmasıdır.

Polimerizasyon süreci sırasıyla aktivasyon, başlama, ilerleme ve bitiş olmak üzere dört aşamadan oluşur.<sup>96</sup> Bu sürecin başlangıcı, serbest radikaller üreten reaksiyonları içerir. Bu serbest radikaller, enerji (ısı veya ışık) veya kimyasal aktivasyonun sonucu oluşabilir. Kompozit rezin restorasyonun başarılı olabilmesi için kaviteye yerleştirilen tabakaların iyi polimerize olması gerekmektedir. Bu, temel olarak, karbon-karbon tek bağına (C-C) dönüştürülen karbon-karbon çift bağının (C=C) yüzdesi olarak tanımlanan dönüşüm derecesinin yüksek olmasıyla elde edilir.<sup>97</sup>

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında, monomerlerin çoğu polimerlere dönüşmelidir. Bununla birlikte, bazı monomerler polimerik matris içinde reaksiyona girmeden kalır. Dimetakrilat polimerler için ortalama dönüşüm derecesi (DC), %50- %60 arasında değişir.<sup>98</sup> Kompozit materyalinin fiziksel ve mekanik özelliklerini, renk stabilitesini ve biyoyumluluğunu geliştirmek için yüksek monomer dönüşüm derecesi önem taşır.<sup>99</sup> Kompozit rengi, polimerizasyon süresi, tabaka kalınlığı, kullanılan ışık kaynağının çeşidi, kavite genişliği, polimerizasyon cihaz ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafe ve doldurucu tipi olmak üzere birçok faktör kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesini etkiler.<sup>100</sup>



İşıklı aktive olan kompozit rezin (fotopolimerizasyon)

Tek tabaka halinde kaviteye yerleştirilebilen bulk-fill kompozitlerin geleneksel kompozit rezinler gibi 420-470 nm dalga boyunda yüksek yoğunluklu ışık kullanılarak polimerize edilmesi üreticiler tarafından tavsiye edilmektedir.<sup>80</sup> Ayrıca bu kompozitlerin polimerizasyonu sırasında kullanılan ışık cihazının ucu ile restorasyon yüzeyi arasındaki uzaklık ve ışık yoğunluğu, polimerizasyon süresi açısından dikkate alınmalıdır.<sup>79</sup> Rueggeberg F.A. ve ark.<sup>101</sup> 'nın yapmış oldukları çalışmada restorasyon yüzeyinden her 1 mm uzaklaşmada ışık yoğunluğunun %10 azaldığı bulunmuştur.

Tarle ve ark.<sup>70</sup> polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesi için üreticilerin önerdiklerinden daha uzun süre ışık uygulamasının gerektiğini ifade etmişlerdir. Reis ve ark.<sup>102</sup> bulk-fill kompozit rezinlerin (düşük ve yüksek viskoziteli) polimerizasyon etkinliklerini inceledikleri çalışmada, bu kompozitlerin 4 mm'den daha derin olan kavitelerde başarılı olduğunu bildirerek, düşük viskoziteli kompozit rezinlerin polimerizasyon etkinliklerinin daha başarılı olduğunu bulmuşlardır. El-Damanhoury ve ark.<sup>2</sup> tarafından yapılan çalışmada 4 mm kalınlıkta bulk fill kompozit rezinlerin yeterli polimerize olduğunu ancak geleneksel mikrohibrit (Filtek Z250, 3M ESPE) kompozit rezinin ise 4 mm derinlikte yeterince polimerize olmadığı sonucuna varılmıştır. Polimerizasyon derinliği ile ilgili yapılan çalışmalarda bulk fill kompozitlerin 4 mm'lik tabaka şeklinde uygulandığında yeterli polimerize olduğu ancak 4 mm'den daha kalın tabakalarda ise polimerizasyonun tam olmadığı görülmüştür.<sup>75, 102, 103</sup> Bu durum postoperatif hassasiyete, mikrosızıntıya, çürüğe ve fiziksel problemlere neden olabilir.

#### 2.4.4. Bulk-fill Kompozitlerin Hızlı Polimerizasyonu

Adeziv diş hekimliğinde materyal ve tekniklerin gelişimi, bulk-fill kompozit rezinlerin, universal adezivlerin ve yüksek ışık yoğunluklu polimerizasyon cihazlarının teknolojik gelişimi gibi restoratif prosedürlerin basitleştirilmesine yönelik sürekli bir eğilimi takip eder.<sup>104</sup>

Basitleştirilmiş prosedürler iatrojenik hata riskini azalttığı gibi aynı zamanda restoratif tedavinin başarısını da artırmaktadır.<sup>5, 105</sup> Klinik prosedürü basitleştirmeye yönelik mevcut eğilim, ışıkla polimerizasyon protokollerinin gelişimini de etkilemiştir. Polimerizasyon büzülme stresini azaltmak için polimerizasyon yoğunluğunu modüle etmeye yönelik önceki stratejiler, zaman alıcı ve tekniğe duyarlı olarak görüldüğünden, ışıkla polimerizasyonun geliştirilmesindeki mevcut eğilim, polimerizasyon süresini en aza indirmenin bir yolu olarak yüksek güç ve yoğunluklu ışık kullanımı ile kısa polimerizasyon sürelerine ulaşılmasını amaçlamıştır.<sup>106</sup>

Pratik olarak bugün piyasada bulunan polimerizasyon üniteleri, en az 1000 mW/cm<sup>2</sup>'lik ışık yoğunluğuna sahipken, çoğu aynı zamanda daha yüksek ışık yoğunluklara sahip polimerizasyon modları içermektedir.<sup>107</sup> Bununla birlikte, hızlı çözümlere yönelik talepler, dental materyal üreticilerini hasta başında geçirilen tedavi süresini daha da kısaltmaya yöneltmiştir.

3000 mW/cm<sup>2</sup> veya daha yüksek ışık yoğunluğuna sahip fotopolimerizasyon cihazları ile polimerizasyon süresinin 3 saniyeye indirilebileceği iddia edilmiştir.<sup>108</sup> Ancak restorasyonların başarısını ve uzun ömürlülüğünü etkileyen fiziksel ve kimyasal özellikler göz ardı edilmemelidir.

Üreticiler, polimerizasyon cihazlarının enerji yoğunluğu (J/cm<sup>2</sup>) aynı olduğu sürece ışık şiddeti (mW/cm<sup>2</sup>) artırılırsa, ışığa maruz kalma süresinin azaltılabileceğini iddia etmektedir. Ancak, bu durum önceki çalışmalarda eleştirilmiştir.<sup>109-111</sup> Polimerizasyon ünitesinin düşük ışık şiddeti ile uzun polimerizasyon süresinin aksine, yüksek ışık şiddeti ile kısa polimerizasyon süresinde, genellikle daha düşük dönüşüm derecesi (DC), sertlik, eğilme direnci (FS) ve eğilme modülü (FM) görülmüştür.

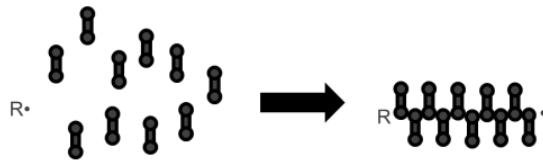
Restoratif prosedürlerin basitleştirilmesi ve kısaltılmasına yönelik genel eğilimin bir parçası olarak, son zamanlarda Ivoclar Vivadent firması, yüksek viskoziteli Tetric PowerFill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve düşük viskoziteli Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) olmak üzere iki materyali piyasaya sürmüş ve kompozitlere eşlik eden polimerizasyon ünitesi Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile mavi-mor spektrumda, 2700–3300 mW/cm<sup>2</sup> 'lik ışık gücünde, 3 saniyede polimerize edilebileceklerini öne sürmüştür.<sup>94</sup>

Firma yüksek ışık gücü ile 3 saniye polimerizasyon imkanını, polimerizasyon mekanizmasının bir modifikasyonuna bağlamaktadır.

Bu kompozitler, tersinir eklenmiş fragmantasyon zincir transferi (RAFT) polimerizasyon mekanizmasına sahiptirler.<sup>5</sup> Daha önce Filtek One Bulk Fill (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kompozitinde de kullanılan RAFT polimerizasyon mekanizması, Tetric PowerFill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Tetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kompozitlerinde optimize edilmiştir.

Düşük viskoziteli Powerflow kompozit, Tetric EvoFlow Bulk Fill ile hemen hemen aynı bileşime sahiptir. Öte yandan Powerfill kompozitin organik matriksine ( $\beta$ -alil sülfon) ilave parçalanma zincir transferi (AFCT) reaktifi ilave edilerek polimerizasyon mekanizması değiştirilmiştir.<sup>5, 112</sup> Tetric PowerFill, Bluephase PowerCure (3050 mW/cm<sup>2</sup>) ışık cihazıyla 3 saniye polimerize edildiğinde, bu kompozitlerin "tam" olarak polimerize olabilmesi için 3 saniye zamana ihtiyaçları vardır. Bu dezavantaj, dimetakrilat ağlarının termal ve mekanik özelliklerini düzenlemek için kompozite AFCT reaktifinin ilave edilmesiyle giderilir.

Çapraz bağlanan monomerlerin standart polimerizasyonu, radikal zincir büyüme polimerizasyonu olarak da tanımlanabilir. Radikal zincir büyüme polimerizasyonu, kontrolsüz ve homojen olmayan ağ mimarisine neden olabilir.<sup>113</sup>



Şekil : Radikal zincir büyüme polimerizasyonu

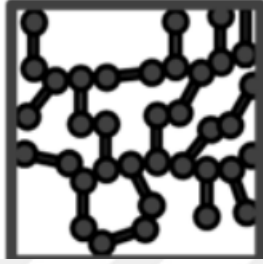
Kontrolsüz serbest radikal polimerizasyonu, polimer ağı içinde reaksiyona girmemiş monomerler ile çeşitli moleküler ağırlıklara sahip uzun çapraz bağlı polimerlerin oluşmasına neden olur.

Kontrolsüz polimerizasyonu önlemek amacıyla Tetric PowerFill kompozitlere Tetric EvoCeram Bulk fill'den farklı olarak AFCT reaktifi eklenmiştir. Tetric Powerfill kompozitin polimerizasyonu sırasında radikaller, ya bir monomerin metakrilat çift bağına ya da zincir transferiyle sonuçlanan bir  $\beta$ -alil sülfonun çift bağına eklenebilir. AFCT reaktifi, kontrolsüz serbest radikal zincir büyüme polimerizasyon reaksiyonunun önleyerek ardışık kısa zincirlerin oluşmasını sağlar. Bu da gecikmiş bir doyma noktasına, daha homojen polimer ağına ve gelişmiş mekanik özelliklere yol açar.<sup>112</sup>

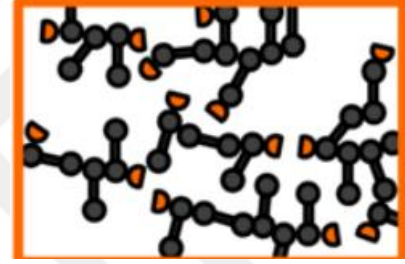


#### AFCT kısa zincir büyüme polimerizasyonu

Kompozit içeriğindeki bu değişiklik için, bu materyalleri araştıran az sayıda çalışmada bildirildiği gibi, olumsuz sonuçlara yol açmadan yüksek ışık şiddeti ve kısa polimerizasyon süresi yeterli olmuştur.<sup>114, 115</sup> Bu kompozitlere eklenen AFCT reaktifleri polimerizasyon sonucu oluşan polimerin; polimerizasyon büzülmesinin ve artık monomer miktarının daha az olmasını sağlar.<sup>112</sup> Bu etkiler, özellikle daha kısa polimerizasyon süreleri söz konusu olduğunda avantaj sağlamaktadır.



AFCT olmadan uzun zincir gelişimi



AFCT ile kısa zincir gelişimi

### 2.5. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları

Dış hekimliğinde estetik kaygının artması sebebiyle ışıkla polimerize olan kompozit rezinler anterior ve posterior bölgelerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Işıkla polimerize olan kompozit rezinler, kompomerler, adezivler, fissür sealentler ve rezin içerikli simanlar için çeşitli görünür ışık cihazları geliştirilmiştir.<sup>116</sup>

Önceleri kimyasal olarak gerçekleşen polimerizasyon yerini 1970’li yıllarda UV ışıkla polimerizasyona bırakmıştır. Fakat hasta ve hekim için zararlı etkilerinden dolayı ultraviyole ışık kullanımı bırakılmıştır. Daha sonra fotobaşlatıcı olan kamforokinonun kompozitlere eklenmesiyle polimerizasyon görünür ışık kaynaklarıyla gerçekleştirilmeye başlanmıştır.<sup>117</sup>

Işık ile polimerizasyonda ışık kaynağının ‘Işık şiddeti ya da yoğunluğu’ ve ‘Toplam Enerji Yoğunluğu’ kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini belirleyen etkenlerdendir. Işık gücü (mW ); Işık cihazının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarıdır. Işık şiddeti ya da yoğunluğu (mW/cm<sup>2</sup>) ise; birim alana düşen ışık gücüdür.

Kompozit rezinlerin tam polimerize olabilmeleri için ışık kaynağının yoğunluğunun en az 400 mW/cm<sup>2</sup> olması gereklidir. Işık cihazının uç kısmının çapı ne kadar genişse o cihazın ışık gücü o kadar fazladır. Fakat restorasyon yüzeyi ile cihaz ucu arasındaki mesafe arttıkça birim alana düşen ışık yoğunluğu azalır.<sup>118, 119</sup> Polimerizasyon boyunca kompozit rezine uygulanan toplam enerjiye ‘Toplam Enerji Yoğunluğu’ denir ve ışık yoğunluğu (mW/cm<sup>2</sup>) ile uygulama süresinin (sn) çarpımıdır.

Birimi “mJ/cm<sup>2</sup>” dır.<sup>120</sup> Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda toplam enerji yoğunluğu önemli bir konudur. Yüksek ışık şiddetinin kısa süreli uygulanması veya düşük ışık şiddetinin uzun süreli uygulanması toplam enerji yoğunluğundan dolayı eşit polimerizasyon derecesi sağlar.<sup>121</sup> Elektromanyetik spektrum: farklı enerji türlerinin dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru sıralanmasına denir.

Diş hekimliğinde dar bir enerji aralığı olan görünür enerji bandı kullanılmaktadır. Bu bant 400 ile 700 nm dalga boyu aralığında kırmızı, turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mor renkteki dalga boylarını barındırmaktadır.

Kompozit rezinlerde fotobaşlatıcı olarak genellikle 450-500 nm dalga boyuna sahip mavi ışığa duyarlı kamforokinon kullanılmaktadır.<sup>122</sup> Son zamanlarda, üreticiler kamforokinonla beraber veya ona alternatif olarak farklı dalga boyu aralığına sahip fotobaşlatıcı sistemler geliştirip piyasaya sürmüşlerdir.<sup>123</sup>

Tam olarak polimerize olmuş, yeterli fiziksel ve kimyasal özellikler taşıyan materyallerin elde edilebilmesi için farklı ışık cihazları geliştirilmiştir. Bunlar;

- Lazer
- Kuartz tungsten-halojen (QTH)
- Işık yayan diyotlar (LED)
- Plazma ark (PAC) gibi ışık kaynaklarıdır.

Günümüzde en çok kullanılan QTH ve LED’dir.<sup>122</sup>

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

Halojen ışık kaynakları ışıkla polimerizasyonda en sık kullanılan kaynaklardan biridir. Halojen ışık kaynakları gelişmiş akkor ampullerden oluşur. Elektronların birleştiği tungsten bobin üzerinde elektrik akımı oluşur ve 2000-3000 °C ye kadar ısındıktan sonra akkorlaşıp parlamaya başlar.<sup>124</sup>

2000 °C ila 3000 °C'ye kadar ısıtılmış tungsten filaman kızılötesi de dahil olmak üzere çok çeşitli dalga boylarını kapsayan beyaz bir ışık yayar. Bu nedenle, 400 ila 500 nm (mavi ışık) aralığı dışındaki istenmeyen dalga boylarını ortadan kaldırmak için QTH ışığının filtrelenmesi gerekir ve bu kaynaktan üretilen ışığın yalnızca %0.5'lik kısmı polimerizasyon için kullanılır ve kalan büyük miktardaki enerji ısıya dönüşür. Bu istenmeyen ısının bir fan yardımıyla uzaklaştırılması gerekir. Çünkü bu yüksek ısı cihazın kullanım ömrünü kısaltır. Ampul, ışık filtresi ve reflektör mekanizması zamanla bozulabilir, filtreleme özelliği ve polimerizasyon etkinliği zamanla azalır. <sup>125</sup>

QTH ışık cihazında fan bulunması ek enerji gereksinimi demektir. Aynı zamanda bu fanın çıkardığı ses bu sistemin dezavantajlarından biridir. Diğer bir dezavantajı ise kullanılan halojen lambaların kullanım ömürlerinin 50-100 saat gibi kısa süreli olmasıdır. Kompozit rezinleri 2 mm derinliğe kadar polimerize etmek için QTH ışık kaynağından 30-40 saniye boyunca 500-800 mW/cm<sup>2</sup> ışık gereklidir. <sup>126</sup>

Günümüzde 800 mW/cm<sup>2</sup>'yi aşan ışık şiddetine sahip daha yeni QTH ışık cihazları da bulunmaktadır. <sup>127</sup> QTH ışık kaynakları, diğer ışık kaynaklarına göre daha düşük maliyetli olması, dalga boyu aralığının geniş olması sebebiyle farklı polimerizasyon başlatıcılarına etki etmeleri gibi avantajlara sahiptir.

### **2.5.2. Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)**

Plazma ark ışık cihazları, yüksek elektrik potansiyeli oluşturan iki farklı tungsten elektrottan oluşur. Bu elektrotlar xenon gazını iyonize ederek plazma yapısını oluşturur ve çok yüksek seviyelerde enerji açığa çıkar. PAC ünitelerinde 2000 mW/cm<sup>2</sup> 'den daha yüksek şiddette üretilen ışık sayesinde kompozit polimerizasyon süresi kısaltılır. Ultraviyole (UV), görünür ve kızılötesi ışıkları içinde barındıran plazma ark ışık kaynaklarının enerji spektrumu olarak halojen ışık kaynaklarına kıyasla daha geniştir. Bu nedenle oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını önlemek için daha fazla filtrasyona ihtiyaç vardır. <sup>128</sup>

Plazma ark ışık kaynaklarında akım geçen elektrotlar sebebiyle oluşan yüksek sıcaklık dişte intrapulpal ısı artışına neden olur. Bu yüzden derin kavitelere polimerizasyon plazma ark ışık kaynakları ile 3 sn gibi kısa sürelerde yapılmalıdır. Üretici firmalar plazma ark ışık kaynakları ile kompozit rezinin 3 saniye polimerizasyonunun yeterli olduğunu ifade etmişlerdir.

Ancak Danesh ve ark.<sup>129</sup> 'larının yapmış oldukları çalışma plazma ark kullanılarak polimerize edilen farklı kompozit rezinlerin yeterli fiziksel özellikleri gösteremediğini belirtmiştir. Plazma ark ışık kaynaklarının kullanım ömrü üreticiler tarafından 5 yıl olarak belirtilmektedir ancak kullanıma bağlı olarak ışık güçleri zamanla azalmaktadır. Diğer bir dezavantajı ise hızlı polimerizasyon sebebiyle artmış polimerizasyon büzülme stresidir.

122

### 2.5.3. Lazer Işık Kaynakları

'Lazer' kelime olarak ingilizce 'light amplification by stimulated emission of radiation'un kısaltılmış halidir. Lazerle üretilen ışık fotonları birbirinden uzaklaşmazlar, eşevrelidirler (hepsi aynı fazda ve aynı frekansta) ve tek bir dalga boyuna sahiptirler. Bu sayede belirli frekanstaki yoğun enerji dağılmadan küçük bir alana yönlendirilir.<sup>130</sup> Argon lazerler 454- 514 nm dalga boyunda, gözle görülebilir spektrumda, devamlı ışın veren ve kamforokinonu aktive edebilen tek lazerdir.<sup>131</sup>

Işık spektrumu çok dar olan lazer ışık kaynaklarında polimerizasyon süresi görünür ışık kaynaklarına göre daha kısadır. Argon lazerlerde kızılötesi ışık dalgaları çok az olduğu için pulpa ve oral yapılarda minimal ısı artışı meydana getirirler. Ancak argon lazer ışık kaynakları dar bir dalga boyu aralığına sahip olduğundan her polimerizasyon başlatıcısıyla kullanılmayabilir.<sup>38</sup> Lazer kaynaklarının ömrü sınırlıdır ve kullanıma bağlı değildir. Yani kullanılsa bile zamanla lazerin etkinliği azalacaktır.

Lazer ışık kaynaklarının kompozit rezin polimerizasyonu, kavite preparasyonu, dentin hassasiyeti tedavisi, ağartma tedavisi ve çürük teşhisi gibi kullanım alanları vardır.

Ancak pahalı olmaları, enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok olması, hasta ve hekimin ekstra koruyucu gözlük takma gereksinimi nedeniyle argon lazerlerin kompozit rezin polimerizasyonunda kullanımı yaygın değildir.<sup>132</sup>

### 2.5.4. LED Işık Cihazları

"Işık yayan diyot (LED)" teknolojisi, restoratif materyalleri polimerize etmek için alternatif bir polimerizasyon yöntemi olarak 1990'ların sonlarına doğru tanıtılmıştır.<sup>133</sup> Yapılan çalışmalarda, halojen ışık kaynaklarıyla kıyaslandığında LED teknolojisinin daha üstün özelliklerinin olduğu belirtilmiştir. Halojen ışık kaynaklarının aksine, LED üniteleri dar bir spektral aralıkta ışık üretir. Diyotlar, yarı iletken olarak galyum nitrit kullanır ve 455-486 nm arasında dalga boylarında ışık üretir.



Yayılan ışığın çoğu, fotobaşlatıcı kamforokinon (CQ) kullanan kompozit rezinler için ideal olan 470 nm civarında dar bir bantta yoğunlaşır. Yalnızca dar bir spektral aralıkta ışık ürettikleri için çalışmak için daha az güç gerektirir.

Bu sayede yüksek ısıya sebep olan gereksiz kızılötesi ışınlar ortadan kaldırıldığı için LED ışık cihazlarında soğutma fanı gereksinimi olmaz. LED üniteleri şarj edilebilir pillerle çalıştırılma potansiyeline sahiptir. Bu özellik, ünitelerin kablosuz, taşınabilir ve hafif olmasını mümkün kılar.<sup>134, 135</sup>

Halojen ışık kaynaklarında üretilen ışığın sadece %0.5'lik kısmı polimerizasyon için kullanılıp geriye kalan kısım enerjiye dönüşürken; LED ışık kaynaklarında üretilen ışığın %95'lik kısmı polimerizasyonda kullanılır. Böylece yüksek enerji verimliliği sağlanır. Diğer bir avantaj ise LED'lerin uzun ömürlü olmasıdır. Halojen lambalar en fazla 100 saat dayanırken, LED'ler yaklaşık 10.000 saate kadar dayanabilmektedir.<sup>136</sup> Ayrıca kullanım sırasında daha az ısı ürettikleri için dişeti ve pulpal hasar oluşturma potansiyelleri daha azdır.

#### **2.5.4. Birinci Nesil LED Işık Cihazları**

İlk LED ışık cihazları deneysel, prototip modellerdi ve doğru dalga boyunda ışık üretebileceklerini test etmek ve rezin bazlı materyallerin polimerizasyonu için gereken yeterli sayıda fotonu iletmek için piyasaya sürülmüştür.<sup>133</sup>

2000 yılında Birleşik Krallık'ta piyasaya sürülen LUXoMAX® ilk ticari LED polimerizasyon cihazı olarak bilinmekte olup devamında Elipar™ Freelight (3M ESPE), Starlight® (Mectron) gibi LED ışık cihazları üretilmiştir.

