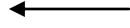


Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak  
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya  
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;  
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**(DOKTORA TEZİ )**

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARI İLE FARKLI SÜRELERDE  
POLİMERİZE EDİLEN BULK FİLL KOMPOZİTLERİN  
ALT-ÜST YÜZEY SERTLİK DEĞERLERİNİN  
KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

**MİİİDDİN SAİPULLAEV**

**DANIŞMAN  
DOÇ. DR. UĞUR ERDEMİR**

**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2017**

## DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü , Dişhekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Restoratif Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Miiiddin Saipullaev tarafından Doç.Dr.Uğur ERDEMİR'in danışmanlığında hazırlanan "Farklı Işık Kaynakları İle Farklı Sürelerde Polimerize Edilen Bulk Fıllı Kompozitlerin Alt-Üst Yüzey Sertlik Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 22/ 02/2017 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

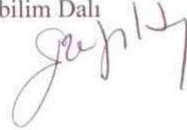


**Jüri Başkanı**  
Prof.Dr.T.Sami BÜYÜKGÖKÇESU  
İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı Başkanı



**Jüri-Danışman**  
Doç.Dr.Uğur ERDEMİR  
İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi  
Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı

**Jüri**  
Prof.Dr.Esra YILDIZ  
İ.Ü.Dişhekimliği Fakültesi  
Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı




**Jüri**  
Prof.Dr.Funda YANIKOĞLU  
Marmara Ü.Dişhekimliği Fakültesi  
Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı

**Jüri**  
Yrd.Doç.Dr.Alev ÖZSOY  
Medipol Ü.Dişhekimliği Fak.  
Restoratif Diş Tedavisi  
Anabilim Dalı





**BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.



MİİİDDİN SAİPULLAEV

(İmza)

## İTHAF

Canım Aileme ithaf ediyorum

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana yol gösteren, bilgi, tecrübe ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, akademik hayatımdaki bilgi birikimimi sayesinde edindiğim, çalışma azmini ve disiplinini örnek aldığım doktora tez danışmanım Doç. Dr. Uğur Erdemir'e

Bugünlere gelmem de emekleri olan başta Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Sami Büyükgökçesu ve Prof. Dr. Taner Yücel olmak üzere Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine;

Doktora eğitimim boyunca ve tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen Doç. Dr. Safa Tuncer'e, Yard. Doç. Dr. Gülşah Yenier ve Dr. Diial Pashaev'e

Doktora eğitiminin bana kattığı en güzel dostlukları ve arkadaşlık ilişkilerini yaşatan, desteklerini benden esirgemeyen doktora öğrencisi arkadaşlarım ve araştırma görevlilerine,

Hayatım boyunca her zaman yanımda olan canım aileme yardımları, emekleri, fedakârlıkları, sevgileri ve sabırları için sonsuz teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 55023

## İÇİNDEKİLER

|                                                                               |                                         |
|-------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------|
| TEZ ONAYI .....                                                               | 2                                       |
| BEYAN.....                                                                    | <b>HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.</b> |
| İTHAF.....                                                                    | 4                                       |
| TEŞEKKÜR.....                                                                 | 6                                       |
| İÇİNDEKİLER .....                                                             | 7                                       |
| TABLolar LİSTESİ.....                                                         | 9                                       |
| ŞEKİLLER LİSTESİ .....                                                        | 11                                      |
| SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....                                         | 13                                      |
| ÖZET .....                                                                    | 15                                      |
| ABSTRACT.....                                                                 | 16                                      |
| 1. GİRİŞ VE AMAÇ.....                                                         | 17                                      |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                                       | 20                                      |
| 2.1. Kompozit reçineler.....                                                  | 20                                      |
| 2.1.1. Tarihçesi ve Gelişimi .....                                            | 20                                      |
| 2.1.2. Kompozit reçinelerin kimyasal yapısı.....                              | 22                                      |
| 2.1.2.1. Reçine matriks (Organik matriks) .....                               | 22                                      |
| 2.1.2.2. İnorganik doldurucular .....                                         | 24                                      |
| 2.1.2.3. Bağlayıcı ajan (Ara faz, Silan) .....                                | 25                                      |
| 2.1.3. Kompozit reçinelerin sınıflandırılması .....                           | 26                                      |
| 2.1.3.1. Geleneksel Kompozit reçineler (Makrofil Kompozitler).....            | 28                                      |
| 2.1.3.2. Küçük partiküllü kompozit reçineler .....                            | 29                                      |
| 2.1.3.3. Mikrofil kompozit reçineler .....                                    | 29                                      |
| 2.1.3.4. Hibrit kompozit reçineler .....                                      | 30                                      |
| 2.1.3.5. Ünlversal kompozit reçineler .....                                   | 31                                      |
| 2.1.3.6. Tepilebilir (Packable) kompozit reçineler.....                       | 31                                      |
| 2.1.3.7. Akışkan (Flowable) kompozit reçineler .....                          | 32                                      |
| 2.1.3.8. Nano yapıda kompozit reçineler .....                                 | 33                                      |
| 2.1.3.9. Bulk fill kompozit reçineler .....                                   | 34                                      |
| 2.2. Kompozit reçinelerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları ..... | 38                                      |
| 2.2.1. Kuartz-Tungsten-Halojen (QTH) ışık kaynakları .....                    | 38                                      |

|                                                                    |     |
|--------------------------------------------------------------------|-----|
| 2.2.2. LED ışık Kaynakları .....                                   | 39  |
| 2.2.3. Plazma Ark ışık kaynakları (PAC).....                       | 40  |
| 2.2.4. Lazer ışık kaynakları .....                                 | 40  |
| 2.3. Mekanik ve fiziksel özellikler.....                           | 41  |
| 2.3.1. Polimerizasyon derecesi (Konversiyon derecesi) .....        | 41  |
| 2.3.2. Polimerizasyon derinliği (Depth of Cure).....               | 42  |
| 2.3.3. Yüzey sertliği ölçme yöntemleri .....                       | 43  |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM.....                                            | 48  |
| 4. BULGULAR.....                                                   | 64  |
| 4.1. Üç Yönlü Varyans Analizi sonuçlarının değerlendirilmesi ..... | 64  |
| 4.1.1. Kullanılan kompozit reçine tipine göre.....                 | 68  |
| 4.1.2. Kullanılan ışık kaynağının tipine göre .....                | 77  |
| 4.1.3. Işık uygulama sürelerine göre .....                         | 81  |
| 5. TARTIŞMA .....                                                  | 83  |
| 6. SONUÇLAR.....                                                   | 102 |
| KAYNAKLAR .....                                                    | 104 |
| HAM VERİLER .....                                                  | 120 |
| FORMLAR .....                                                      | 121 |
| ETİK KURUL KARARI .....                                            | 122 |
| PATENT HAKKI İZNİ .....                                            | 123 |
| TELİF HAKKI İZNİ.....                                              | 124 |
| ÖZGEÇMİŞ .....                                                     | 125 |

## TABLOLAR LİSTESİ

|                                                                                                                                                                                   |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 1: Değişik sınıflandırma şekillerine göre kompozit reçineler* .....                                                                                                         | 27 |
| Tablo 2: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve hacim olarak partikül miktarına göre kompozit reçinelerin sınıflandırılması* .....                                             | 28 |
| Tablo 3: Piyasada bulunan bazı bulk fill kompozit materyallerin uygulama derinliği ve kimyasal kompozisyonları (Üretici firma bilgileri) .....                                    | 37 |
| Tablo 4: Çalışmada kullanılan kompozit reçinelerin içerikleri, üretici firmaları ve üretim numaraları .....                                                                       | 48 |
| Tablo 5: Çalışmada kullanılan ışık kaynakları (Üretici firma bilgilerine göre) .....                                                                                              | 49 |
| Tablo 6: 2 mm yükseklikte, yüzde (%) değişim oranına göre Multivariate ANOVA test sonuçları.....                                                                                  | 65 |
| Tablo 7: 4 mm yükseklikte, yüzde (%) değişim oranına göre Multivariate ANOVA test sonuçları.....                                                                                  | 66 |
| Tablo 8: 5 mm yükseklikte, yüzde (%) değişim oranına göre Multivariate ANOVA test sonuçları.....                                                                                  | 67 |
| Tablo 9: Halojen ışık cihazı ile 20 sn polimerize edilen farklı yüksekliklerdeki kompozit reçinelerin alt/üst yüzey sertlik değerleri ve mikrosertlik değişim oranları (%) .....  | 72 |
| Tablo 10: LED ışık cihazı ile 20 sn polimerize edilen farklı yüksekliklerdeki kompozit reçinelerin alt/üst yüzey sertlik değerleri ve mikrosertlik değişim oranları (%) .....     | 72 |
| Tablo 11: Halojen ışık cihazı ile 40 sn polimerize edilen farklı yüksekliklerdeki kompozit reçinelerin alt/üst yüzey sertlik değerleri ve mikrosertlik değişim oranları (%) ..... | 73 |
| Tablo 12: LED ışık cihazı ile 40 sn polimerize edilen farklı yüksekliklerdeki kompozit reçinelerin alt/üst yüzey sertlik değerleri ve mikrosertlik değişim oranları (%) .....     | 73 |
| Tablo 13: 2 mm yükseklikte ışık cihazlarının materyallerde oluşturduğu sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları .....                                          | 78 |
| Tablo 14: 4 mm yükseklikte ışık cihazlarının materyallerde oluşturduğu sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları .....                                          | 78 |
| Tablo 15: 5 mm yükseklikte ışık cihazlarının materyallerde oluşturduğu sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları .....                                          | 78 |

|                                                                                                                                                            |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tablo 16: Işık cihazlarının 2 mm yükseklik ve farklı sürelerde materyallerin sertlik oranı değişimine (%) olan etkisi ve istatistiksel farklılıkları ..... | 79 |
| Tablo 17: Işık cihazlarının 4 mm yükseklik ve farklı sürelerde materyallerin sertlik oranı değişimine (%) olan etkisi ve istatistiksel farklılıkları ..... | 80 |
| Tablo 18: Işık cihazlarının 5 mm yükseklik ve farklı sürelerde materyallerin sertlik oranı değişimine (%) olan etkisi ve istatistiksel farklılıkları ..... | 81 |
| Tablo 19: 2 mm yükseklikte farklı sürelerde polimerize edilen materyallerin sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları .....              | 82 |
| Tablo 20: 4 mm yükseklikte farklı sürelerde polimerize edilen materyallerin sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları .....              | 82 |
| Tablo 21: 5 mm yükseklikte farklı sürelerde polimerize edilen materyallerin sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları .....              | 82 |

## ŞEKİLLER LİSTESİ

|                                                                                                                                                                                                                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Şekil 2-1: Nano öbekler ve nano partiküllerin nanofil kompozit yapısındaki şematik dağılımı (Hatrack & Eakle, 2016). ....                                                                                                                                     | 34 |
| Şekil 2-2: Bazı sertlik testlerinde kullanılan farklı uç tipleri ve sertlik değerinin hesaplanması (Callister & Rethwisch, 2014). ....                                                                                                                        | 45 |
| Şekil 3-1: Venus Bulk Fill kompozit materyali .....                                                                                                                                                                                                           | 50 |
| Şekil 3-2: (a) SonicFill Bulk Fill kompozit materyali ve (b) Sonik aktivasyon cihazı ..                                                                                                                                                                       | 51 |
| Şekil 3-3: Solitaire 2 tepilebilir kompozit materyali .....                                                                                                                                                                                                   | 52 |
| Şekil 3-4: Halojen (QTH) ışık cihazı (Optilux 501; Kerr Corp., Orange, CA, ABD)....                                                                                                                                                                           | 53 |
| Şekil 3-5: QTH ışık cihazının ışık yoğunluğunun dijital bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak ölçülmesi. ....                                                                                             | 54 |
| Şekil 3-6: LED ışık cihazı (Demi Ultra, Kerr Corp., Orange, CA, ABD). ....                                                                                                                                                                                    | 55 |
| Şekil 3-7: LED ışık cihazının ışık yoğunluğunun dijital bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental) kullanılarak ölçülmesi. ....                                                                                                              | 56 |
| Şekil 3-8: Vickers mikro sertlik ölçüm cihazı (Innovatest, Maastricht, Hollanda) .....                                                                                                                                                                        | 57 |
| Şekil 3-9: Vickers mikrosertlik ölçümü için hazırlanan numunelere ilişkin çalışma düzeneği diagramı.....                                                                                                                                                      | 58 |
| Şekil 3-10: a) Kompozit numunelerin hazırlanmasında kullanılan 8 mm çapında, 2, -4, 5 mm yüksekliğinde düz, pürüzsüz metal levha b) Materyallerin silindirik yuvalar içerisine yerleştirilmesi öncesinde metal tabla üzerine şeffaf bant yerleştirilmesi..... | 59 |
| Şekil 3-11: a) Deney materyalinin silindirik metal kalıp içerisine yerleştirildikten sonra üst yüzeyinin şeffaf bant ve 1 mm kalınlığındaki mikroskop camı ile kapatılarak fazla materyalin uzaklaştırılması. ....                                            | 60 |
| Şekil 3-12: Bitirme ve cila işlemlerinde kullanılan diskler (Optidisk; Kerr) .....                                                                                                                                                                            | 61 |
| Şekil 3-13: Bitirme ve cila işlemleri tamamlanmış, alt yüzeyleri yüksek hızlı döner alet ve elmas bir rond frez yardımıyla numaralandırılmış numuneler. a) Venus Bulk Fill, b) SonicFill, c) Solitaire 2. ....                                                | 62 |
| Şekil 4-1: 2 mm yükseklikte halojen ve LED ışık cihazları ile farklı sürelerde polimerize edilen numunelerin sertlik değişim oranları .....                                                                                                                   | 74 |
| Şekil 4-2: 4 mm yükseklikte halojen ve LED ışık cihazları ile farklı sürelerde polimerize edilen numunelerin sertlik değişim oranları .....                                                                                                                   | 75 |

Şekil 4-3: 5 mm yükseklikte halojen ve LED ışık cihazları ile farklı sürelerde polimerize edilen numunelerin sertlik değişim oranları ..... 76



**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: Aluminyum oksit

BHN: Brinell Sertlik Değeri

Bis-GMA: bisfenol glisidil dimetakrilat

Bis-EMA: bisetilen glikol dimetakrilat

cm<sup>2</sup>: santimetre kare

°C: Santigrad derece

CQ: kamforokinon

DMBZ: 2,2-dimethoksi [1,2] difeniletanone

EDMA: etilen dimetakrilat

EBPDMA: etoksile bisfenol-A-dimetakrilat

EGDMA: etilen glikol dimetakrilat

FTIR: Fourier Transform Infrared Spektrometre

g/mol: moleküler ağırlığa

J: Joule

KHN: Knoop sertlik değerleri de

LED: Light emitting diode

mW: miliwatt

µm: mikrometre

MMA: methyl methacrylate

mm: Milimetre

µ: Mikron

γ-MPS: γ-methacryloxypropyltrimethoxysilane

N: Newton

nm: nanometre

PAC: plazma ark

p: İstatistiksel anlamlılık düzeyi

Semi-IPN: interpenetrasyon polimer ağ

SF: SonicFill

TEGDMA: trietilen glikol dimetakrilat

TEC: Tetric Evoceram

UV: Ultraviyole

UDMA: üretan dimetakrilat

VHN: Vickers sertlik değeri

QTH: Quartz tungsten halojen



## ÖZET

Saipullaev, M. (2017). Farklı ışık kaynakları ile farklı sürelerde polimerize edilen Bulk fill kompozitlerin alt/üst yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı, farklı tipteki Bulk fill kompozit reçinelerin, farklı tip ışık cihazları ile farklı ışık uygulama sürelerinde ve farklı yüksekliklerde polimerize edilmesinin, alt/üst yüzey sertlik oranlarına etkisinin, tepilebilir bir kompozit reçine ile karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Venüs Bulk Fill, SonicFill ve kontrol grubu olarak Solitaire 2 kompozit materyalleri kullanıldı. Her bir materyalden hazır metal kalıplar kullanılarak, farklı yüksekliklerde (kontrol grubu 2 mm) silindirik numuneler hazırlandı (n=7; 8 mm çapında, 2, 4 ve 5 mm yüksekliğinde). Halojen ve LED ışık cihazları ile 20 sn ve 40 sn süre ile polimerize edildi. Numunelerin ışık uygulanan üst yüzeylerine cila diskleri ile polisaj yapıldı ve numuneler sertlik ölçümü öncesinde 37° C’de 24 saat distile suda bekletildi. Bekleme süresi sonrasında, numunelerin alt ve üst yüzeylerinden Vicker’s sertlik cihazı ile 1 mm aralıklarla 3’er ölçüm yapıldı ve her bir numunenin alt/üst yüzey sertlik oranları belirlendi. Elde edilen veriler, tek yönlü varyans (one-way ANOVA) analizi ve çoklu karşılaştırmalarda Tukey HSD testi ile analiz edildi (p<0.05). Bulk fill kompozit reçineler her iki ışık cihazında, ışık uygulama sürelerinde ve tüm yüksekliklerde %80 üzerinde alt/üst yüzey sertlik değişim oranı gösterirken, Solitaire 2 ışık uygulama süresine bakılmaksızın sadece LED ışık cihazının kullanıldığı gruplarda %80’in üzerinde alt/üst yüzey sertlik değişim oranı gösterdi. Kompozit reçine tipine, uygulama yüksekliğine ve ışık uygulama süresine bakılmaksızın, LED ışık cihazı halojen ışık cihazına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sertlik değişim oranları gösterdi (p<0.001). Polimerizasyon sürelerinin, farklı yükseklikteki numunelerin sertlik değişim oranları üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi gözlenmedi (p>0.05). Bulk kompozit reçineler tüm uygulama yüksekliklerinde, ışık uygulama sürelerinde ve ışık cihazlarında klinik olarak kabul edilen minimum %80 değerinin üzerinde alt/üst yüzey sertlik oranları göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Bulk fill kompozit, polimerizasyon derecesi, QTH, LED, mikrosertlik

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 55023

## ABSTRACT

Saipullaev, M. (2017). Comparative evaluation of bottom/top hardness of different Bulk fill composites polymerized with different light sources in different polymerization times. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of restorative Dentistry. Doctoral Thesis. İstanbul.

The purpose of this study was to investigate the influence of different increment thickness, curing times and light curing unit types on the bottom/top microhardness ratio of different bulk fill composites in comparison with a packable resin composite. Bulk fill composites; Venus Bulk Fill and SonicFill were tested and, Solitaire 2 was used as control. For each bulk fill material different incremental thicknesses (8 mm diameter, 2, 4 and 5 mm height) and only 2 mm thick specimens were prepared for the control group (n=7 per group). Specimens were light cured for 20 s and 40 s using a quartz-tungsten-halogen and LED light curing units (LCUs). The top surfaces of the specimens were polished with aluminum oxide polishing discs and then stored in distilled water at 37 °C for 24 h before hardness measurement. After storage period, three measurements were recorded at the top and at the bottom surfaces on each sample by Vickers hardness tester and the bottom/top hardness ratio measurements were recorded. The data were statistically analyzed by One-way ANOVA, Tukey HSD tests ( $p<0.05$ ). While Bulk fill resin composites tested showed more than 80% hardness ratio in both curing unit, irradiation times and in all increment thickness, whereas, Solitaire 2 demonstrated more than 80% hardness ratio only when the LED LCU used regardless of the light curing time. Among the specimens that were polymerized with LED LCU demonstrated significantly higher bottom/top hardness ratio than QTH lamp, irrespective of the thickness, curing time, and material type ( $p<0.001$ ). No significant effect of polymerization times on the hardness changes of different thickness specimens were observed ( $p>0.05$ ). Bulk fill resin composites have demonstrated clinically acceptable minimum threshold level of 80% bottom/top hardness ratio in all increment thickness, in all curing time and curing units.

Key Words: Bulk fill composite, degree of polymerization, QTH, LED, microhardness

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No. 55023

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Son yıllarda kompozit reçine materyallerde büyük gelişmeler sağlanmıştır. Bunlar; materyallerin monomer yapısı, inorganik doldurucu partiküllere ilişkin yenilikler ve yapı içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcıları içine alan gelişmelerdir (Czasch & Ilie, 2013; Ilie & Hickel, 2011; Issa ve ark., 2016). Ön bölge dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılan kompozit reçineler, fiziksel, mekanik özelliklerinde sağlanan gelişmeler ve hastaların estetik talebi nedeniyle arka bölge dişlerin restorasyonunda da yaygın olarak kullanılan direkt restoratif materyal haline gelmiştir (Orłowski ve ark., 2015; van Dijken & Pallesen, 2014). Ancak, kompozit reçinelerde yaşanan pozitif gelişmelerle birlikte, polimerizasyon derinliği ve dönüşüm derecesi gibi materyalin uzun dönem performansını etkileyen bir takım dezavantajlar günümüzde halen mevcuttur (Abed ve ark., 2015; Yoshikawa ve ark., 2013; Galvao ve ark., 2013). Yetersiz polimerizasyon derinliği nedeniyle geleneksel kompozit materyallerin en fazla 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde, başta derin kavite olmak üzere büyük kompozit restorasyonların yapılması esnasında uygulanması, hem ışık geçirgenliğinin hem de restorasyonun optimal polimerizasyonunun sağlanabilmesi önerilmektedir (Cenci ve ark., 2005; Duarte ve ark., 2008). Ancak, derin kaviteye sahip dişlerde tabakalı yerleştirme tekniği kullanılarak restorasyonların tamamlanması hem hasta hem de hekim için zaman alıcı olup, aynı zamanda tabakalar arasında da nem kontaminasyonu ve porozite kalma riskini beraberinde getirmektedir (Furness ve ark., 2014; Tarle ve ark., 2015). Bu problemlerin ortadan kaldırılabilmesi ve hasta başında geçirilen sürenin kısaltılması ve maliyetin azaltılması amacıyla son yıllarda kütle halinde 4 mm (Heraeus Kulzer, 2013; 3M ESPE Dental Products, 2013) hatta 5 mm'ye kadar (Kerr Corporation, 2011) uygulanabilme olanağı sağlayan “Bulk Fill” kompozit reçineler geliştirilmiştir (Furness ve ark., 2014). Bu materyallerin 4 – 5 mm kalınlığında tek seferde uygulanabilmesinin yanısıra, düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi, kaviteye adaptasyonlarının daha iyi olması ve yüksek dönüşüm derecesine sahip olması gibi avantajları olduğu üretici firmalar tarafından bildirilmektedir. Bununla birlikte, üretici firmalar bu materyallerin polimerizasyon büzülmesinin sıklıkla kullanılan akışkan kompozitler ve geleneksel kompozit materyallerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (Abed ve ark., 2015). Bu yeni nesil kompozit materyaller düşük

viskoziteye sahip akışkan mayeryaller ve yüksek viskoziteli materyaller olarak piyasaya sunulmuştur.

Optimal bir polimerizasyon, monomer yapının polimer zincirlerine dönüşmesine yol açar (Abed ve ark., 2015). Ancak, monomerlerin polimerlere dönüşmesi hiç bir zaman tam olarak gerçekleşmez ve polimerize olmamış artık monomerler kalır. Kompozit reçinelerin polimerizasyonu 400 – 500 nm dalga boyu aralığına sahip değişik ışık kaynakları ile günümüzde yapılabilmektedir. Bu amaçla sıklıkla tercih edilen ışık kaynakları Quartz Tungsten Halojen (QTH) ve ışık yayan diyot lambalardır (Light Emitted Diode; LED). Etkili bir polimerizasyon derinliği sağlayabilmek için kullanılan ışık kaynağının türü (Galvão ve ark., 2010), ışık gücünün yoğunluğu (Galvão ve ark., 2013), dalga boyu ve uygulama zamanı (Yoshikawa ve ark., 2013), kullanılan ışık kaynağı ucunun genişliği (Galvão ve ark., 2013), ışık uygulama metodu (Ogunyinka ve ark., 2007), organik matriks yapısı ve kimyası (Ribeiro ve ark., 2012; Ozturk ve ark., 2013), inorganik doldurucu partiküllerin dağılımı ve miktarı (Choudhary & Suprabha, 2013), materyalde bulunan polimerizasyon başlatıcının miktarı ve türü (Alonso ve ark., 2013) ve kompozit reçinenin rengi (Moore ve ark., 2008; de Araújo ve ark., 2008) gibi pek çok faktör polimerizasyon derinliğine etki etmektedir.

Üretici firmalar geleneksel kompozit reçinelere oranla daha yüksek translusensliğe sahip bu yeni nesil kompozit materyallerin ışık geçirgenliğinin 4 mm derinliğe sahip kaviteelerde dahi mümkün olduğunu ve materyal yapısında bulunan yenilikçi polimerizasyon başlatıcı sistemlerin ışık uygulama sürelerini azaltarak polimerizasyon derinliğini arttırdığını bildirmektedirler (Orłowski ve ark., 2015). Ancak, her ne kadar üretici firmalar 4 mm derinliğe kadar bu materyallerin kaviteye yerleştirilmesini tavsiye etse de, polimerizasyon derinliği ve materyalin mekanik özelliklerinin klinik kullanım için yeterli olup olmadığı şüphesi halen mevcuttur (Czasch & Ilie, 2013).

Kompozit reçine materyallerin polimerizasyon derecelerinin ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılmasında pekçok yöntem kullanılmaktadır. Kompozit reçineler için sıklıkla ISO 4049 standardı, ışık uygulaması sonrası polimerize olmuş materyalin hemen kazınması ve sonrasında ikiye bölünen sertleşmemiş örneğin uzunluğunu ölçen bir yöntem olup, polimerizasyon derinliğini olduğundan daha fazla göstermesinden dolayı dezavantajlara sahiptir (Flury ve ark., 2012; Moore ve ark., 2008; Price ve ark.,

2005). Bunun dışında Fourier Transform Infrared Spektrometre (FTIR) testi gibi konversiyon derecesini ve artık monomer miktarını direkt ölçen testler (Marovic ve ark., 2015; Alshali ve ark., 2013) ile Optik mikroskoplarda (DeWald & Ferracane, 1987) polimerizasyon derinliğini ölçmek amacıyla kullanılmıştır. Kompozit reçine materyallerin polimerizasyon derecesini ve aynı zamanda ışık kaynağının etkinliğini değerlendirmek için yüzey sertliği testleri, uygulamanın diğer yöntemlere oranla basit ve kullanımının daha kolay olması, güvenilirliği ve deneylerin tekrar edilebilirliği nedeniyle daha çok tercih edilen indirekt testler arasındadır (Alrahlah ve ark., 2014; Mehl ve ark., 1997; Uhl ve ark., 2004). Kompozit reçinelerin polimerizasyonları sonrasında alt ve üst yüzey mikrosertlik değerlerinin orantısal olarak karşılaştırılması, o materyalin polimerizasyon derecesi ile ilgili bilgi vermektedir (Alrahlah ve ark., 2014; Uhl ve ark., 2004; Schattenberg ve ark., 2008). Yapılan çalışmalar, yüzey sertliği ile polimerizasyon derinliği arasında pozitif bir korelasyon etkileşiminin olduğunu da bildirmektedir (Bala ve ark., 2005; Rueggeberg & Craig, 1988).

Bu tez çalışmasının amacı son zamanlarda kullanımı gittikçe yaygınlaşan farklı tipteki (düşük / yüksek viskoziteli) Bulk fill kompozit materyallerin, farklı tip ışık cihazları (QTH ve LED) ile farklı ışık uygulama sürelerinde (20 sn, 40 sn) ve farklı yüksekliklerde (2, 4, 5 mm) polimerize edilmesini takiben alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarının, tepilebilir bir kompozit materyali ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi ve klinik kullanımda hangi ışık cihazıyla hangi sürelerde daha etkili polimerizasyon derinliğinin sağlanabileceğinin irdelenmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kompozit reçineler

#### 2.1.1. Tarihçesi ve Gelişimi

Mine dokusunun asitlenebilirliğinin bildirilmesi (Buonocore, 1955) ve adeziv bağlanmanın tanımlanmasıyla birlikte kompozit reçinelerde büyük gelişmeler yaşanmıştır (Bowen, 1982). Bu yeni materyeller ile birlikte gelişen uygulama teknikleri, “G.V. Black” tarafından bir asırdan fazla bir süre önce tanımlanan “koruma için genişletme” prensibinin değişmesine yol açmış, bunun yanında restoratif materyalin retansiyonu için mekanik bağlanma yerine adezyon kavramının ve adeziv bağlanmanın gelişmesine yol açmıştır. Bu sayede kavite preparasyonları daha konservatif yapılabilir hale gelerek daha fazla sağlam diş dokusunun korunmasına da imkan sağlanmıştır (Bowen, 1982).

Dişhekimliğinde diş renginde ilk restoratif materyal kullanımı silikat simanların kullanılmasıyla başlamıştır (Schulein, 2005; Puckett ve ark., 2007; Heymann ve ark., 2012). Bu materyal esasında kompozit yapısına sahip alumino-fluoro-silikat cam bazlı bir yapı ile fosforik asit bazlı bir yapıdan oluşmaktadır. Ancak materyalin yüksek büzülme ve genleşme katsayısı, düşük renk stabilitesi göstermesi ve diş dokularına zayıf bir adezyon ile bağlanması en büyük dezavantajlarını oluşturmuş, materyalin hem arka bölge hemde ön bölge dişlerinin restorasyonunda kırılğan bir yapı sergilemesi nedeniyle fiziksel ve mekanik özellikleri daha iyi olan yeni materyal arayışlarına yol açmıştır (Rueggeberg, 2002; Bowen, 1956). Kompozit reçinelerde 1960’lı yıllarda büyük gelişmeler kaydedilmiş ve estetik özellikleri daha iyi olan materyaller ortaya çıkmıştır (Schulein, 2005; Puckett ve ark., 2007). Erken dönemde tanıtılan bu materyaller akrilik materyaller olup methyl methacrylate (MMA) bazlıdır. Bu reçineler toz ve likit karışımı şeklinde bir baz ve katalizörden oluşan, iki patın karıştırılmasıyla kimyasal reaksiyonun başladığı kendi kendine polimerize olan materyallerden oluşmuştur. Materyal yapısına polimerizasyon büzülmesini önlemeye yönelik olarak inorganik doldurucu partiküller de ilave edilmiş ve ayrıca materyalin termal genleşme katsayısı ve su emiliminde de azalmalar görüldüğü bildirilmiştir (Patel ve ark., 1987). Ancak, iki patın karıştırılması sırasında oluşan hava kabarcıkları yapı içerisinde porozitelerin oluşmasına ve materyalin hem estetik kalitesinin hem de mekanik özelliklerinin zayıflamasına neden

olmuştur. Ayrıca materyalin karıştırıldıktan sonra çalışma süresinin kısa olması, kütle şeklinde kaviteye yerleştirilmesi, inorganik partikül ilavesine rağmen polimerizasyon sırasında yüksek hacimsel büzülme göstermesi nedeniyle kenar sızıntısı ve sekonder çürük oluşumunda yüksek insidans görülmesi de en büyük dezavantajlarını oluşturmuştur (Brown, 1997; Combe & Burke, 2000). Daha sonraları Bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) yapısının bulunması ve bu yapının hem silikat simanlar ile hem de MMA bazlı reçine ile karşılaştırıldığında diş dokularına adezyonunun ve mekanik özelliklerinin daha iyi olduğunun bildirilmesi günümüzde kullandığımız kompozit reçinelerin gelişmesinde temel taş olmuştur (Söderholm ve ark., 1984; Moszner ve ark., 2008). Artmış mekanik ve fiziksel özellikleri, aşınmaya karşı daha yüksek direnci, polimerizasyon büzülmesi ve termal genleşme katsayısındaki azalmalar, daha iyi renk uyumu, kolay uygulanabilmesi gibi birçok faktörden dolayı bu materyaller dişhekimliği alanında oldukça fazla kabul görmüştür (Leinfelder, 1987; Rueggeberg, 2002). Yeni kompozit reçinelerin daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasından dolayı diş hekimleri ön ve arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanmaya başlamışlardır. Ancak, Bis-GMA yapısının yüksek viskoziteye sahip olması, doldurucu içeriğinin düşük kalmasına ve bu nedenle de aşınma ve polimerizasyon büzülmesi göstererek yüksek sekonder çürük insidansına elverişli olmasına neden olmuş, arka bölge dişlerde amalgam dolguların yerini almalarında yetersiz kalmıştır (Osborne ve ark., 1973; Rueggeberg, 2002). Bis-GMA'nın yüksek viskozitesini azaltmak amacıyla düşük moleküler ağırlıklı triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) monomeri tanıtılarak, doldurucu içeriğin artırılması ve reçine materyalin kullanım özelliklerinin uygun hale gelmesi sağlanmıştır (Bowen, 1962; Rueggeberg, 2002). Kimyasal aktivasyon ile polimerize olan Bis-GMA bazlı bu kompozit sistemler de iki pattan oluşmakta olup, polimerizasyon reaksiyonu benzoil peroxide (initiator) ile tersiyer amin (aktivatör) arasında oda sıcaklığında serbest radikallerin oluşması ile gerçekleşmektedir (Minguez ve ark., 2003). Daha önceki kompozit reçine sistemlerde olduğu gibi bu sistemlerde de iki patın karıştırılmasından ve kaviteye yerleştirilmesinden sonra restorasyonda hava kabarcığı oluşumu sıklıkla görülmüş, kompozit restorasyonun kaviteye yerleştirilmesinde teknik hassasiyetler olduğu ve restorasyonun mekanik özelliklerinde zayıflıklar olduğu bildirilmiştir (Anusavice, 1996). Bu nedenle yeni arayışlar devam etmiş ve 1970'li yıllarda yaşanan bu problemlerin üstesinden gelebilmek için materyal yapısına polimerizasyon sistemleri dahil edilerek Ultraviyole (UV) ışık dalga boyunda polimerize olabilen yeni kompozit

reçineler geliştirilmiştir (Rueggeberg, 2002; 2011). Kamforokinon gibi foto başlatıcıların yapı içerisine ilave edilmesi ile polimerizasyon reaksiyonunda yeni bir dönem başlamış ve bu sayede hem materyalin raf ömrünün uzaması hem de klinik kullanımları daha uygun hale gelmiştir (Rueggeberg, 2002). Materyalin ışık ile aktive edilmeden polimerizasyon reaksiyonunun başlamaması diş hekimine materyalin kaviteye yerleştirilmesi ve şekillendirilmesi sırasında yeterli çalışma zamanı sağlamıştır (Rueggeberg, 2011). Daha sonrasında yaşanan gelişmeler sayesinde günümüzde yaygın olarak tek pat şeklinde kullanılan ve görünür ışık dalga boyunda polimerize olan yeni materyaller geliştirilmiştir (Kwon ve ark., 2012).

### **2.1.2. Kompozit reçinelerin kimyasal yapısı**

Kompozit terimi, farklı ara yüzey ile birbirinden ayrılan ve birbiri içinde çözünmeyen, farklı bileşenleri içeren iki veya daha fazla kimyasal materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile elde edilen yapılar olarak tanımlanmaktadır (Migliaresi & Alexander, 2004). Günümüzde dişhekimliğinde kullanılan kompozit reçineler temel olarak polimer yapılı organik matriks, matriks içerisinde dağılmış olarak bulunan inorganik partiküller ile bağlayıcı ajanlardan oluşan 3 ana bileşene sahip diş renginde kompleks materyaller olup, organik matriks ile inorganik doldurucu partiküllerin bağlayıcı ajan olan silan ile birbirine bağlanması sonucunda oluşmaktadır (Ferracane, 2011; Heymann ve ark., 2012; van Noort, 2013).

#### **2.1.2.1. Reçine matriks (Organik matriks)**

Günümüz kompozit reçinelerin kimyasal olarak aktive olan kısmı, çapraz bağlı dimetakrilatların karışımından oluşan ve polimerizasyon reaksiyonu sonrasında mekanik özellikleri daha iyi olan polimer yapıya dönüşen yapıdan oluşmaktadır (Moszner ve ark., 2008; van Noort, 2013). Kompozit reçinelerin polimerizasyon derecesini de belirleyen bu fazda, çeşitli monomerler, komonomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve U.V. (ultraviyole) stabilizatörleri bulunmaktadır (van Noort, 2013). Kompozit reçinelerin büyük bir bölümü bisfenol A ve glisidil metakrilatın reaksiyonu ile oluşan dimetakrilat yapıda Bis-GMA monomerinden oluşmaktadır (Moszner ve ark., 2008; van Noort, 2013). Bis-GMA monomerinin yüksek moleküler ağırlığa (512 g/mol) sahip olmasından dolayı, restoratif materyallerin viskozitelerinde artışa neden olmaktadır. Ayrıca, yapı içerisine az miktarda doldurucu ilave edilmesi bile restoratif materyalde aşırı sertlik ve viskoziteye neden olmaktadır (Yücel ve ark., 2004;

van Noort, 2013). Bu nedenle, klinik kullanımda daha uygun viskoziteye sahip materyal elde edebilmek için Bis-GMA yapısına trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi viskoziteyi azaltıcı monomerler ilave edilmektedir (Ferracane, 1995; Vasudeva, 2009). Kompozit reçinelerin yapısında üretan dimetakrilat (UDMA) gibi monomerler de kullanılmaktadır ancak, bu monomer yapısı da nispeten Bis-GMA monomerinden daha düşük moleküler ağırlığa (470 g/mol) sahip olsa da visküz bir monomer olup restoratif materyalin viskozitesinin artmasına neden olmaktadır (Moszner ve ark., 2008; Cramer ve ark., 2011; van Noort, 2013). Bu monomer yapının da viskozitesini azaltarak klinik kullanımda uygun viskoziteye gelmesini sağlamak için reçine matriks içerisine TEGDMA, etilen dimetakrilat (EDMA) ve etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) gibi düşük viskoziteli monomerler ilave edilmektedir (O'Brien, 2008; van Noort, 2013). UDMA monomerinin refraktif indeksi de oldukça düşüktür ve yapı içerisinde radyo-opak doldurucu partikülleri bulunan materyallerin polimerizasyon derinliğinin düşmesine yol açmaktadır (Moszner ve ark., 2008). Etoksile bisfenol-A-dimetakrilat (Bis-EMA) yüksek moleküler ağırlığa sahip olup ağırlık birimi başına daha az karbon çift bağa sahip bir yapıya sahiptir ve TEGDMA monomerine oranla daha az büzülme göstermektedir. Bu nedenle, TEGDMA monomeri pek çok kompozit reçinenin yapısında UDMA ve Bis-EMA monomeri ile değiştirilerek, büzülme, yaşlanma ve nem, asidik ortam ile ısısal değişimler gibi çevresel faktörlerin negatif etkilerinin azaltılması sağlanmıştır (Yap ve ark., 2000). Bis-GMA monomeri ile kıyaslandığında kısmen daha iyi özelliklere sahip monomerler de yakın tarihte kullanılmış ve bu amaçla Siloran kompozitler geliştirilmiştir. Siloran yapısı, siloksan ve oksiran içeren yapısal bileşenden oluşan hibrit yapıda materyaldir ve polimerizasyon esnasında metakrilat yapıdaki kompozit reçinelere oranla daha az büzülme gösterdiği bildirilmiştir (Eick ve ark., 2007). Son yıllarda kullanımda olan mevcut kompozit reçineleri geliştirmek ve mekanik özelliklerini artırmak amacıyla inorganik doldurucular arasında dağılmış cam fiberlerin bulunduğu yarı interpenetrasyon polimer ağ (Semi-IPN) yapısına sahip farklı bir matriks türü tanıtılmıştır (Vallittu, 2009). Reçine monomerler ile IPN yapısındaki partiküllerin nanometre seviyesindeki bağlanması sayesinde restorasyonda bağlanma kopmaları yerine, restorasyondan dişe doğru etkili bir stress iletiminin olacağı ve bunun da restorasyonun uzun dönem performansı üzerine etkili olacağı bildirilmiştir (Vallittu, 2009).

Organik matriks yapısı içerisinde “hidrokinon” gibi inhibitör ajanlar da oldukça az miktarda ( $\leq 0,1\%$ ) eklenerek kompozit reçine materyalin hem kendi kendine polimerize olması engellenmiş hem de bu sayede raf ömrünün uzatılabilmesi sağlanmıştır (Ferracane, 2001; van Noort, 2013).