Birinci nesil LED ışık cihazları fotobaşlatıcı olarak sadece kamforokinon (CQ) kullanılan kompozit rezinler için ideal olan dar bir spektral aralığa sahiptirler. Diğer bir dezavantajları ise 2 mm'lik bir kompozit tabakası için 40 sn veya daha uzun polimerizasyon süreleri gerektirmesi ve düşük ışık şiddetine (400 mW/cm<sup>2</sup>) sahip olmasıdır.<sup>137</sup> Işık şiddetinin düşük olması ve sınırlı dalga boylarına sahip olması nedeniyle kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonu sağlanamamıştır.

Birinci nesil LED'ler QTH ışık cihazlarına bir alternatif olarak üretilmelerine rağmen koyu renkli kompozit rezinlerde uygulama süresi uzatıldığı halde halojen ışık kaynaklarıyla elde edilen polimerizasyon oranı sağlanamamıştır.

Çakmakcıkoğlu ve ark.<sup>138</sup> 'larının yapmış oldukları bir çalışmada birinci nesil LED ışık cihazlarının klinik olarak yetersiz oldukları gösterilmiş ve bu dezavantajları ortadan kaldırmak için ikinci nesil LED ışık cihazları geliştirilmiştir.

#### **2.5.4. İkinci Nesil LED Işık Cihazları**

LED ışık kaynakları, performans olarak güçlü diyotlar ve ikinci nesil LED'ler ile bilgisayar çipi teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak gelişmiştir. Birinci ve ikinci nesil arasındaki en büyük gelişme, LED "çip" tasarımındaydı.

İkinci nesil ışık cihazlarında ilk defa 4 ana aydınlatma alanından oluşan, her biri çubuk şeklinde dört farklı ışık yayan yüzeyden oluşan ve toplam 16 emisyon alanı içeren One-Watt çipler kullanılmıştır. Bu çipler ışık cihazlarının ışık şiddetini artırmış (600–1000 mW/cm<sup>2</sup> ), daha yoğun foton oluşumunu sağlamış ve böylece polimerizasyonun daha kısa sürelerde (20 sn veya daha az) gerçekleştirilmesini sağlamıştır.<sup>139, 140</sup>

390–490 nm arasında geniş bir dalga boyu spektrumuna sahiptirler. İkinci nesil cihazlarda birinci nesil cihazlara kıyasla çok daha fazla emisyon görülmesine rağmen, ikinci neslin dalga boyu aralığı, birinci nesile göre daha dar bir spektrumda yer alır.

1-Fenil 1,2- Propandiyon (PPD), mono asilfosfin oksit (Lucirin TPO) gibi daha düşük dalga boyunda aktiflenen fotoaktivatörler dar bir spektruma sahip birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazlarıyla polimerize edildiklerinde yetersiz polimerizasyon görülmüştür. Bu nedenle bu iki nesil sadece kamforokinon içeren kompozitlerde kullanılabilir.<sup>141</sup>

#### **2.5.4. Üçüncü Nesil LED Işık Kaynakları**

Tek spektral tepe noktasına sahip LED'ler kamforokinon içeren kompozitleri polimerize etmek için yeterlidir, ancak kamforokinonun parlak sarı renkte olması üreticileri, daha iyi renk tonuna sahip restorasyonlar elde etmek için kamforokinona alternatif TPO, Ivocerin gibi fotobaşlatıcılara yöneltmiştir. Ancak başlatıcı olarak kamforokinondan farklı fotobaşlatıcı kullanılan restoratif materyallerin polimerizasyonunu sağlamak için, çoklu dalga boyuna sahip üçüncü nesil LED ışık cihazları kullanıma sunulmuştur. Bu ışık cihazlarında birden fazla dalga boyu oluşturabilmek için mavi ve mor LED'ler kombine edilmiştir.<sup>142</sup>

İlk olarak Ultradent'in Ultralume 5 (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US) ışık cihazında bir adet mavi LED ve çevresinde dört adet mor LED kullanılarak çoklu dalga boyu oluşturulmuş ve bu üçüncü nesil ışık cihazları için öncü olmuştur. Birden fazla çipi bir cihaza dahil etmenin farklı bir yöntemi, iki mavi LED ve bir mor LED'in kullanıldığı Bluephase Style ışık cihazında kullanılmıştır. En üstte bulunan çip mor ışık yayarken alttaki iki çip mavi ışık yayar. Ultradent'ten Valo® (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, US) ışık cihazında, tüm fotobaşlatıcıları polimerize etmek için 405 nm (mor), 445 nm (daha kısa dalga boyunda mavi) ve 460 nm (iki mavi) dalga boylarında üç farklı renk çipleri kullanılır. Bu Polywave üçüncü nesil cihaz, 20 sn, 4 sn ve 3 saniye için sırasıyla 1.000 mW/cm<sup>2</sup>, 1.400 mW/cm<sup>2</sup> ve 3.200 mW/cm<sup>2</sup> ışık güçlerinde standart, yüksek güç ve ekstra güç modlarında kullanılır.

Son yıllarda Ivoclar Vivadent firması Bluephase G4 (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) ve Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) ışık cihazlarını tanıtmışlardır. Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) yaklaşık 410 ve 460 nm'de iki spektral tepe noktası ile 385 ve 515 nm arasında bir dalga boyu spektrumu olan üç mavi ışık LED ve bir mor LED ışığı kullanarak diş hekimlerine diş tedavisi konusunda en son teknolojiyi sunar.

Bluephase Powercure, çeşitli polimerizasyon süreleriyle birlikte dört polimerizasyon programı veya değişen ışık yoğunluğu içerir:

PRE (PreCure programı) 950 mW/cm<sup>2</sup> ± %10'luk bir ışık yoğunluğu yayar ve fazla materyalin kolayca çıkarılmasını sağlamak için Variolink Esthetic gibi adeziv yapıştırma kompozitlerini polimerize etmek için kullanılır. Program sadece iki saniye sürecek şekilde önceden ayarlanmıştır.

H (High Power programı), duruma göre 5, 10 veya 20 saniyelik seçilebilir polimerizasyon süreleriyle 1200 mW/cm<sup>2</sup> ± %10'luk bir ışık yoğunluğu yayar.

T (Turbo programı), 5 saniye polimerizasyon süresiyle 2100 mW/cm<sup>2</sup> ± %10'luk daha yüksek bir ışık yoğunluğu yayar.

3s (3s PowerCure programı), 3 saniye polimerizasyon süresiyle 3050 mW/cm<sup>2</sup> ± %10'da en yüksek ışık yoğunluğunu yayar.

3s PowerCure programı, Adhese Universal, Tetric PowerFlow ve Tetric PowerFill materyallerinde kullanılır. Her bir ürün tabakası 3 saniyede polimerize edilir.

Tüm yüksek performanslı polimerizasyon ışıklarında olduğu gibi, yüksek seviye veya ışınlam belirli bir miktarda ısı oluşumuna neden olur. 3s PowerCure programı bu nedenle arka arkaya yalnızca iki kez uygulanabilir. İki ışınlama döngüsünden sonra, bir sonraki döngünün uygulanabilmesi için 30 saniyelik bir ara gereklidir. Bu, dişin aşırı ısıya maruz kalmasından kaynaklanan pulpa veya mukozada herhangi bir hasarı önlemek için gereklidir.<sup>94</sup>

Üçüncü nesil LED ışık cihazları 3200 mW/cm<sup>2</sup> 'e kadar yüksek ışık gücüne sahip oldukları için kompozit rezinleri daha kısa sürelerde polimerize edebilirler.<sup>143, 144</sup>. Ancak hızlı polimerizasyon gerçekleştiğinde daha az miktarda çapraz bağ yapmış molekül ağırlığı düşük olan kısa zincirler meydana geleceği için kompozit rezinin fiziksel özellikleri olumsuz etkilenebilir. Bunu engellemek için üreticiler “step curing”, “pulse curing”, “ramp curing” ve “oscillating curing” olmak üzere değişik polimerizasyon modlarını önermişlerdir. Ancak yapılan bazı araştırmalar, polimerizasyon yöntemlerinde ışık uygulama biçiminin kompozit rezinin bağlanma dayanımını ve marjinal adaptasyonunu arttırdığını belirtirken, bazı araştırmalar ise ışık uygulama biçiminin polimerizasyona bir etkisi olmadığını belirtmiştir.<sup>145-148</sup>

## **2.6 Kompozit Rezinlerin Fiziksel Özellikleri**

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin fiziksel ve kimyasal özellikleri yapılacak olan restorasyonların klinik başarısında ve uzun ömürlü olmasında direkt etkilidir. İnorganik doldurucu miktarı ve büyüklüğü, organik matriks içeriği kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkileyen faktörlerden olup inorganik doldurucu oranı diğerlerine kıyasla daha çok etkilidir.<sup>149</sup>

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

Moleküller arası mesafe 0,3 nm-0,4 nm olan Van Der Waals bağlarıyla bir arada tutulan monomer molekülleri, moleküller arası mesafenin 0,15 nm'ye düşürüldüğü polimerizasyondan sonra kovalent bağlarla değiştirilir. Moleküller arasındaki mesafedeki bu azalma, hacimsel polimerizasyon büzülmesine yol açar.<sup>149</sup> Polimerizasyon büzülmesi ışık aktivasyonundan hemen sonra gerçekleşir. Büzülmenin %70 ila %85'i polimerizasyondan hemen sonra, %95'e kadar olan kısmı ise yalnızca 5 dakika sonra gerçekleşir.<sup>150</sup>

Polimerizasyon 3 fazdan oluşmaktadır. Polimerizasyonun ilk aşaması pre-jel aşaması olarak geçmekte olup kompozitin visköz halden jel haline dönüşene kadar geçen süre olup post-jel aşamasına kıyasla daha fazla hacimsel büzülme görülür. Ancak rezin akışkan olduğundan büzülmeyle telafi etmek için bağlanmamış yüzeylerden kavite içine yayılıp stresi azaltır. <sup>151</sup> Rezinin visköz halden katı hale dönüştüğü nokta, jel noktası olarak adlandırılır. Bu noktadan sonra post-jel safhası başlar ve bu safhada artık kompozitin akışkanlığı biter ve oluşan stresler diş yapılarına ve kompozit-diş arayüzüne iletilir. <sup>152</sup> Polimerizasyon büzülmesi restorasyon/diş arayüzü boyunca veya restorasyon kenarlarında ayrılmalara, mikrosızıntıya, sekonder çürüklere, postoperatif hassasiyete, restorasyonların renklenmesine neden olabilir. <sup>153</sup>

Polimerizasyon büzülmesine neden olan faktörler arasında kompozit rezinin özellikleri ve uygulama şekli, polimerizasyon yöntemleri, kavite şekli gibi etkenler yer almaktadır. Bu faktörlerden biri olan kompozit rezinlerin özelliklerinde inorganik doldurucu oranı ne kadar arttırılırsa büzülme oranı o kadar azalır. <sup>154</sup> Aynı şekilde bu kompozit rezinlerin kaviteye tabakalama yöntemiyle yerleştirilmesiyle rezin tabakalarında birbirinden bağımsız polimerizasyon oluşur ve her tabakanın büzülmesinin sonraki tabaka tarafından dengelenmesiyle polimerizasyon büzülmesi azaltılmış olur.

Ayrıca stres kırıcı olarak kavite tabanında dolduruculu dental adeziv, akışkan kompozit veya RMCIS kullanılarak C faktör azaltılmış olur bu da büzülmenin azalmasını sağlar. <sup>155</sup> Diğer faktörlerden olan polimerizasyon yönteminde ise büzülme miktarı kimyasal polimerizasyonda karıştırma süresine, ana madde-katalizör oranına ve poröziteye bağlı olup; ışıkla polimerizasyonda ise ışık kaynağının gücüne, uzaklığına, kompozit rezinin rengine ve kalınlığına bağlıdır.

### **2.6.2 Mikrosızıntı**

Bir restoratif materyalin sahip olması gereken en önemli özellik, marjinal kenarların uyumlu olması ve uzun süreli sızdırmazlığı sağlamasıdır. Bugüne kadar geliştirilen hiçbir restoratif materyalin diş yapısına adaptasyonu tam değildir. Her restoratif materyal, sıvıların geçişine bir dereceye kadar izin verir.

Tanım olarak mikrosızıntı, “bir kavite duvarı ile restoratif materyal arasında bakteri, sıvı, molekül veya iyonların klinik olarak tespit edilemeyen geçişidir”. <sup>156</sup>

Mikrosızıntı klinik olarak birçok olumsuz etkiye neden olur. Bunlardan biri klinikte sıklıkla görülen ve diş hekimlerinin kompozit restorasyonu değiştirmek için en yaygın nedenlerinin %40-70'ini oluşturan sekonder çürüklerdir.<sup>157</sup>

Sekonder çürükler *Streptococcus mutans* gibi oral bakterilerin restorasyon-diş arayüzeyinde plak retansiyon alanları oluşturmasıyla meydana gelebilir. Daha sonra bu bakterilerin ve onların yan ürünlerinin dentin tübülleri boyunca ilerlemesi ve pulpa'nın iltihaplanmasına neden olabilir.<sup>158</sup> Mikrosızıntının neden olduğu diğer klinik başarısızlıklar marjinal kenar renklenmeleri, kenar kırıkları, post-operatif hassasiyettir.

Mikrosızıntı; kullanılacak materyal seçimi veya kombinasyonlarından, kavite kaide materyalinin kullanımından, kavite tasarımından, konfigürasyon faktöründen, asitle pürüzlendirme yapılmasından, restorasyon uygulama tekniğinden, direkt ve indirekt restorasyon seçiminden etkilenir. Marjinal sızıntıyı azaltmak ve marjinal adaptasyonu arttırmak için bu faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.<sup>159</sup>

### 2.6.3 Renk Stabilitesi

Estetik diş hekimliği konusunda hasta beklentileri ve farkındalığı son yıllarda giderek artmaktadır. Bu nedenle, bir restoratif tedavinin başarısı, yalnızca fonksiyonun yeniden kazandırılmasına değil, aynı zamanda restorasyonun uzun süre renk stabilitesinin sağlanmasına, diş anatomisinin ve estetiğin doğru şekilde yeniden oluşturulmasına da bağlıdır. Ancak kompozit materyallerin üretim teknolojisindeki sürekli ilerlemelere rağmen, restorasyonlar hala renk değişimine maruz kalmaktadır.<sup>160</sup>

Kompozit rezin materyallerindeki renk değişimlerine içsel veya dışsal faktörler neden olabilir. İçsel faktörler, kompozit rezinin yapısından kaynaklanır ve rezin matrisine, doldurucu partikül türüne, miktarına, dağılımına ve fotobaşlatıcı tipine bağlıdır. Işıkla aktive olan kompozit rezinlerde, polimerizasyon yetersiz olduğunda, polimerize olmamış kamforokinon nedeniyle sarımsı bir renk değişikliği görülür.

Ayrıca, 'tersiyer aromatik' veya 'alifatik aminler', 'ışık' veya 'ısı' uyarısıyla sarımsı veya kahverengimsi renklenme yapma eğilimindedir.<sup>161</sup>

Dışsal faktörler, eksojen kaynaklardan boyaların adsorpsiyonu veya absorpsiyonu ile renklenmeyi içerir ve bireyin beslenmesine ve sigara içme gibi alışkanlıklarına bağlıdır. Kahve, çay, kırmızı şarap ve gargara gibi içeceklerin kompozit rezin restorasyonlarında değişen derecelerde renk değişikliği oluşturduğu bildirilmiştir.<sup>162-164</sup>

#### 2.6.4 Su Emilimi ve Çözünürlük

Kompozit rezinlerde su emilimi; doldurucu- polimer matriks bağının ayrılması, reaksiyona girmemiş artık monomerlerin salınması gibi çeşitli dezavantajlara yol açan ve materyalin kimyasal bozunmasına neden olabilen difüzyon kontrollü bir işlem olarak tanımlanır. Çözünürlük ise, kompozit yüzeyinden ayrılan reaksiyona girmemiş monomerlerin ve doldurucu partiküllerin miktarı olarak tanımlanır.<sup>165</sup>

Martin ve Jedynakiewicz<sup>166</sup>, kompozit rezin restorasyonların polimerizasyonundan sonra, materyallerin çevre ile daha etkileşimli hale geldiğini belirtmiştir. Bu etkileşimlerden en önemlisi rezin matriks içerisine su difüzyonudur. Su difüzyonu kompozit rezinlerde iki farklı fiziksel olaya neden olur.

Bunlardan birincisi su emilimi ile materyalin ağırlı ve hacminde artış meydana gelmesi; ikinci durum ise reaksiyona girmemiş monomer veya doldurucu partiküllerin materyalden çözünerek ayrılması ile örneklerde ağırlık kaybı veya hacimsel azalma şeklinde gerçekleşmektedir.

Su emilimi kompozit restorasyonun yapısında değişikliğe, aşınma direncinin azalmasına, renk değişikliğine, kenar bütünlüğünün bozulmasına ve estetik problemlere neden olur. Böylece kompozit restorasyonun beklenen klinik performansı da olumsuz etkilenecektir. Kompozit rezinlerin su emilimi sonucu emilen suyun plastikleştirici etkisi nedeniyle rezinin kimyasal yapısının değişmesi; materyalin sertliğinin azalmasına ve fiziksel özelliklerin düşüşüne neden olmaktadır. Ancak bazı araştırmacılar su emilimi sonucu oluşan higroskopik genleşmenin polimerizasyon büzülmesini kısmen veya tamamen telafi edebileceğini belirtmişlerdir.<sup>6, 167</sup>

Restoratif materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü; dönüşüm derecesi, çapraz bağ yoğunluğu, reaksiyona girmemiş monomerler, organik matriks bileşimi, doldurucu partiküllerin türü, içeriği, boyutu ve şekli dahil olmak üzere çeşitli faktörlerden etkilenebilir.<sup>168</sup> Bununla birlikte sıvılarda bekletilme süreleri ve bekletildikleri sıvıların yapısı da su emilim ve çözünürlük üzerinde etkilidir.

Kompozit rezinlerin su emilimi ve çözünürlük özelliklerinin değerlendirildiği bazı çalışmalar, Bis-GMA içerikli rezinin UDMA'ya kıyasla daha fazla su emme özelliği gösterdiğinden, monomer tipinin su emme sürecini etkileyebileceğini göstermektedir. Bis-EMA ise hidrofilik yapıda olan Bis-GMA'nın hidroksil grubunu veya UDMA'nın üretan yapısını içermediği için en düşük değeri göstermiştir.<sup>169, 170</sup>

TEGDMA'nın hidrofilik eter grubu nedeniyle yüksek konsantrasyonda TEGDMA içeren rezinlerin su Emilimi daha fazladır. <sup>171</sup> Ek olarak, HEMA gibi hidrofilik monomerler rezin moleküllerinin su Emilimini önemli ölçüde arttırdığı belirtilmiştir. <sup>172</sup>

Kompozit rezinlerin su Emilimi ve çözünürlük ölçümlerinde genellikle ISO 4049 standardı testi kullanılmaktadır. ADA Specification No:27 ve ISO 4049:2009'a göre tüm materyallerin su Emilimi  $40 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği, çözünürlük değerlerinin ise  $7,5 \mu\text{m}/\text{mm}^3$ 'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir. <sup>173</sup>

Çalışmamızın amacı, yeni geliştirilen Powerfill kompozitlerin distile suda bekletilmesi sonrasında su Emilim ve suda çözünürlük değerlerinin diğer geleneksel ve bulk-fill kompozitlerle karşılaştırılmalı olarak incelenmesi ve 3s PowerCure modunun (3 s ) High Power moduna (10 s ) göre su Emilim ve suda çözünürlük üzerine etkisinin incelenmesidir.

**Çalışmamızın sıfır hipotezleri:**

- Powerfill ve Powerflow kompozitlerin, Bluephase ışık cihazı ile 3 s ve 10 s uygulamaları arasında su Emilimi ve suda çözünürlük açısından fark beklenmemektedir.
- Powerfill ve Powerflow kompozitlerin su Emilimi ve suda çözünürlük düzeyleri test edilen diğer kompozit materyallerinden farklı olmayacaktır.



### 3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda; diş hekimliğinde kullanılan 1 adet geleneksel tipte mikrohürit kompozit 1 adet geleneksel akışkan kompozit, 2 adet yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit ve 2 adet düşük viskoziteli bulk-fill kompozitin; 3. Nesil bir LED ışık cihazı ile polimerizasyonu sonucu su emilimi ve çözünürlük düzeylerinin karşılaştırılması hedeflenmiştir.

Deneyler, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Araştırma Laboratuvarı'nda in vitro koşullarda gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda kullanılacak örnekler  $23\pm1^{\circ}\text{C}$  oda sıcaklığında ve  $\%50\pm5$  rölâtif nemlilikte oluşturulmuştur. Hata riskini en aza indirmek için örnekler aynı kişi tarafından hazırlanmıştır.

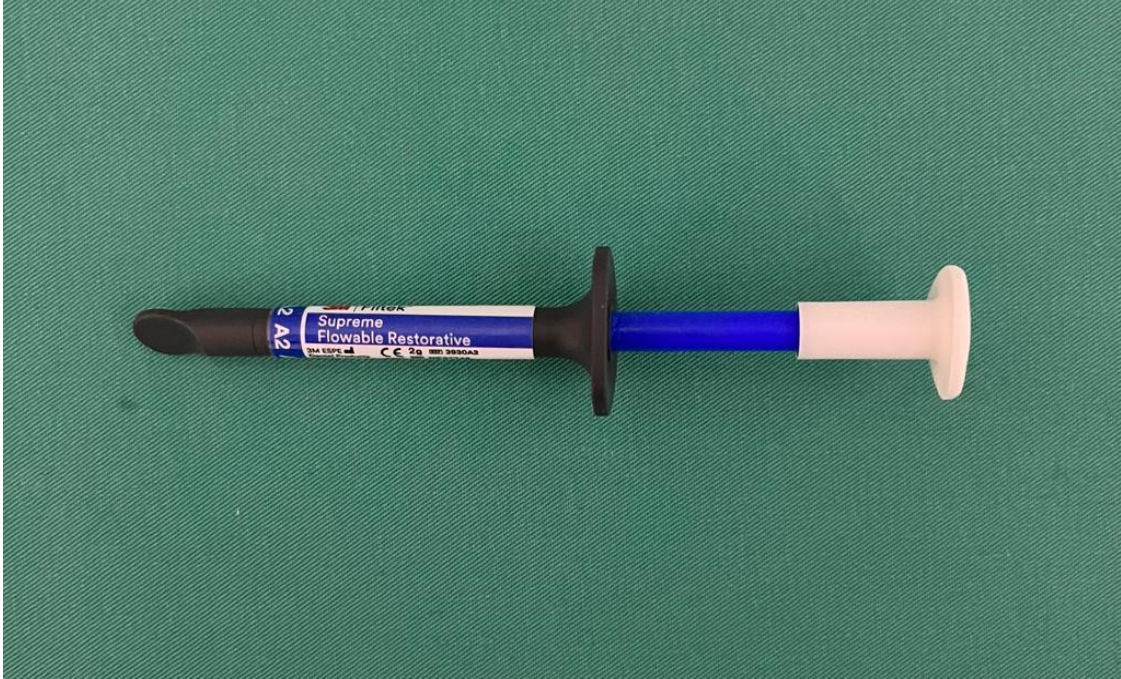
#### 3.1. Test Materyalleri

Çalışmamızda kullanılan materyaller;

- Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 1)
- Filtek Supreme Flowable (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 2)
- Filtek™ One Bulk Fill Posterior Kompozit (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 3)
- Filtek™ Bulk Fill Flowable Kompozit (3M ESPE, St Paul, MN, USA) (Şekil 4)
- Tetric Powerfill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Şekil 5)
- Tetric Powerflow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Şekil 6)
- Ivoclar Vivadent Bluephase Powercure® LED (Polywave) (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)



Şekil 1. Filtek™ Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA)



Şekil 2. Filtek Supreme Flowable (3M ESPE, St Paul, MN, USA)





Şekil 3. Filtek™ One Bulk Fill Posterior Kompozit (3M ESPE, St Paul, MN, USA)



Şekil 4. Filtek™ Bulk Fill Flowable Kompozit (3M ESPE, St Paul, MN, USA)





Şekil 5. Tetric Powerfill (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)



Şekil 6. Tetric Powerflow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin içerikleri, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 2’de; kullanılan ışık cihazı, özellikleri ve üretici firma bilgileri Tablo 3’te verilmiştir.

**Tablo 2.** Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri

|                                              | <b>REZİN<br/>MATRİKS</b>                                         | <b>DOLDURUCU</b>                                    | <b>DOLDURUCU<br/>ORANI    wt.%<br/>/vol. %</b> | <b>ÜRETİCİ FİRMA</b>                       |
|----------------------------------------------|------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|------------------------------------------------|--------------------------------------------|
| Tetric<br>PowerFill®                         | Bis-GMA, UDMA,<br>Bis-EMA,<br>Aromatic<br>Dimethacrylate,<br>DCP | Ba-Al-Si cam,<br>kopolimer,<br>Ytterbium trifloride | % 79 / %53                                     | Ivoclar Vivadent<br>(Schaan,Liechtenstein) |
| Filtek™<br>Z250                              | Bis-GMA,<br>BisEMA, UDMA,<br>TEGDMA                              | Zirkonyum/silika                                    | %82/ %60                                       | 3M ESPE, St Paul, MN, USA                  |
| Filtek™<br>One Bulk<br>Fill<br>Restoratif    | AUDMA,<br>diurethane-DMA,<br>1,12-dodecane-<br>DMA               | Silika, zirkonyum,<br>ytterbium<br>trifluoride      | % 76.5 / 58.5                                  | 3M ESPE, St Paul, MN, USA                  |
| Tetric<br>Powerflow                          | Bis-GMA, UDMA,<br>Bis-EMA,<br>Aromatic<br>Dimethacrylate,<br>DCP | Ba-Al-Si cam,<br>kopolimer,<br>Ytterbium trifloride | %71 / %46                                      | Ivoclar Vivadent<br>(Schaan,Liechtenstein) |
| Filtek<br>Supreme<br>Flowable                | Bis-GMA,<br>TEGDMA,<br>Procrylat resin                           | Silika, zirkonyum,<br>Ytterbiyum<br>trifloride      | %65 / %46                                      | 3M ESPE, St Paul, MN, USA                  |
| Filtek™<br>Bulk Fill<br>Flowable<br>Kompozit | Bis GMA, UDMA,<br>Bis EMA                                        | Zirkona/Silica<br>Ytterbiyum<br>trifloride          | % 64,5 / % 42,5                                | 3M ESPE, St Paul, MN, USA                  |



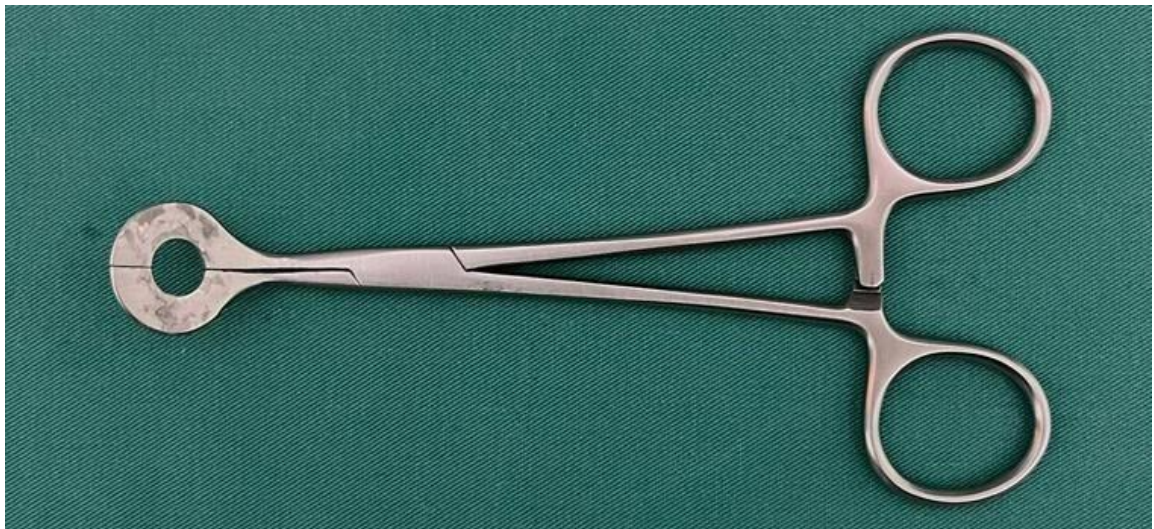
**Tablo 3.** Işıık cihazı, dalga boyu, uygulama modu, uygulama süreleri ve üretici firma ismi

| POLİMERİZASYON CİHAZI                      | DALGA BOYU   | İŞİK ŞİDDETİ                                                                                                                                                                                    | ÜRETİCİ FİRMA                           |
|--------------------------------------------|--------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------|
| Ivoclar Vivadent Bluephase® LED (Polywave) | 385 - 515 nm | 3s Cure-Mode:3050 mW/cm <sup>2</sup> ± 10%<br>Turbo Program: 2100 mW/cm <sup>2</sup> ± 10%<br>High Power Program:1200 mW/cm <sup>2</sup> ± 10%<br>PreCure Program: 950 mW/cm <sup>2</sup> ± 10% | Ivoclar Vivadent (Schaan,Liechtenstein) |

### 3.2. Örneklerin Hazırlanması

Örnek sayısı için benzer çalışmalardan faydalananarak power analizi yapılmıştır. Örnek sayısı her grup için %80 güç %5 yanılma düzeyinde her bir grupta en az n=13 örnek olacak şekilde istatistiksel olarak hesaplanmış ve toplam 104 örnek hazırlanmıştır. (Karaca MK, Kam Hepdeniz O, Esencan Turkaslan B, Gurdal O.The effect of functionalized titanium dioxide nanotube reinforcement on the water sorption and water solubility properties of flowable bulk-fill composite resins.)

Su emilimi ve suda çözünürlük testleri uygulanacak kompozit disk örneklerinin hazırlanmasında 8 mm çapında ve 2 mm kalınlığında özel paslanmaz çelik kalıp kullanılmıştır (şekil 7). Örneklerin çapı, polimerizasyon sırasında materyalin her yerine ışığın eşit olarak dağılabilmesi için ışık cihazının ucunun çapına göre belirlenmiştir.



**Şekil 7.** Kompozit rezin disklerin hazırlanmasında kullanılan paslanmaz çelik kalıp

Bu çalışmada Filtek™ Z250, Filtek Supreme Flowable, Filtek™ One Bulk Fill Posterior Kompozit, Filtek™ Bulk Fill Flowable Kompozit, Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow olmak üzere 6 farklı kompozit rezin BluePhase PowerCure polimerizasyon cihazının (şekil 8) High Power modunda ( $1200 \text{ mW} / \text{cm}^2$  ışık gücünde) 10 s polimerize edilmiştir. Daha sonra Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozitlerinden tekrar hazırlanan örnekler aynı cihazın Powercure modunda ( $3050 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücünde) 3 s polimerize edilerek 2 grup daha oluşturulmuştur.



**Şekil 8.** Ivoclar Vivadent Bluephase Powercure® LED (Polywave) (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein)

Toplamda 8 farklı grup ve her grupta 13 örnek olmak üzere toplam 104 örnek hazırlanmıştır. Grup dağılımları tablo 4'te örnekler ise şekil 9'da gösterilmiştir.



Şekil 9. Çalışmada kullanılan disk şeklindeki örnekler

Tablo 4. Çalışma Grupları

| GRUP ADI                        | POLİMERİZASYON MODU-IŞIK GÜCÜ                        | ÖRNEK SAYISI |
|---------------------------------|------------------------------------------------------|--------------|
| Filtek Z250                     | High Power modu (10 s) (1200 mW / cm <sup>2</sup> )  | n=13         |
| Filtek Supreme Flowable         | High Power modu (10 s) (1200 mW / cm <sup>2</sup> )  | n=13         |
| Filtek One Bulk Fill Restoratif | High Power modu (10 s) (1200 mW / cm <sup>2</sup> )  | n=13         |
| Filtek Bulk Fill Flowable       | High Power modu (10 s) (1200 mW / cm <sup>2</sup> )  | n=13         |
| Tetric Powerfill 10 s           | High Power modu (10 s) (1200 mW / cm <sup>2</sup> )  | n=13         |
| Tetric Powerflow 10 s           | High Power modu (10 s) (1200 mW / cm <sup>2</sup> )  | n=13         |
| Tetric Powerfill 3 s            | 3s Powercure modu (3 s) (3050 mW / cm <sup>2</sup> ) | n=13         |
| Tetric Powerflow 3 s            | 3s Powercure modu (3 s) (3050 mW / cm <sup>2</sup> ) | n=13         |

Örneklerin hazırlanmasında cam lamel üzerine şeffaf bant (Hawe Stopstrip, Kerr, Switzerland) konularak paslanmaz çelik kalıp yerleştirilmiştir. Geleneksel kompozit rezin ve bulk fill kompozitler bir el aleti yardımıyla 2 mm'lik tek tabaka halinde hava boşluğu kalmayacak şekilde çelik kalıplara yerleştirilmiştir.



Kalıpların üzerine ikinci bir şeffaf bant ve diğer lamel konulup bastırarak fazla kompozit materyalin taşması sağlanmıştır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu esnasında ışık cihazı mümkün olan en yakın mesafeye yerleştirilip standardize edilmiştir.

Oluşturulan ilk 6 grup BluePhase PowerCure (Ivoclar Vivadent) polimerizasyon cihazı ile High Power modunda  $1200 \text{ mW} / \text{cm}^2$  ışık gücünde 10 s polimerize edilmiştir. Bunun yanında diğer Powerfill ve Powerflow grupları BluePhase PowerCure polimerizasyon cihazının 3s PowerCure modunda  $3050 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücü ile 3 s polimerize edilmiştir. Kompozit rezinlere uygulanan toplam enerji yoğunluğu “Toplam enerji ( $\text{mJ/cm}^2$ ) = ışık yoğunluğu ( $\text{mW/cm}^2$ ) x ışık uygulama süresi (sn)” formülüyle hesaplanarak aşağıdaki gibi belirlenmiştir

$$\text{High Power mod: } 1200 \text{ mW/cm}^2 \times 10 \text{ sn} = 12 \text{ J/cm}^2$$

$$3\text{s PowerCure modu: } 3050 \text{ mW/cm}^2 \times 3 \text{ sn} = 9,15 \text{ J/cm}^2$$

Polimerizasyondan hemen sonra paslanmaz çelik 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 yapılmıştır (Şekil 10).



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

Polisaj işleminde kaba, orta, ince ve süper ince grenli diskler sırasıyla 10'ar s uygulanmıştır. Kompozit örneklerin ışık uygulanmayan yüzeylerine ise polisaj işlemi uygulanmamıştır. Her örnekten sonra polisaj diskleri yenisiyle değiştirilmiştir.

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

Hazırlanan örnekler karışmayacak şekilde numaralandırılarak silika jel içeren desikatöre yerleştirilmiştir (Şekil 11). Daha sonra örnekler desikatör içinde 24 saat boyunca  $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'lik etüvde (EN025, Nüve, Türkiye) bekletilmiştir (şekil 12).



**Şekil 11.** Su emilimi ve suda çözünürlük ölçümleri için kullanılan desikatör

Örneklerin su emilim ve suda çözünürlük değerlerini hesaplamak için, ISO 4049:2009 spesifikasyonu esas alınarak, standart olarak belirtilen formüller kullanılmıştır.



Şekil 12. Örneklerin deney süresince saklandığı etüv

Daha sonra örnekler 0,0001 g hassasiyetindeki terazi (Precisa XB 220A, Zurich, Switzerland) ile ölçülmüştür. Aynı periyodik işlem 24 saatte bir tekrar edilerek, ağırlığın 0,1 mg'dan daha fazla değişmediği görülene kadar ölçümler tekrarlanmış ve ağırlık kaybı 24 saatlik period içinde 0,1 mg'dan az olduğunda bu son ağırlık olup mikrogram ( $\mu\text{g}$ ) cinsinden  $M_1$  olarak kaydedilmiştir (Şekil 13). Sabit ağırlığa gelen örneklerin çapları ve kalınlıkları kumpas yardımıyla ölçüldükten sonra her bir örneğin  $\text{mm}^3$  cinsinden ortalama hacmi hesaplanmıştır. ( $V = \pi r^2 h$ ).



Şekil 13. Çalışmada kullanılan hassas terazi

Örnekler etüv içerisinde  $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'lik distile suda 24 saat, 7 gün ve 30 gün süreyle bekletilmiştir. Kullanılan su hacmi her bir örnek için 5 ml olacak şekilde ayarlanmıştır. 24 saat bekletilen gruptaki kompozit örnekleri; 24 saatin sonunda sudan çıkarılarak önce nemli bir havlu ile sonra 10 saniye havada sallanarak üzerindeki su uzaklaşana kadar kurulanmıştır. Sudan çıkarılmasından 1 dakika sonra, ilk tartımın yapıldığı terazi ile aynı hassasiyette ve aynı döngü ile tartılarak bu ağırlık  $M_2$  olarak kaydedilmiştir. Bu periyodik işlemler aynı şekilde 7. günün sonunda ve 30. günün sonunda tekrarlanmıştır. Distile suda; 24 saat bekletilen, 7 gün bekletilen ve 30 gün bekletilen örneklerin bu günler için ayrı ayrı  $M_2$  ağırlıkları ölçülmüştür. 30. Günün sonunda örnekler, sabit kütle ağırlıklarını tekrar kazanmaları için desikatörde 24 saatlik periyodlara tabi tutulmuştur.

Testin başındaki aynı döngü tekrarlanarak örneğin ağırlığı sabitlendiğinde elde edilen değerler  $M_3$  olarak kaydedilmiştir.

Örneklerin 30 gün sonundaki su Emilimi ve suda çözünürlük düzeyleri ve 24 saat, 7. gün, 30. günlerdeki kütle değişim yüzdeleri, ISO 4049:2009 spesifikasyonu esas alınarak, standartta bildirilen formüllerden yararlanılmış ve milimetreküp'te mikrogram cinsinden şu şekilde hesaplanmıştır.

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

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

$$\%Mg = (M_{2(t)} - M_1) / M_1 \times 100$$

$W_{sp}$  : Su Emilimi  $W_{sl}$  : Suda çözünürlük Mg: Kütle değişim yüzdesi

### 3.4. İstatistik Değerlendirme

Verilerin istatistiksel analizi için SPSS 21.0 paket programı (SPSS Inc.,Chicago, IL, ABD) kullanılmıştır. Örneklerin 30. gün sonundaki ortalama su emilimi ve suda çözünürlük verilerinin değerlendirilmesinde gruplar arasındaki istatistiksel farklılıklar Tek yönlü varyans analizi ile belirlenirken, gruplar arası ikili karşılaştırmalarda ise Tukey testi kullanılmıştır. Sonuçlar  $p<0,001$  için anlamlı olarak kabul edilmiştir.

Kütle değişim yüzdelerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde tekrarlı ölçümlerde varyans analizi ve gruplar arası ikili karşılaştırmalarda Bonferroni testi kullanılmıştır ( $p<0,001$ ).

Su emilimi ve suda çözünürlük arasındaki ilişkiye Pearson korelasyon katsayısı ile bakılmıştır.

#### 4.BULGULAR

Çalışmamızda hazırlanan örneklerin su emilimi, suda çözünürlük ve kütle değişim yüzdelерinin karşılaştırılması ve istatistiksel analiz sonuçları tablo 5, tablo 6 ve tablo 7’de gösterilmektedir.

##### 4.1. Su emilim değerleri

Tüm kompozit gruplarının 30.gündeki ortalama su emilimi değerleri ve standart sapmaları tablo 5’te belirtilmektedir.

**Tablo 5.** 30.gündeki su emilim değerlerinin ortalamaları ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) ve standart sapmaları (SS)

| Grup                     | Ort. ( $\mu\text{g}$ ) $\pm$ SS |
|--------------------------|---------------------------------|
| Filtek Z 250             | $6,585 \pm 1,494^{bcd}$         |
| Filtek One Bulk fill     | $8,651 \pm 1,594^e$             |
| Tetric PowerFill 10 s    | $5,132 \pm 1,510^{ab}$          |
| Tetric PowerFill 3 s     | $6,202 \pm 0,922^{bc}$          |
| Filtek Supreme Flowable  | $8,193 \pm 1,294^{de}$          |
| Filtek Bulkfill Flowable | $7,580 \pm 1,749^{cde}$         |
| Tetric PowerFlow 10 s    | $4,365 \pm 0,956^a$             |
| Tetric PowerFlow 3 s     | $5,818 \pm 1,810^{abc}$         |

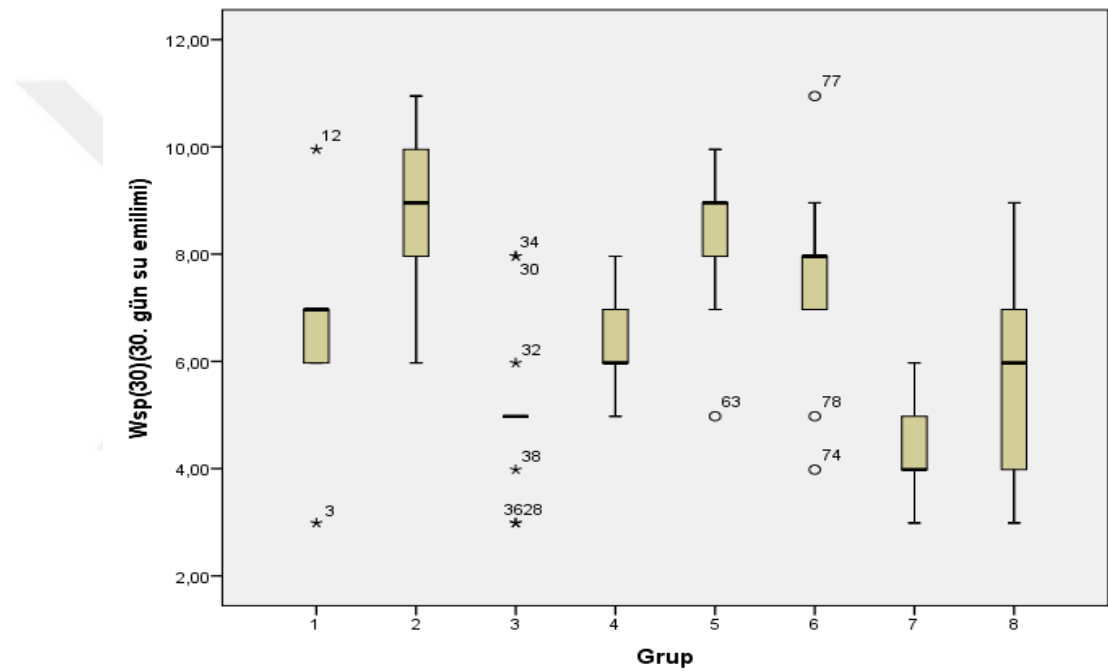
Aynı sütunda farklı harflerle gösterilen gruplar arasında farklılık vardır

Yapılan tek yönlü varyans analizine göre farklı kompozit materyallerinin su emilimine önemli etkisi olduğu belirlenmiştir. Bu analize göre kompozit materyallerinin su emilim sıralaması; Tetric Powerflow 10 s < Tetric Powerfill 10 s < Tetric Powerflow 3 s < Tetric Powerfill 3 s < Filtek Z250 < Filtek Bulk Fill Flowable < Filtek Supreme Flowable < Filtek One Bulk Fill şeklinde olmuştur.

Ortalama değerlere bakıldığında kompozitler arasında en düşük su emilimi değerini gösteren Tetric PowerFlow 10 s grubu ( $4,365 \pm 0,956 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) olmuştur. Ancak bu grup ile Tetric PowerFill 10 s ( $5,132 \pm 1,510 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) ve Tetric PowerFlow 3 s ( $5,818 \pm 1,810 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ( $p > 0,05$ ).

Filtek One Bulk fill grubu ( $8,651 \pm 1,594 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) en yüksek su emilim değeri göstermekle beraber Filtek Supreme Flowable ( $8,193 \pm 1,294$ ) ve Filtek Bulk fill Flowable ( $7,580 \pm 1,749$ ) grupları ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ).

Tetric PowerFill ve Tetric PowerFlow kompozitlerin 10 s grupları 3 s gruplarından daha düşük su emilimi değeri göstermesine rağmen bu gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ).



(Grup 1=Filtek Z250, Grup 2=Filtek One Bulk fill, Grup 3=Tetric PowerFill 10 s, Grup 4= Tetric PowerFill 3 s, Grup 5=Filtek Supreme Flowable, Grup 6=Filtek Bulkfill Flowable, Grup 7= Tetric PowerFlow 10 s, Grup 8= Tetric PowerFlow 3 s)

**Şekil 14.** 30. gün su emilim değerlerinin grafiksel gösterimi

#### 4.2.Kütle değişim yüzdeleri

Kompozit rezin gruplarının 1, 7 ve 30' uncu gündeki kütle değişim yüzdeleri ve birbirleriyle karşılaştırılmaları tablo 6'da gösterilmektedir.

**Tablo 6.** Kütle değişim yüzdeleri (%) ve zamanlara göre karşılaştırmalar

| Grup                     | Kd1                          | Kd7                          | Kd30                         | Zamanlar arası karşılaştırma |
|--------------------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|
|                          | Ort. (µg) ± SS               | Ort. (µg) ± SS               | Ort. (µg) ± SS               | 1-7-30 karşı.                |
| Filtek Z 250             | 0,162 ± 0,05 <sup>bcA</sup>  | 0,351± 0,042 <sup>cB</sup>   | 0,685 ± 0,064 <sup>cdC</sup> | P< 0,001                     |
| Filtek One Bulk fill     | 0,202 ± 0,047 <sup>ca</sup>  | 0,471 ± 0,042 <sup>dB</sup>  | 0,749 ± 0,043 <sup>dC</sup>  |                              |
| Tetric PowerFill 10 s    | 0,138 ± 0,053 <sup>abA</sup> | 0,305 ± 0,051 <sup>bcB</sup> | 0,447 ± 0,042 <sup>bC</sup>  |                              |
| Tetric PowerFill 3 s     | 0,127 ± 0,039 <sup>abA</sup> | 0,281 ± 0,041 <sup>bcB</sup> | 0,422 ± 0,046 <sup>bC</sup>  |                              |
| Filtek Supreme Flowable  | 0,269 ± 0,025 <sup>dA</sup>  | 0,561 ± 0,05 <sup>eB</sup>   | 0,739 ± 0,065 <sup>dC</sup>  |                              |
| Filtek Bulkfill Flowable | 0,202 ± 0,053 <sup>ca</sup>  | 0,438 ± 0,098 <sup>dB</sup>  | 0,621 ± 0,07 <sup>cC</sup>   |                              |
| Tetric PowerFlow 10 s    | 0,087 ± 0,04 <sup>aA</sup>   | 0,188 ± 0,053 <sup>aB</sup>  | 0,257 ± 0,057 <sup>aC</sup>  |                              |
| Tetric PowerFlow 3 s     | 0,133 ± 0,059 <sup>abA</sup> | 0,263 ± 0,072 <sup>bB</sup>  | 0,328 ± 0,085 <sup>aC</sup>  |                              |
| Gruplar arası karşı.     | P< 0,001                     | P< 0,001                     | P< 0,001                     |                              |

Küçük harfler aynı sütunda; büyük harfler aynı satırda gösterilen gruplar arasındaki farklılıkları belirtir.