Kompozit reçinelerin organik matriks yapısında bulunan bir diğer önemli ajan da polimerizasyon başlatıcılardır. Bu polimerizasyon başlatıcılar kimyasal olarak ve/veya ışık aktivasyonu ile serbest radikallerin oluşmasına ve bu sayede polimer zincirlerin meydana gelmesine yardımcı olmaktadır. Günümüzde organik matriks yapısı içerisinde sıklıkla kullanılan polimerizasyon başlatıcılar “benzoil peroksit” veya “kamforokinon” (CQ) dur (O’Brien, 2008; Ferracane, 2001). CQ, 450-490 nm dalga boyunda ışık emilimine sahip olan ve sıklıkla kompozit reçine materyallerde kullanılan foto başlatıcı ajandır (Alrahlah ve ark., 2014). Bunun yanı sıra son yıllarda kullanıma giren ve kütle halinde uygulanabilen kompozit materyal yapısına farklı bir polimerizasyon başlatıcı ajan daha eklenmiştir. Bir “dibenzoil germanyum” bileşiği olan yeni foto polimerizasyon başlatıcı “Ivoserin” organik matriks yapıya eklenmiştir (Tetric Evo Ceram Bulk Fill bilimsel dökümantasyon). Üretici firma, bu bileşiğin 370 – 460 nm gibi geniş dalga boyu aralığında ışık absorpsiyonu sağlayarak geleneksel olarak kullanılan foto başlatıcılara oranla ışık uygulamasına karşı daha reaktif olduğunu ve bu sayede daha etkili ve derin polimerizasyon sağladığını bildirmektedir (Tetric Evo Ceram Bulk Fill bilimsel dökümantasyon).

#### **2.1.2.2. İnorganik doldurucular**

Başlangıçta kompozit reçinelerde doldurucu partikül olarak büyük parçacıklar halinde kuartz kullanılmış ve bu sayede materyalin kimyasal olarak bozulmaya karşı stabil kalması, aşınmaya karşı dirençli olması ve reçine materyale optik özellikler kazandırması sağlanmıştır (Rueggeberg, 2002; Vasudeva, 2009; van Noort, 2013). Ancak, kuartz doldurucuların diş dokularına karşı abraziv olması, radyolüsent yapıda olması, partiküllerin büyük olması nedeniyle çevreleyen reçine matriks bağlantısındaki olumsuzluklar ve bitirme ve cila işlemleri esnasında veya çiğneme sırasında organik matriks yapıdan kolayca ayrılması nedeniyle pürüzlü bir yapının oluşması en büyük dezavantajlarını oluşturmuştur (Ferracane, 1995; Combe & Burke, 2000). Reçine matriks yapıya ilave edilen bu ilk doldurucu partikülden sonra materyallerin yapısına eklenen inorganik partiküllerde büyük gelişmeler yaşanmıştır. 1970’lerde mikron

boyutunda amorf silika partiküller organik matriks yapısı içerisine eklenmiş ve bu sayede materyalin abrazyon direncinde artış ile bitirme ve cila işlemlerinde daha pürüzsüz bir yüzey elde edilmesine olanak sağlamıştır (Ferracane, 1995). Bu mikro partiküller de kuartz doldurucular gibi radyolusent materyaller olduğundan, radyo opak görüntünün sağlanması için yapı içerisine stronsiyum, baryum silikat, lityum alüminyum silikat ve iterbium trifluorid gibi partiküller daha sonra ilave edilmiştir (Ferracane, 1995; Lin ve ark., 2000). Günümüz kompozit reçine materyallerinde inorganik doldurucu partiküller olarak çeşitli büyüklük ve şekilde kuartz, koloidal silika, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat cam partikülleri, stronsiyum ve zirkonyum gibi doldurucular sıklıkla kullanılmaktadır (Chen, 2010; Ilie & Hickel, 2011). Bu inorganik doldurucu partiküllerin eklenmesi ile kompozit reçinelerin; organik matriks miktarının azalmasına bağlı olarak polimerizasyon büzülmesi, termal genleşme katsayısı ve su emiliminde azalmalar meydana gelirken, elastisite modülünde artmalar, radyo apasitenin sağlanması, optik özelliklerinde diş dokusuna benzer görünüm elde edilmesi gibi bir takım avantajlar meydana gelmiştir (Chen, 2010; Ilie & Hickel, 2011; van Noort, 2013).

Son yıllarda fiberler de kompozit reçinelerin yapısına ilave edilmiştir. Fiberlerin ilave edilmesinin esas amacı materyalin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine dayanmaktadır. Bu iyileştirmenin sağlanabilmesi yapı içerisine ilave edilen fiberlerin şekline, oryantasyonuna ve reçine matriksteki konsantrasyonuna ve reçine matrikse bağlanabilme kapasitesi gibi pekçok faktöre bağlıdır (Abouelleil ve ark., 2015).

### **2.1.2.3. Bağlayıcı ajan (Ara faz, Silan)**

Erken dönem kompozit reçinelerin yapısına ilave edilen inorganik doldurucu partiküller, reçine matriks ile kimyasal olarak bağlantı sağlayamadığından yapı içerisinde defektlerin oluşmasına neden olmuştur (Stanford, 1971). Bowen (1963) tarafından silanize edilmiş silika partiküllerinin Bis-GMA ile iyi bir bağlantı sağladığının ve reçinelerin mekanik özelliklerinde diş dokularına benzer özellikler elde edildiğini bildirmesinden bu yana kompozit reçinelerin yapısında ara bağlayıcı olarak silan kullanılmaktadır. Doldurucu partiküllerin silanize edildiği ve silan uygulanmadan denendiği bir araştırmada kompozit reçinelerin sertlik, bükülme ve sıkıştırma dayanımları incelenmiş ve silanize edilerek organik matrikse ilave edilen inorganik partiküllerin olduğu grupta tüm değerlerin daha iyi bulunduğu bildirilmiş ve sonuç

olarak iki faz arasında kimyasal bir bağlantının olduğu ileri sürülmüştür (Labella ve ark., 1994). İnorganik doldurucu partiküller organik matrikse genel olarak kimyasal bağlarla bağlanmaktadır (Ferracane, 2011). Organik matriks fazı ile inorganik doldurucu partiküller arasında ara bağlantı fazının iyi bir bağlantı sergilemesi, kompozit reçinelerin mekanik özelliklerinin daha iyi olmasına katkıda bulunacaktır (van Noort, 2013). Eğer iki faz arasında iyi bir bağlanma sağlanmaz ise yapı içerisinde porozite ve mikro çatlaklar oluşarak materyalin degradasyonu ve uzun dönem performansı üzerine olumsuz etkiler yaratacaktır (Santerre ve ark., 2001). Bu nedenle kompozit reçinelerin yapısında bulunan inorganik doldurucu partiküller, %0.025-%2 arasında değişen oranlarda silan ile muamele edilerek organik matriks yapı içerisine ilave edilmektedirler (Santerre ve ark., 2001). Günümüzde kompozit reçinelerde ara bağlayıcı olarak sıklıkla kullanılan silan ajanı “ $\gamma$ -methacryloxypropyltrimethoxysilane” ( $\gamma$ -MPS) dır (O’Brien, 2008; Santerre ve ark., 2001; Sabbagh ve ark., 2004). İnorganik partiküller silan ajanı ile ya kurutularak ya da partiküller üzerinde silan ajanın çökertilmesi ile fonksiyonel hale gelen partiküllerin reçine matriks içerisine karıştırılması ile eklenebilmektedirler (Torry ve ark., 2006).

### 2.1.3. Kompozit reçinelerin sınıflandırılması

Kompozit reçineler; inorganik doldurucu partiküllerin miktarı, partikül boyutu ve dağılımı, polimerizasyon tipi ve doldurucu içeriği ile organik matriks yapıdaki farklılıklar nedeniyle viskozitelerine göre değişik şekilde sınıflandırılmaktadırlar (van Noort, 2013; Heymann ve ark., 2012). Tablo 1’de değişik sınıflandırma şekillerine göre kompozit reçine materyaller gösterilmiştir. Günümüzde kompozit reçinelerin gelişmesine bağlı olarak yeni sınıflandırmalar ve bu sınıflandırmalara ait alt gruplar belirtilmiş olsa da, yaygın olarak kullanılan sınıflandırma şekli, doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre yapılmış olan ve halen geçerliliğini koruyan sınıflandırma şeklidir (Lutz & Phillips, 1983). Tablo 2’de inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve hacim olarak partikül miktarına göre kompozit reçinelerin sınıflandırılması gösterilmiştir.

**Tablo 1: Değişik sınıflandırma şekillerine göre kompozit reçineler\***

| Sınıflandırma şekli                    | Mikrofil        | Mikrohibrit          | Nanokompozit     | Akışkan hibrit               |
|----------------------------------------|-----------------|----------------------|------------------|------------------------------|
| <b>Doldurucu miktarı<br/>(% Hacim)</b> | 30-50           | 60-70                | 78               | 30-55                        |
| <b>Partikül<br/>büyüklüğü (µm)</b>     | Makro (10-100)  | İnce (0.1-10)        | Mikro (0.01-0.1) | Nano (0.001-0.01)            |
| <b>Matriks yapısı</b>                  | Bis-GMA         | Bis-GMA veya<br>UDMA | Silorane         | Bis-GMA veya<br>UDMA, TEGDMA |
| <b>Polimerizasyon tipi</b>             | Oto veya ışıkla | Oto veya ışıkla      | Işıkla           | Işıkla                       |
| <b>*Hatrck CD &amp; EakleWS, 2016</b>  |                 |                      |                  |                              |

**Tablo 2: İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve hacim olarak partikül miktarına göre kompozit reçinelerin sınıflandırılması\***

| Kompozit materyaller                                                                                              |              | Partikül büyüklüğü<br>( $\mu\text{m}$ ) | Hacim olarak<br>partikül miktarı (%) |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------|-----------------------------------------|--------------------------------------|
| Geleneksel kompozit reçineler                                                                                     |              | 10-100                                  | 55-65                                |
| Küçük partiküllü                                                                                                  |              | 1-10                                    | 56-61                                |
| Mikrofil                                                                                                          |              | 0.04                                    | 20-55                                |
| Hibrit                                                                                                            |              | 0.01-0.05 & 15-20                       | 60-65                                |
| Üniversal                                                                                                         |              | 0.2-3.0                                 | 60-70                                |
| Tepilebilir (Packable)                                                                                            |              | 0.04-10                                 | 59-80                                |
| Nanofil                                                                                                           |              | 0.002-0.075                             | 75-78.5                              |
| Akışkan                                                                                                           |              | 0.04-3.0                                | 42-62                                |
| Bulk fill                                                                                                         | Akışkan      | 0.01-4.2 & 5-50                         | 38-44                                |
|                                                                                                                   | Y. Viskozite | 0.04-10 & 1-10                          | 60-86                                |
| *Mitra ve ark., 2003; Lohbauer ve ark., 2003; Lohbauer ve ark., 2006; Adabo ve ark., 2003; Garoushi ve ark., 2015 |              |                                         |                                      |

### 2.1.3.1. Geleneksel Kompozit reçineler (Makrofil Kompozitler)

İlk jenerasyon kompozit reçineler 10-100  $\mu\text{m}$  aralığında nispeten büyük partiküller ihtiva eden Makrofil kompozitler olup literatürde konvansiyonel veya geleneksel kompozitler olarak tanımlanmıştır (Lutz & Phillips, 1983; Hosoda ve ark., 1990). Doldurucu partikül olarak kuartz, borosilikat, seramik ya da cam partiküllerden

oluşmakta olup, bu partiküller organik matriks içerisine ağırlıkça %70-80, hacim olarak da %55-65 oranında eklenmiştir (Willems ve ark., 1992). Büyük doldurucu partiküllerin kullanılması nedeniyle kompozit reçinelerin cilalanmasında sorunlar, çiğneme fonksiyonu nedeniyle reçinenin aşınması ve partiküllerin açığa çıkması nedeniyle yüzeyde oluşan pürüzlülükler restorasyonun mat bir görünümde olmasına neden olmaktadır (Willems ve ark., 1992; Sabbagh ve ark., 2004; Hatrick & Eakle, 2016). Aşınma direncinin zayıf olması ve yüzey pürüzlülükleri nedeniyle makrofil kompozitler artık kullanılmamaktadır. Bu kompozitlere örnek olarak Adaptik (Johnson & Johnson, Windsor, NJ, ABD) ve Concise (3M, St. Paul, MN, ABD) kompozit reçineleri örnek olarak gösterilebilir (Hatrack & Eakle, 2016).

#### **2.1.3.2. Küçük partiküllü kompozit reçineler**

Küçük partiküllü kompozit reçinelerde partikül büyüklükleri geleneksel kompozitlerle kıyaslandığında daha küçük olup (1-10  $\mu\text{m}$ ), hem orta (intermediate) hem de “midifil” materyalleri içermektedir ve doldurucu içeriği ağırlık ve hacim olarak sırasıyla %80 - %60 oranındadır (Yap ve ark., 2002; Xu & Burgess, 2003). Partiküllerin geleneksel kompozitlerde bulunan partiküllere oranla daha küçük ve reçine matriks içerisindeki dağılımının daha iyi olması bu kompozitlerde mekanik özelliklerin ve cilalanabilirliğin daha iyi olmasına yol açmıştır (Adabo ve ark., 2003; Lohbauer ve ark., 2003). Geleneksel kompozit materyallere oranla daha iyi aşınma direncine sahip, arka bölge dişlerde kullanılmak üzere ilk tanıtılan küçük partiküllü kompozit reçine materyal P-10 (3M, St. Paul, MN, ABD) kompozit sistemidir.

#### **2.1.3.3. Mikrofil kompozit reçineler**

Mikrofil kompozit reçineler, büyük partiküllü kompozit reçinelerden kaynaklanan problemlerin üstesinden gelebilmek için 1970’lerin sonlarında geliştirilmiş materyallerdir (Hatrack & Eakle, 2016). İsminden de anlaşılacağı üzere mikrofil kompozitler geleneksel kompozitlere oranla oldukça küçük partiküllere sahip olan kompozitlerdir ve 0.03-0.5  $\mu\text{m}$  arasında değişen ortalama 0.04  $\mu\text{m}$  çapa sahip partiküller ihtiva etmektedir (Hatrack & Eakle, 2016). Partiküller, kimyasal hidroliz ve sol-jel teknik olarak bilinen çökelme reaksiyonu ile kolloidal silika olarak üretilmektedirler (Lutz & Phillips, 1983). Pek çok küçük partikül, aynı ağırlıktaki tek bir büyük partiküle oranla daha büyük bir yüzey alanına sahip olduğu için, reçine matriks içerisine yüksek hacimde mikrofiller doldurabilmek oldukça güçtür. Bu nedenle de mikrofil

kompozitlerde hacim olarak en fazla %20-55 arasında doldurucu içeriği reçine matriks içerisine konulabilmektedir (Lutz & Phillips, 1983; Hatrick & Eakle, 2016). Hacim olarak düşük miktardaki bu partikül içeriği materyalin düşük aşınma direnci ve daha büyük polimerizasyon büzülmesi göstermesi gibi zayıf fiziksel özellikler sergilemesine neden olmaktadır (Hatrack & Eakle, 2016). Bu zayıf fiziksel özelliklerin üstesinden gelebilmek için bazı üretici firmalar tarafından mikrofil doldurucular reçine matriks ile karıştırılıp polimerize edildikten sonra sertleşmiş materyalin tekrardan öğütülerek 10-20 µm arasında değişen partiküller şeklinde (pre-polimerize partiküller) reçine matrikse ekleyerek organik faz içerisinde daha fazla mikrofil doldurucu partikül ilave etmişler ve bu sayede materyalin fiziksel özelliklerinin artmasını sağlamışlardır (Lutz & Phillips, 1983; Hatrick & Eakle, 2016). Mikrofil kompozitler, iyi cialalanabilir özellikleri nedeniyle oldukça parlak ve pürüzsüz bir yüzey oluşumuna neden olurlar ancak, zayıf fiziksel özellikleri nedeniyle stres birikiminin yoğun olduğu özellikle arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanımları kontrendikedir (Hatrack & Eakle, 2016). Renamel Mikrofil (Cosmedent, Chicago, IL, ABD) ve Heliomolar Flow (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bu grupta yer alan kompozit reçine materyallerdir.

#### **2.1.3.4. Hibrit kompozit reçineler**

Hibrit kompozitler doldurucu içeriğinin arttırıldığı, mikrofil kompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile geleneksel kompozitlerin yüksek doldurucu içeriğinin kombine edildiği kompozit reçinelerdir (Lutz & Phillips, 1983). Doldurucu partiküller submikron yapıda silika partikülleri ile birlikte geleneksel cam veya kuartz gibi partiküllerin karışımından oluşabilmektedir (van Noort, 2013). Hibrit olarak tanımlanmasının nedeni 0.1 – 20 µm arasında değişen mikro ve makro partiküllerin karışımından oluşan kompozit reçineler olmasından dolayıdır (van Noort, 2013). Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılırken, doldurucu partikül büyüklüğünün dikkatli bir şekilde aşamalı olarak yayılım göstermesi partiküller arası boşukların azalmasına ve daha yoğun miktarda reçine içerisinde yer almasına imkan sağlamaktadır. Reçine matriks içerisinde büyük partiküller arasında mikro partiküllerin yer alması daha yüksek oranda partikül ilave edilebilmesine olanak sağlamış ve ağırlıkça %70-80, hacim olaraksa %60-65 oranında doldurucu ilave edilebilmiştir (Hatrack & Eakle, 2016). Organik reçine matriks yapısının azalmasına ve doldurucu içeriğinin artmasına bağlı olarak bu kompozitlerde mekanik özellikler

artarken, polimerizasyon büzülmesi de azalmıştır (Ferracane, 1995). Hibrit kompozitler daha sonra %75 oranında doldurucu partikülün 1  m'den daha küçük olduğu, 0.04-1  m aralığındaki partiküller ile daha küçük (0.01-0.1  m) partiküllerden oluşan kompozit reçineler olarak geliştirilmiş ve mikro hibrit kompozitler olarak adlandırılmıştır (Hatr ck & Eakle, 2016). Mikrohibrit kompozitlerde daha küçük boyuttaki partiküllerin küçük boyutlu partiküllerin arasını doldurmasından dolayı hacim olarak daha yüksek (%70) doldurucu oranına sahiptir. Bu grupta yer alan kompozitlere; Esthet-X (Dentsply, Constan , Almanya), Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Point 4 (Kerr, Orange, CA, ABD) gibi ürünler örnek olarak verilebilir.

#### **2.1.3.5. Üniversal kompozit reçineler**

Modern restoratif dişhekimliğinde kompozit reçinelerin partikül boyutu ve morfolojisinde yaşanan gelişmelerle birlikte, organik matriks yapıda da yaşanan gelişmeler ve modifikasyonlar materyallerin hem klinik ömrünün uzatılmasına hem de uygulama şeklinde değişikliklere neden olmuştur (Lu ve ark., 2006). Bu gelişmeler sayesinde “Universal” veya “ ok amaçlı” kompozit reçineler tanıtılarak hem  n bölge dişlerde hem de arka bölge dişlerde kullanılabileceği belirtilmiştir (Lohbauer ve ark., 2006; Lu ve ark., 2006; Sabbagh ve ark., 2004). Bu materyaller daha önceki kompozit reçineler ile karşılaştırıldığında cilalanabilirlik ve aşınma direnci gibi özelliklerinin daha iyi olduğu bildirilmiştir (Cobb ve ark., 2000). Bu grup içerisinde ilk tanıtılan materyal 0.6  m büyüklüğünde baryum silikat doldurucu içeren Herculite XR'dir (Kerr) ve daha sonra da Filtek Z250 (3M ESPE) materyali tanıtılmıştır.