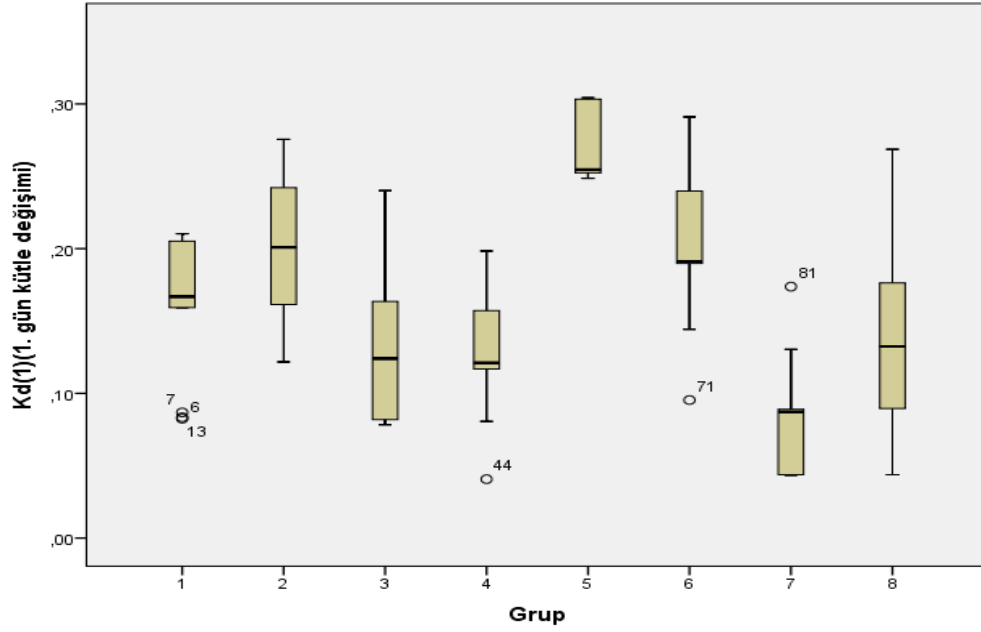
1. gündeki kütle değişim yüzdeleri karşılaştırıldığında en düşük değeri Tetric PowerFlow 10 s grubu ( 0,087±0,04) göstermesine rağmen Tetric PowerFlow 3 s, Tetric PowerFill 10 s ve Tetric Powerfill 3 s gruplarından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir (p>0,05). Filtek Supreme Flowable grubu (0,269±0,025) tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değer göstermiştir (P< 0,001).

7. gündeki kütle değişim yüzdelere bakıldığında 1. Gündekine benzer şekilde en düşük değeri Tetric PowerFlow 10 s grubu (0,188±0,053), en yüksek değeri ise Filtek Supreme Flowable grubu (0,561±0,05) göstermiştir.

30. günde ise en düşük kütle değişim yüzdesi gösteren Tetric PowerFlow 10 s grubu iken (0,257±0,057) bu grup ile Tetric Powerflow 3 s grubu arasında fark yoktur. En yüksek kütle değişim yüzdesi gösteren ise Filtek One Bulk fill grubu ( 0,749±0,043) olmuştur. Bu grupla Filtek Supreme Flowable ve Filtek Z250 arasında fark yoktur.

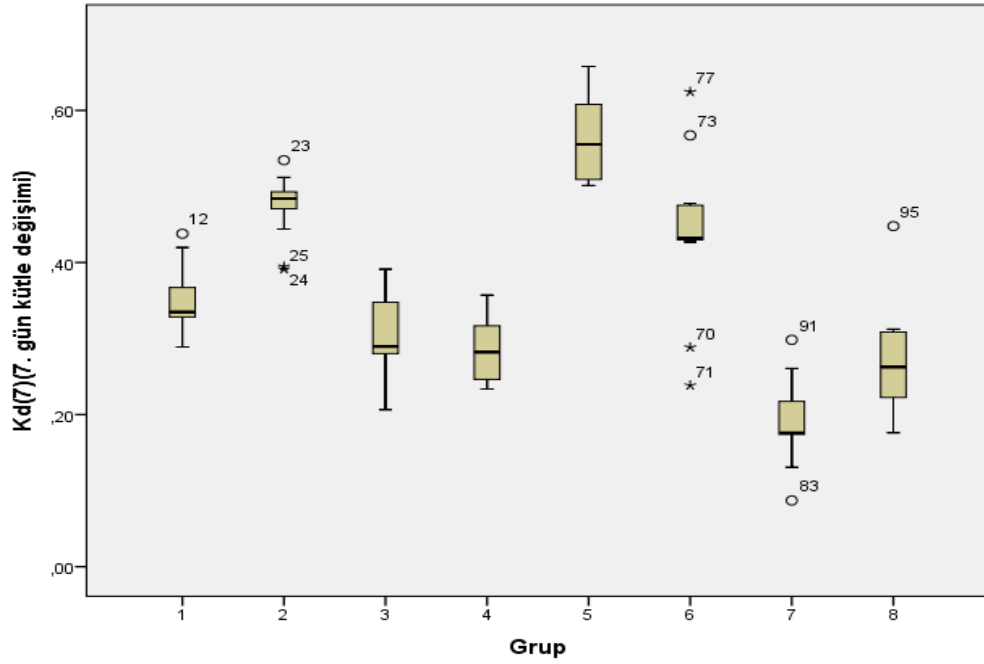


30. Günde Tetric PowerFlow kompozitin 3 s ve 10 s grupları, Tetric PowerFill kompozitin 3 s ve 10 s gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük kütle değişim değerleri sergilemişlerdir.



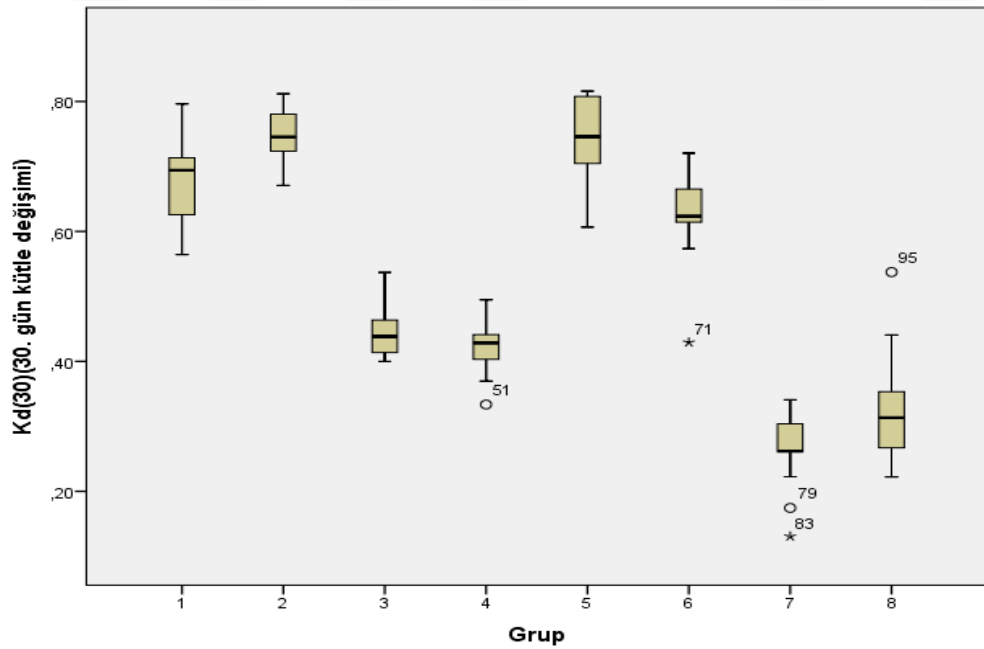
(Grup 1=Filtek Z250, Grup 2=Filtek One Bulk fill, Grup 3=Tetric PowerFill 10 s, Grup 4= Tetric PowerFill 3 s, Grup 5=Filtek Supreme Flowable, Grup 6=Filtek Bulkfill Flowable, Grup 7= Tetric PowerFlow 10 s, Grup 8= Tetric PowerFlow 3 s)

**Şekil 15.** 1. gün kütle değişim yüzdelerinin grafiksel gösterimi



(Grup 1=Filtek Z250, Grup 2=Filtek One Bulk fill, Grup 3=Tetric PowerFill 10 s, Grup 4= Tetric PowerFill 3 s, Grup 5=Filtek Supreme Flowable, Grup 6=Filtek Bulkfill Flowable, Grup 7= Tetric PowerFlow 10 s, Grup 8= Tetric PowerFlow 3 s)

**Şekil 16.** 7. gün kütle değişim yüzdelerinin grafiksel gösterimi



(Grup 1=Filtek Z250, Grup 2=Filtek One Bulk fill, Grup 3=Tetric PowerFill 10 s, Grup 4= Tetric PowerFill 3 s, Grup 5=Filtek Supreme Flowable, Grup 6=Filtek Bulkfill Flowable, Grup 7= Tetric PowerFlow 10 s, Grup 8= Tetric PowerFlow 3 s)

**Şekil 17.** 30. gün kütle değişim yüzdelerinin grafiksel gösterimi

### 4.3. Çözünürlük değerleri

Tüm kompozit gruplarının 30.gündeki ortalama çözünürlük değerleri ve standart sapmaları tablo 7’da belirtilmektedir.

**Tablo 7.** 30.gündeki suda çözünürlük değerlerinin ortalamaları ( $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) ve standart sapmaları (SS)

| Grup                     | Ort. ( $\mu\text{g}$ ) $\pm$ SS  |
|--------------------------|----------------------------------|
| Filtek Z 250             | -9,876 $\pm$ 1,598 <sup>a</sup>  |
| Filtek One Bulk fill     | -9,875 $\pm$ 1,249 <sup>a</sup>  |
| Tetric PowerFill 10 s    | -5,972 $\pm$ 1,218 <sup>bc</sup> |
| Tetric PowerFill 3 s     | -4,288 $\pm$ 0,944 <sup>c</sup>  |
| Filtek Supreme Flowable  | -6,356 $\pm$ 1,38 <sup>b</sup>   |
| Filtek Bulkfill Flowable | -5,359 $\pm$ 1,794 <sup>bc</sup> |
| Tetric PowerFlow 10 s    | -1,533 $\pm$ 1,934 <sup>d</sup>  |
| Tetric PowerFlow 3 s     | -1,533 $\pm$ 1,384 <sup>d</sup>  |

Aynı sütunda farklı harflerle gösterilen gruplar arasında farklılık vardır.

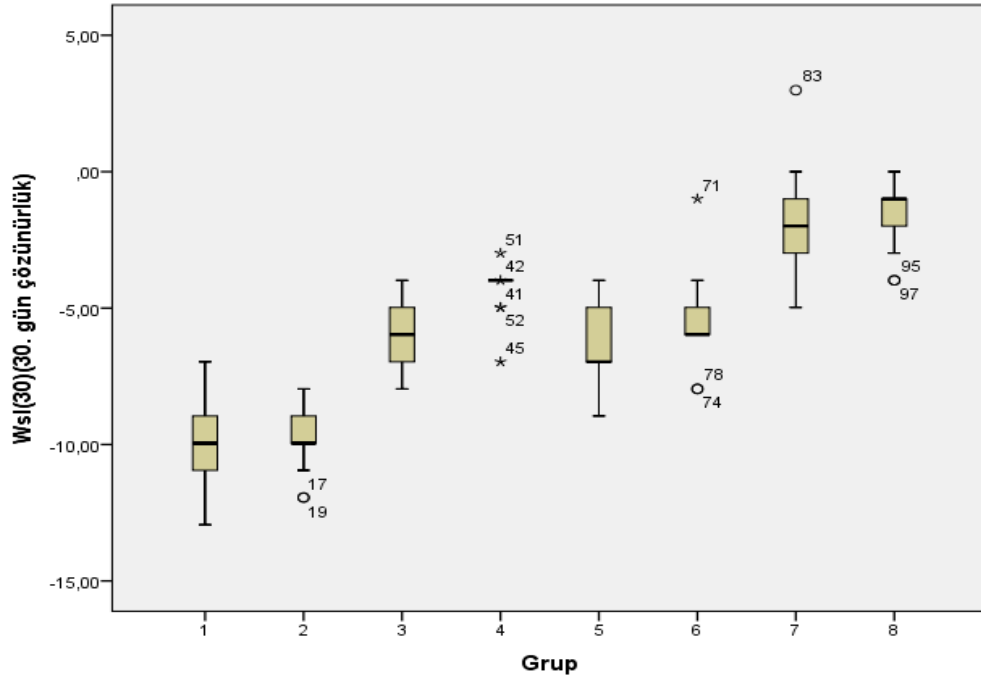
Yapılan tek yönlü varyans analizine göre farklı kompozit materyallerinin çözünürlük üzerine önemli etkisi olduğu belirlenmiştir. Bu analize göre kompozit materyallerinin çözünürlük sıralaması ; Filtek Z250 < Filtek One Bulk Fill < Filtek Supreme Flowable < Tetric Powerfill 10 s < Filtek Bulk Fill Flowable < Tetric Powerfill 3 s < Tetric Powerflow 10 s = Tetric Powerflow 3 s şeklinde olmuştur.

Tüm grupların ortalama değerlerine bakıldığında en düşük çözünürlük değeri gösteren gruplar Filtek Z 250 (-9,876 $\pm$ 1,598  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) ve Filtek One Bulk fill (-9,875 $\pm$ 1,249  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) grupları olmuştur. Bu iki grup kendi arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermezken diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük değer göstermişlerdir.

Tetric Powerflow kompozitin 10 s ve 3 s grupları en yüksek çözünürlük değerini göstermişler ve diğer kompozit gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuşlardır.

Tetric Powerfill kompozitin 3 s grubu (-4,288 $\pm$ 0,944  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) 10 s grubundan (-5,972 $\pm$ 1,218  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) daha yüksek çözünürlük değeri gösterse de bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

Su emilimi ve suda çözünürlük değerleri arasındaki ilişki olup olmadığına Pearson korelasyon katsayısıyla bakılmış ve negatif yönde orta kuvvette istatistiksel olarak anlamlı korelasyon bulunmuştur ( $r=-0,302$   $p=0,002$ ).



(Grup 1=Filtek Z250, Grup 2=Filtek One Bulk fill, Grup 3=Tetric PowerFill 10 s, Grup 4= Tetric PowerFill 3 s, Grup 5=Filtek Supreme Flowable, Grup 6=Filtek Bulkfill Flowable, Grup 7= Tetric PowerFlow 10 s, Grup 8= Tetric PowerFlow 3 s)

**Şekil 18.** 30. gün suda çözünürlük değerlerinin grafiksel gösterimi

## 5. TARTIŞMA

- “Powerfill ve Powerflow kompozitlerin, Bluephase ışık cihazı ile 3 s ve 10 s uygulamaları arasında su emilimi ve suda çözünürlük açısından fark beklenmemektedir” olarak belirlenen birinci hipotezimiz Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozitlerin 3 s ve 10 s gruplarının su emilimi ve çözünürlük değerlerinin birbirine benzer olması sebebiyle kabul edilmiştir.
- “Powerfill ve Powerflow kompozitlerin su emilimi ve suda çözünürlük düzeyleri test edilen diğer kompozit materyallerinden farklı olmayacaktır” olarak belirlenen ikinci hipotezimiz değerlerin farklılık göstermesi sebebiyle reddedilmiştir.

Dental restoratif materyaller arasında kompozit rezinler, 1990'larda posterior restorasyonlar olarak yaygın uygulamalarından bu yana, üreticiler ve araştırmacılar kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmeye odaklanmışlardır.<sup>174</sup> Kompozit rezinler yapı olarak Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA monomerlerinden oluşan organik faz; doldurucu içeren inorganik faz ve bağlayıcı fazdan oluşurlar. Organik matriks kompozitlerin klinik performanslarını ve polimerizasyonlarını belirlerken; inorganik matriks kompozitin mekanik özelliklerini belirleyerek radyoopasiteyi sağlar.<sup>175</sup> İnorganik doldurucu oranı fazla olan kondanse edilebilen kompozitler okluzal stresin yoğun olduğu posterior restorasyonlarda sıklıkla kullanılırken; inorganik doldurucu oranı az, adaptasyonu kolay akışkan kompozit rezinler ise küçük kavitelerde, restorasyonların altında kaide maddesi olarak ve servikal abfraksiyonlarda kullanılmaktadırlar.<sup>176</sup>

Kompozit rezinler, çiğneme kuvvetleri, okluzal alışkanlıklar, aşındırıcı gıdalar, kimyasal olarak aktif gıda ve sıvılar, sıcaklık değişimleri, bakteriyel ürünler ve tükürük enzimleri gibi çevresel faktörlere karşı direnç göstermelidir.<sup>177</sup> Ancak günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin ışık penetrasyon derinliğinin az olması ve %2 ila 5 oranında meydana gelen polimerizasyon büzülmesi en önemli dezavantajlarından. Dişler sürekli çiğneme ve ısırma kuvvetlerine maruz kalır. Bu kuvvetlerle birlikte polimerizasyon büzülmesi diş ile restorasyon arayüzeyinde stres yoğunluğuna sebep olur. Artmış stres adeziv bağlantıda başarısızlığa, sekonder çürüklere, postoperatif hassasiyete, mikrosızıntıya ve marjinal renklenmelere neden olur.<sup>178</sup>

Polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı oluşan stresi azaltmak için polimerizasyon ışık yoğunluğunun kontrol edilmesi, indirekt restorasyonların yapılması, ince liner tabakasının uygulanması ve tabakalama tekniği gibi birçok klinik uygulama büzülme gerilimini en aza indirmek için önerilmiştir. Bununla birlikte, polimerizasyon büzülmesinin etkilerini azaltmada hiçbir yöntemin tamamen etkili olduğu gösterilmemiştir.<sup>179</sup>

Tabakalama tekniği, kompozitin diş yapısına yeterli şekilde bağlanması sağlamak için kullanılan yaygın bir yöntemdir. Bu teknik, kompozit rezinin tabakalar halinde yerleştirilmesini, her bir tabakanın belirli bir kalınlığa (2 mm veya daha az) sahip olmasını ve ayrı ayrı polimerizasyonunu içerir. Bu nedenle tabakalama tekniğinin kullanımı, ışık penetrasyonunu artırmakla beraber, C faktörünü (bağlı yüzeyin bağlanmamış serbest y zeeye oranı) azaltır.<sup>180</sup> Ancak bu tekniğin; hasta başında geçirilen sürenin artması, tabakalar arasında boşluk oluşması, bağlanmada başarısızlıklar ve artan süre ile beraber kontaminasyon riski gibi dezavantajları vardır.<sup>179</sup>

Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için araştırmalar, polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasına, monomer yapısının değiştirilmesine ve restorasyon sürecinin basitleştirilmesine odaklanmış ve 2011 yılında bulk-fill kompozit rezinler piyasaya s r lm ştir.<sup>181</sup>  reticiler, bu yeni kompozitlerin, tek tabaka halinde 4-5 mm'ye kadar uygulamaya izin vererek azaltılmış hacimsel büzülme, daha düşük polimerizasyon büzülme stresi ve daha yüksek ışık geçirgenliği gösterdiğini iddia etmişlerdir. Bulk-fill kompozitler, klinik tekniği basitleştirme ve zamandan tasarruf etme gibi potansiyel avantajlara sahiptir.

Ayrıca tek tabaka halinde kütlesel yerleştirme, kompozit içerisinde boşluk oluşmasını ve kontaminasyon riskini önleyerek derin ve geniş kavitelerde uygulama kolaylığı sağlar.<sup>182</sup> Bulk-fill kompozit rezinler viskozitelerine göre iki gruba ayrılır: düşük viskoziteli ve yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezin.<sup>183</sup> Düşük viskoziteli bulk-fill kompozit rezinde, inorganik doldurucu miktarı daha az olduğundan daha akışkan bir yapıya sahiptir. Yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinler ise daha fazla inorganik doldurucu içeriğine sahip olduğu için daha az akışkanlık gösterir.<sup>102</sup> Benetti ve ark.<sup>184</sup> her iki tip bulk-fill kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesini karşılaştırdıkları çalışmada yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitin düşük viskoziteli bulk-fill kompozitten önemli ölçüde daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini belirtmişlerdir.

Bulk-fill kompozitlerin piyasaya sürülmesiyle, uygulama kalınlığı arttırılmış ancak bu durum polimerizasyon derinliği ve polimerizasyon büzülme stresi gibi konuları da tartışmaya açık hale getirmiştir.

Artan tabaka kalınlığı, materyalden iyi ışık geçişini engelleyebilir. Üst yüzey yeterince polimerize olsa bile kavitenin daha derin kısımları iyi polimerize olmayabilir.

Bucuta ve Ilie<sup>83</sup>, bulk-fill kompozit rezinin organik matriks ve inorganik doldurucularındaki değişikliklerle materyalin translüsensinin arttırıldığını ve bu sayede bulk-fill kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğinin arttırılabileceğini bildirmişlerdir. Bucuta ve Ilie gibi, Leprince ve ark.<sup>185</sup> da yapmış oldukları çalışmalarında, bulk-fill kompozitlerin polimerizasyon derinliğinin yüksek translüsensiye; polimerizasyon büzülme stresinin düşük olmasının ise organik matriks yapısıyla ilgili olabileceğini belirtmişlerdir. Czasch ve ark.<sup>186</sup> yaptıkları çalışmada bulk-fill kompozit rezinlerin geleneksel kompozit rezinlere kıyasla daha düşük viskoziteye sahip olduğunu ancak akışkan ve geleneksel kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterdiğini belirtirken, Zorzin ve ark.<sup>187</sup> ise polimerizasyon büzülmesinin geleneksel kompozitlere göre düşük bulunmasını inorganik doldurucu partiküldeki gelişmelere, polimerizasyon başlatıcı tipine ve yapısına, organik matriks içeriğinin geliştirilmesine bağlamıştır.

Organik matriks, polimerizasyon başlatıcıların etkisiyle çapraz bağlanma reaksiyonuna girer ve monomerler arası karbon-karbon çift bağları (C=C) kırılarak karbon-karbon tekli bağlara (C-C) dönüştürülür. Bu polimerizasyon reaksiyonu sırasında tüm monomer molekülleri polimer zincirleri oluştururlar. Mikroskobik olarak, monomerlerin moleküller arası Van der Waals bağları kovalent bağlara dönüştürülerek moleküller arasındaki mesafe azalır ve yoğunlaşır. Bu nedenle, kompozit rezinin hacmi azalır.<sup>188, 189</sup> Monomerlerin polimerizasyon reaksiyonundan sonra polimerize edilen materyalde çok sayıda artık monomer kalır.

Dönüşüm derecesi (DC) genellikle kompozit rezinin polimerizasyon derecesini temsil eder. Bu, tekli bağlara dönüştürülen polimerize edilebilir çift bağların yüzdesidir. Kompozit rezinin DC değeri %52 ile %75 arasında değişir.<sup>190, 191</sup> DC, materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini büyük ölçüde etkiler.

Çapraz bağlanma, doğrusal molekülleri birbirine bağlayarak su emilimi ve suda çözünürlüğü azaltan üç boyutlu ağ oluşturur. Böylece su emilimi ve çözünürlük değerleri, polimerizasyon büzülmesinin yani polimerin yapısındaki çapraz bağ miktarının indirekt ölçütleri olarak kabul edilebilir.<sup>192</sup>

Çalışmamızda materyallerin su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerinin incelenmesi için piyasada bulunan farklı tipte ve özelliklerde kompozit rezin materyalleri kullanılmıştır. Bunlar; yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerden Filtek One Bulk-fill ve Tetric Powerfill, düşük viskoziteli bulk fill kompozit rezinlerden Filtek Bulk-fill Flowable ve Tetric Powerflow, geleneksel akışkan kompozitlerden Filtek Supreme Flowable ve geleneksel Filtek Z250 kompozit rezinleridir.