#### **2.1.3.6. Tepilebilir (Packable) kompozit reçineler**

Yüksek viskoziteli yapısından dolayı tıpkı amalgamlar gibi uygulanabilme özelliği nedeniyle “tepilebilir” veya “kondense edilebilir” kompozitler olarak isimlendirilmişlerdir (Leinfelder ve ark., 1999). Ağırlıkça yüksek doldurucu içeriğe (%86) sahip olan bu materyallerde farklı büyüklükte (0.04-10  m) doldurucu partiküller bir arada bulunmaktadır. Düzensiz yapıdaki doldurucu partikül morfolojisi paketleme etkinliğini artırarak geleneksel kompozitlere oranla daha yüksek viskoziteli olmasını sağlarken, küçük doldurucu partiküllerin de akışkan özellik göstermesini sınırlandırmaktadır (Nash ve ark., 2001). Bu kompozit reçineler arka bölge dişlerin restorasyonunda amalgama benzer yerleştirme tekniği göstermesi nedeniyle kolay uygulanabilme özelliğine sahiptirler (Manhart ve ark., 2001). Bu  r n kategorisinde

piyasada QuiXX (Dentsply), Solitaire 2 (Heraeus Kulzer) ve Alert (Pentron) gibi kompozit materyaller bulunmaktadır.

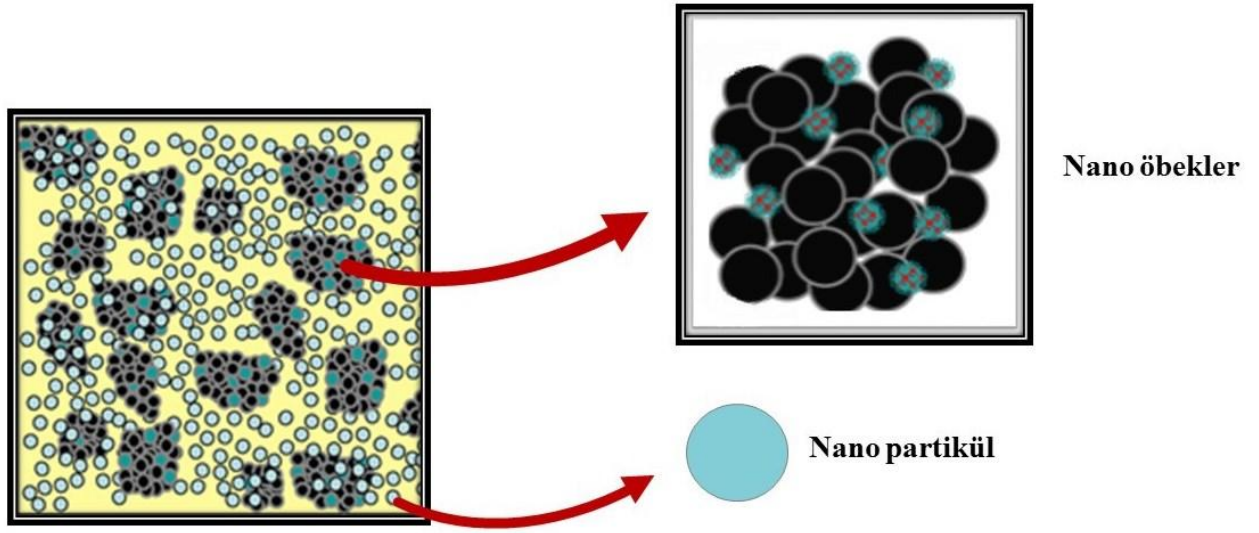
#### **2.1.3.7. Akışkan (Flowable) kompozit reçineler**

Yüksek viskoziteye sahip tepilebilir kompozit reçinelerin aksine akışkan kompozitler daha düşük viskoziteye sahip olup, ağırlıkça %50-70 hacim olarakda %42-62 oranında doldurucu partikül içeriğine sahip materyallerdir (Combe & Burke, 2000). Başlangıçta partikül büyüklüğü hibrit kompozitlere benzese de inorganik partikül büyüklüklerinde yapılan gelişmeler sayesinde nano büyüklükte partiküller de materyal yapısında kullanılmıştır (Hatrack & Eakle, 2016). Düşük viskoziteye sahip olan bu kompozit reçineler kavite duvarlarına oldukça iyi bir şekilde adaptasyon gösterirler ve frezlerin bıraktığı düzensiz alanlara kolayca girebilirler (Hatrack & Eakle, 2016). Akışkan özelliği ve düşük elastik modülüsü nedeniyle pit ve fissür örtücü olarak, sınıf V lezyonların restorasyonunda, diş kenarlarında oluşan küçük defektlerin tamirinde, derin kavitelere hem liner materyali olarak hem de stress absorbe eden tabaka olarak pek çok kullanım alanına sahip kompozit reçine materyallerdir (Erdemir ve ark., 2014; Combe & Burke, 2000; Sabbagh ve ark., 2004; Hatrack & Eakle, 2016). İnorganik doldurucu partikül oranı pek çok fissür örtücü materyale göre daha fazla olduğu için aşınma direnci daha yüksek olan bu kompozit reçine materyaller frez, lazer veya air-abrazyon ile hazırlanmış kavitelere fissür örtücülerin yerine de sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir (Hatrack & Eakle, 2016). Az miktarda doldurucu içeriğine sahip bu kompozitler, hibrit kompozitlere kıyasla daha fazla polimerizasyon büzülmesine (%4-6) ve daha az aşınma direncine sahip materyallerdir (Hatrack & Eakle, 2016). Premise Flow (Kerr), Filtek Supreme Flow (3M ESPE), Gradia Direkt Flo (GC America, Alsip, IL, ABD) bu grupta yer alan materyallere örnek olarak verilebilir. Son yıllarda, bu grup materyallerde de uygulama kolaylığı ve zaman tasarrufu gibi özellikler göz önünde bulundurularak yapı içerisinde asit ve bağlayıcı ajanın bir arada bulunduğu akışkan kompozit materyaller tanıtılmıştır. Bu grup materyaller içerisinde yer alan Vertise Flow (Kerr) ve Fusio Liquid Dentin (Pentron, Orange, CA, ABD) gibi materyaller dentin dokusuna asit uygulamadan direkt bağlanma özelliği gösteren materyaller olarak üretici firmalar tarafından piyasaya sunulmuştur.

### 2.1.3.8. Nano yapıda kompozit reçineler

Teknolojide yaşanan gelişmeler materyallerin mekano-fiziksel özelliklerini ve klinik performansını artırmaya yönelik girişimlerle devam etmiş ve nano partiküller içeren kompozit reçineler geliştirilmiştir. Hemen hemen tüm üretici firmalar tarafından üretilmeye başlayan nanodolduruculu “nanohibrit” veya “nanofil” olarak isimlendirilen bu materyaller (Mitra ve ark., 2003) günümüzde halen sıklıkla kullanılan kompozit reçine grubunu oluşturmaktadır. Bu grupta yer alan nanohibrit kompozit reçineler mikrohibrit yapıya 0.005-0.020  $\mu\text{m}$  büyüklükteki doldurucu partiküllerin ilave edilmesiyle üretilmiştir (Hatrack & Eakle, 2016). Yüksek miktarda inorganik doldurucu partikülün organik matriks yapı içerisine ilave edilmesi, reçine miktarının azalmasına ve bu sayede materyalin daha az polimerizasyon büzülmesi göstermesine (%1-1,5) yol açmıştır. Bunun yanında materyalin mekanik özellikleri artarken, yüksek cilalanabilirlik ve bu özelliği uzun dönem koruyabilmesi de sağlanabilmiştir (Hatrack & Eakle, 2016). Nanofil kompozitler 5-75 nm büyüklüğündeki partiküllerin yapı içerisine ilave edilmesiyle üretilmiş, geleneksel kompozit reçinelere oranla bin kat daha küçük partiküllerin olduğu materyallerdir (Hatrack & Eakle, 2016). Oldukça küçük yapıda olan bu partiküller, diğer kompozit reçinelerde kullanılan partiküllerin aksine moleküler büyüklükteki zirkonya ve silika partiküllerden sentetik olarak kimyasal bir üretim teknolojisi ile üretilmektedirler (Hatrack & Eakle, 2016). Nanokompozitler küresel tekli küçük partiküller ile bu partiküllerin füzyon yolu ile bir araya gelmesinden oluşan öbekleşmiş (Cluster) partiküllerin bir arada olduğu, öbekleşmiş partiküllerin de ara boşluklarının silan bağlayıcı ajan ile doldurularak reçine matrikse bağlanmasının sağlandığı kompozit reçinelerdir (Hatrack & Eakle, 2016; Şekil 2-1). Öbekleşmiş bu partiküller 0.6  $\mu\text{m}$  ile 1.4  $\mu\text{m}$  büyüklüğünde partikül boyutuna sahip olup, oldukça küçük partiküllerin bir arada yer alması reçine matriks içerisine diğer kompozit reçinelere oranla daha fazla miktarda doldurucunun (Ağırlıkça %78) yer almasına olanak sağlamıştır (Hatrack & Eakle, 2016). Bu sayede materyalin polimerizasyon büzülmesinde düşme (%1.4-1.6) sağlanırken hibrit kompozitlerle karşılaştırıldığında benzer veya daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler ile mikrofil kompozitlere benzer cilalama özellikleri sergilediği ve bu nedenle hem ön bölge hem de arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanılabilecekleri bildirilmiştir (Hatrack & Eakle, 2016; Mitra ve ark., 2003). Optik olarak nanokompozitler yapılarında bulunan partiküllerin görünür ışığın dalga boyundan daha küçük olması ve ışığın absorbe edilmesinden daha çok

geçişine izin vermelerinden dolayı oldukça estetik materyallerdir (Hatrack & Eakle, 2016). Bu kompozit materyallere Filtek Supreme (3M ESPE), Grandio (VoCo, Cuxhaven, Almanya), Herculite XRV (Kerr), Venus Diamond (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) gibi kompozit reçineler örnek olarak verilebilir.



Şekil 2-1: Nano öbekler ve nano partiküllerin nanofil kompozit yapısındaki şematik dağılımı (Hatrack & Eakle, 2016).

#### 2.1.3.9. Bulk fill kompozit reçineler

Kompozit reçinelerle ilgili devam eden araştırmalar, materyalin kimyasal bileşiminde gelişmeler ile doldurucu partikül yapısında modifikasyonların yapılmasını sağlayarak yeni bir kompozit reçine kategorisine yol açmış ve kütle halinde uygulanabilen “Bulk fill” kompozitlerin ortaya çıkmasına neden olmuştur (Czasch & Ilie, 2013). Klinik kullanımda uygulama kolaylığı sunması nedeniyle bu materyaller arka bölge dişlerin restorasyonunda klinisyenler tarafından ilgi ile karşılanmış ve kullanılmaya başlanmıştır. Araştırmalar bu kompozit reçinelerin, geleneksel veya akışkan kompozitlere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olduğunu bildirmektedir (Ilie & Hickel, 2011; Garcia ve ark., 2014; El-Damanhoury & Platt, 2014). Polimerizasyon büzülmesinde yaşanan bu düşüşün nedeninin, hem inorganik doldurucu partikül teknolojisinden, hem kullanılan polimerizasyon başlatıcı

kimyasından hem de reçine matriks formülasyonunun iyileştirilmesinden kaynaklandığı bildirilmiştir ( Zorzin ve ark., 2015). Bu materyaller, kütle olarak 4 mm hatta 5 mm kalınlığa kadar uygulanabilmektedir ve bu sayede klinik uygulamalar esnasında hasta ve dişhekiminin zaman kazanması ve uygulamanın basitleştirilmesi sağlanmıştır (Alrahlah ve ark., 2014; Garoushi ve ark., 2013; Czasch & Ilie, 2013). Ayrıca, bu materyallerin kullanımının, klinik kullanımda geleneksel kompozitlerle yaşanabilen restorasyonda boşluklar ve hava kabarcıklarının oluşması, tabakalar arası kontaminasyon riskini azaltması ve bu sayede kabul edilebilir fiziksel ve mekanik özellikler ile iyi cilalanabilirliğinin artması bakımından önemli olduğu bildirilmiştir (Tarle ve ark., 2015; Abed ve ark., 2015; Alrahlah ve ark., 2014; Hatrick & Eakle, 2016). Materyalin artmış translusent yapısı, yapısında bulunan inorganik doldurucu partiküllerin tipi ve dağılımı sayesinde daha derin polimerizasyon ve daha az polimerizasyon büzülmesi gösterdiği ileri sürülmüştür (Hatrack & Eakle, 2016).

Bulk fill kompozit reçineler viskozitelerine göre düşük ve yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır (Tablo 3). Bulk fill kompozit reçinelerin öncüsü düşük viskoziteli olarak üretilen ve “Smart Dentin Replacement; Shrinkage Decreasing Resin-SDR” olarak isimlendirilen kompozit materyalidir. Yeni bir teknoloji ile geliştirilen bu kompozit materyalinin kontrollü bir şekilde polimerize olduğu ve bu sayede de polimerizasyon streslerinin azaldığı bildirilmiştir (Ilie & Hickel, 2011). İnorganik doldurucu içeriği düşük olan akışkan yapıdaki bu bulk fill kompozit materyali “Surefil SDR flow” (Dentsply Caulk, Milford, DE, ABD) olarak piyasaya sunulmuş ve daha sonraları düşük viskoziteye sahip “Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya), “X-tra Base” (VOCO, Cuxhaven, Almanya) ve “Filtek Bulk Fill Flow” (3M ESPE) gibi materyallerde piyasada yerini almıştır (Ilie N ve ark, 2013). Leprince ve ark., (2014) inorganik doldurucu içeriği ile materyalin mekanik özellikleri arasında doğrudan bir ilişki olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle düşük viskoziteye sahip doldurucu içeriği az olan bu materyallerin kaviteye yerleştirildikten sonra üst yüzeylerinin geleneksel kompozit reçine materyaller ile kaplanması gerekmektedir (Ilie & Stark, 2015).

Düşük viskoziteli bulk fill kompozit reçinelerin aksine yüksek viskoziteli bulk fill materyaller, herhangi bir üst yüzey kaplamasına gerek kalmadan 4 mm hatta 5 mm derinlikteki kavitelere doğrudan restorasyon olarak yerleştirilebilmektedirler (Ilie &

Stark, 2015; SonicFill DFU). Materyalin yüksek viskozitesi nedeniyle kavitenin iç açılmasına ve andırkatlı alanlara dikkatli bir şekilde yerleştirilmelidir. Materyalin daha kolay manipule edilebilmesi için bulk fill kompozit üreticisi bir firma tarafından sonik aktivasyon cihazı ile materyalin uygulanması önerilerek; sonik enerjinin kompozit materyalini daha akıcı hale getirdiği ve böylece tüm kavite yüzeylerine kompozitin daha kolay adapte olduğunu bildirmiştir (Kerr Corporation SonicFill DFU). Ancak, Bulk fill kompozit materyaller hakkındaki temel endişe 4-5 mm kalınlıkta kaviteye yerleştirilen bu materyallerin derin tabakalarının optimal şekilde polimerize olup olmadığı, biyo uyumluluğu ve fiziko-mekanik özelliklerinin kabul edilebilirliği (van Dijken & Pallesen, 2014).

Bulk fill kompozit reçinelerin kimyasal yapısı geleneksel kompozitlerle benzerlik göstermektedir. Organik reçine matriks yapısı Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve etoksile bisfenol-A-dimetakrilat (EBPDMA) gibi monomerleri içerirken, inorganik doldurucu kısmı baryum-aluminyum-silika, stronsiyum, yterbium ve silika gibi partiküllerden oluşmaktadır (Tablo 3). 4-5 mm derinlikte uygulanabilen bu kompozit materyallerin daha derin tabakalarının yeterli şekilde polimerize olabilmesi için materyalin translusensliği artırılmıştır (Van Ende ve ark., 2013). Doldurucu partikül teknolojisinin değiştirilerek, doldurucu ile reçine matriks refraktif indekslerinin benzer hale getirilmesi bu materyallerin translusens görünümünde gelişmeye yol açarak ışık iletiminin daha derin tabakalara kolayca ulaşabilmesi ve optimal polimerize olabilmeleri sağlanmıştır (El-Safty ve ark., 2012; Bucuta & Ilie, 2013). Bunun yanı sıra, reçine matriks yapısına büyük boyutlu partiküllerin ilave edilmesi ile doldurucu yüzey alanında dolayısıyla da doldurucu-matriks ara yüzeyinde azalmaya yol açarak uygulanan ışığın saçılımının azalması ve bu sayede de daha fazla ışığın materyalden geçerek polimerizasyon derinliğinin artmasının sağlandığı bildirilmiştir (Ilie ve ark., 2013). Yüksek viskoziteli bulk fill materyallerin yapısına kamforokinon'dan farklı polimerizasyon başlatıcı (Ivocerin; Ivoclar-Vivadent) da eklenerek daha iyi polimerizasyon sağlanacağı belirtilmiştir (Tetric Evoceram Bulk Fill bilimsel döküman). Ivocerin'in kamforokinona göre ışık sistemleriyle daha iyi polimerize olduğu ve bu sayede daha derin polimerizasyon sağlanabileceği bildirilmiştir (Jang ve ark., 2015).

**Tablo 3: Piyasada bulunan bazı bulk fill kompozit materyallerin uygulama derinliği ve kimyasal kompozisyonları (Üretici firma bilgileri)**

| <b>Materyal</b>                       | <b>Uygulama<br/>Derinliği<br/>(mm)</b> | <b>Organik Matriks</b>               | <b>Doldurucu oranı<br/>(% ağırlık/hacim)</b> | <b>Üretici firma</b> |
|---------------------------------------|----------------------------------------|--------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------|
| <b>Venus Bulk Fill<br/>(Akışkan)</b>  | 4                                      | UDMA, EBPDMA                         | 65/38                                        | Heraeus<br>Kulzer    |
| <b>Surefil SDR<br/>(Akışkan)</b>      | 4                                      | Modifiye, UDMA,<br>TEGDMA,<br>EBPDMA | 68/44                                        | Dentsply             |
| <b>Filtek Bulk Fill<br/>(Akışkan)</b> | 4                                      | Bis-GMA, UDMA,<br>Bis-EMA,           | 64,5/42,5                                    | 3M ESPE              |
| <b>Tetric Evo<br/>Ceram Bulk Fill</b> | 4                                      | Bis-GMA, Bis-<br>EMA, UDMA           | 81/61                                        | Ivoclar<br>Vivadent  |
| <b>SonicFill</b>                      | 5                                      | Bis-GMA, Bis-<br>EMA, TEGDMA         | 83,5/66                                      | Kerr                 |
| <b>X-tra Fil</b>                      | 4                                      | Bis-GMA, UDMA,<br>TEGDMA             | 86/70                                        | VOCO                 |

## 2.2. Kompozit reçinelerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynakları

Günümüzde kullanılan kompozit reçinelerin çoğunda polimerizasyon reaksiyonunun başlatılması için ışık kaynakları kullanılmaktadır. Kullanılan ışık kaynağı tipinin materyalin mekanik özellikleri, polimerizasyon büzülmesi ve tüberkül hareketliliği üzerine önemli derecede etkisi vardır (Fleming ve ark., 2007). Işıkla polimerize olan sistemler ilk geliştirildiği andan itibaren günümüze kadar birçok gelişme göstermiştir. Kompozit reçinelerin ışık kullanılarak polimerizasyonu ilk olarak 1970'lerin başlarında, Ultraviyole (UV) ışığın kullanılmasına dayanmaktadır (Murray ve ark., 1981). Işık kaynağı kullanılarak polimerize edilen sistemlerde asıl mekanizma, reçine matriks içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcıların aktive edilerek serbest radikallerin oluşması esasına dayanmakta olup, bunun gerçekleşebilmesi için kullanılan ışığın dalga boyu ile polimerizasyon başlatıcıların birbirine yakın dalga boylarına sahip olması gerekmektedir (O'Brien, 2008; van Noort, 2013). Günümüzde sıklıkla kullanılan ışık kaynakları, ışık tipine göre dört farklı kategoriye ayrılmaktadır. Bunlar; Kuartz-tungsten-halojen (QTH), ışık yayan diyot lambalar (Light Emitting Diode, LED), plazma ark (PAC) ve lazer ışık kaynaklarıdır (O'Brien, 2008; van Noort, 2013; Küçükeşmen, 2006; Jiménez-Planas ve ark., 2008).

### 2.2.1. Kuartz-Tungsten-Halojen (QTH) ışık kaynakları

1970'li yıllarda UV sistemlerden sonra geliştirilen ışık kaynaklarıdır ve günümüzde de halen kullanılmaktadır. Geleneksel ışık cihazları olarak da isimlendirilen bu sistemlerde ışık kaynağı olarak tungsten filamente sahip halojen ampül kullanılmaktadır (Küçükeşmen, 2006; Jiménez-Planas ve ark., 2008). Görünür mavi ışık üreten bu cihazlarda ışık dalga boyu 380-520 nm arasında değişmekte olup 300-850 mW/cm<sup>2</sup> yoğunlukta ışık yaymaktadırlar (Bektaş ve ark., 2006; Küçükeşmen, 2006). Halojen ışık kaynakları beyaz ışığı absorbe ederek polimerizasyon için gerekli olan mavi ışığı üreten ve diğer dalga boylarındaki ışığın filtre edildiği sistemlerdir (Jiménez-Planas ve ark., 2008). Yapı içerisinde bulunan bu ışık absorbe eden filtreler özelliklerini kaybettiğinde, ışığın filte edilememesine bağlı olarak ısı artışları yaşanabilir ve bu da diş dokuları üzerinde olumsuz etkilere neden olmaktadır (Bektaş ve ark., 2006). Bu nedenle bu cihazlarda ışık verimliliği periyodik aralıklarla kontrol edilerek test edilmelidir. Cihazın ışık üretimi esnasında halojen lambadan dolayı ısı açığa çıkmakta ve lambanın ömrü kısaltılmaktadır, bu nedenle ısının düşürülmesi için sistem içerisine

soğutucu fan yerleştirilmiştir (Leinfelder, 1999; Küçükeşmen, 2006). Ancak, oluşan ısı ekstra enerji gereksinimine yol açtığı için hem ışık gücü hem de cihazın çalışma sürelerinde azalmaya yol açmaktadır (Küçükeşmen, 2006; Bektaş ve ark., 2006). QTH cihazları geniş dalga boyu aralığında ışık üretmesi ve nispeten ucuz maliyete sahip sistemler olmasından ötürü bazı avantajlara sahip olmalarına rağmen, halojen lamba ömrünün az olması (Yaklaşık 100 saat), zamanla reflektör ve filtrelerin etkinliğinin azalmasına bağlı olarak ışık yoğunluğunun düşmesi ve dezenfeksiyon problemleri gibi dezavantajlara da sahiptirler (Küçükeşmen, 2006; Bektaş ve ark., 2006). Daha sonraları yüksek enerji yoğunluğuna sahip halojen ışık cihazları üretilmiş ve bu sayede ışık yoğunluğu  $800-1000 \text{ mW/cm}^2$  seviyelerine çıkmıştır. Bu sistemlerde görünür mavi ışık üreten sistemler olup, standart, yumuşak (soft-start) ve kademeli polimerizasyon gibi farklı ışık uygulama modları eklenmiştir (Rueggeberg ve ark., 2000; Küçükeşmen, 2006). Bu ışık cihazlarının yüksek ışık gücüne sahip olması nedeniyle reçine materyallerin polimerizasyonlarının diğer yüksek güce sahip sistemlere oranla daha kısa sürelerde güvenilir bir şekilde gerçekleştirilebildiği belirtilmiştir (Bağış & Yamanel, 2000; Küçükeşmen, 2006).

### 2.2.2. LED ışık Kaynakları

Halojen ışık kaynaklarında yaşanan sorunların üstesinden gelebilmek amacıyla LED ışık cihazları geliştirilmiştir (Stahl ve ark., 2000; Bektaş ve ark., 2006). 450-485 nm aralığında dalga boyuna sahip görünür mavi ışık üreten bu cihazlar pek çok kompozit reçinenin yapısında polimerizasyon başlatıcı olarak bulunan kamforokinon'un aktivasyonu için gerekli dalga boyuna sahip cihazlardır (Caughman & Rueggeberg, 2002; Jiménez-Planas, 2008; Santini, 2010). Işık üretimi, yapı içerisinde bulunan galyum-nitrit yarı iletkenlerde elektronların geçişi sırasında olduğundan ısı açığa çıkarmamaktadırlar ve gereken dalga boyunda ışık üretildiği için ışığın filtre edilmesine gerek yoktur (Bektaş ve ark., 2006; Jiménez-Planas, 2008; Soygun ve ark., 2015). Bu ışık kaynakları ayrıca sessiz çalışabilen, küçük, taşınabilir ve düşük güçte enerji tüketen sistemlerdir (Caughman & Rueggeberg, 2002; Park ve ark., 2005; Bektaş ve ark., 2006). Halojen ışık cihazlarına göre göre oldukça uzun ömürlü lambalar olup ( $\approx 10.000$  saat) sistem içerisinde fan bulunmadığı için ışık şiddetinde değişiklikler gözlenmez (Soh ve ark., 2004). Ancak, bu ışık cihazları dar bir ışık dalga boyu aralığına sahip oldukları için kamforokinon'dan farklı dalga boyuna sahip polimerizasyon başlatıcıların bulunduğu

kompozit reçinelerde tam olarak absorbe edilemeyebilirler (Hofmann ve ark., 2002; Bektaş ve ark., 2006). Üretici firmalar tarafından tanıtılan 1. nesil ışık cihazlarında yaşanan yetersiz polimerizasyon ve dar bant aralığı ile ilgili sorunların üstesinden daha sonra üretilen yeni nesil ışık cihazları ile gelinmeye çalışılmıştır. Bu yeni nesil LED ışık cihazları 1000-1200 mW/cm<sup>2</sup> aralığında veya daha yüksek ışık gücü yoğunluğuna sahip cihazlar olup, 390-490 nm aralığında daha geniş dalga boyu aralığına sahip görünür mavi ışık üreten sistemlerdir (Price ve ark., 2003; Malhotra & Mala, 2010). Yüksek ışık gücü yoğunluğu sayesinde bu sistemlerde kompozit reçinelerin polimerizasyon sürelerinde düşmeler olmuş ve üretici firmalar 10-20 sn gibi sürelerin polimerizasyonun sağlanması için yeterli olduğunu bildirmişlerdir.

### **2.2.3. Plazma Ark ışık kaynakları (PAC)**

Plazma ark ışık kaynakları, xenon dolduruculu lambadaki iki elektrot arasında sıcak plazma oluşturan, ışık gücü yoğunluğu oldukça yüksek değerlere çıkabilen ( $\approx 2400 \text{ mW/cm}^2$ ) sistemlerdir (Caughman & Rueggeberg, 2002). Bu yüksek ışık gücü yoğunluğu sayesinde kompozit reçinelerin polimerizasyonu çok kısa sürelerde gerçekleşebilmektedir (Park ve ark., 2006). Halojen lambalara göre daha geniş bir dalga boyu aralığına sahip cihazlardır (Malhotra & Mala, 2010; Caughman & Rueggeberg, 2002). Cihazda halojen ışık kaynaklarındaki gibi filtreler bulunmakta olup, bu filtreler sadece mavi ışığa izin verirken diğerlerini filtre etmektedir. Ayrıca, elektrotlar arasında elektron geçişi sırasında yüksek ısıların oluşabildiği bu nedenle de pulpal hasara yol açabileceği bildirilmiştir (Caughman & Rueggeberg, 2002). Cihazın yüksek ışık gücü yoğunluğu nedeniyle reçine materyallerin polimerizasyonunda büzölmelere ve kenar aralıklarının artmasına yol açtığı bildirilmiştir (Peutzfeldt ve ark., 2000; Aw & Nicholls, 2001).

### **2.2.4. Lazer ışık kaynakları**

Dişhekimliğinde farklı dalga boylarına sahip hem yumuşak dokuda hem de sert dokularda kullanılabilecek lazer sistemleri bulunmaktadır. Bu sistemlerden sadece 450-502 nm dalga boyuna sahip argon lazerler kompozit reçinelerin polimerizasyonunda kullanılmaktadır (Fleming & Maillet, 1999; Caughman & Rueggeberg, 2002). Bu ışık kaynağı, görünür ışıkla polimerize eden sistemlere göre daha kısa sürelerde kompozit reçineleri polimerize edebilmektedir (Fleming & Maillet, 1999). Kızılötesi ışık dalgaları bu sistemlerde olmadığı için dokulara zararlı olabilecek ısı artışları görülmez

(Caughman & Rueggeberg, 2002; Bektaş ve ark., 2006). Lazer kullanılarak yapılan çalışmalarda kompozit reçinelerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olduğu, artık monomer oranının ise geleneksel sistemlerden daha az olduğu bildirilmiştir (Hicks ve ark., 2000; Tarle ve ark., 1995; Blankenau ve ark., 1991). Sistemin dalga boyu aralığının dar olması nedeniyle kompozit reçinelerin yapısında bulunan farklı tip polimerizasyon başlatıcıları aktive edemeyeceği ve pahalı olması gibi dezavantajları bildirilmiştir (Caughman & Rueggeberg, 2002; Bektaş ve ark., 2006).

### **2.3. Mekanik ve fiziksel özellikler**

Kompozit reçinelerin tipi, polimerizasyon büzülmesi miktarını, kenar aralığını ve restorasyonun yüzey sertliğini etkilerken, doldurucu içeriği ve oranı, organik matriks yapısı ve ara bağlayıcı kısmı fiziksel ve mekanik özelliklerini belirlemektedir (Heymann ve ark., 2012). Polimerizasyon büzülmesi, doldurucu partikül şekli ve boyutundan doğrudan etkilenirken, yüzey pürüzlülüğü, aşınmaya ve kırılmaya karşı direnç gibi pek çok özellik partikül içeriğinden, büyüklüğünden ve şeklinden doğrudan etkilenmektedir (Kim ve ark., 2002). Reçine matriks içerisine katılan doldurucu partiküllerin miktarı partikül şeklinden direkt olarak etkilenmektedir ve bu nedenle de yuvarlak şekilli partiküller, düzensiz ve önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküllere oranla daha fazla doldurucu olarak matriks yapıya karıştırılabilir (Kim ve ark., 2002).

#### **2.3.1. Polimerizasyon derecesi (Konversiyon derecesi)**

Kompozit reçinelerin polimerizasyon derecesi, monomerlerin polimerlere dönüşümü olarak tanımlanmaktadır (Dewaele ve ark., 2006; van Noort, 2013). Kompozit reçinelerin polimerizasyonları sırasında monomerlerin tümüyle polimerlere dönüşmesi istenirken, ağız ortamında büyük oranda reaksiyona girmemiş yani polimere dönüşmemiş karbon çift bağları vardır ve kompozit reçinelerde %55-75 oranında dönüşüm oranı gözlenmektedir (Ferracane & Greener, 1986; Galvão ve ark., 2010; Baroudi ve ark., 2007). Polimere dönmeyip artık olarak kalan monomerler restorasyon etrafında bakterilerin gelişimine, hastalarda allerjik reaksiyonlara ve toksik etkilere neden olabilmektedir (Sideridou ve ark., 2003; Emmeler ve ark., 2008; Hansel ve ark., 1998). Ayrıca, bu artık monomerler materyalde plastikleştirici etki yaratarak kompozit restorasyonun mekanik özelliklerinin düşmesine neden olmaktadır (Lovell ve ark., 1999). İdeal olarak, kompozit reçineler yüksek konversiyon derecesine ve düşük

polimerizasyon büzülmesine sahip olmalıdırlar (Amirouche-Korichi ve ark., 2009). Ne varki bunun ideal olarak mümkün olmasının zor olduğu, kompozit reçinelerin hacimsel büzülme miktarı ile konversiyon derecesi arasında doğrusal bir korelasyon bulunduğu bildirilmiştir (Braga ve ark., 2005; Silikas ve ark., 2000). Bununla birlikte, konversiyon derecesinin sertlik değerleri ile ilişkili olduğu, düşük konversiyon derecesinin düşük yüzey sertliğine, aşınma miktarının artmasına ve düşük dayanıma neden olduğu bildirilmiştir (Silva ve ark., 2007; Versluis ve ark., 2004). Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynağının uygun dalga boyu ve güçte kullanılması ile yüksek oranda çapraz bağlı polimer yapının oluşabilmesi sağlanabilmektedir. Işık kompozit reçine materyalin üst yüzeyinde yapmış olduğu polimerize edici etkinin aynı şekilde daha derin tabakalarda da gerçekleşmesi gereklidir. Ancak, kullanılan ışığın reçine materyalden geçerek daha derin tabakalara etki etmesi sırasında absorpsiyona uğraması ve saçılması başlangıç polimerizasyon değerlerinin düşmesine ve derin tabakalarda farklı konversiyon derecelerine neden olarak materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir (Mendes ve ark., 2005). Kompozit reçinelerin konversiyon derecesi, materyalin içeriği, translusensliği, uygulama kalınlığı, ışık kaynağının gücü ve yoğunluğu, yapı içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcılar gibi pek çok faktör tarafından etkilenmektedir (van Noort, 2013; Anfe ve ark., 2008).

### 2.3.2. Polimerizasyon derinliği (Depth of Cure)

Kompozit reçinelerin ışık kullanılarak polimerizasyonu, gelen ışığın inorganik doldurucular tarafından emilimi ve dağıtılmasına bağlı olarak gerçekleşmektedir. Aynı zamanda, inorganik doldurucu partiküller ışığın yapı içerisindeki dağılımını azaltarak polimerizasyon üzerine de etki edebilmektedir. Bu nedenle, kompozit reçinelerde derinlik arttıkça konversiyon oranında düşmeler gözlenmektedir (Watts ve ark., 1984). Polimerizasyon derinliğine, doldurucuların tipi, büyüklüğü, yoğunluğu, ışık kaynağının gücü, ışık uygulama süresi ile kompozit materyalin içeriği ve rengi gibi pek çok faktör etki edebilmektedir (Rueggeberg ve ark., 2000; Halvorson ve ark., 2002; Atmadja & Bryant, 1990). Kompozit reçine yapı içerisinde kalan artık monomer miktarı ışığın emilimini azaltarak serbest radikallerin oluşumuna dolayısıyla da polimerizasyon derinliğinin azalmasına neden olmaktadır (Rueggeberg ve ark., 1997). Bu nedenle, kompozit reçinelerin derin kavitelere tabakalama tekniği ile yerleştirilmesi önerilmektedir. Kompozit reçinelerin derin tabakalara bu teknik kullanılarak

yerleştirilmesi sırasında nem ve kan kontaminasyonu riski ile her tabakanın kavite duvarı ile iyi bir bağlantı kurması gibi teknik hassasiyet gerektiren durumlar ortaya çıkmaktadır (Fleming ve ark., 2008; Furness ve ark., 2014; Tarle ve ark., 2015). Polimerizasyon derinliğinin artmasına yönelik olarak reçine matriks ile inorganik doldurucu partiküllerin refraktif indeksinin birbiri ile uyumlu hale getirilmesinin de etkili olabileceği belirtilerek, kompozit yapı içerisinde geçen ışığın artmasına bağlı olarak polimerizasyon derinliklerinin artmasının sağlanabileceği belirtilmiştir (Shortall ve ark., 2008). Bu nedenle son yıllarda kompozit reçinelerin kaviteye yerleştirilmesini daha basit hale getiren, teknik hassasiyeti nispeten ortadan kaldıran ve 4–5 mm kalınlığa kadar kütle halinde uygulanabilen kompozit reçineler geliştirilmiştir.

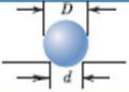
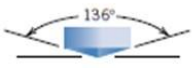
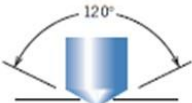
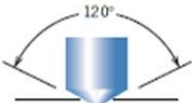
Polimerizasyon derinliğinin tespitinde direkt ve indirekt yöntemler sıklıkla kullanılmaktadır. İndirekt yöntemler arasında “Fourier Transform İnfrared Spektroskopi (FTIR)”, “Lazer Raman Spektroskopi” ve “Kramotografi” gibi komplike ve pahalı yöntemler yer almakta olup bu yöntemlerde polimerizasyon reaksiyonu esnasında karbon çift bağlarının tek bağlara dönüşüm oranı ve artık kalan monomer miktarları direkt olarak belirlenebilmektedir (Miyazaki ve ark., 2003; Halvorson ve ark., 2004; Gerzina & Hume, 1994). Kazıma (ISO 4049 testi), penetrometre ve yüzey sertlik ölçümleri ise uygulaması kolay, daha ucuz maliyetli indirekt yöntemlerdir (Flury ve ark., 2012; Koupis ve ark., 2004; Cohen ve ark., 2004). Günümüzde ise materyallerin yüzey sertliklerinin değerlendirilmesinde, tekrar edilebilirliği ve güvenilirliği ve uygulama kolaylığı nedeniyle sıklıkla sertlik testleri kullanılmaktadır. Araştırmalar, kompozit reçinelerin sertlik değerinin polimerizasyon derecesi ve derinliği ile uyumlu bir korelasyon gösterdiğini bildirmektedir (DeWald & Ferracane, 1987; Ferracane & Greener, 1984).

### 2.3.3. Yüzey sertliği ölçme yöntemleri

Sertlik, penetrasyon veya deformasyona karşı bir yüzeyin göstermiş olduğu direnç olarak tanımlanmakta olup, deformasyonlar; çentik, çizilme veya aşınma sonucunda oluşabilir (Callister & Rethwisch, 2014). Erken dönemde kullanılan sertlik cihazları temelde bir materyalin daha yumuşak olan başka bir materyali çizme yeteneği üzerine geliştirilmiştir. Daha kantitatif ölçme imkanı sunan sertlik cihazları ise yıllar sonra kullanıma girmiş ve bu cihazlarda küçük bir uç yardımıyla kontrol edilebilir

yükler altında materyal yüzeyine kuvvetler uygulanarak sertlik değerleri elde edilmeye başlanmıştır (Callister & Rethwisch, 2014). Materyallerin mekanik özelliklerini test etmek için kullanılan sertlik tetleri; basit ve ucuz olmasının yanı sıra test aparatının da nispeten ucuz olması, numuneler üzerinde yıkıcı bir etkisinin olmaması ve gerilme testi gibi testlere oranla değerlerin saçılma göstermemesi gibi avantajlarından ötürü diğer mekanik testlere oranla sıklıkla kullanılmaktadır (Callister & Rethwisch, 2014). Materyal yüzeyinde oluşturduğu izlere göre farklı tipte sertlik ölçme yöntemleri bulunmaktadır (Şekil 2-2). Bunlar;

- Brinell sertlik testi: Bu test yönteminde 10-mm çapında küresel formda çelik veya karbid uçlar kullanılmaktadır.
- Rockwell sertlik testi: Bu test türünde kullanılan uçlar küresel veya konik formada olabilir. Küresel formdaki çelik uçlar yumuşak ve orta setlikteki materyal ölçümleri için kullanılırken, konik elmas uçlar daha sert materyaller için kullanılır.
- Vickers sertlik testi: 136°'lik açıya sahip kare tabanlı piramit şeklinde elmas uç kullanılmaktadır.
- Knoop sertlik testi: Karşılıklı iki yüzü arasında 172° diğer iki yüz arasında da 130° açı yapan, uzatılmış piramit şekilli elmas uç kullanılmaktadır.

| Test metodu | Uç türü                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | Uç şekli                                                                          |                                                                                   | Yük   | Sertlik değeri formülü                         |
|-------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|-------|------------------------------------------------|
|             |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | Yandan görüntüsü                                                                  | Üstten görüntüsü                                                                  |       |                                                |
| Brinell     | 10-mm çelik veya tungsten karbid küre                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |  |  | $P$   | $HB = \frac{2P}{\pi D [D - \sqrt{D^2 - d^2}]}$ |
| Vickers     | Elmas piramit                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |  |  | $P$   | $HV = 1.854P/d_1^2$                            |
| Knoop       | Elmas piramit                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |  |  | $ P $ | $HK = 14.2P/t^2$                               |
| Rockwell    | <div style="display: flex; align-items: center;"> <div style="margin-right: 10px;"> <p>Elmas konik uç:</p> <p>1/16, 1/8, 1/4, 1/2</p> <p>çaplarında</p> <p>Çelik küreler</p> </div>  <div style="margin-left: 10px;"> <p>60 kg } Rockwell</p> <p>100 kg }</p> <p>150 kg }</p> <p>15 kg } Küresel Rockwell</p> <p>30 kg }</p> <p>45 kg }</p> </div> </div> |  |  |       |                                                |

**Şekil 2-2: Bazı sertlik testlerinde kullanılan farklı uç tipleri ve sertlik değerinin hesaplanması (Callister & Rethwisch, 2014).**

Brinell sertlik testi, materyallerin sertlik ölçümünde kullanılan en eski yöntemlerden birisidir. Bu test yönteminde 10-mm çapındaki çelik veya tungsten karbid yapıdaki yuvarlak uç 500 kg lık artışlar halinde 500-3000 kg arasında standart yüklerin belirli zaman aralığında (10-30 sn) uygulanması ile elde edilir ve uygulanan yükün kullanılan ucun yüzeyde bıraktığı izin alanına bölünmesiyle Brinell Sertlik Değeri (BHN) elde edilir (Callister & Rethwisch, 2014). Oldukça düzgün ve cilalı yüzeylerden ölçüm yapma gereğinin olduğu bu test metodunda daha çok metallerin veya metalik yapıların sertlik ölçümü yapılabilmektedir.