Filtek One Bulk-Fill posterior bölgede 5 mm'ye kadar uygulanabilen, yüksek viskoziteli üzerine örtüleme tabakası gerektirmeyen ve diğer bulk fill kompozitlerden farklı olarak polimerizasyon sırasında opasitesi artış gösteren kompozit rezindir. Bu opasite sayesinde materyalin estetik özellikleri artmıştır. Diğer kompozitlerden farklı olarak organik matriks polimerizasyon stresini azaltmak için modifiye edilmiştir. Aromatik ürean dimetakrilat (AUDMA) gibi az sayıda reaktif bölgeye sahip çok yüksek moleküler ağırlıklı monomerler veya yüksek stres altında zayıf molekül içi bağları kopan monomerler (ekleme-parçalanma monomerleri) kullanılmıştır. Bu gelişmeler sayesinde üretici firma materyalin polimerizasyon büzülmesinde ve büzülme stresinde azalma, fiziksel özelliklerinde artış olduğunu iddia etmektedir.<sup>193</sup> Filtek Bulk-fill Flowable ise 4 mm kadar uygulanabilen ve düşük viskoziteli olması sebebiyle üzerine ek bir örtüleme tabakası gerektiren mikrohibrit özellikteki kompozit rezindir. Filtek Z250 geleneksel mikrohibrit tipte kompozitlerden biri olması ve çalışmalarda kontrol grubu olarak sıklıkla kullanılması sebebiyle; Filtek Supreme Flowable ise aynı şekilde çalışmalarda kullanılması ve viskozitesi düşük akışkan tipte nano yapıya sahip bir kompozit rezin olması sebebiyle çalışmamızda kullanılmışlardır.<sup>168, 194, 195</sup>

Klinik çalışma süresini daha da kısaltma amacıyla, Ivoclar Vivadent firması 3050 mW / cm<sup>2</sup> 'lık yüksek ışık gücüne sahip polimerizasyon cihazı ile yalnızca 3 saniyelik kısa polimerizasyonu gerçekleştirecek şekilde Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow bulk-fill kompozitlerini piyasaya sürmüşlerdir. Tetric PowerFill'in (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) organik matrisine β-alil sülfon ilave fragmantasyon zincir transfer (AFCT) reaktifi eklenmiştir.<sup>112, 113</sup>



AFCT reaktifi sayesinde polimer zincirlerinin kontrolsüz büyümesi yerine, polimerizasyon adım adım gerçekleşir, kısa zincirli polimerler ve daha homojen polimerizasyon oluşur. Yapısındaki bu tür değişiklikler, diğer kompozitlerde görülen kısa süreli yüksek ışık gücündeki polimerizasyonun olumsuz etkisini tersine çevirebilir.<sup>196</sup> Yukarıdaki bileşim değişikliklerine ek olarak, bulk-fill kompozitler ayrıca özel olarak patentli foto başlatıcılar içerir. Bis-(4-metoksibenzoil) dietilgermanyum, (ticari adı Ivocerin), Tetric Powerfill ve Tetric PowerFlow'a dahil edilen, germanyum bazlı Norrish I tipi bir fotobaşlatıcıdır.<sup>108</sup> Kamforokinona kıyasla mavi ışığın emilimini artırır. Bu nedenle, germanyum bazlı foto başlatıcı, polimerizasyon süresini kısaltır, daha fazla ışık penetrasyon derinliği sağlar ve kamforokinondan daha etkilidir.<sup>4, 95</sup>

Son dönemde geliştirilen Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozitlerin su emilimi ve çözünürlük değerlerinin incelenmesi için matris yapısı, doldurucu miktarı ve içeriği birbirinden farklı olan kompozit rezinler seçilmiştir.

Gelişen teknoloji, hastaların artan bir şekilde devam eden estetik algısı ve buna paralel olarak oluşan estetik beklenti üretici firmaları daha geniş renk aralığında renk seçeneği farklılık gösteren kompozit rezinler geliştirmeye yönlendirmiştir. Literatürdeki çalışmalar kompozit rezinlerin ışık penetrasyon derinliğinin kompozitlerin rengine ve translüsentliğine bağlı olduğunu bu durumun polimerizasyon dönüşüm derecesini etkilediğini ve renkte meydana gelen koyulaşmanın polimerizasyon derecesini azalttığını belirtmişlerdir.<sup>197, 198</sup>

Faria ve ark.<sup>199</sup> renk tonu koyu kompozit rezinlerde renk tonu açık olanlara göre alt tabakalara ışık ulaşımının daha zor olduğunu ve bunun da polimerizasyonu olumsuz etkilediğini bildirmişlerdir. Buna benzer olarak Koupis ve ark.<sup>200</sup> da yapmış oldukları çalışmada A2 ve A4 rengindeki kompozit rezinleri incelemiş ve A2 renginin A4 rengine göre polimerizasyon derinliğinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da standardizasyonu sağlayabilmek için Filtek Z250, Filtek One Bulk-fill, Filtek Supreme Flowable ve Filtek Bulk-fill Flowable kompozitleri A2 rengine; Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozitleri de A2 rengine en yakın olan IVA (A2- A3) rengine seçilmiştir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun ideal olabilmesi için monomerlerin polimere dönüşmesinin maksimum olması gerekmektedir.<sup>17</sup>

Kompozit materyalinin ışık uygulanan yüzeyinde maksimum yoğunluğa sahip olan ışık, materyal içerisinde derinlere ilerledikçe emilme ve yansımalarla maruz kalarak yoğunluğu gitgide azalır. Kompozit rezinlerin yapısındaki inorganik doldurucular ve bu doldurucuların büyüklüğü, tipi, miktarı ışığın yansıma ve saçılmasına sebep olur.

Musenje ve Darvell<sup>201</sup> yapmış oldukları çalışmada inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve konsantrasyonunun, rezin matriksin ışığı kırma miktarına bağlı olarak kontrol edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Fakat günümüzde kompozit rezinlerin inorganik doldurucu şekillerinin ve miktarlarının farklılık göstermesi ve çok çeşitliliğe sahip olması polimerizasyon kontrolünü güçleştirmektedir. Bu nedenle geleneksel kompozit rezinlerde polimerizasyonun başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için kaviteye en fazla 2 mm'lik tabakalar halinde uygulanarak polimerize edilmesi gerektiği standart olarak kabul edilmektedir.<sup>202</sup>

Flury ve ark.<sup>203</sup> tarafından yapılan çalışmada, bulk-fill kompozit rezin uygulamalarında, teflon kalıpların polimerizasyon sırasında metal kalıplar kadar ışığı ememediği, ancak çok az miktarda ışık geçişine izin verdiği ve bu nedenle alt tabakasında polimerizasyon dönüşüm derecesinin etkilenebileceği belirtilmiştir. Bu nedenle, çalışmamızda metal kalıplar kullanılmıştır. Çalışmamızda kullanılan kompozit disklerin çapları polimerizasyon sırasında ışığın diskin her bölgesine eşit olarak dağılabilmesi için kullanılan ışık cihazının ucunun çapına göre 8 mm olacak şekilde belirlenmiştir. Disk örneklerinin kalınlığı ise daha önce yapılan birçok çalışma baz alınarak 2 mm olacak şekilde belirlenmiştir.<sup>195, 204, 205</sup> Su emilimi ve çözünürlüğü etkilememek için kullanılan tepilebilir tarzda kompozit rezinler bir el aletiyle hava kabarcığı kalmayacak şekilde kondense edilirken; akışkan tarzda olan kompozit rezinler ise bir sond yardımıyla titreşim oluşturularak hava kalması önlenmeye çalışılmıştır.

Polimerizasyondaki en önemli faktörlerden biri ışık cihazlarıdır. Işıkla polimerizasyon cihazının tipi, polimerizasyon parametreleri, ışık gücü, foto-başlatıcı sistem, monomerler, inorganik doldurucular, viskozite ve optik özellikler dahil olmak üzere birçok faktör kompozit rezinlerin foto-polimerizasyonunu etkileyebilir.<sup>110, 206</sup>

Geleneksel olarak, yaklaşık 400 ila 500 nm arasındaki dalga boylarında mavi ışık yayan ve filtrelenen kuvars-tungsten-halojen (QTH) kaynağı, ışıkla polimerizasyonun temel dayanağı olmuştur.

QTH kaynaklarının ışık yoğunluğu yaklaşık  $600 \text{ mW/cm}^2$  'dır ve bu, çoğu dental kompoziti 2 mm derinliğe kadar yaklaşık 40 saniyede polimerize edebilmektedir.<sup>207</sup> Ancak, geniş ve daha derin restorasyonlar için QTH ışık cihazları yeterli polimerizasyon sağlayamamaktadır. Bu nedenle, polimerizasyon için gereken klinik çalışma süresini en aza indirmek, daha hızlı polimerizasyon sağlamak ve polimerizasyonun etkinliğini artırmak için yoğunlukları  $2000 \text{ mW/cm}^2$ 'yi aşan plazma ark (PAC) ışık cihazları geliştirilmiştir.<sup>208</sup>

Plazma ark üniteleriyle (PAC) gündeme gelen hızlı polimerizasyon, ışık cihazının yüksek ışık gücü ve yoğunluğu ile ilişkili olsa da literatürdeki bazı çalışmalarda polimerizasyonun yetersiz olduğu ve bu nedenle materyalin fiziksel özelliklerinin olumsuz etkilendiği belirtilmiştir.<sup>140, 209, 210</sup> Şener ve ark.'nın<sup>211</sup> 2005 yılında plazma ark ışık cihazının etkinliğini inceledikleri çalışmasında bu ışık kaynağının kompozit rezinlerde yetersiz polimerizasyona sebep olduğunu bildirmişlerdir. Millar ve ark.'nın<sup>212</sup> plazma ark ve LED ışık cihazlarını karşılaştırdıkları bir çalışmada, plazma ark ile uygulanan yüksek yoğunlukta ve kısa süreli ışığın, geleneksel ikinci nesil LED'lere kıyasla kompozit rezinlerde molekül ağırlığı düşük polimerlerin ve daha fazla artık monomerlerin oluştuğu bildirilmiş ve bu durumu hızlı polimerizasyon reaksiyonuna bağlamışlardır. Ilie ve ark.<sup>213</sup> plazma ark, QTH, düşük enerjili ve yüksek enerjili LED ışık kaynaklarının kompozit rezinlerin en önemli dezavantajlarından biri olan polimerizasyon büzülmesi üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında düşük enerjili LED ışık kaynağının diğerlerine göre daha düşük polimerizasyon stresi oluşturduğunu bildirmişlerdir.

LED ışık cihazları piyasaya sürüldüğünden beri, dental materyallerin polimerizasyonunda kullanımları giderek daha popüler hale gelmiştir. Birinci nesil LED cihazlarının ışık şiddeti  $160 \text{ ila } 400 \text{ mW/cm}^2$  arasındadır. Düşük ışık şiddetine sahip olan bu cihazların polimerizasyon potansiyelinin yetersiz olması sebebiyle 2002 yılında,  $500\text{--}1400 \text{ mW/cm}^2$ 'lik daha yüksek ışık şiddeti aralığına sahip ve  $1500 \text{ mW/cm}^2$ 'ye kadar değerlere ulaşabilen ikinci nesil LED cihazları piyasaya sürülmüştür.<sup>144, 214</sup>

Bu cihazlar, rezin bazlı dental materyallerin en yaygın fotobaşlatıcısı olan kamforokinonun absorpsiyon spektrumuna uygun tasarlanmış dar spektruma sahiptir.<sup>143</sup> 2004 yılında, LED teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak, daha yüksek güçte ışık yoğunluğuna sahip üçüncü nesil LED ışık cihazları geliştirilmiştir. Bu cihazların 3200 mW/ cm<sup>2</sup> ışık şiddeti değerlerine sahiptirler.<sup>143, 144</sup> Ek olarak, kamforokinonun yanı sıra emisyon spektrumu ve fotobaşlatıcılar arasındaki uyumsuzluğu gidermek için 400–500 nm içinde optimum bir spektral dalga boyu aralığına sahip hem mor hem de mavi ışığı yayabilen çoklu diyotlar kullanılmıştır. Bunun yanı sıra üçüncü nesil LED ışık cihazlarının yüksek ışık gücünde kullanıldıklarında daha kısa sürede polimerizasyon gerçekleştirdiği belirtilmiştir.<sup>215</sup>

Bu teknolojik gelişme ile plazma ark ışık cihazlarının yüksek ışık şiddetinde kısa süreli polimerizasyonuna benzer bir protokol amaçlanmıştır. Kutuk ve ark.<sup>216</sup> yüksek ışık gücünün etkilerini inceledikleri bir çalışmada, ışık yoğunluğunun yüksek olmasının kompozit rezinlerde polimerizasyonun yetersiz olmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Peutzfeldt ve ark.<sup>217</sup>'nin rezin simanların yüksek ışık gücünde polimerizasyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında, bu rezin simanların yüksek değerlerde, kısa polimerizasyon süreleri ile polimerize edildiğinde, yüksek ışık şiddetinin materyalin yapısına herhangi bir zararının olmadığını ancak tam polimerizasyonun sağlanamadığını bildirmişlerdir. Yapılan bir diğer çalışmada, hızlı polimerizasyon protokolünde polimerizasyon süresi çok kısa olduğu için radikaller daha az çift bağ oluşturmuş ve bu nedenle polimerizasyonun yetersiz olduğu belirtilmiştir.<sup>218</sup> Bu çalışmalar ışığında hızlı polimerizasyon için sadece ışık kaynağının gücünün artırılmasının yeterli olmadığı bulunmuş ve bu durum araştırmacıları materyal yapısının ve polimerizasyon prosedürünün değiştirilmesine itmiştir. Yeni nesil bulk-fill kompozit rezinlere AFCT reaktifleri olarak  $\beta$ -alil sülfonların eklenmesiyle, kısa sürede tam polimerizasyonun sağlanması amaçlanmıştır.<sup>112</sup>

Bizim çalışmamızda yakın zamanda kullanıma girmiş yaklaşık 410 ve 460 nm'de iki spektral tepe noktası ile 385 ve 515 nm arasında bir dalga boyu spektrumuna sahip ve seçilen moda bağlı 3050 mW/ cm<sup>2</sup>, 2100 mW/ cm<sup>2</sup>, 1200 mW/ cm<sup>2</sup> ve 950 mW/ cm<sup>2</sup> olmak üzere 4 farklı ışık şiddetinde kullanılabilen BluPhase PowerCure ışık cihazı kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan 4 farklı kompozit grubundan hazırlanan örnekler; ışık cihazının High Power modunda ( $1200 \text{ mW/ cm}^2$ ) 10 s, Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozit gruplarından hazırlanan örnekler ise High Power modunda ( $1200 \text{ mW/ cm}^2$ ) 10 s ve 3s Powercure modunda ( $3050 \text{ mW/ cm}^2$ ) 3 s polimerize edilmiştir.

Başarılı restorasyonlar için kompozit materyalinin tüm kalınlığı boyunca uygun polimerizasyonun sağlanması önemlidir.<sup>219</sup> Bu nedenle ışıkla polimerizasyonda kompozit yüzeyi ile polimerizasyon cihazının ucu arasındaki mesafe restorasyonun başarısı için en önemli kriterlerden biridir.<sup>220</sup> Polimerizasyon cihazının ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafe, rezin yüzeyindeki ışık yoğunluğunu doğrudan etkiler, çünkü polimerizasyon işlemi sırasında kompozit rezinden geçen ışık, doldurucu partiküllerin boyutuna ve rezin matrisi ile doldurucu partiküllerin kırılma indekslerine bağlı olarak emilir ve saçılır. Sonuç olarak, mesafe arttıkça ışık yoğunluğu azalır.<sup>221</sup>

Faria ve ark.<sup>199</sup>, kompozit renk tonunun ve polimerizasyon cihazına olan uzaklığın kompozitlerin tabanına ulaşan ışık ve polimerizasyon derinliği üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında hem kompozit renginin hem de ışık cihazının ucunun kompozite mesafesinin ışık iletimini ve polimerizasyon derinliğini etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Sakaguchi ve ark.<sup>222</sup>'nin yapmış oldukları çalışmada; polimerizasyon cihazının kompozit rezine 2 mm uzaklıkta olduğunda ışık yoğunluğunun %7; 4mm uzaklıkta olduğunda ise ışık yoğunluğunun %25 oranında azaldığı belirtilmiştir. Durner ve ark.<sup>223</sup> ise, polimerizasyon cihazının ucunun restorasyon yüzeyine 2 ve 8 mm uzaklıklarda önemli ölçüde farklı ışık yoğunluğu gösterdiğini bulmuşlardır. Bu farklılığı mesafe arttıkça ışığın saçılarak kompozit rezinin farklı bölgelerinde farklı miktarlarda ışık ulaşmasına bağlamışlardır.

Başarılı bir polimerizasyon için en yaygın klinik öneri polimerizasyon cihazının ucu ile restorasyon yüzeyi arasındaki mesafenin mümkün olduğunca az olmasıdır.<sup>224</sup> Bu nedenle çalışmamızda; literatürdeki bazı çalışmalara benzer şekilde, kompozit örneklerin üst yüzeylerine şeffaf bantlar ve mikroskop lamı yerleştirilerek kompozit yüzeyi ile polimerizasyon cihazının ucu arasındaki mesafe 1 mm olarak standardize edilmiştir.<sup>46, 225</sup> Restorasyonların hem estetiği hem de uzun ömürlülüğü büyük ölçüde yapılan bitirme ve polisaj işlemlerine ve bu işlemlerin kalitesine bağlıdır. Uygun bitirme ve polisaj işlemleri restorasyona komşu yumuşak dokuların sağlığı ve restorasyon ile diş ara yüzeyindeki kenar bütünlüğünün sağlanması açısından da önem taşımaktadır.

Herhangi bir bitirme ve polisaj işlemi yapılmamış pürüzlü restorasyon yüzeylerinde veya hatalı bitirilmesi ve parlatılmasıyla plak birikiminde meydana gelen artış, uzun dönemde sekonder çürükler, yüzey renk değişikliği ve çevre periodontal dokularda enflamasyonlar oluşturabilmektedir.<sup>226-228</sup> Patel ve ark.<sup>229</sup> 'nın yaptıkları bir çalışmada, polisaj işlemi uygulanmış düzgün ve parlak restorasyonların, pürüzlü restorasyon yüzeylerine kıyasla daha az renklendiği belirtilmiştir. Aykent ve ark.<sup>230</sup> ise yüzey pürüzlülüğü ve *Streptococcus mutans* adezyonu arasında önemli ve doğrusal bir ilişki olduğunu vurgulamışlardır. Ayrıca pürüzlü yüzeyler kompozitlerin sertlik gibi bazı mekanik özelliklerini ve restorasyonların aşınmaya karşı dirençlerini azaltabilir.

Çalışmamızda daha pürüzsüz yüzeyler elde etmek ve polimerizasyon sırasında oluşan serbest radikallerin havadaki oksijen ile reaksiyona girmesi sonucu restorasyon yüzeyinde meydana gelen dirençsiz, düzensiz, artık monomer içeren “oksijen inhibisyon tabakası”nı en aza indirmek için ışıqla polimerizasyon öncesi, kompozit örneklerin alt ve üst yüzeylerine şeffaf bantlar uygulanmıştır. Fazla materyalin taşması ve kompozitte boşluk oluşumunu engellemek için üst yüzeydeki şeffaf bant üzerine Küçükeşmen ve ark.<sup>231</sup> 'nın önerdikleri gibi lamel yerleştirilerek polimerize edilmiştir.

Literatüre göre, şeffaf bant altında bitirilmiş restorasyon yüzeylerinin sıklıkla en düşük yüzey pürüzlülüğü gösterdiği ve yüzey kalitesinin çok iyi olduğu bildirilmiştir.<sup>232-</sup><sup>234</sup> Ancak bu yüzeylerin organik rezin içeriğinin çok fazla olması, aşınma ve renklenme gibi fiziksel ve mekanik özelliklerinin düşük olmasına yol açar. Ağız içerisinde kolayca aşınabilen bu tabakanın bitirme ve polisaj işlemi ile uzaklaştırılması gerekmektedir.<sup>235</sup> Bitirme ve polisaj işlemi konusunda günümüzde birçok farklı sistem mevcuttur ve hangi sistemin en iyi olduğu konusunda fikir birliğine varılamamıştır. Fakat birçok araştırmacının yaptığı çalışmalarda yüzey pürüzlülüğü açısından alüminyum oksit kaplı disklerin en düşük değerleri sergilediği görülmüştür. Bu durumun alüminyum oksit kaplı disklerin inorganik doldurucu partikülleri yerinden uzaklaştırmadığı, doldurucu partikülleri ve rezin matriksi eşit olarak kestiklerinden kaynaklandığını belirtmişlerdir.<sup>236,</sup><sup>237</sup> Fruits ve ark.<sup>238</sup>, ise disklerin daha pürüzsüz yüzeyler oluşturmalarının düzlemsel hareketinden dolayı olduğunu bildirmişlerdir.

Polisaj işleminin ıslak veya kuru yapılması arasında pürüzlülük açısından bir fark olmadığı bilinmekle beraber Dodge ve ark.<sup>239</sup> yaptıkları çalışmada kuru polisajlanan grupların ıslak polisajlanan gruplara göre daha pürüzsüz yüzeyler oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünü önlemek için sıklıkla kullanılan alüminyum oksit kaplı Sof-lex diskleri kuru bir şekilde kullanılmıştır. Ağız sürekli olarak işlev halinde olan dinamik bir yapıya sahiptir.<sup>240</sup> Ağız boşluğunda bulunan restoratif materyaller çiğneme sırasında oluşan fiziksel ve mekanik kuvvetlere, bakteriyel floraya ve bu floranın oluşturduğu enzimlere, ağıza alınan yiyecek ve içeceklerin oluşturduğu pH ve sıcaklık değişimlerine, yapısının çok büyük bölümü su olan organik ve inorganik maddeler içeren tükürük gibi çeşitli faktörlere maruz kalır.<sup>241</sup> Bu durumlar dental restorasyonun fiziksel özelliklerini ve klinik ömrünü olumsuz şekilde etkiler ancak dental materyalin bu olumsuz koşullardan etkilenmemesi ve mekanik ve fiziksel özelliklerini mümkün olduğu kadar uzun süre koruması gerekir.<sup>149</sup> Martin ve Jedynekiewicz<sup>166</sup>, kompozit rezinlerin polimerizasyondan sonra bile stabil olmadığını ve oral sıvılarla devamlı bir etkileşim halinde olduğunu belirtmişlerdir. En önemli etkileşim ise rezin matriks içerisine difüze olan su ile gerçekleşen etkileşimdir.<sup>242</sup>

Kompozit materyallerde su Emilimi, difüzyon kontrollü bir süreçtir ve esas olarak rezin matriksinde meydana gelir. Kompozit materyalinin organik matriksi ve doldurucu içeriği su Emilimi özelliklerini etkiler.<sup>243</sup> Su molekülleri materyale difüze olur, kimyasal bozulmayı tetikler ve sonuçta materyalden salınabilen artık monomerlerin oluşmasına neden olur. Su difüzyonu ayrıca, reaksiyona girmemiş monomerlerin salınmasıyla kompozit rezinin aşınmasına ve kütle kaybına neden olacaktır.<sup>244</sup>

Kompozit rezinlerde su Emilimi, esas olarak yapısındaki organik matrikse suyun doğrudan absorpsiyonu ile meydana gelir ve emilim miktarı bu fazın içeriğine ve oranına bağlıdır.<sup>170</sup> Organik matriks ve inorganik doldurucu partiküller arasındaki bağlantı su Emilimi için oldukça önemlidir. Bu bağlantının zayıf olması, kapiller difüzyon yolları gibi davranarak suyun rezin içerisine infiltre olmasına sebep olur.<sup>245</sup>

Polimer matriks yapısına sahip materyallerde absorpsiyon difüzyon yoluyla gerçekleşir ve bu iki teori ile açıklanabilir.<sup>246</sup> İki teoriden birincisi “Serbest Hacim Teorisi”dir ve sıvıların polimer içindeki boşluklara difüzyon yoluyla su dengesini sağlamaktadır.

Diğeri ise “Etkileşim Teorisi” olarak açıklanır ve su molekülleri polimer zincirlerinin polar gruplarına hidrojen bağı ile bağlanır. Su emiliminde iki teori de geçerli olup ikisinin de aynı anda gerçekleştiği kabul edilir. Ancak polimerlerin su emilimi, molekül yapısının çeşitliliğine bağlı olarak farklılık gösterir. Molekül yapısında ise hidroksil gruplarının bulunması, yapının polaritesi ve moleküller arası çapraz bağlar su emilimini etkileyen diğer faktörlerdir.<sup>241</sup>

Absorbe edilen su, moleküller arası çapraz bağların miktarına bağlı olarak polimer yapıda genleşme ve şişmeye sebep olabilir. Araştırmacılar bu genleşmenin klinik açıdan polimerizasyon sonrasında meydana gelen büzülmeyi kompanse edebileceğini ve böylece restorasyonunun dişe daha iyi marjinal adaptasyon sağlayabileceğini belirtmişlerdir.<sup>247</sup> Ancak, literatürdeki marjinal adaptasyon çalışmalarında bu genleşmenin her zaman polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu mikro boşluklarda gerçekleşmediği bildirilmiştir.<sup>248</sup>

Çözünürlük ağız sıvılarında materyalin yapısında meydana gelen ayrışma olarak ifade edilmektedir. Materyallerin çözünürlüğü sıvıların konsantrasyonuna, bu sıvılara maruz kalma süresine, ortamın pH'ına bağlı olmakla beraber kompozit yapısındaki organik matriks içeriğine, inorganik doldurucu tipine, miktarına ve boyutuna, moleküller arası çapraz bağ yoğunluğuna, dönüşüm derecesine ve silanizasyona da bağlıdır.<sup>249</sup> Su molekülleri materyale difüze olarak, çözünmeyi tetikler ve sonuçta materyalden salınabilen artık monomerlerin oluşmasına neden olur. Bununla birlikte inorganik doldurucu moleküller, polimerizasyon aktivatörleri ve inhibitörleri, metakrilik asit gibi yapılar da kompozit rezinden ayrışır.<sup>250</sup>

Suda çözünürlük, boyutsal değişimlerin yanı sıra yüzey sertliğini azaltarak aşınma direnci gibi materyalin fiziksel özelliklerinde bozulmaya neden olabilir.<sup>251</sup> Ayrıca, su emilimi suda çözünebilen monomerlerin restorasyona absorpsiyonuna neden olarak materyalin renk stabilitesini olumsuz etkiler.<sup>252</sup> Dolayısıyla, su emilimi ve suda çözünürlük kompozit restorasyonların yüzey özelliklerinin bozulması, marjinal bütünlük ve estetik görüntünün kaybı ile sonuçlanabilir, bu da kompozit materyallerin klinik performanslarını önemli ölçüde etkileyebilir.<sup>253</sup>

Materyaller in vivo ve in vitro çalışmalar ile değerlendirilmektedirler. İn vitro çalışmalar in vivo çalışmalara göre uygulanması daha kolay, maliyeti daha az ve daha hızlı yapılabilir.<sup>254</sup>



Ayrıca ağız ortamı, restorasyonların fiziksel ve kimyasal özelliklerinin incelenmesinde en ideal test ortamı olmasına rağmen ağız içindeki faktörlerin çeşitliliği sebebiyle biyolojik bozunmanın ana mekanizmasının açıklanmasında in vitro çalışmalar en önemli modelleri oluşturur.<sup>255</sup> Bu nedenle çalışmamızda geleneksel ve bulk-fill kompozit rezinlerin su emilimi ve suda çözünürlük testleri in vitro şartlarda yapılmıştır. Kompozit materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü organik matriksin içeriğinden, inorganik doldurucu miktarından, büyüklüğünden ve dağılımından, polimerizasyon yönteminden etkilendiği gibi ortamın sıcaklığı ve neminden de etkilenir.<sup>192, 256</sup> Bu nedenle çalışmamızda hazırlanan örneklerin hava akımından etkilenmemesi için desikatör kullanılmış ve nemin uzaklaşabilmesi için de desikatörün alt kısmına silika jel koyulmuştur.<sup>257</sup> Ayrıca örneklerin test süresi boyunca hem ağız içi ortamı daha iyi taklit edebilmek için hem de ortam ısısının değişimini önleyerek sıcaklığı sabit tutabilmek için 37 °C 'de etüvde bekletilmişlerdir.

Su emilimi ve çözünürlük düzeylerini kompozit rezinlerin yapısal özellikleri kadar bekletildikleri in vitro ortam ve süre de etkilemektedir.<sup>258</sup> ISO spesifikasyonuna göre rezin yapıdaki materyallerin su emilim ve çözünürlük değerlerinin belirlenmesinde, intraoral ortamı en iyi şekilde taklit edebilmek için 7 gün boyunca distile suda bekletilmesi önerilmektedir.<sup>173</sup> Bununla birlikte günümüze kadar su emilimi ve çözünürlükle ilgili yapılan çalışmalarda kullanılan çözücü ve bekletilme süreleri farklılık göstermektedir. Literatürde distile su, yapay tükürük, çeşitli konsantrasyonlardaki etanol/su solüsyonları, asidik içecekler gibi birbirinden farklı bekletme ortamlarını değerlendiren ve bu ortamlar arası emilim ve çözünürlüğü kıyaslayan çok sayıda çalışma bulunmaktadır.<sup>259-262</sup> Bununla birlikte kompozitlerin 7 günlük, 28-30 günlük ve 40 günlük performanlarının değerlendirildiği kısa dönem çalışmalarla birlikte; kısa ve uzun dönem bekletmenin etkilerini karşılaştıran uzun dönem takip edilen çalışmalar da mevcuttur.<sup>261-264</sup> Bizim çalışmamızda da örnekler 30 gün boyunca nemli ağız ortamının taklit edilmesi amacıyla distile suda bekletilmiştir.

ISO 4049, kompozit materyallerin su emilim ve çözünürlük değerlerini belirlemek için kullanılan kabul görmüş güvenilir standartlardan biridir.<sup>249</sup> ISO 4049 (2009a) standartlarına göre materyallerin su emilim değerinin 40 µg/mm<sup>3</sup> 'e eşit veya daha az olması gerektiği; çözünürlüğünün ise 7,5 µg/mm<sup>3</sup> 'e eşit veya daha az olması gerektiği bildirilmiştir.<sup>173</sup>

Kompozit rezinlerin klinik olarak başarılı olmasında en önemli faktörlerden biri ağız içinde boyutsal stabilitelerinin iyi olması ve su emiliminin az olmasıdır. Su emiliminin, inorganik doldurucu partikül ile organik matriks arasındaki bağlantının bozulmasına neden olarak kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenmesine neden olduğu belirtilmiştir.<sup>165, 265</sup> Su molekülleri, kompozit rezinin yapısına difüzyon yoluyla üç farklı mekanizma ile girebilmektedir. Bunlar; organik matriks içerisindeki boşluklar, inorganik yapıyı oluşturan doldurucu partiküller arasındaki boşluklar, inorganik doldurucu ve organik matriks arası bağlantı yüzeyleri olarak belirtilmektedir.<sup>266, 267</sup>

Kompozit rezinlerin su emilimini etkileyen faktörlerinden biri yapısındaki doldurucu partikülün tipi, miktarı, boyutu ve şeklidir.<sup>46</sup> Doldurucu partikülleri genellikle kendileri su moleküllerini absorbe etmezler. Ancak, geçen süre içinde su, doldurucu ile organik matriks ara yüzeyine difüze olarak doldurucu ile reaksiyona girer. Bu süreçte, hem doldurucu partiküllerin yapısı hem de inorganik ve organik matriks arasındaki silanın yapısı önemlidir.<sup>268</sup>

Mirsasaani ve ark.<sup>269</sup> 2013 yılında nanokompozitlerin su emilimi ve çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında inorganik doldurucu miktarı yüksek olan kompozit rezinlerin su emilim değerlerinin daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Sevilmiş ve ark.<sup>270</sup> farklı kompozit rezinlerin su emilimi değerlerini karşılaştırdığı çalışmalarında en düşük inorganik doldurucu miktarına sahip olan Flowline (%60) akışkan kompozit rezinin belirgin derecede diğer kompozit rezinlerden daha yüksek su emilimi değerine sahip olduğu ve kullanılan kompozitler arasında inorganik doldurucu miktarı en yüksek olan (%81) Tetric Ceram HB kompozit rezinin ise en düşük su emilimi değeri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Wei ve ark.<sup>246</sup> 4 geleneksel kompozit rezin (Filtek Silorane, Gradia Direct Anterior, Gradia Direct Posterior, Kalore) ve 1 akışkan kompozit rezinin (Vertise Flow) su emilimi ve çözünürlük değerlerini inceledikleri çalışmalarında; akışkan kompozit rezinin daha yüksek su emilim değeri sergilediğini bulmuşlardır. Bu durumu ise akışkan kompozitin geleneksel kompozit rezinlere kıyasla inorganik doldurucu içeriğinin daha düşük olmasına bağlamışlardır.

Gönülol ve ark.<sup>194</sup> Filtek Z250 ve Filtek Supreme XTE Flowable kompozit rezinlerini kullandıkları çalışmalarında 28 günlük suya daldırma süreleri sonucunda Filtek Z250 ‘nin Filtek Supreme Flowable kompozit rezininden daha az su emilimi gösterdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca Silva ve ark.<sup>271</sup> Filtek Supreme Flowable kompozit rezinin yapay tükürükte yedi gün bekletildikten sonra diğer kompozit rezinlerden daha yüksek su emilimi değeri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da Wei ve ark. çalışmalarına benzer şekilde geleneksel mikrohibrit yapıda olan Filtek Z250 (6,585  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) geleneksel yapıda bir akışkan kompozit olan Filtek Supreme Flowable’den (8,193  $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ) daha düşük su emilimi değeri göstermiştir. Bu durum Filtek Z250 kompozit rezinin yapısındaki inorganik doldurucu miktarının (%82), Filtek Supreme Flowable kompozit rezinden (%65) daha yüksek olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Literatürdeki çalışmalara benzer şekilde, çalışmamızda inorganik doldurucu oranı en düşük olan iki kompozit rezin Filtek Bulk-Fill Flowable (%64,5) ve Filtek Supreme Flowable (%65) yüksek su emilimi değerleri göstermişlerdir.

Su emilimi ve çözünürlükte doldurucu partikül ve miktarı kadar rezin matriks ve monomerlerin kimyası da önemlidir. Resin matriksin yapısında farklı türde monomerler bulunmaktadır. En sık bulunan 4 monomer ; birçok kompozitin organik yapısını oluşturan ana monomer olan BisGMA (bisfenol A diglisil-eter-metakrilat), Bis-EMA (etoksillenmiş bisfenol A dimetakrilat), UDMA (üretan dimetakrilat) ve TEGDMA (trietilen glikol dimetakrilat)’dır.<sup>272</sup>

Monomerler, yapılarında hidrojen bağı oluşturmak için su molekülleri tarafından çekilme eğiliminde olan polar grupların varlığından dolayı doğaları gereği hidrofiliktirler. Bununla birlikte, monomerlerin hidrofiliklik derecesi, monomer yapısını oluşturan fonksiyonel grupların tipine bağı olarak değişir. BisGMA’da bulunan hidroksil grubu, sırasıyla BisEMA ve UDMA’da bulunan eter ve üretan bağlantısına kıyasla su molekülleri ile daha güçlü bir hidrojen bağı oluşmaktadır.<sup>273</sup>

Bis-GMA’nın rijit bir ağ yapısına sahip olması sebebi ile ana monomer içeriği Bis-GMA olan kompozit rezinler, TEGDMA içeren kompozit rezinlere kıyasla daha az su emilimi gösterirken; yapısında UDMA ve Bis-EMA bulunduran kompozit rezinlere kıyasla ise daha yüksek miktarda su emilimi gösterirler.<sup>170</sup>

Bis GMA içeriğine sahip kompozit rezinlerde su emilimi %0-%1 iken, yapıya ilave edilen TEGDMA miktarına bağlı olarak bu oran %3- %6 ya kadar çıkabilmektedir. TEGDMA'nın merkezinde tekrar eden ve su moleküllerine duyarlı olan etoksi grupları bulunması, rezinin yüzey hidrofilitésinin artışı ile sonuçlanır.

Bis-GMA ve TEGDMA'nın hidrofilitéliğinin yüksek olması, yüksek su emilimi değerleri ile sonuçlanır. Bis-EMA ise içeriğinde bulunan hidrofobik gruptan dolayı daha düşük su emilim değerleri gösterir.<sup>274</sup>

Pearson ve Longman<sup>275</sup>, normal polimerizasyon koşulları altında UDMA esaslı materyallerin Bis-GMA esaslı materyallere göre su emilim miktarlarının daha az olduğunu belirtmişlerdir.

Venz ve Dickens<sup>169</sup> tarafından monomer yapılarının incelendiği bir çalışmada, monomerlerin hidrofilitéliğinin TEGDMA > BisGMA > UDMA sırasıyla olduğunu ve en fazla suya afinitenin TEGDMA monomerinde meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Saba ve ark.<sup>276</sup> 2017 yılında 28 gün daldırma süresi sonunda giomer ve kompomer materyallerinin su emilimini ve çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında diğer oligomerlerle karşılaştırıldığında, TEGDMA'nın bileşiminin daha heterojen ve daha yüksek esnekliğe sahip olduğunu ve bu heterojen ağ ne kadar fazlaysa, polimer kümeleri arasında oluşturulan mikro gözeneklerin o kadar büyük olacağı bu durumda da su emilim miktarının yüksek değerler sergileyeceğini belirtmişlerdir.

Literatürdeki çalışmalara benzer şekilde bizim çalışmamızda da birbirlerine yakın doldurucu oranlarına sahip akışkan yapıdaki Filtek Supreme Flowable (%65) ve Filtek Bulk Fill Flowable (%64,5) kompozit materyalleri arasında, TEGDMA monomeri içermeyen Filtek Bulk Fill Flowable daha düşük su emilimi değeri sergilemiştir. Çalışmamızda kullandığımız akışkan yapıdaki Tetric Powerflow kompozit rezinin diğer kompozitlere göre daha düşük su emilim değeri göstermesi, yapısında TEGDMA monomeri bulundurmamasından kaynaklı olabilir.

Aynı şekilde birbirlerine yakın doldurucu oranlarına sahip Filtek Z250 (%82) ve Tetric Powerfill (%79) kompozit rezinlerin su emilimi değerleri karşılaştırıldığında Tetric Powerfill kompozitin hem 3 s hem de 10 s grupları Filtek Z250'den daha düşük su emilimi değerleri göstermiştir. Bu durum Filtek Z250'nin yapısında TEGDMA monomeri bulunurken Tetric Powerfill' in yapısında TEGDMA monomerinin bulunmamasından kaynaklanıyor olabilir.

Ayrıca başka bir çalışmada bu durumun, Filtek Z250 üretici firmasının kompozitin üretimi sırasında silanlanmamış doldurucu kullanımı ile ilişkilendirebileceğini belirtmişlerdir.<sup>168</sup> Silan bağlayıcı ajanın yapısının ve stabilitesinin rezin materyallerin su emilimi özelliklerini önemli şekilde etkilediği bilinmektedir.<sup>277</sup>

Peutzfeldt ve ark.<sup>217</sup>, rezin simanların yüksek ışık gücü ile polimerizasyonu sonrası mikromekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, rezin simanın yüksek ışık gücünde kısa süreli polimerizasyonunda, yüksek ışık gücünün materyalin kimyasal yapısını etkilemediğini ancak tam polimerizasyonu sağlayamadığını bildirmişlerdir. Yapılan bir diğer çalışmada ise bu durum, yüksek ışık gücü-kısa polimerizasyon süresi protokolünde sürenin kısa olması nedeniyle radikallerin daha az çift bağ oluşturmaya bağlanmıştır.<sup>218</sup>

Bu dezavantajlar araştırmacıları, hızlı polimerizasyon için kompozitlerin organik matriksinin kimyasal bileşiminde ve polimerizasyon prosedüründe yeniliklere yönlendirmiştir. 2006 yılından itibaren polimer üretiminde ışıkla hızlı polimerizasyon sağlayan tersinir eklenmiş fragmantasyon zincir transferi (RAFT) polimerizasyon mekanizması kullanılmaktadır. Bu mekanizmanın, diş hekimliğinde kullanımı 2012 yıllarına dayanmaktadır.

Park ve ark.<sup>278</sup> yapmış oldukları çalışmalarında alil sülfürün, organik matrikse ilave edildiğinde, rezinde plastikleşmeye neden olmadığını belirtmişlerdir. Bu durumu ise alil sülfürün, metakrilat polimerizasyonunda yer alanlar gibi karbon merkezli radikallere karşı düşük reaktivite göstermesine bağlamışlardır. Bununla birlikte karbon merkezli bir radikalın alil sülfür ile oluşturduğu reaksiyonun geri dönüşümsüz olduğunu bildiren araştırmacılar, bu durumun polimerizasyon büzülme stresinin gevşemesini teşvik etmek için gerekli olduğunu, aynı zamanda zincir bölünmesi ve yeniden polimer oluşturma kapasitesinde de azalmaya yol açtığını ifade etmişlerdir. Bu sebeple halka açıcı alil sülfür eklenmiş metakrilat sistemler, üstün fiziksel özellikler gösterirken, geleneksel dimetakrilatlara göre 10 kata kadar daha düşük polimerizasyon büzülme stresi göstermiş ve çapraz bağ yoğunluğu yaklaşık 20 kat artmıştır.

Gorsche ve ark.<sup>113</sup>, nın yapmış oldukları çalışmalarında  $\beta$ -alil sülfonların dimetakrilatların ışıkla polimerizasyonunu düzenleyebildiği ve daha homojen çapraz bağlar oluşturduğu belirtilmiştir.

Ayrıca başka bir çalışmada ise, AFCT reaktifleri olarak  $\beta$ -alil sülfonların eklenmesinin, polimer doymunluğunu artırdığı, polimerizasyon büzölme stresini azalttığı ve yüksek dayanıklılık gibi olumlu fiziksel özellikleri sağladığı ifade edilmiştir.<sup>112</sup>

Araştırmacılar, AFCT reaktifi içeren rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında radikallerin,  $\beta$ -alil sülfonun yapısındaki sülfonil radikali ile çift bağ kurarak bir ara radikal oluşturduğunu bildirmişlerdir. Zincir sonlandırma adımında ise aktif zincirler, reaksiyona giremeyen zincirler (ölü polimer) oluşturmak için radikal sonlandırma reaksiyonu oluşturarak polimerizasyonu sonlandırır. Bu durumun polimerizasyon boyunca eş zamanlı, sürekli gerçekleşerek materyalin kısa sürede doymunluğa ulaşmasının gerçekleştiği belirtilmiştir.<sup>5, 113, 279</sup>

Tetric PowerFill kompozit rezinlerinde ekleme-parçalanma zincir transferine (AFCT) izin veren  $\beta$ -alil sülfon reaktifi ön plandadır. Bu reaktif, tek başına serbest radikal reaksiyonundan daha homojen bir polimer ağı oluşturan kademeli bir polimerizasyona izin verir. AFCT reaktifinin polimerizasyon boyunca yeni sülfonil radikalleri oluşturması sonuç olarak kısa ve kararlı kinetik zincir ağı meydana getirir. Bu şekilde, rezini hızlı polimerizasyon konseptine uygun hale getirir.<sup>280</sup>

Marovic ve ark.<sup>205</sup> yeni nesil bulk-fill kompozitlerin yaşlanmaya bağlı olarak yapılarındaki değişimleri inceledikleri çalışmalarında 7 farklı kompozit rezin (Tetric PowerFill, Filtek One Bulk Fill Restorative, Tetric EvoCeram Bulk Fill, Tetric PowerFlow, SDR Plus Bulk Fill Flowable, Tetric EvoCeram, Tetric EvoFlow) kullanmış ve 1, 7 ve 90. günlerde etanol solüsyonunda su emilimi ve çözünürlüklerini değerlendirmişlerdir. Filtek One Bulk Fill diğer kompozitlere göre daha fazla su emilimi değeri gösterirken en düşük su emilim değerinin ise Tetric PowerFlow kompozitine ait olduğu belirtmişlerdir.

Klaric ve ark.<sup>195</sup> 2022 yılında hızlı polimerizasyonun bulk-fill kompozitlerin su emilimi ve çözünürlüğü üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında bir geleneksel kompozit rezin (Filtek Z250) ve 4 bulk-fill kompozit rezin ( Filtek One Bulk Fill, Tetric PowerFill, Tetric PowerFlow, SDR Plus) kullanmışlardır. Filtek One Bulk Fill, diğer materyallere kıyasla en yüksek su emilimi gösterirken, Tetric PowerFlow'da ise en düşük su emilimi görülmüştür.

Bu durumu PowerFill kompozitlerin yapısında AFCT olarak adlandırılan ve reaksiyona girmemiş monomerlerin az olduğu daha kararlı polimerizasyona yol açan  $\beta$ -alil sülfon kullanımına bağlamışlardır. Filtek One Bulk Fill'in fazla su emilimini ise, yapısına polimerizasyon büzülmesini azaltmak için az sayıda reaktif grup eklenmiş uzun zincirli aromatik üretilen dimetakrilat (AUDMA) ın polimer ağının daha düşük derecede çapraz bağlanmaya neden olmasına bağlamışlardır.

Bizim çalışmamızda da Klaric ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow grupları düşük su emilim değerleri gösterirken, Filtek One Bulk Fill grubu ise en yüksek su emilim değeri göstermiştir. Tetric Powerfill kompozitlerin düşük su emiliminin yapısındaki  $\beta$ -alil sülfon reaktifinden kaynaklandığını, Filtek One Bulk Fill'in ise yüksek su emiliminin yapısındaki AUDMA monomerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Toplam enerji yoğunluğu hipotezine göre enerji yoğunluğu ( $J/cm^2$ ) sabit olduğu sürece ışık gücü ( $mW/cm^2$ ) arttırılırsa ışınlama süresinin azaltılabileceği iddia edilir. Ancak bu durum birçok çalışmada tartışma konusu olmuştur. Düşük ışık gücü yüksek ışınlama süresinin aksine yüksek ışık gücünün kullanımı genellikle daha düşük dönüşüm derecesine sebep olmuştur.<sup>110, 111</sup>

Wydra ve ark.<sup>281</sup> kompozit rezin materyallerinde ışık gücü arttıkça sabit bir ışınlama dozunda monomerden polimere dönüşümün azaldığını ve tam dönüşümü elde etmek için gereken toplam dozun da arttığını bildirmişlerdir.

Geleneksel kompozitlerde sayısız başlatma çekirdeği hızla jel noktasına ulaşan bir polimer ağı oluşturur. Jel sonrası aşamada uzun zincirli polimer ağında çok sayıda monomer hareketsiz kalır ve geleneksel kompozitin tam polimerizasyonu önemli ölçüde azalır.<sup>282</sup> Bu durumda materyalin mekanik özellikleri daha zayıf ve polimerizasyon stresi daha yüksek olacaktır. Bu nedenle birçok araştırma yüksek ışık yoğunluklu polimerizasyon yönteminin geleneksel kompozitler için sürdürülebilir olmadığını bildirmiştir.<sup>118, 280, 283</sup> Bu sorunun üstesinden gelebilmek için hızlı polimerizasyon sağlayan tersinir eklenmiş fragmantasyon zincir transferi (RAFT) polimerizasyon mekanizması kullanılmaya başlanmıştır.

Ilie ve ark.<sup>5</sup> RAFT ile modifiye edilmiş kompozit rezinin hızlı (3 s) polimerizasyonunu inceledikleri çalışmalarında 3 saniyelik polimerizasyonun dönüşüm derecesi açısından 10 saniyelik polimerizasyon süresi ile karşılaştırılabilir sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Klaric ve ark.<sup>195</sup> yapmış oldukları çalışmada Bluephase PowerCure ışık cihazı ile kompozit rezinleri 3 saniye (3050 mW/cm<sup>2</sup>) ve 20 saniye (1200 mW/cm<sup>2</sup>) polimerize ederek su emilimi ve çözünürlük değerlerini incelemişlerdir. Tetric Powerflow kompoziti dışında tüm kompozit rezinlerin 3 saniye modunda daha fazla su emilimi ve çözünürlük değerleri gösterdiğini ve Tetric Powerflow'un ise 3 saniye ve 20 saniye grupları arasında anlamlı bir farka rastlanmadığını bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Tetric Powerflow ve Tetric Powerfill kompozit rezinlerinin 3 saniye grupları 10 saniye gruplarına göre daha yüksek su emilimi ve çözünürlük değerleri gösterebilir de bu değerler istatistiksel olarak anlamlı değildi. Kısa polimerizasyon süresi (3 saniye) ve yüksek ışık gücünün 10 saniye gruplarına benzer su emilimi ve çözünürlük değerleri göstermesinin nedeni olarak; yapılarına eklenen AFCT reaktifi olan  $\beta$ -alil sülfon monomerinin kısa sürede daha hızlı ve kontrollü çapraz bağ oluşumu olduğunu düşünmekteyiz.