Rockwell sertlik testi, en sık kullanılan sertlik ölçüm yöntemlerinden birisi olup uygulaması kolay olan ve her hangi bir özel yetenek gerektirmeyen yöntemdir (Callister & Rethwisch, 2014). Pek çok farklı skalanın ve değişik uçların farklı yüklerde kullanıldığı, metal ve metal alaşımlarla bazı polimer yapıların ölçümüne imkan veren sistemdir. Kullanılan farklı yuvarlak ve sert çelik uçlar sırasıyla 1.588, 3.175, 6.350 ve 12.70 mm çaplarında olup nispeten daha yumuşak metallerin sertlik ölçümünde

kullanılırken, konik elmas uç daha sert metallerin sertlik ölçümünde kullanılmaktadır (Callister & Rethwisch, 2014). Brinell testinden farklı olarak bu test yönteminde ucun bıraktığı izin çapının ölçülmesi yerine cihazın üzerindeki sayaçtan faydalanılarak penetrasyon derinliği ölçülür. Test yönteminde en düşük 10 kg yük kullanılırken en fazla 60, 100 ve 150 kg yükler kullanılmaktadır (Callister & Rethwisch, 2014). Sertlik değerinin ölçülmesinde başlangıçta uygulanan minör ağırlıktan sonra major bir ağırlık uygulaması yapılır ve iki uygulamada oluşan penetrasyon derinliği farkı Rockwell sertlik değeri olarak kaydedilir (Callister & Rethwisch, 2014). Sertlik değerinin hesaplanmasında uygulanan yükün miktarı, uç çapı ve oluşan derinliğe göre dönüşüm tablosu yardımıyla Rockwell sertlik değeri elde edilir.

Knoop ve Vickers sertlik testlerinde piramidal bir geometriye sahip küçük bir uç kullanılarak test edilen örnek yüzeyine uygulama yapılır. Uygulanan yükler Brinell ve Rockwell sertlik ölçümlerinde kullanılan yüklerden daha küçük olup 100 gr ile 1000 gr arasında değişmektedir (Callister & Rethwisch, 2014). Yük uygulaması sonrasında numune yüzeyinde piramit ucun bıraktığı izler mikroskop veya cihaza bağlı ekran üzerinde ölçülünerek sertlik numarası olarak dönüştürülür. Bilgisayar yazılımı kullanılarak ekran üzerinden yapılan ölçümler, ucun lokasyonunun, iki ölçüm arası mesafenin ayarlanması ve ölçümlerin daha kolay yapılabilmesi gibi avantajlara sahiptir. Knoop sertlik testinde karşılıklı iki yüzü  $172^\circ$  ve diğer iki yüzü  $130^\circ$  açı yapan elmas bir uç kullanılırken, Vickers sertlik testinde  $136^\circ$  ye sahip elmas piramit bir uç kullanılmaktadır (Özcan S, 2007). Elmas uçların bıraktığı izlerin net olarak görülebilmesi ve numune yüzeyinden doğru bir ölçüm yapabilmek için hazırlanan numune yüzeylerinin dikkatli bir şekilde hazırlanması (aşındırma ve cila) gereklidir. Her iki sertlik testi de kullanılan uç büyüklüğüne göre mikro test metodları olarak adlandırılmakta olup, küçük çapta hazırlanan numunelerin belirli bölgelerinden ölçüm yapmak için uygun yöntemlerdir. Her iki test metodunda da kullanılan uçların numune yüzeyinde bıraktığı izlerin kenarlarının ölçülmesi ile sertlik değerleri hesaplanmaktadır. Numune yüzeyinde farklı alanlarda ölçümler yapılarak (3-5 ölçüm) elde edilen değerlerin ortalaması o numuneye ait sertlik değeri olarak kaydedilir. Vickers sertlik değerleri VHN, Knoop sertlik değerleri de KHN olarak kaydedilir. Bu test metodları, elde edilen değerlerin güvenilir olması, numune yüzeyinde olumsuz bir tahribat yapmaması nedeniyle tekrar edilebilirliği, kullanılan elmas ucun zaman içerisinde yıpranmaması gibi avantajlara sahiptir ve diş dokuları (mine, dentin) ile sert

materyallerin (kompozit, seramik gibi) test edilmesi için uygun yöntemlerdir (Özcan S, 2007; Callister & Rethwisch, 2014).

Kompozit reçinelerde polimerizasyon derinliğinin tespiti, numunelerin alt ve üst yüzeylerinden farklı noktalardan sertlik ölçümleri yapılarak elde edilen ortalama değerlerin oranına göre hesaplanmaktadır. Bu sayede, kompozit reçinelerde konversiyon derecesinin farklı seviyelerde göreceli olarak hesaplanması amaçlanmaktadır. Bir çok araştırmacı, kompozit reçinelerin polimerizasyon derinliğinin numunenin alt ve üst yüzeyi arasındaki sertlik değerlerinin karşılaştırılması ile elde edilebileceğini ve alt/üst yüzey sertlik oranının minimum 0,80 (%80) olması durumunda klinik olarak kabul edilebilir polimerizasyon derinliğini sağladığını bildirmiştir (Rueggeberg & Craig, 1988; Bouschlicher ve ark., 2004; Price ve ark., 2005).

Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasının amacı; farklı tipteki (düşük / yüksek viskoziteli) bulk fill kompozit materyallerin (Venus Bulk Fill; SonicFill), farklı tip ışık cihazları (QTH ve LED) ile farklı ışık uygulama sürelerinde (20 sn, 40 sn) ve farklı yüksekliklerde (2, 4, 5 mm) polimerize edilmesini takiben alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarının tepilebilir bir kompozit materyali (Solitaire 2) ile karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Kullanılan kompozit reçinelerin içerikleri, üretici firmaları ve üretim numaraları Tablo 4’de ve ışık cihazlarının Tablo 5’de gösterildiği tez çalışmasının deney aşamaları, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

**Tablo 4: Çalışmada kullanılan kompozit reçinelerin içerikleri, üretici firmaları ve üretim numaraları**

| Materyal               | Tipi                                                 | İçerik / Doldurucu<br>(% ağırlık)                                            | Üretici Firma                     | Üretim<br>numarası |
|------------------------|------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------|--------------------|
| <b>Venus Bulk Fill</b> | Düşük viskoziteli<br>(akışkan) Bulk Fill<br>Kompozit | UDMA, EBPDMA /<br>Ba–Al–F–Si–cam,<br>SiO <sub>2</sub> , (%65)                | Heraeus Kulzer,<br>Hanau, Almanya | 010104             |
| <b>Sonic Fill</b>      | Yüksek viskoziteli<br>Bulk Fill Kompozit             | Bis-GMA, Bis-EMA,<br>TEGDMA / SiO <sub>2</sub> ,<br>cam, oxide (%83,5)       | Kerr Corp.,<br>Orange, CA, ABD    | 5428359            |
| <b>Solitaire 2</b>     | Tepilebilir kompozit                                 | BisEMA, UDMA,<br>TEGDMA / Ba-Al-B-<br>F-Si cam partikülleri,<br>silika (%75) | Heraeus Kulzer,<br>Hanau, Almanya | 010309             |

**Bis-GMA, Bisphenol-A glycidyl methacrylate; TEGDMA, Triethyleneglycol dimethacrylate; UDMA, Urethane dimethacrylate; EBPDMA, Ethoxylated bisphenol-A-dimethacrylate; Bis-EMA, Bisphenol A polyetheylene glycol diether dimethacrylate.**

**Tablo 5: Çalışmada kullanılan ışık kaynakları (Üretici firma bilgilerine göre)**

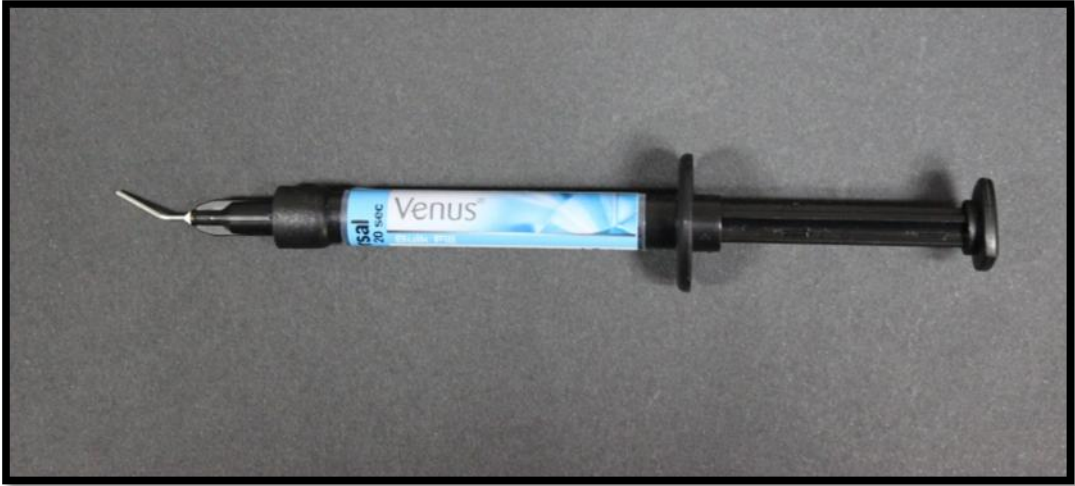
| <b>Işık Kaynakları</b> | <b>Tipi</b>   | <b>Işık gücü</b>        | <b>Üretici Firma</b>        |
|------------------------|---------------|-------------------------|-----------------------------|
| <b>Optilux 501</b>     | Halojen (QTH) | *850 mW/cm <sup>2</sup> | Kerr Corp., Orange, CA, ABD |
| <b>Demi Ultra</b>      | LED           | ≥1250mW/cm <sup>2</sup> | Kerr Corp., Orange, CA, ABD |

\* Standard mod kullanımında

### **3.1. Çalışmada kullanılan kompozit reçineler**

#### **3.1.1. Venus Bulk Fill**

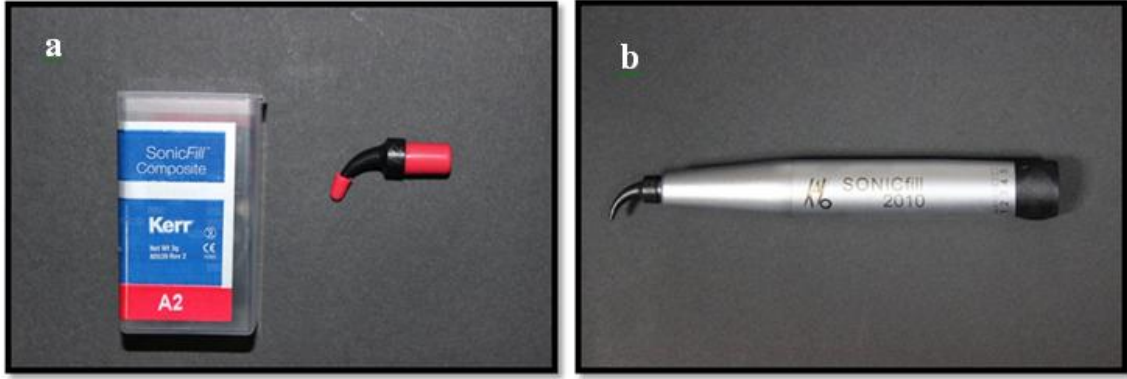
Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) 4 mm derinliğe sahip sınıf I ve sınıf II kavitelere tek seferde kütle halinde kullanım endikasyonuna sahip, akışkan özellikte kompozit reçinedir (Şekil 3-1). Yapısında baryum, alüminyum, florid, silika cam partikülleri ve silikon dioksit bulunmaktadır. Materyalin doldurucu boyutu 0,02-5 µm büyüklüğünde olup, doldurucu partikül oranı ağırlıkça %65, hacim olarak %38'dir. Üretici firma tarafından süt dişlerinin restorasyonunda tek başına kullanılabileceği belirtilen materyalin, erişkin hastaların restorasyonlarında üzerinin en az 2 mm kalınlıkta geleneksel bir kompozit materyali ile örtülmesi gerektiği belirtilmektedir. Ayrıca, bütün metakrilat bazlı adeziv ve kompozit sistemlerle uyumlu olduğu belirtilen materyalin, 4 mm kalınlıkta tek seferde uygulandığında güvenli bir polimerizasyon sağladığı da ifade edilmektedir.



**Şekil 3-1: Venus Bulk Fill kompozit materyali**

### **3.1.2. SonicFill Bulk Fill**

SonicFill Bulk Fill (Kerr Corp., Orange, CA, ABD) posterior dişlerde tüm kavite tiplerinde direkt restorasyon uygulamalarında kullanım endikasyonu olan kompozit materyalidir (Şekil 3-2). Kompozitin yüksek viskozitesini düşürerek kaviteye kolay uygulanabilirliğini sağlayabilmek için sonik titreşime sahip bir aktivasyon cihazı bulunmaktadır ve bu sistem, kompozitin kendine özgü el parçası ile gerçekleştirilir (SonicFill Handpiece). Sonik aktivasyon, materyalin viskozitesini düşürerek uygulamasını kolaylaştırırken, uygulama esnasında yapı içerisinde hava kabarcığı oluşumunu da önlemektedir. Herhangi bir tamamlayıcı kompozit üst tabaka uygulamasına gerek olmadan, 5 mm kalınlığa kadar kaviteye kütleli olarak uygulanabilen bu materyalin yapısında silikon dioksit, cam ve oksit doldurucular ağırlıkça %83,5 ve hacim olarak %66 oranında yer almaktadır. Materyalin monomer ve doldurucu partikül yapısında yapılan değişikliklerin, düşük polimerizasyon büzülmesine neden olduğu bildirilmektedir.



**Şekil 3-2: (a) SonicFill Bulk Fill kompozit materyali ve (b) Sonik aktivasyon cihazı**

### 3.1.3. Solitaire 2

Solitaire 2 (Heraeus Kulzer) posterior dişlerin restorasyonlarında kullanılan, ışıqla polimerize edilen, radyoopak, Polyglas bir hibrit kompozittir (Şekil 3-3). Reçine yapısını çoklu çapraz bağlanan üretan (met)akrilat monomerleri, inorganik doldurucu yapısını partikül büyüklüğü 0,02–23  $\mu\text{m}$  arasında değişen baryum alüminyum borosilika cam ve silika oluşturmaktadır. Yapı içerisinde ayrıca florür iyonları da bulunmakta olup, bu iyonlar baryum cam doldurucuların yüzeyinden salınabilmektedir. İnorganik doldurucu partikül oranı materyalin ağırlıkça %75'ini, hacim olarak %58'ini oluşturmaktadır. Üretici firma tarafından kaviteye en fazla 2 mm kalınlığında yerleştirilerek polimerize edilmesi önerilen materyalin, aşınmaya karşı dirençli olduğu bildirilmiştir.



**Şekil 3-3: Solitaire 2 tepilebilir kompozit materyali**

### **3.2. Çalışmada kullanılan ışık kaynakları**

#### **3.2.1. Halojen ışık kaynağı**

Çalışmada, kompozit reçinelerin polimerizasyonunu sağlamak için kuartz-tungsten-halojen (QTH) ışık kaynakları içerisinde altın standart olarak kabul gören Optilux 501 (Kerr Corp., Orange, CA, ABD) ışık cihazı kullanılmıştır (Tablo 5; Şekil 3-4). Ana cihaza bağlı bir ışık tabancası ve tabancanın ucunda 11 mm çapında eğimli bir fiber optik ışık ileticiden oluşan cihaz, standart, ramp, boost ve bleach olmak üzere 4 ayrı uygulama moduna sahiptir. Cihaz, üzerinde bulunan dijital göstergesinden polimerizasyon süresi ve uygulama modu ayarlanarak kullanılır. Cihazın ışık dalga boyu 400-510 nm arasında olup, ışık yoğunluğu ortalama  $850 \text{ mW/cm}^2$ 'dir. Çalışmada, kompozit reçinelerin polimerizasyonu öncesinde ışık yoğunluğunun ölçülmesi hem ana cihaz üzerinde bulunan sensör yardımıyla hem de dijital bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak kontrol edilmiştir (Şekil 3-5). Çalışmada kullanılan deney materyallerinin yarısında polimerizasyon, standart modda kullanılan ve ışık ucu, örnek yüzeyine dik gelecek şekilde 1 mm kalınlığındaki ince bir lamel üzerinden tutulan, 20 ve 40 sn sürelerle QTH ile sağlanmıştır.



Şekil 3-4: Halojen (QTH) ışık cihazı (Optilux 501; Kerr Corp., Orange, CA, ABD)



**Şekil 3-5: QTH ışık cihazının ışık yoğunluğunun dijital bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak ölçülmesi.**

### 3.2.2. LED Işık kaynağı

Çalışmada kullanılan kompozit reçinelerin polimerizasyonu sağlamak için yeni nesil LED (light emitting diode) teknolojisi ile üretilmiş olan Demi Ultra (Kerr Corp., Orange, CA, ABD) ışık cihazı kullanılmıştır (Şekil 3-6). Cihaz, şarj ünitesine ilave kablosuz bir tabancadan oluşmaktadır. Kablosuz kullanılan bu ışık tabancası klinik kullanımda cihaza kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Cihazın ışık ucu 360° dönebilen, 60° açıya sahip, 8 mm çapında bir fiber optik ışık ileticiden oluşmaktadır. 1100-1600 mW/cm<sup>2</sup> aralığında ışık gücüne ve 450-470 nm aralığında dalga boyu dağılımına sahip cihazın 40 sn gibi kısa bir sürede şarj olma özelliği kullanım esnasında zaman açısından hem kolaylık hem de pratiklik sağlamaktadır. Cihazın ışık uygulama süresi cihaz

üzerinde bulunan kontrol düğmesi yardımıyla 5, 10 ve 20 sn süre olarak ayarlanabilmektedir. Çalışmada kullanılan numunelerin polimerizasyonunda, cihazın pilinin tam olarak şarj edilmiş iken kullanılmasına dikkat edilmiştir. Çalışmada, kompozit reçinelerin polimerizasyonu öncesinde ışık yoğunluğunun ölçülmesi hem ana cihaz üzerinde bulunan sensör yardımıyla hem de dijital bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental, Ankara, Türkiye) kullanılarak kontrol edilmiştir (Şekil 3-7). Işık ucu örnek yüzeyine dik gelecek şekilde 1 mm kalınlığındaki ince bir lamel üzerinden uygulanarak 20 ve 40 sn sürelerde polimerize edilmiştir.



**Şekil 3-6: LED ışık cihazı (Demi Ultra, Kerr Corp., Orange, CA, ABD).**



**Şekil 3-7: LED ışık cihazının ışık yoğunluğunun dijital bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental) kullanılarak ölçülmesi.**

### **3.3. Çalışmada kullanılan Vickers sertlik ölçüm cihazı**

Çalışmada, tüm numunelerin mikrosertlik ölçümleri Vicker's mikro sertlik cihazı (Innovatest, Maastricht, Hollanda) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3-8). Vickers sertlik ölçüm yöntemi, 136° elmas piramit bir ucun test edilecek malzemenin cinsine ve kalınlığına bağlı olarak, uygulanan yüke göre malzeme yüzeyinde oluşturduğu izin köşegenlerinin optik sistemlerle ölçülmesi esasına dayanan bir test yöntemidir.