Kompozit rezin materyallerinin zamana bağlı olarak su emilim özellikleri farklılık göstermektedir.<sup>258</sup> Su emiliminin zamana bağlı değişimini inceleyen birçok çalışmada farklı sonuçlar bulunmuştur. Örtengren ve ark.<sup>264</sup> materyallerin su emiliminin inceledikleri çalışmalarında 6 aylık süre boyunca su emiliminin istatistiksel olarak anlamlı olmasa da sürekli artış gösterdiğini belirtmiştir.

Aynı araştırmacının yaptığı benzer bir çalışmada ise 1,7,60 ve 180 gün periyotlarla su emilim değerleri ölçülmüş sonuç olarak su emilim miktarları 7 .günde maksimum değerlere ulaşmış 60 ve 180 günde ise 7. Güne göre daha az su emilimi göstermiştir.<sup>258</sup>

Bulk-fill ve geleneksel kompozit rezinlerin su ve yapay tükürükte uzun süreli su emilimi ve çözünürlüğünün incelendiği çalışmada bir materyal dışında tüm kompozit rezinler üç ila dört aylık süre içerisinde kararlı kütleye ulaştığını, bu sürece kadar kütle değişiminde artış olduğunu bildirmişlerdir.<sup>168</sup>



Zankuli ve ark.<sup>284</sup> 2014 yılında 4 kompozit rezin ve 1 rezin modifiye cam iyonomerin su emilimi ve çözünürlük değerlerini inceledikleri çalışmalarında tüm materyallerin, ilk 28 gün boyunca kütle değişim miktarının sürekli bir artış gösterdiğini ve test edilen tüm materyaller için kazanılan maksimum su alımının ilk hafta gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Ayrıca bir yıla kadar olan süreçte en fazla kütle değişiminin ilk bir ayda olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da Zankuli ve ark. çalışmalarına benzer şekilde tüm kompozit rezin materyallerin kütle değişimleri 30. güne kadar sürekli artış göstermiştir. Bu artış tüm zaman dilimlerinde (1. gün, 7. gün ve 30. gün) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

Tüm zaman dilimlerinde en düşük kütle değişim yüzdelelerini ise Tetric Powerflow ve Tetric Powerfill kompozit materyalleri göstermiştir.

Kompozit rezin materyaller polimerizasyon sırasında üç boyutlu polimerik ağ oluşturan çapraz bağlar sayesinde sıvı emilimine karşı direnç gösterir.<sup>192</sup> Emilen sıvı molekülleri yapıdaki boşluklarda genişlemeye yol açarak polimerik yapıdan artık monomerlerin salınımına sebep olur.<sup>170</sup> Dönüşüm derecesine bağlı olarak reaksiyona girmemiş artık monomer miktarı değişiklik göstermektedir. Yüksek dönüşüm derecesinde reaksiyona girmeyen molekül miktarı az olacağından dolayı düşük çözünürlük değerleri sergileneceği belirtilmiştir.<sup>285</sup>

Farklı ortamlarda ve sürelerde, su emilimi ve çözünürlüğün incelendiği çalışmalarda; bekletme ortamında ve bekletme süresindeki farklılıkların su emilimi ve çözünürlük değerlerini etkilediği gösterilmiştir.<sup>168</sup> Solüsyonda bekletme süresinin kompozitlerin çözünürlük düzeyi üzerine etkisinin incelendiği bazı çalışmalarda ise çözünürlük değerlerinin farklılık gösterdiği ve düzenli olmadığı görülmüştür.<sup>258, 264</sup>

Çalışmamızda kullanılan tüm kompozit rezin gruplarının suda çözünürlükleri negatif değerler göstermiştir. Elde edilen negatif çözünürlük değerlerinin, materyallerin dehidratasyonlarını tam olarak gerçekleştiremediği ihtimalleri de düşünülerek, bu materyallerde çözünürlüğün gerçekleşmediği değil az miktarlarda gerçekleştiği olarak düşünülebilir.

Yapılan birçok çalışmada bizim çalışmamıza benzer şekilde negatif çözünürlük değerleri elde edilmiştir.<sup>145, 246, 286</sup> Çözünürlüğün negatif değerler göstermesinin; doldurucuların hidrolizi sonucu oluşan metal hidroksitler sebebiyle veya absorbe edilen su moleküllerinin polimer zincirlerinin polar grupları ile hidrojen bağı oluşturmaları sebebiyle uzaklaştırılamaması kaynaklı olabileceği belirtilmiştir.<sup>145, 246, 264</sup>

Lopes ve ark.<sup>145</sup>'nin, farklı çözücü ortamlarında farklı polimerizasyon modlarını kullanarak kompozit rezinlerin su emilimi ve çözünürlük değerlerini inceledikleri çalışmalarında üç farklı polimerizasyon modu uyguladıkları kompozitleri üç farklı solüsyonda, iki farklı süre (7 gün, 60 gün) boyunca bekletmişlerdir. Çalışmanın sonucunda; test edilen tüm çözücü ve periyotlarda çözünürlük verileri negatif değerler göstermiştir. Bu durumun kompozit rezinin gerçek çözünürlüğünü maskeleyebilecek, kütle kazanımına sebep olan su emilimine daha duyarlı olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Ayrıca negatif değerlerin çözünürlüğün olmadığı anlamına gelmeyeceği, bunun yerine su emiliminin çözünürlükten daha fazla olduğunun göstergesi olabileceğini belirtmişlerdir.

Yapılan başka bir çalışmada ise ışıkla polimerize olan dentin bağlayıcı ajanların su emilimi ve çözünürlükleri incelenmiş ve bir bağlayıcı ajan dışında diğer materyallerin suda çözünürlüklerinin negatif değerler gösterdiği belirtilmiştir. Bu durumun, çözünürlüğün olmadığı anlamına gelmediği; materyallerin yüksek hidrofilitesine bağlı olarak su emiliminin çözünürlükten daha fazla olmasından kaynaklanıyor olabileceğini belirtmişlerdir.<sup>286</sup>

Wei ve ark.<sup>246</sup> 2011 yılında 5 farklı kompozit rezinin (Filtek Silorane, Gradia Direct Anterior, Gradia Direct Posterior, GC Kalore, Vertise Flow) su emilimi ve desorpsiyon döngüleri esnasında su difüzyonunun kinetik sürecini ve kütle değişimini inceledikleri çalışmalarında; 150 gün distile suda bekletilen Filtek Silorane ve GC Kalore kompozitlerinde negatif çözünürlük değerleri elde etmişlerdir. Bu kompozitlerde çözünürlük değerlerinin negatif olması, yapılarından hiçbir eluat çıkmadığı anlamına gelmeyeceği ve desorpsiyon işlemi yeterince uzun sürerse nihai kütlenin ( $m_3$ ) başlangıçtaki kütleyle ( $m_1$ ) veya daha azına geri dönebileceğinden bahsetmişlerdir. Çözünürlük değerlerinin negatif olmasındaki başka bir olasılığın ise; bu iki kompozit tarafından emilen kısmi suyun rezin matriks içerisinde bağlı su haline gelmesi ve geri dönüşümsüz olarak uzaklaştırılamamasından kaynaklı olabileceği belirtilmiştir.

Bizim çalışmamızda benzer şekilde kompozitlerin negatif çözünürlük değerleri göstermesi su emilimlerinin fazla olması ve materyallerin dehidratasyonlarını tam olarak gerçekleştirememesi sonucu nihai kütleye ulaşamaması veya emilen suyun rezin matris yapısında bağlı su haline gelmesi ve uzaklaştırılamamasında kaynaklıyor olabilir.

Su emilimi ve suda çözünürlük ile ilgili yapılan çalışmalarda bazı araştırmacılar su emilimi ve çözünürlük değerleri arasında bir paralellik olduğunu ve yüksek su emilimi gösteren materyallerin yüksek çözünürlüğe sahip olacağını belirtmişlerdir.<sup>170, 258, 287</sup>

Bununla birlikte Chaves ve ark.<sup>288</sup> 2012 yılında rezin materyallerin su emilimi ve çözünürlüklerini inceledikleri çalışmalarında materyallerin su emilimi ve çözünürlük değerleri arasında doğrusal bir ilişki olmadığını belirtmişlerdir. Misilli ve ark.<sup>289</sup> ise yüksek emilim değerlerine sahip materyallerin yüksek çözünürlük değerleri göstermediğini belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da su emilimi ile çözünürlük değerleri arasında negatif bir yönde ilişki bulunmuştur.

## 6.SONUÇ VE ÖNERİLER

### **Bu çalışma birtakım sınırlamalar içermektedir;**

- Ağız içinde restorasyonlar; çiğneme kuvvetleri ve parafonsiyonel alışkanlıklar gibi mekanik kuvvetler ile birlikte farklı Ph ve sıcaklığa sahip içecek solüsyonlarına maruz kalmaktadır. Bu durumun kompozitlerin su emilimi ve çözünürlük değerlerini etkileyebileceği düşünülmektedir. Dolayısıyla çalışmamızda ağız içi ortamı tamamen simule edilememiştir. Bu nedenle, kompozit materyallerin bu özelliklerinin daha farklı saklama ortamlarında, farklı süre, pH ve sıcaklıklarda değişip değişmediğini inceleyen daha detaylı çalışmalara ihtiyaç vardır.

- Çözünürlüğün tam olarak açıklanabilmesi için materyal içindeki eluatların yapı içerisinden uzaklaşmasının ve uzaklaşan bu eluatların tipi ve miktarlarının incelenmesi gerekmektedir; bunun için test materyallerinin eluatlarına daha fazla odaklanan gelecekteki çalışmalara ihtiyaç vardır.

### **Yaptığımız in-vitro çalışmanın sınırları dahilinde, şu sonuçlara varılabilir;**

1. Su emilimi ve suda çözünürlük değerleri, test edilen bütün kompozit materyallerinde, inorganik doldurucu miktarı, doldurucu partikül büyüklüğü ve organik rezin matriks yapısından etkilenmektedir.
2. Çalışmamızda en düşük su emilimi değerleri Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow gruplarında görülmüştür.
3. Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow kompozit rezinlerin 3s ve 10s grupları arasında su emilimi ve çözünürlük açısından bir farklılık yoktur. Bundan dolayı kısa polimerizasyon süresi (3 s) zamandan tasarruf sağlayabilir.
4. Tüm kompozit gruplarının kütle değişim yüzdeleri tüm zaman dilimlerinde artış göstermiştir.
5. Test ettiğimiz yeni nesil Tetric Powerfill ve Tetric Powerflow bulk fill kompozit rezinlerin klinikte rutin kullanımları açısından daha kapsamlı in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

## KAYNAKLAR

1. Zhang N, Xie C. Polymerization shrinkage, shrinkage stress, and mechanical evaluation of novel prototype dental composite resin. *Dental Materials Journal*. 2020;39(6):1064-1071.
2. El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative dentistry*. 2014;39(4):374-382.
3. Eakle WS, Bastin KG. *Dental materials: clinical applications for dental assistants and dental hygienists*: Elsevier Health Sciences 2019.
4. Kowalska A, Sokolowski J, Bociong K. The photoinitiators used in resin based dental composite—a review and future perspectives. *Polymers*. 2021;13(3):470.
5. Ilie N, Watts DC. Outcomes of ultra-fast (3 s) photo-cure in a RAFT-modified resin-composite. *Dental Materials*. 2020;36(4):570-579.
6. Versluis A, Tantbirojn D, Lee MS, et al. Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth. *Dental materials*. 2011;27(2):126-133.
7. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*: Güneş Kitabevi 2000.
8. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, et al. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2010;120(11):972-986.
9. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences 2006.
10. Fleisch AF, Sheffield PE, Chinn C, et al. Bisphenol A and related compounds in dental materials. *Pediatrics*. 2010;126(4):760-768.
11. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, et al. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dental Materials*. 2003;19(7):584-588.
12. Önal B. *Restoratif Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. Ege Üniversitesi Yayınları İzmir. 2001:30-62.
13. Gajewski VE, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NR, et al. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Brazilian dental journal*. 2012;23:508-514.
14. Söderholm K-J, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130(2):201-209.

15. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*. 2006;22(3):211-222.
16. Bayne SC, Heymann HO, Swift Jr EJ. Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939). 1994;125(6):687-701.
17. KJ A. Phillips' science of dental materials. St Louis: WB Saunders. 2003;596:41-43.
18. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, et al. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. 2006.
19. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem M, et al. Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *Journal of Dental Research*. 1997;76(4):883-894.
20. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(10):1382-1390.
21. Ünlü N, AR Ç. Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*. 2008;14(3):156-167.
22. Vouvoudi EC, Sideridou ID. Dental light-cured polymer nanocomposites: A brief review of experimental results obtained from the study of some physicochemical properties. *J Compos Biodegrad Polym*. 2014;2:46-56.
23. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1995;6(4):302-318.
24. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *Journal of dental research*. 2010;89(6):549-560.
25. Leinfelder KF. Composite resins. *Dental Clinics of North America*. 1985;29(2):359-371.
26. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(4):480-488.
27. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):465-479.
28. Shobha H, Sankarapandian M, Sun Y, et al. Effect of dilution on the kinetics of cross-linking thermal polymerization of dental composite matrix resins. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 1997;8(10):583-586.
29. Riva YR, Rahman SF. Dental composite resin: A review. *AIP Conference Proceedings: AIP Publishing LLC* 2019:020011.

30. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.
31. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dental materials. 2005;21(1):68-74.
32. Beun S, Glorieux T, Devaux J, et al. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. Dental materials. 2007;23(1):51-59.
33. Geck M, Deubzer B, Schmidt M, et al. Monodisperse soluble organopolysiloxane particles. Google Patents 1998.
34. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, et al. Direct composite restorative materials. Dental Clinics of North America. 2007;51(3):659-675.
35. Demirci M, Tuncer S, Öztaş E, et al. A 4-year clinical evaluation of direct composite build-ups for space closure after orthodontic treatment. Clinical oral investigations. 2015;19(9):2187-2199.
36. Cetin AR, Unlu N. One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth. Dental materials journal. 2009;28(5):620-626.
37. Craig R, Powers J. Restorative dental materials, 11th edn, St. Louis: Mosby. 2002:348-370.
38. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. Journal-Canadian Dental Association. 1999;65:447-452.
39. Burgess J, Norling B, Rawls H, et al. Directly placed esthetic restorative materials-the continuum. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 1996;17(8):731-732, 734 passim; quiz 748.
40. Bayne SC, Thompson JY, Swift Jr EJ, et al. A characterization of first-generation flowable composites. The Journal of the American Dental Association. 1998;129(5):567-577.
41. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. Edge-strength of flowable resin-composites. journal of dentistry. 2008;36(1):63-68.
42. Brackett WW, Covey D. Resistance to Condensation of Condensable Resin Composites as Evaluated by a Mechanical Test. Operative dentistry. 2000;25(5):424-426.
43. Yazici AR, Celik C, Ozgunaltay G. Microleakage of different resin composite types. Quintessence International-English Edition-. 2004;35:790-794.
44. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences 2012.

45. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications. MRS Online Proceedings Library (OPL). 1994;346.
46. Yap AU, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. Operative Dentistry-University of Washington-. 2004;29:269-274.
47. Cattani-Lorente M, Bouillaguet S, Godin C, et al. Polymerization shrinkage of Ormocer based dental restorative composites. Dental Materials. 2001;1(1):25-26.
48. Torres C, Augusto M, Mathias-Santamaria I, et al. Pure ormocer vs methacrylate composites on posterior teeth: a double-blinded randomized clinical trial. Operative Dentistry. 2020;45(4):359-367.
49. Gao B-T, Lin H, Zheng G, et al. Comparison between a silorane-based composite and methacrylate-based composites: shrinkage characteristics, thermal properties, gel point and vitrification point. Dental materials journal. 2012;1201190226-1201190226.
50. Kusgoz A, Ülker M, Yesilyurt C, et al. Silorane-based composite: Depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in Class II cavities. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2011;23(5):324-335.
51. Pérez MM, Ghinea R, Ugarte-Alván LI, et al. Color and translucency in silorane-based resin composite compared to universal and nanofilled composites. Journal of Dentistry. 2010;38:e110-e116.
52. Sakaguchi R, Ferracane J, Powers J. Chapter 9—Restorative Materials: Resin Composites and Polymers. Craig's Restorative Dental Materials, 4th ed; Elsevier: Philadelphia, PA, USA. 2019:135-170.
53. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Operative Dentistry-University of Washington-. 2003;28(3):215-235.
54. Magne P, Mahallati R, Bazos P, et al. Direct dentin bonding technique sensitivity when using air/suction drying steps. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2008;20(2):130-138.
55. Durmuşlar S, Ölmez A. Microtensile bond strength and failure modes of flowable composites on primary dentin with application of different adhesive strategies. Contemporary Clinical Dentistry. 2017;8(3):373.
56. El Naga AA, Yousef M, Ramadan R, et al. Does the use of a novel self-adhesive flowable composite reduce nanoleakage? Clinical, cosmetic and investigational dentistry. 2015;7:55.
57. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. Dental Materials. 2013;29(2):221-230.



58. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, et al. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2006;8(5).
59. Hattar S, Hatamleh MM, Sawair F, et al. Bond strength of self-adhesive resin cements to tooth structure. *The Saudi Dental Journal*. 2015;27(2):70-74.
60. Martin A, Meiers J, Duncan J, et al. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc 2000.
61. Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *Journal of dentistry*. 2007;35(9):731-736.
62. Quinn GD, Quinn GD. Fractography of ceramics and glasses: National Institute of Standards and Technology Washington, DC 2007.
63. Lassila L, Garoushi S, Vallittu PK, et al. Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;60:331-338.
64. Imazato S. Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dental materials*. 2003;19(6):449-457.
65. Fan C, Chu L, Rawls HR, et al. Development of an antimicrobial resin—A pilot study. *Dental Materials*. 2011;27(4):322-328.
66. Kimyai S, Savadi Oskoei S, Ajami AA, et al. Effect of three prophylaxis methods on surface roughness of giomer. 2011.
67. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C, et al. In vitro evaluation of gomers microleakage after exposure to 33% hydrogen peroxide: self-etch vs total-etch adhesives. *Operative dentistry*. 2006;31(2):227-232.
68. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, et al. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*. 2004;20(9):789-795.
69. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of dentistry*. 1999;27(3):235-241.
70. Tarle Z, Attin T, Marovic D, et al. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical oral investigations*. 2015;19(4):831-840.
71. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, et al. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *J Adhes Dent*. 2017;19(2):95-109.

72. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*. 2013;38(6):618-625.
73. Vivadent I. Tetric EvoCeram Bulk Fill. Instructions Available: <http://www.ivoclarvivadent.com/en-us/composites/restorative-materials/tetricevocerambulk-fill>
74. Vivadent I. Tetric EvoFlow. Instructions for use Available: <http://www.ivoclarvivadent.com/en-us/composites/restorative-materials/tetricevocerambulk-fill>
75. Garcia D, Yaman P, Dennison J, et al. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*. 2014;39(4):441-448.
76. Ólafsson VG. Effect of composite type and placement technique on polymerization shrinkage stress. The University of North Carolina at Chapel Hill 2015.
77. Sabbagh J, McConnell R, McConnell MC. Posterior composites: Update on cavities and filling techniques. *Journal of dentistry*. 2017;57:86-90.
78. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, et al. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *British dental journal*. 2017;222(5):337-344.
79. Aydin N, Karaoğlu S, Oktay EA, et al. Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal*. 2019;6(2):229-238.
80. Zaruba M, Wegehaupt FJ, Attin T. Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent*. 2013;15(2):115-121.
81. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002;23(8):1819-1829.
82. van Dijken JW, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dental Materials*. 2014;30(9):e245-e251.
83. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*. 2014;18(8):1991-2000.
84. Yap A, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Operative Dentistry*. 2001;26(5):460-466.
85. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;5(1):52-57.

86. Donadio-Moura J, Gouw-Soares S, de Freitas PM, et al. Tensile bond strength of a flowable composite resin to ER: YAG-laser-treated dentin. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*. 2005;36(5):351-355.
87. Dentsply Detrey GmbH. Scientific Compendium SDR™ Available: <http://dentsplymea.com/products/restorative/composites/sdr>.
88. Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, et al. Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. *Clinical oral investigations*. 2008;12(1):45-51.
89. Dentsply Detrey GmbH. Scientific Compendium on Quixfil Available: <http://www.dentsplymea.com/products/restorative/composites/quixfil>.
90. Kerr Corporation. SonicFill Portfolio of Scientific Research. Available: <https://www.kerrdental.com/ca/kerr-restoratives/sonicfill-sonic-activated-bulkfillcomposite>.
91. 3M ESPE Dental Products. Filtek™ Bulk Fill Flowable Restorative Technical ProductProfile.Available: [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).
92. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric® N-Ceram Bulk Fill. Available: <http://www.ivoclarvivadent.com.tr/tr/tetric-n-ceram-bulk-fill>. .
93. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric EvoCeram® Bulk Fill. Available: <http://www.ivoclarvivadent.us/en-us/composites/restorativematerials/tetricevocerambulk-fill>. .
94. Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Scientific Documentation Tetric PowerFill. Available: [https://www.ivoclarvivadent.com/medias/sys\\_master/celum-connect2-assets/celumconnect2-assets/h66/h37/10371740696606/3s-powercure-scidocs-us-en.p](https://www.ivoclarvivadent.com/medias/sys_master/celum-connect2-assets/celumconnect2-assets/h66/h37/10371740696606/3s-powercure-scidocs-us-en.p).
95. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, et al. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials*. 2008;24(7):901-907.
96. Fano L, Ma W, Marcoli P, et al. Polymerization of dental composite resins using plasma light. *Biomaterials*. 2002;23(4):1011-1015.
97. Anusavice K, Phillips R, Shen C, et al. Clinical key Australia flex. Phillips' Science of Dental Materials St Louis, Mo: Elsevier/Saunders. 2013.
98. Imazato S, McCabe J, Tarumi H, et al. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental Materials*. 2001;17(2):178-183.

99. Krifka S, Seidenader C, Hiller K-A, et al. Oxidative stress and cytotoxicity generated by dental composites in human pulp cells. *Clinical oral investigations*. 2012;16(1):215-224.
100. Chang H, Kim J. Early hardness and shear bond strength of dual-cure resin cement light cured through resin overlays with different dentin-layer thicknesses. *Operative Dentistry*. 2014;39(4):398-406.
101. Rueggeberg F, Caughman WF, Curtis Jr J, et al. Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *American journal of dentistry*. 1993;6(2):91-95.
102. Reis AF, Vestphal M, Amaral RCd, et al. Efficiency of polymerization of bulk-fill composite resins: a systematic review. *Brazilian oral research*. 2017;31.
103. Jang J, Park S, Hwang I. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk-fill resin composites and highly filled flowable resin. *Operative dentistry*. 2015;40(2):172-180.
104. Boaro LCC, Lopes DP, de Souza ASC, et al. Clinical performance and chemical-physical properties of bulk fill composites resin—a systematic review and meta-analysis. *Dental Materials*. 2019;35(10):e249-e264.
105. Da Rosa Wldo, Piva E, da Silva AF. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of dentistry*. 2015;43(7):765-776.
106. Scotti N, Venturello A, Migliaretti G, et al. New-generation curing units and short irradiation time: the degree of conversion of microhybrid composite resin. *Quintessence International*. 2011;42(8).
107. Price RB, Ferracane JL, Hickel R, et al. The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. *International dental journal*. 2020;70(6):407-417.
108. Todd, J. Scientific Documentation 3s PowerCure. Available: <https://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/46892/3s+PowerCure+System> (accessed on 11 January 2020). .
109. Sadeghyar A, Watts DC, Schedle A. Limited reciprocity in curing efficiency of bulk-fill resin-composites. *Dental Materials*. 2020;36(8):997-1008.
110. Daugherty MM, Lien W, Mansell MR, et al. Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. *Dental Materials*. 2018;34(10):1531-1541.
111. Selig D, Haenel T, Hausnerová B, et al. Examining exposure reciprocity in a resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values. *Dental Materials*. 2015;31(5):583-593.

112. Gorsche C, Koch T, Moszner N, et al. Exploring the benefits of  $\beta$ -allyl sulfones for more homogeneous dimethacrylate photopolymer networks. *Polymer Chemistry*. 2015;6(11):2038-2047.
113. Gorsche C, Griesser M, Gescheidt G, et al.  $\beta$ -allyl sulfones as addition-fragmentation chain transfer reagents: A tool for adjusting thermal and mechanical properties of dimethacrylate networks. *Macromolecules*. 2014;47(21):7327-7336.
114. Algamaiah H, Silikas N, Watts DC. Conversion kinetics of rapid photopolymerized resin composites. *Dental Materials*. 2020;36(10):1266-1274.
115. Hayashi J, Tagami J, Chan D, et al. New bulk-fill composite system with high irradiance light polymerization: Integrity and degree of conversion. *Dental Materials*. 2020;36(12):1615-1623.
116. Yazici AR, Müftü A, Kugel G, et al. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Operative dentistry*. 2006;31(2):261-265.
117. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, et al. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(12):1165-1173.
118. Unterbrink G, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *Journal of Dentistry*. 1995;23(3):183-189.
119. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, et al. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*. 2002;23(14):2955-2963.
120. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *European journal of oral sciences*. 2005;113(5):417-421.
121. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*. 2004;25(18):4465-4477.
122. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. 2006.
123. Shin D-H, Rawls HR. Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *dental materials*. 2009;25(8):1030-1038.
124. Jiménez-Planas A, Martín J, Abalos C, et al. Developments in polymerization lamps. *Quintessence international*. 2008;39(2).
125. Soh M, Yap A, Siow K. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Operative dentistry*. 2003;28(6):707-715.

126. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2000;12(6):340-349.
127. Santos G, El-Mowafy O, Rubo JH, et al. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *Journal-Canadian Dental Association*. 2004;70(5):323-327.
128. Caughman WF, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Operative dentistry*. 2002;27(6):636-638.
129. Danesh G, Davids H, Reinhardt K-J, et al. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *Journal of dentistry*. 2004;32(6):479-488.
130. Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *British dental journal*. 1991;170(9):343-346.
131. Çelik Ç, Yonca Ö. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2008;2(2):109-115.
132. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Brazilian oral research*. 2004;18:271-275.
133. Mills R. Blue light emitting diodes--another method of light curing? *British dental journal*. 1995;178(5):169-169.
134. Jandt K, Mills R, Blackwell G, et al. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials*. 2000;16(1):41-47.
135. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental materials*. 2001;17(4):309-315.
136. Rueggeberg F, Twiggs S, Caughman W, et al. Life-time intensity profiles of eleven light-curing units. *Journal of Dental Research: Amer Assoc Dental Research* 1619 Duke ST, Alexandria, VA 22314 1996:2897-2897.
137. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *European journal of oral sciences*. 2002;110(6):471-479.
138. Çakmakcioğlu AGÖ, Topbaşı B. Farklı Işık Kaynaklarının Kompozit Polimerizasyonuna Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;2005(1):48-54.

139. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, et al. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian oral research*. 2017;31.
140. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental materials*. 2011;27(1):39-52.
141. Lima AF, Formaggio SEF, Zambelli LFA, et al. Effects of radiant exposure and wavelength spectrum of light-curing units on chemical and physical properties of resin cements. *Restorative dentistry & endodontics*. 2016;41(4):271-277.
142. Pelissier B, Jacquot B, Palin WM, et al. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. *Dental update*. 2011;38(10):660-670.
143. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*. 2013;29(6):605-617.
144. Flury S, Lussi A, Hickel R, et al. 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. *Clinical oral investigations*. 2013;17:2127-2137.
145. Lopes LG, Jardim Filho AdV, Souza JBd, et al. Influence of pulse-delay curing on sorption and solubility of a composite resin. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17:27-31.
146. Friedl K, Schmalz G, Hiller K, et al. Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". *Operative Dentistry*. 2000;25:26-32.
147. Brandt WC, de Moraes RR, Correr-Sobrinho L, et al. Effect of different photo-activation methods on push out force, hardness and cross-link density of resin composite restorations. *dental materials*. 2008;24(6):846-850.
148. Souza-Junior E, Souza-Régis M, Alonso R, et al. Effect of the curing method and composite volume on marginal and internal adaptation of composite restoratives. *Operative Dentistry*. 2011;36(2):231-238.
149. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
150. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, et al. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract*. 2006;7(4):79-88.
151. Odian G. *Principles of polymerization*: John Wiley & Sons 2004.
152. Venhoven B, De Gee A, Davidson C. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials*. 1996;17(24):2313-2318.

153. Meredith N, Setchell DJ. In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *Journal of dentistry*. 1997;25(3-4):331-337.
154. Aguiar F, Dos Santos A, Franca F, et al. A quantitative method of measuring the microleakage of thermocycled or non-thermocycled posterior tooth restorations. *Operative dentistry*. 2003;28(6):793-799.
155. Kim RJ-Y, Kim Y-J, Choi N-S, et al. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2015;43(4):430-439.
156. Fabianelli A, Pollington S, Davidson CL, et al. The relevance of microleakage studies. *Int Dent SA*. 2007;9(3):64-74.
157. Idriss S, Abduljabbar T, Habib C, et al. Factors associated with microleakage in Class II resin composite restorations. *Operative dentistry*. 2007;32(1):60-66.
158. Cagidiaco M, Ferrari M, Garberoglio R, et al. Dentin contamination protection after mechanical preparation for veneering. *American journal of dentistry*. 1996;9(2):57-60.
159. Staninec M, Mochizuki A, Tanizaki K, et al. Interfacial space, marginal leakage, and enamel cracks around composite resins. *Operative Dentistry*. 1986;11(1):14-24.
160. Al-Samadani KH. The effect of preventive agents (Mouthwashes/Gels) on the color stability of dental resin-based composite materials. *Dentistry journal*. 2017;5(2):18.
161. Özdaş DÖ, Kazak M, Çilingir A, et al. Color stability of composites after short-term oral simulation: An in vitro study. *The open dentistry journal*. 2016;10:431.
162. Al Kheraif AAA, Qasim SSB, Ramakrishnaiah R, et al. Effect of different beverages on the color stability and degree of conversion of nano and microhybrid composites. *Dental materials journal*. 2013;32(2):326-331.
163. Bagheri R, Burrow M, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. *Journal of dentistry*. 2005;33(5):389-398.
164. ElEmbaby AES. The effects of mouth rinses on the color stability of resin-based restorative materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2014;26(4):264-271.
165. Giannini M, Di Francescantonio M, Pacheco RR, et al. Characterization of water sorption, solubility, and roughness of silorane-and methacrylate-based composite resins. *Operative dentistry*. 2014;39(3):264-272.
166. Martin N, Jedynakiewicz N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials*. 1998;19(1-3):77-83.



167. Lagouvardos P, Pissis P, Kyritsis A, et al. Water sorption and water-induced molecular mobility in dental composite resins. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2003;14:753-759.
168. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, et al. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *Journal of dentistry*. 2015;43(12):1511-1518.
169. Venz S, Dickens B. NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. *Journal of biomedical materials research*. 1991;25(10):1231-1248.
170. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2003;24(4):655-665.
171. Beatty MW, Swartz M, Moore B, et al. Effect of crosslinking agent content, monomer functionality, and repeat unit chemistry on properties of unfilled resins. *Journal of biomedical materials research*. 1993;27(3):403-413.
172. Burrow M, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *American Journal of Dentistry*. 1999;12(6):295-298.
173. Heintze SD, Zimmerli B. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts. Part 1: Approval requirements and standardized testing of composite materials according to ISO specifications. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2011;121(9):804-816.
174. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental materials*. 2005;21(1):9-20.
175. Ehrnford L. Composite resins with a condensable inorganic phase. *Journal of Dental Research*. 1981;60(10):1759-1766.
176. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9(6):ZE18.
177. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Surface and bulk properties of dental resin-composites after solvent storage. *Dental Materials*. 2016;32(8):987-997.
178. Fu J, Liu W, Hao Z, et al. Characterization of a low shrinkage dental composite containing bismethylene spiroorthocarbonate expanding monomer. *International journal of molecular sciences*. 2014;15(2):2400-2412.
179. Park J, Chang J, Ferracane J, et al. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dental materials*. 2008;24(11):1501-1505.

180. Tiba A, Zeller GG, Estrich CG, et al. A laboratory evaluation of bulk-fill versus traditional multi-increment-fill resin-based composites. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2013;144(10):1182-1183.
181. Gönülol N, Bulucu N, Özböler S, et al. Gingival Kenar Lokasyonunun Bulk-Fill Kompozit Restorasyonlarda Mikrosızıntı Üzerine Etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2013;14(1):13-19.
182. Par M, Gamulin O, Marovic D, et al. Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites—changes at 24 hours post cure. *Operative dentistry*. 2015;40(3):E92-E101.
183. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, et al. Depth of cure, flexural properties and volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk-fill giomers and resin composites. *Dental materials journal*. 2017;36(2):205-213.
184. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative dentistry*. 2015;40(2):190-200.
185. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, et al. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(8):993-1000.
186. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical oral investigations*. 2013;17:227-235.
187. Zorzin J, Maier E, Harre S, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental materials*. 2015;31(3):293-301.
188. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, et al. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*. 2006;22(4):359-365.
189. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(4):364-379.
190. Stansbury J, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental Materials*. 2001;17(1):71-79.
191. Baroudi K, Saleh AM, Silikas N, et al. Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *journal of dentistry*. 2007;35(8):651-655.
192. Castro FLAd, Campos BB, Bruno KF, et al. Temperature and curing time affect composite sorption and solubility. *Journal of Applied Oral Science*. 2013;21:157-162.

193. Profile.FOBFTP.Available:  
<https://multimedia.3m.com/mws/media/1317671O/3m-filtek-one-bulk-fill-restorative-technical-product-profile.pdf>.
194. Gönülol N, Tunç EŞ, Özer S, et al. Evaluation of Water Sorption-solubility and Surface Roughness of Different Bulk Fill Composite Resins. *Meandros Medical and Dental Journal*. 2019;20(1):28.
195. Klarić N, Macan M, Tarle Z, et al. Effect of Rapid Polymerization on Water Sorption and Solubility of Bulk-fill Composites. *Acta Stomatologica Croatica*. 2022;56(3).
196. Soh M, Yap AU. Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *Journal of dentistry*. 2004;32(4):321-326.
197. Shortall A, Wilson H, Harrington E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives-Influence of shade and opacity. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1995;22(5):337-342.
198. Briso ALF, Fedel TM, Pereira SdM, et al. Influence of light curing source on microhardness of composite resins of different shades. *Journal of Applied Oral Science*. 2006;14:10-15.
199. Faria-e-Silva AL, Fanger C, Nguyen L, et al. Impact of material shade and distance from light curing unit tip on the depth of polymerization of composites. *Brazilian Dental Journal*. 2017;28:632-637.
200. Koupis NS, Vercruysse CW, Marks LA, et al. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dental materials*. 2004;20(10):908-914.
201. Musanje L, Darvell B. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dental Materials*. 2006;22(9):804-817.
202. Zhu S, Platt J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. *Operative dentistry*. 2011;36(4):362-371.
203. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, et al. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dental materials*. 2012;28(5):521-528.
204. Karaca MK. Titanyum dioksit nanotüplerin, düşük viskosite bulk fill akışkan kompozit rezinlerin su emilimi ve suda çözünürlük özelliklerine etkisi.
205. Marovic D, Par M, Macan M, et al. Aging-Dependent Changes in Mechanical Properties of the New Generation of Bulk-Fill Composites. *Materials*. 2022;15(3):902.

206. Schneider LFJ, Pfeifer CS, Consani S, et al. Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dental materials*. 2008;24(9):1169-1177.
207. Caughman WF, Rueggeberg FA, CURTIS JR JW. Clinical guidelines for photocuring: restorative resins. *The Journal of the American Dental Association*. 1995;126(9):1280-1286.
208. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *The Journal of the American Dental Association*. 2000;131:26S-30S.
209. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials*. 2000;16(5):330-336.
210. Stritikus J, Owens B. An in vitro study of microleakage of occlusal composite restorations polymerized by a conventional curing light and a PAC curing light. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2000;24(3):221-227.
211. Şener Y, Şengün A, Koyutürk A. Farklı Işık Kaynaklarıyla Polimerize Edilen Kompozit Rezin Materyalinin Mikrosertliği. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;6(1):3-8.
212. Millar B, Nicholson J. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28(6):549-552.
213. Ilie N, Felten K, Trixner K, et al. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dental Materials*. 2005;21(5):483-489.
214. Rahiotis C, Patsouri K, Silikas N, et al. Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices. *Journal of Oral Science*. 2010;52(2):187-195.
215. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(8):977-985.
216. Kutuk ZB, Gurgan S, Hickel R, et al. Influence of extremely high irradiances on the micromechanical properties of a nano hybrid resin based composite. *American journal of dentistry*. 2017;30(1):9-15.
217. Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S. Effect of high-irradiance light-curing on micromechanical properties of resin cements. *BioMed research international*. 2016;2016.
218. Feng L, Carvalho R, Suh BI. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dental Materials*. 2009;25(3):283-289.
219. Abed Y, Sabry H, Alrobeigy N. Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dental Journal*. 2015;12(2):71-80.

220. Maghaireh GA, Alzraikat H, Taha NA. Assessing the irradiance delivered from light-curing units in private dental offices in Jordan. *The Journal of the American Dental Association*. 2013;144(8):922-927.
221. Watts D, Amer O, Combe E. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *British Dental Journal*. 1984;156(6):209-215.
222. Sakaguchi R, Douglas W, Peters M. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*. 1992;20(3):183-188.
223. Durner J, Obermaier J, Draenert M, et al. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dental materials*. 2012;28(11):1146-1153.
224. Price RB, Labrie D, Whalen JM, et al. Effect of distance on irradiance and beam homogeneity from 4 light-emitting diode curing units. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2011;77:b9-b9.
225. Bala O, Uctasli MB, Tuz M. Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Oper Dent*. 2005;30(1):69-74.
226. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, et al. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *Journal of Dentistry*. 2011;39:e9-e17.
227. Schmidlin PR, Gohring T. Finishing tooth-colored restorations in vitro: an index of surface alteration and finish-line destruction. *Operative Dentistry-University of Washington-*. 2004;29(1):80-86.
228. Scheibe KGBA, Almeida KGB, Medeiros IS, et al. Effect of different polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *Journal of Applied Oral Science*. 2009;17:21-26.
229. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, et al. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. *The Journal of the American Dental Association*. 2004;135(5):587-594.
230. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, et al. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):221-227.
231. Küçükeşmen HC, Öztaş DD, Küçükeşmen Ç, et al. Farklı Tiplerdeki Geleneksel ve Rezin-Modifiye Cam İyonomer Simanların Su Emilimi ve Suda Çözünürlüğü. *European Annals of Dental Sciences*. 2005;32(1):25-34.
232. Turkun L, Turkun M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. *Operative Dentistry-University of Washington-*. 2004;29(2):203-211.

233. Ereifej N, Oweis Y, Eliades G. The effect of polishing technique on 3-D surface roughness and gloss of dental restorative resin composites. *Operative dentistry*. 2012;38(1):E9-E20.
234. Roeder LB, Powers JM. Surface roughness of resin composite prepared by single-use and multi-use diamonds. *American Journal of Dentistry*. 2004;17(2):109-112.
235. Stoddard JW, Johnson GH. An evaluation of polishing agents for composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1991;65(4):491-495.
236. Berastegui E, Canalda C, Brau E, et al. Surface roughness of finished composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(5):742-749.
237. Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, et al. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Operative dentistry*. 2006;31(1):11-17.
238. Fruits TJ, Miranda FJ, Coury TL. Effects of equivalent abrasive grit sizes utilizing differing polishing motions on selected restorative materials. *Quintessence International*. 1996;27(4).
239. Dodge W, Dale R, Cooley R, et al. Comparison of wet and dry finishing of resin composites with aluminum oxide discs. *Dental Materials*. 1991;7(1):18-20.
240. Gökçe K. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;2005(3):52-60.
241. Mortier E, Gerdolle DA, Jacquot B, et al. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent-resin-based filling material. *Oper Dent*. 2004;29(6):669-676.
242. Thonemann BM, Federlin M, Schmalz G, et al. SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. *Dental materials*. 1997;13(3):192-197.
243. Braden M, Clarke R. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials: I. Proprietary materials. *Biomaterials*. 1984;5(6):369-372.
244. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *European journal of oral sciences*. 1998;106(2 Pt 2):687-695.
245. Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dental Materials*. 1989;5(4):283-288.
246. Wei Y-j, Silikas N, Zhang Z-t, et al. Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dental Materials*. 2011;27(2):197-205.

247. Feilzer AJ, Kakaboura AI, de Gee AJ, et al. The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements. *Dental Materials*. 1995;11(3):186-190.
248. Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, et al. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials. *Journal of dentistry*. 1999;27(3):175-181.
249. Karacaer Ö, Darendeliler Yaman S, Değim Z. Kompozit rezin materyallerin su emilimi ve çözünürlüğü. *Atatürk Üniv Dişhek Fak Der*. 2001;11(3).
250. Ruyter I. Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in an aqueous environment. *Advances in Dental Research*. 1995;9(4):344-347.
251. Yap AU. Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics. *Biomaterials*. 1996;17(19):1897-1900.
252. Cefaly DFG, Franco EB, Mondelli RFL, et al. Diametral tensile strength and water sorption of glass-ionomer cements used in Atraumatic Restorative Treatment. *Journal of Applied Oral Science*. 2003;11:96-101.
253. Yap A, Lee C. Water sorption and solubility of resin-modified polyalkenoate cements. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(4):310-314.
254. Magni E, Ferrari M, Papacchini F, et al. Influence of ozone application on the repair strength of silorane-based and ormocer-based composites. *American journal of dentistry*. 2010;23(5):260.
255. Turssi C, Hara A, Serra MC, et al. Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002;29(9):864-871.
256. Von Fraunhofer J, Curtis Jr P. The physical and mechanical properties of anterior and posterior composite restorative materials. *Dental Materials*. 1989;5(6):365-368.
257. Standard I. ISO 4049 polymer based filling, restorative and luting materials. International Organization for Standardization. 2000;1:27.
258. Örtengren U, Andersson F, Elgh U, et al. Influence of pH and storage time on the sorption and solubility behaviour of three composite resin materials. *Journal of Dentistry*. 2001;29(1):35-41.
259. Albuquerque PPA, Moreira AD, Moraes RR, et al. Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *Journal of dentistry*. 2013;41:e67-e72.

260. Gusmão Gmdas, De Queiroz TVV, Pompeu GF, et al. The influence of storage time and pH variation on water sorption by different composite resins. *Indian Journal of Dental Research*. 2013;24(1):60.
261. Carvalho AA, Moreira FdCL, Fonseca RB, et al. Effect of light sources and curing mode techniques on sorption, solubility and biaxial flexural strength of a composite resin. *Journal of Applied Oral Science*. 2012;20:246-252.
262. Rahim Tnat, Mohamad D, Akil HM, et al. Water sorption characteristics of restorative dental composites immersed in acidic drinks. *Dental Materials*. 2012;28(6):e63-e70.
263. Almeida GS, Poskus LT, Guimarães JGA, et al. The effect of mouthrinses on salivary sorption, solubility and surface degradation of a nanofilled and a hybrid resin composite. *Operative dentistry*. 2010;35(1):105-111.
264. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, et al. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(12):1106-1115.
265. Curtis A, Shortall A, Marquis P, et al. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *Journal of dentistry*. 2008;36(3):186-193.
266. Øysæd H, Ruyter I. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *Journal of dental research*. 1986;65(11):1315-1318.
267. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC. Volumetric dimensional changes of dental light-cured dimethacrylate resins after sorption of water or ethanol. *dental materials*. 2008;24(8):1131-1136.
268. Toledano M, Osorio R, Osorio E, et al. Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *Journal of dentistry*. 2003;31(1):43-50.
269. Mirsasaani SS, Ghomi F, Hemati M, et al. Measurement of solubility and water sorption of dental nanocomposites light cured by argon laser. *IEEE transactions on nanobioscience*. 2013;12(1):41-46.
270. Sevilmiş HH, Bulucu B. Adeziv materyallerin su emilimi özellikleri. 2007.
271. Silva EMd, Almeida GS, Poskus LT, et al. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *Journal of Applied Oral Science*. 2008;16:161-166.
272. Genç G, Toz T. Rezin kompozitlerin renk stabilitesi ile ilgili bir derleme: Kompozit renklenmelerinin etyolojisi, sınıflandırılması ve tedavisi. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2017;38(2):68-79.



273. Moraes RR, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, et al. Preparation and evaluation of dental resin luting agents with increasing content of bisphenol-A ethoxylated dimethacrylate. *Journal of biomaterials applications*. 2010;24(5):453-473.
274. Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook I, et al. HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2007;18(1):133.
275. Pearson G, Longman C. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1989;16(1):57-61.
276. Saba DA, Abdel Gawad FK, Abd Ellatif MA. In vitro assessment of water sorption, solubility and surface roughness of compomer and giomer materials after immersion in different beverages. *Egyptian Dental Journal*. 2017;63(1-January (Orthodontics, Pediatric & Preventive Dentistry)):205-214.
277. Powers J, Wataha J. *Dental materials: properties and manipulation* Mosby Elsevier. United States of America. 2008.
278. Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, et al. Stress relaxation via addition–fragmentation chain transfer in high T<sub>g</sub>, high conversion methacrylate-based systems. *Macromolecules*. 2012;45(14):5640-5646.
279. Barner-Kowollik C. *Handbook of RAFT polymerization*: John Wiley & Sons 2008.
280. Marovic D, Par M, Crnadak A, et al. Rapid 3 s curing: What happens in deep layers of new bulk-fill composites? *Materials*. 2021;14(3):515.
281. Wydra JW, Cramer NB, Stansbury JW, et al. The reciprocity law concerning light dose relationships applied to BisGMA/TEGDMA photopolymers: theoretical analysis and experimental characterization. *Dental Materials*. 2014;30(6):605-612.
282. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *Journal of Dental Research*. 2005;84(7):659-662.
283. Price R, Ferracane J, Shortall A. Light-curing units: a review of what we need to know. *Journal of dental research*. 2015;94(9):1179-1186.
284. Zankuli M, Devlin H, Silikas N. Water sorption and solubility of core build-up materials. *Dental Materials*. 2014;30(12):e324-e329.
285. Goncalves L, Filho JD, Guimarães JG, et al. Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrixes. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2008;85(2):320-325.

286. Duymuş ZY, Aladağ H. Kompozit Resin Restoratif Materyallerin Emilim ve Çözünürlüğünün İncelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2010;2010(1).
287. Nishitani Y, Yoshiyama M, Hosaka K, et al. Use of Hoy's solubility parameters to predict water sorption/solubility of experimental primers and adhesives. European journal of oral sciences. 2007;115(1):81-86.
288. Chaves LP, Graciano FMO, Júnior OB, et al. Water interaction with dental luting cements by means of sorption and solubility. Brazilian Dental Science. 2012;15(4):29-35.
289. Misilli T, Gönülol N. Water sorption and solubility of bulk-fill composites polymerized with a third generation LED LCU. Brazilian oral research. 2017;31.