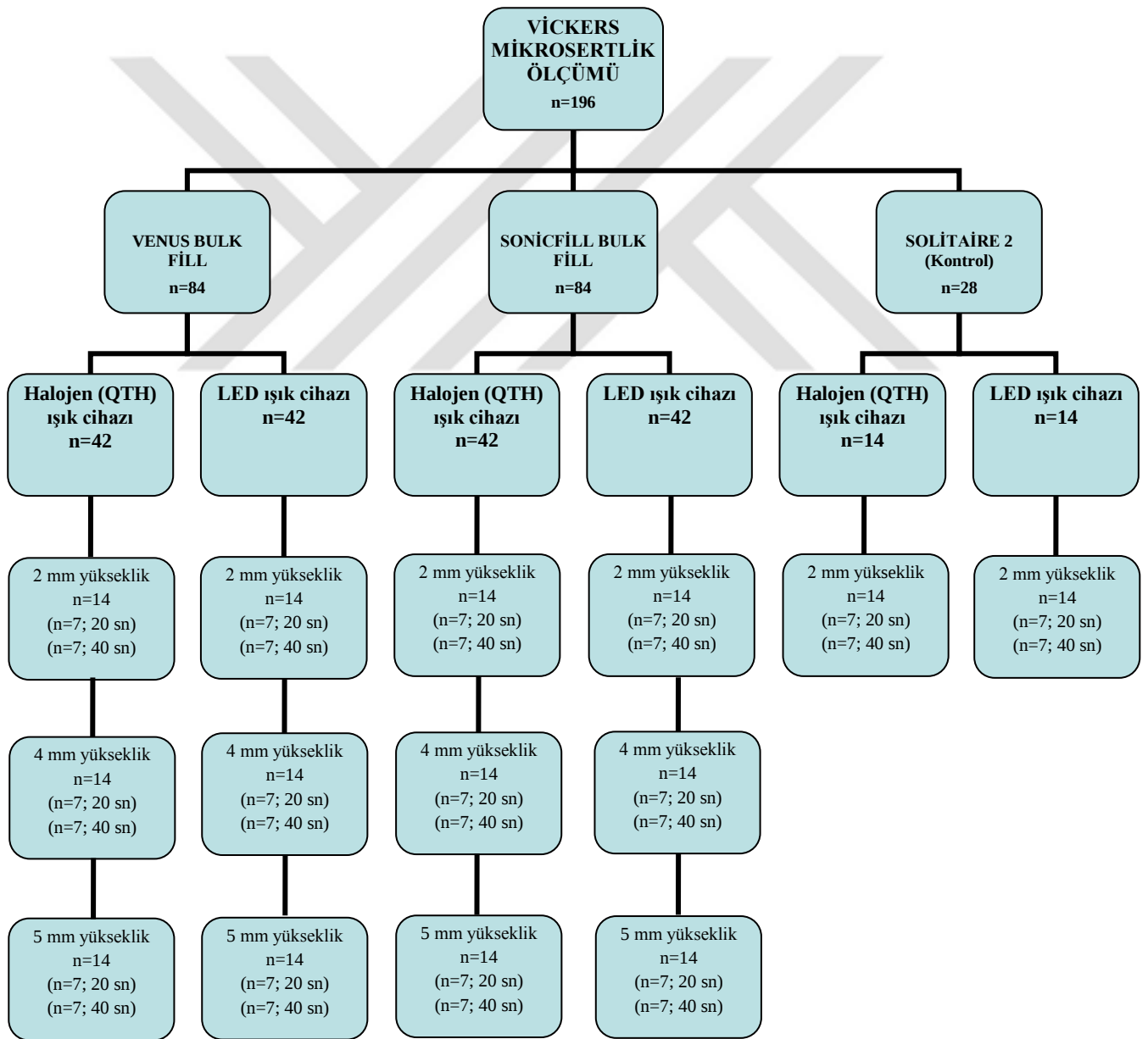
Çalışmada kullanılan sertlik ölçüm cihazı, cihaza entegre dokunmatik bir bilgisayar ekranı üzerinden kontrol edilmiş ve numune yüzeyine uygulanan test yükü, süresi ve sertlik ölçümünde kullanılan piramit köşelerine teğet geçen paralel çizgilerin ayarlanması ile diğer test parametreleri bu ekran üzerinden yapılmıştır. Test cihazı üzerinde Vickers sertlik ucu ile aynı tabla üzerinde bulunan  $\times 10$  ve  $\times 40$  büyütmeye sahip iki adet oküler bulunmaktadır. Numunelerin alt ve üst yüzeylerine 15 sn süresince uygulanan 300 gr sabit yük (Alrahlah ve ark., 2014; Soygun ve ark., 2015) sonrasında elde edilen görüntülerin,  $\times 40$  büyütmede incelenmesini takiben hesaplamalar yapılarak numunelerin Vicker's sertlik değerleri (VHN) elde edilmiştir.



Şekil 3-8: Vickers mikro sertlik ölçüm cihazı (Innovatest, Maastricht, Hollanda)

### 3.4. Vickers sertlik testi için numunelerin hazırlanması

Çalışmada 2, -4 ve 5 mm yükseklikteki halojen ve LED ışık kaynakları ile 20 ve 40 sn süre ile polimerize edilen Venus Bulk Fill ve SonicFill deney grupları ile aynı ışık cihazları ile aynı sürelerde ve 2 mm yükseklikte polimerize edilen Solitaire 2 kontrol grubundan oluşan toplam 196 numuneye ait çalışma düzeneği Şekil 3-9'da gösterilmiştir.



Şekil 3-9: Vickers mikrosertlik ölçümü için hazırlanan numunelere ilişkin çalışma düzeneği diagramı

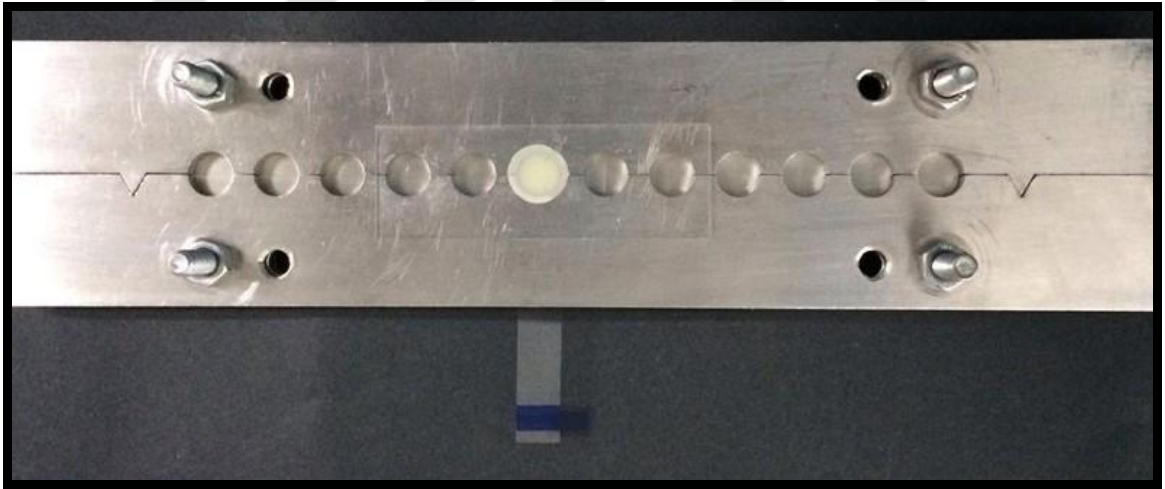


**Şekil 3-10: a) Kompozit numunelerin hazırlanmasında kullanılan 8 mm çapında, 2, -4, 5 mm yüksekliğinde düz, pürüzsüz metal levha b) Materyallerin silindirik yuvalar içerisine yerleştirilmesi öncesinde metal tabla üzerine şeffaf bant yerleştirilmesi**

Renge bağlı oluşabilecek varyasyonların elimine edilmesi amacıyla renk seçeneği bulunan her bir kompozit reçine materyalinin A2 rengi kullanıldı ve mikrosertlik ölçümlerinin yapılabilmesi amacıyla kompozit reçineler Şekil 3-9’da gösterildiği şekilde gruplara ayrıldı. Numunelerin hazırlanmasında düz metal bir zemin üzerine (Şekil 3-10 a) çapı 8 mm, yüksekliği 2, -4 ve 5 mm olacak şekilde hazırlanan ve silindir şeklinde olan metal kalıplar dört bir köşeden vidalanarak sabitlenmiştir. Materyallerin silindirik yuvalar içerisine yerleştirilmesi öncesi alt metal tabla üzerine şeffaf bant (Mylar Strip; SS White, Philadelphia, PA, ABD) yerleştirilmiş, bunu takiben üst silindirik kalıpların bulunduğu metal düzenek vidalanarak sabitlenmiştir (Şekil 3-10 b). Bunları takiben deney materyalleri sırayla önce 2 mm, sonra da 4 ve 5 mm yüksekliğe sahip silindirik metal kalıplar koyularak metal levhalardaki yuvalara yerleştirilmiş, üst yüzeyleri şeffaf bant ile daha sonra da 1 mm kalınlığındaki mikroskop

camı ile kapatılarak fazla materyalin uzaklaştırılması için parmak basıncı uygulanmıştır (Şekil 3-11). Kontrol grubunu oluşturan Solitaire 2 (Heraeus Kulzer) materyali de bulk fill kompozit reçinelerle aynı şekilde ancak 2 mm yükseklikte olacak şekilde hazırlandı. Bu şekilde metal kalıplar içerisine yerleştirilen materyallerin yarısı daha önce tarif edildiği şekilde QTH ışık cihazı ile diğer yarısı ise LED ışık cihazı ile 20 ve 40 sn sürelerde polimerize edildi.

Polimerizasyon işlemi tamamlanan numune yüzeyinden mikroskop camı ve şeffaf matriks bandı uzaklaştırıldıktan hemen sonra kalıp içindeki numunenin ışık uygulanan üst yüzeyine, düşük hızlı döner alet (mikromotor + angldurva) ile alüminyum oksit partiküller içeren ve kalın grenden ince grene doğru asorti içerisinde, 10 sn süreyle ve her bir numunede yenisiyle değiştirilen soflex disklerin (Optidisc; Kerr) (Şekil 3-12) kullanılmasıyla bitirme ve cila işlemleri su soğutması olmaksızın yapıldı. Numunelerin alt yüzeylerine her hangi bir bitirme ve cila prosedürü uygulanmadı.



**Şekil 3-11: Deney materyalinin silindirik metal kalıp içerisine yerleştirildikten sonra üst yüzeyinin şeffaf bant ve 1 mm kalınlığındaki mikroskop camı ile kapatılarak fazla materyalin uzaklaştırılması.**

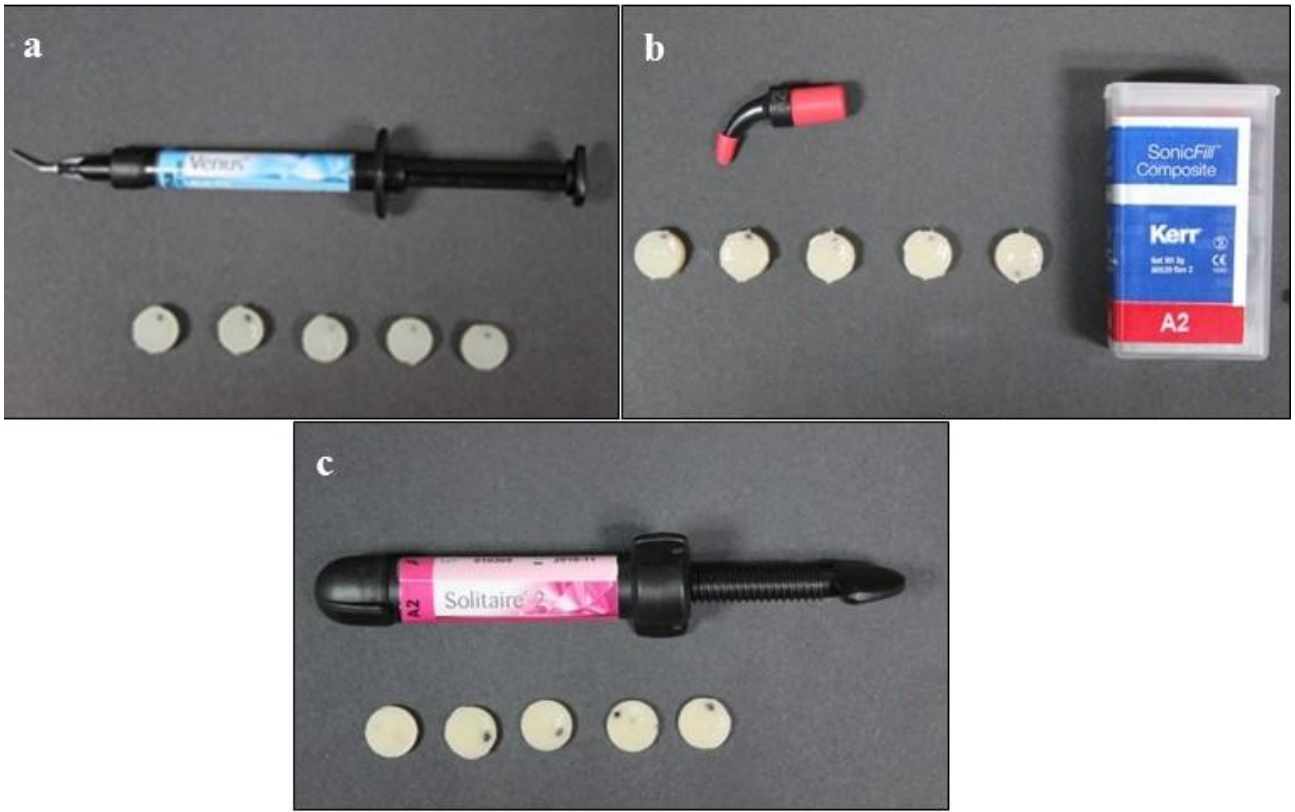


**Şekil 3-12: Bitirme ve cila işlemlerinde kullanılan diskler (Optidisk; Kerr)**

Bitirme ve cila işlemlerini takiben numuneler metal kalıptan çıkartıldı ve her bir numunenin alt yüzeyine yüksek hızlı döner alet ve elmas bir rond frez yardımıyla numaralandırma yapıldı (Şekil 3-13). Bitirme ve polisaj işlemleri tamamlanan numuneler, içinde distile su bulunan saklama kaplarına konularak 37° C'deki etüvde 24 saat süre ile bekletildi. 24 saat sonunda mikrosertlik değerlerinin belirlenmesi için numuneler saklama kaplarından çıkarıldı, yüzeyleri distile su ile yıkandı, kurutma kâğıtları ile kurutuldu ve sertlik ölçümü için Vickers mikrosertlik test cihazına (Innovatest) yerleştirildi.

Her bir numunenin üst ve alt yüzeylerinden cihaza bağlı bilgisayar ekranı üzerinden her bir ölçüm arasında 1 mm mesafe olacak şekilde, Vickers sertlik ölçme ucu ile 3 farklı iz oluşturuldu. Mikrosertlik ölçümleri esnasında 300 gr sabit yük her bir numune yüzeyine 15 sn süre ile uygulandı ve ölçümler numunelerin orta bölgelerinden elde edildi. Uygulama sonrasında oluşan sertlik izi cihaza bağlı bilgisayar ekranı üzerinden  $\times 10$

büyütmede bulundu ve  $\times 40$  büyütmede ölçülerek Vickers mikrosertik değeri (VHN) olarak kaydedildi. Her bir numuneden elde edilen üst ve alt yüzeye ait 3'er adet sertlik değeri Microsoft Excel (Microsoft Corp., CA, ABD) programına aktarıldı ve istatistik analizler yapılmak üzere saklandı.



**Şekil 3-13: Bitirme ve cila işlemleri tamamlanmış, alt yüzeyleri yüksek hızlı döner alet ve elmas bir rond frez yardımıyla numaralandırılmış numuneler. a) Venus Bulk Fill, b) SonicFill, c) Solitaire 2.**

### 3.4. İstatistiksel analizler

Microsoft Excel programına kaydedilen ham veriler, istatistiksel analizlerin yapılması için istatistiksel veri analiz programına aktarıldı. Tüm verilerin istatistiksel analizi IBM SPSS 21 (Statistical Package for Social Sciences yazılımı; IBM SPSS Statistics, Chicago, IL, ABD) istatistik programı kullanılarak yapıldı. Elde edilen sertlik verileri ilk olarak Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleri kullanılarak normal dağılıma uygunluk açısından ve verilerin homojenliği açısından test edildi. Yapılan testler sonucunda verilerin normal dağılıma uygunluk gösterdiği belirlendi ve verilerin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans (one-way ANOVA) analizi ve çoklu karşılaştırmalarda Tukey HSD testi kullanıldı. 4 ve 5 mm yükseklikteki numunelerin alt/üst yüzey sertlik değişim oranları (%) ise t-testi kullanılarak değerlendirildi. Her bir yükseklik için yüzde değişim oranı (bağımlı değişken) ile materyal, ışık kaynağı ve süre (bağımsız değişkenler) arasındaki etkileşimler üç yönlü varyans analizi (Three-way ANOVA) ile test edildi. Tüm verilerin istatistiksel analizi %95 güven aralığında ve  $p < 0.05$  anlamlılık düzeyinde değerlendirildi. Tüm istatistiksel analizler İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapıldı.

## 4. BULGULAR

Çalışmada, 2, -4 ve 5 mm yükseklikte iki bulk fill (Venus Bulk Fill ve SonicFill Bulk Fill) ile üretici firma direktifleri doğrultusunda sadece 2 mm yükseklikte hazırlanan ve kontrol grubu olarak kullanılan Solitaire 2 kompozit reçinelerinin geleneksel halojen (QTH) ve LED ışık cihazlarıyla farklı sürelerde (20 sn, 40 sn) polimerizasyonlarını takiben alt/üst yüzey sertlik değişim oranları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

### 4.1. Üç Yönlü Varyans Analizi sonuçlarının değerlendirilmesi

Çalışmada 2, 4 ve 5 mm yükseklikte hazırlanan örneklerin Vickers mikrosertlik ölçümü sonucunda elde edilen alt/üst yüzey sertlik değişim oranları (%) (bağımlı değişken), kullanılan materyale, ışık kaynağına ve süreye (bağımsız değişkenler) bağlı olarak Üç Yönlü Varyans Analizi ile istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. 2 mm yükseklikteki örneklerin alt/üst yüzey sertlik değişim oranları arasında ışık cihazına bağlı olarak anlamlı bulunan farklılığa rağmen ( $p < 0.001$ ) (Tablo 6-8); diğer yüksekliklerde alt üst yüzey sertlik değişim oranları arasında ışık cihazına bağlı olarak anlamlı bir farklılık tespit edilememiştir ( $p > 0.05$ ). Tüm yükseklikler için bağımsız değişken olan “süre” açısından istatistiksel bir fark bulunmazken ( $p > 0.05$ ), Materyal ve süre (Materyal \* Süre), Işık cihazı ve süre (Işık cihazı \* Süre) ile Materyal, ışık cihazı ve süre (Materyal \* Işık cihazı \* Süre) etkileşimi açısından da herhangi bir anlamlı fark bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ).

**Tablo 6: 2 mm yükseklikte, yüzde (%) değişim oranına göre Multivariate ANOVA test sonuçları**

| Source                                                             | Type III Sum of Squares | df | Mean square | F         | <i>p</i>     |
|--------------------------------------------------------------------|-------------------------|----|-------------|-----------|--------------|
| <b>Corrected model</b>                                             | 3503.396 <sup>a</sup>   | 11 | 318.491     | 28.239    | <b>0.001</b> |
| <b>Intercept</b>                                                   | 687927.467              | 1  | 687927.467  | 60995.906 | <b>0.001</b> |
| <b>Materyal</b>                                                    | 2872.731                | 2  | 1436.366    | 127.357   | <b>0.001</b> |
| <b>Işık Cihazı</b>                                                 | 299.490                 | 1  | 299.490     | 26.555    | <b>0.001</b> |
| <b>Süre</b>                                                        | 24.407                  | 1  | 24.407      | 2.164     | 0.146        |
| <b>Materyal * Işık cihazı</b>                                      | 281.952                 | 2  | 140.976     | 12.500    | <b>0.001</b> |
| <b>Materyal * Süre</b>                                             | 20.806                  | 2  | 10.403      | 0.922     | 0.402        |
| <b>Işık Cihazı * Süre</b>                                          | 0.937                   | 1  | 0.937       | 0.083     | 0.774        |
| <b>Materyal * Işık Cihazı * Süre</b>                               | 3.072                   | 2  | 1.536       | 0.136     | 0.873        |
| <b>Error</b>                                                       | 812.034                 | 72 | 11.278      |           |              |
| <b>Total</b>                                                       | 692242.897              | 84 |             |           |              |
| <b>Corrected total</b>                                             | 4315.430                | 83 |             |           |              |
| <b>a. <math>R^2=0.812</math> (Adjusted <math>R^2=0.783</math>)</b> |                         |    |             |           |              |

**Tablo 7: 4 mm yükseklikte, yüzde (%) değişim oranına göre Multivariate ANOVA test sonuçları**

| Source                                                             | Type III Sum of Squares | df | Mean square | F         | p            |
|--------------------------------------------------------------------|-------------------------|----|-------------|-----------|--------------|
| <b>Corrected model</b>                                             | 543.332 <sup>a</sup>    | 7  | 77.619      | 6.118     | <b>0.001</b> |
| <b>Intercept</b>                                                   | 435710.683              | 1  | 435710.683  | 34341.580 | <b>0.001</b> |
| <b>Materyal</b>                                                    | 332.636                 | 1  | 332.636     | 26.217    | <b>0.001</b> |
| <b>Işık Cihazı</b>                                                 | 184.549                 | 1  | 184.549     | 14.546    | <b>0.001</b> |
| <b>Süre</b>                                                        | 1.651                   | 1  | 1.651       | 0.130     | 0.720        |
| <b>Materyal * Işık cihazı</b>                                      | 20.932                  | 1  | 20.932      | 1.650     | 0.205        |
| <b>Materyal * Süre</b>                                             | 0.404                   | 1  | 0.404       | 0.032     | 0.859        |
| <b>Işık Cihazı * Süre</b>                                          | 0.145                   | 1  | 0.145       | 0.011     | 0.915        |
| <b>Materyal * Işık Cihazı * Süre</b>                               | 3.016                   | 1  | 3.016       | 0.238     | 0.628        |
| <b>Error</b>                                                       | 609.003                 | 48 | 12.688      |           |              |
| <b>Total</b>                                                       | 436863.018              | 56 |             |           |              |
| <b>Corrected total</b>                                             | 1152.335                | 55 |             |           |              |
| <b>a. <math>R^2=0.472</math> (Adjusted <math>R^2=0.394</math>)</b> |                         |    |             |           |              |

**Tablo 8: 5 mm yükseklikte, yüzde (%) değişim oranına göre Multivariate ANOVA test sonuçları**

| Source                                                             | Type III Sum of Squares | df | Mean square | F         | p            |
|--------------------------------------------------------------------|-------------------------|----|-------------|-----------|--------------|
| <b>Corrected model</b>                                             | 484.905 <sup>a</sup>    | 7  | 69.272      | 6.807     | <b>0.001</b> |
| <b>Intercept</b>                                                   | 403743.433              | 1  | 403743.433  | 39675.181 | <b>0.001</b> |
| <b>Materyal</b>                                                    | 333.542                 | 1  | 333.542     | 32.777    | <b>0.001</b> |
| <b>Işık Cihazı</b>                                                 | 148.706                 | 1  | 148.706     | 14.613    | <b>0.001</b> |
| <b>Süre</b>                                                        | 0.870                   | 1  | 0.870       | 0.086     | 0.771        |
| <b>Materyal * Işık cihazı</b>                                      | 0.319                   | 1  | 0.319       | 0.031     | 0.860        |
| <b>Materyal * Süre</b>                                             | 0.107                   | 1  | 0.107       | 0.011     | 0.919        |
| <b>Işık Cihazı * Süre</b>                                          | 1.067                   | 1  | 1.067       | 0.105     | 0.747        |
| <b>Materyal * Işık Cihazı * Süre</b>                               | 0.294                   | 1  | 0.294       | 0.029     | 0.866        |
| <b>Error</b>                                                       | 488.459                 | 48 | 10.176      |           |              |
| <b>Total</b>                                                       | 404716.797              | 56 |             |           |              |
| <b>Corrected total</b>                                             | 973.364                 | 55 |             |           |              |
| <b>a. <math>R^2=0.498</math> (Adjusted <math>R^2=0.425</math>)</b> |                         |    |             |           |              |

#### 4.1.1. Kullanılan kompozit reçine tipine göre

Farklı ışık kaynakları ile 20 sn ve 40 sn de farklı yüksekliklerde polimerize edilen Venüs Bulk Fill, SonicFill ve Solitaire 2 numunelerinin alt/üst yüzeylerinin mikrosertlik değerleri ile alt/üst yüzey sertlik değişim oranları (%) Tablo 9-12’de ve Şekil 4-1, 2 ve 3’ te gösterilmiştir.

2 mm yüksekliğinde hazırlanan ve halojen ışık ile 20 sn süreyle polimerizasyonu sağlanan Venus Bulk Fill ( $95.47 \pm 5.97$ ) örnekleriyle SonicFill ( $92.05 \pm 2.20$ ) örneklerinin alt/üst yüzey sertlik değişim oranları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ( $p > 0.05$ ), Solitaire 2’den ( $76.37 \pm 4.74$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranı gösterdikleri belirlenmiştir ( $p < 0.001$ ). Venus Bulk Fill ile gerek 4 mm ( $89.00 \pm 2.13$ ) gerekse 5 mm ( $85.56 \pm 5.21$ ) yüksekliğinde hazırlanan ve halojen ışıkla 20 sn süreyle polimerize edilen örneklerin, aynı yüksekliklerde hazırlanıp polimerize edilen SonicFill örneklerinden (sırasıyla  $83.54 \pm 3.22$  ve  $80.47 \pm 3.56$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları gösterdiği belirlenmiştir ( $p < 0.05$ ). Venus Bulk Fill ve SonicFill kompozit reçinelerinin 4 mm yükseklikteki sertlik değişim oranları 5 mm yükseklikteki örneklerle göre daha yüksek olmasına rağmen her iki yükseklik arasında sertlik değişim oranları açısından istatistiksel farklılık bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ). Venus Bulk Fill kompozit reçinenin 4 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar, 2 mm yükseklikteki SonicFill materyaline göre daha düşük sertlik değişim oranları göstermesine rağmen sertlik değişim oranları açısından istatistiksel bir farklılık bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ). Venus Bulk Fill kompozit reçine materyalin 5 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar, SonicFill materyalinin 4 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplara göre daha yüksek sertlik değişim oranları göstermiş olup sertlik değişim oranları arasında istatistiksel farklılık bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ). Materyal yüksekliğinin 2 mm’den 4, - 5 mm’ye çıkması her iki bulk fill kompozit reçine materyal grubunda da sertlik değişim oranlarının anlamlı derecede düşmesine yol açmıştır ( $p < 0.01$ ). Bu grupta değerlendirilen numunelerden bulk fill kompozit reçineler değerlendirilen tüm yüksekliklerde klinik olarak kabul edilebilir minimum değer olan %80 oranının üzerinde sertlik değişim oranları sergilerken, Solitaire 2 materyali bu değerinin altında sertlik değişim oranı göstermiştir (Tablo 9).

2 mm yüksekliğinde hazırlanarak LED ışık cihazı ile 20 s süreyle polimerizasyonu sağlanan Venus Bulk Fill ( $96.64 \pm 2.52$ ) örnekleriyle, SonicFill ( $93.14 \pm 2.36$ ) örneklerinin alt/üst yüzey sertlik değişim oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ( $p > 0.05$ ), Solitaire 2'den ( $86.08 \pm 2.79$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranı gösterdikleri belirlenmiştir ( $p < 0.001$ ). Venus Bulk Fill ile 4 mm ( $91.77 \pm 4.79$ ) yüksekliğinde hazırlanan ve LED ışık cihazı ile 20 sn süreyle polimerize edilen örneklerin aynı yükseklikte hazırlanarak polimerize edilen SonicFill ( $87.83 \pm 2.32$ ) örneklerinden daha yüksek sertlik değişim oranları göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark göstermediği belirlenmiştir ( $p > 0.05$ ). Venus Bulk Fill ( $88.80 \pm 2.67$ ) ile 5 mm yüksekliğinde hazırlanarak LED ışık cihazı ile 20 sn süreyle polimerize edilen örnekler ise aynı yükseklikte hazırlanarak polimerize edilen SonicFill ( $84.30 \pm 2.18$ ) örneklerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sertlik değişim oranları göstermiştir ( $p < 0.05$ ). 4 mm yükseklikte hazırlanarak LED ışık cihazı ile 20 sn polimerize edilen Venus Bulk Fill ve SonicFill kompozit reçine materyallerinin sertlik değişim oranları, aynı materyallerin 5 mm yükseklikteki örneklerine göre daha yüksek olmasına rağmen, her iki yükseklik arasında sertlik değişim oranları açısından istatistiksel farklılık gözlenmemiştir ( $p > 0.05$ ). Venus Bulk Fill kompozit reçine materyalin 4 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar, 2 mm yükseklikteki SonicFill materyaline göre daha düşük sertlik değişim oranları göstermesine rağmen, sertlik değişim oranları açısından istatistiksel bir farklılık bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ). Venus Bulk Fill kompozit reçine materyalin 5 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar, SonicFill materyalinin 4 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplara göre daha yüksek sertlik değişim oranları göstermiş olup sertlik değişim oranları arasında istatistiksel farklılık bulunamamıştır ( $p > 0.05$ ). Venus Bulk Fill kompozit reçine materyalinin 5 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar ile SonicFill kompozit reçine materyalin 4 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar, sadece 2 mm yükseklikte polimerize edilen Solitaire 2 numunelerine oranla daha yüksek sertlik değişim oranları göstermesine rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ( $p > 0.05$ ). Materyal yüksekliğinin 2 mm'den 4, - 5 mm'ye çıkması her iki bulk fill kompozit reçine materyal grubunda da sertlik değişim oranlarının anlamlı derecede düşmesine yol açmıştır ( $p < 0.01$ ). Bu grupta değerlendirilen tüm numuneler, değerlendirilen tüm yüksekliklerde klinik olarak kabul edilebilir

minimum değer olan %80 oranının üzerinde sertlik değişim oranları sergilemiştir (Tablo 10).

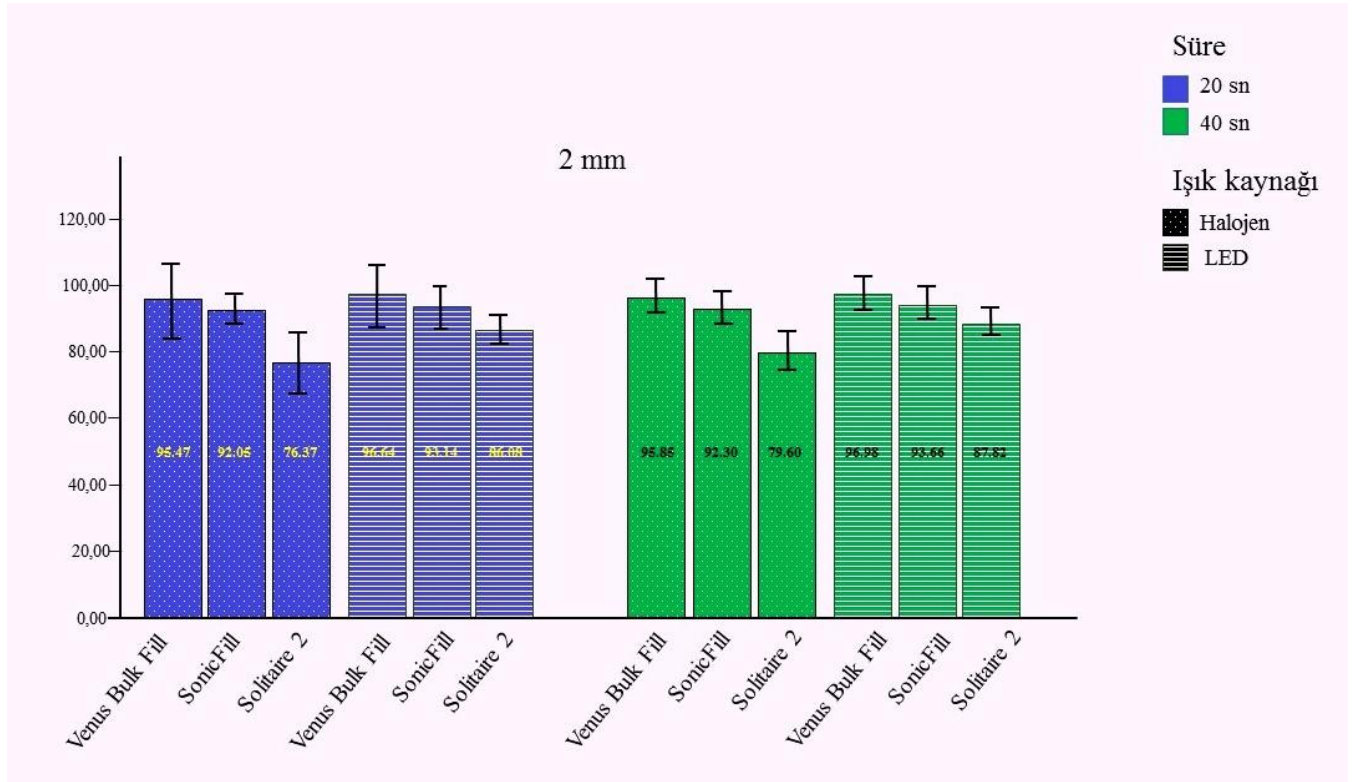
2 mm yüksekliğinde hazırlanan ve halojen ışık cihazı ile 40 sn süreyle polimerizasyonu sağlanan Venus Bulk Fill ( $95.85 \pm 4.99$ ) örnekleriyle, SonicFill ( $92.30 \pm 2.87$ ) örneklerinin alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarının arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ( $p > 0.05$ ), Solitaire 2'den ( $79.60 \pm 1.91$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları gösterdikleri belirlenmiştir ( $p < 0.001$ ). Venus Bulk Fill ile gerek 4 mm ( $89.88 \pm 5.11$ ) gerekse 5 mm ( $86.03 \pm 4.22$ ) yüksekliğinde hazırlanan ve halojen ışık cihazı ile 40 sn polimerize edilen örneklerin, aynı yüksekliklerde hazırlanıp aynı süreyle polimerize edilen SonicFill (sırasıyla  $83.15 \pm 2.70$  ve  $81.06 \pm 2.69$ ) örneklerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları gösterdiği tespit edilmiştir ( $p < 0.05$ ).

Venus Bulk Fill ve SonicFill kompozit reçinelerinin 4 mm yükseklikteki sertlik değişim oranları, 5 mm yükseklikteki örneklere göre daha yüksek olmasına rağmen her iki yükseklik arasında sertlik değişim oranları açısından istatistiksel bir farklılık gözlenmemiştir ( $p > 0.05$ ). Venus Bulk Fill örneklerinin 4 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar, 2 mm yükseklikteki SonicFill örneklerine göre daha düşük sertlik değişim oranları göstermesine rağmen sertlik değişim oranları açısından istatistiksel bir farklılık bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). Venus Bulk Fill örneklerinin 5 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar, SonicFill örneklerinin 4 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplara göre daha yüksek sertlik değişim oranları göstermiş olup sertlik değişim oranları arasında istatistiksel farklılık bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ). Numune yüksekliğinin 2 mm'den 4, - 5 mm'ye çıkması her iki bulk fill kompozit reçine materyal grubunda da sertlik değişim oranlarının düşmesine yol açmıştır. Venus Bulk Fill grubunda 2 mm ve 4 mm arasında sertlik değişim oranları açısından istatistiksel fark bulunmazken ( $p > 0.05$ ), SonicFill grubunda istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ( $p < 0.001$ ). Bu grupta değerlendirilen numunelerden bulk fill kompozit reçine materyaller, değerlendirilen tüm yüksekliklerde klinik olarak kabul edilebilir minimum değer olan %80 oranının üzerinde sertlik değişim oranları sergilerken, Solitaire 2 materyali bu değere yakın (%79.60) bir sertlik değişim oranı sergilemiştir (Tablo 11).

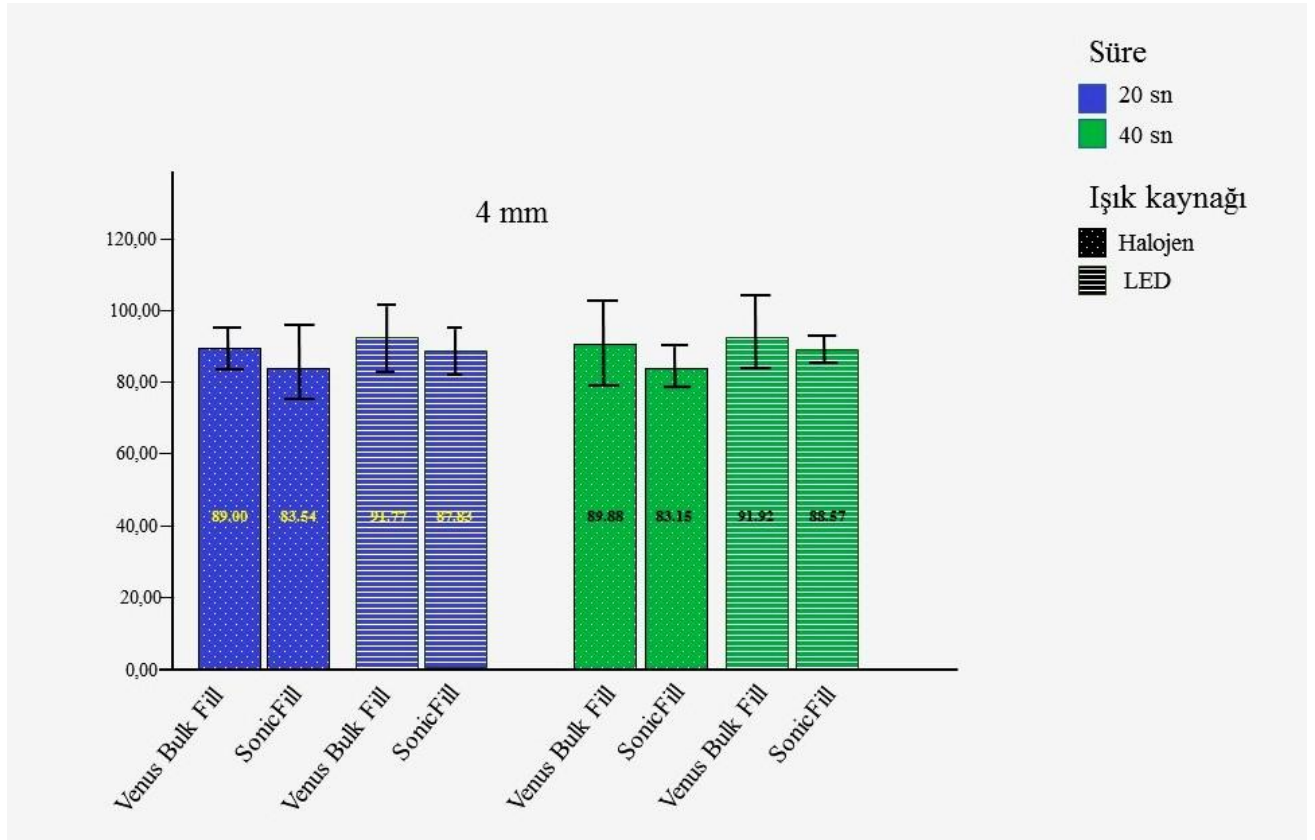
2 mm yüksekliğinde hazırlanan ve LED ışık cihazı ile 40 sn süreyle polimerizasyonu sağlanan Venus Bulk Fill ( $96.98 \pm 2.52$ ) örnekleriyle SonicFill örneklerinin ( $93.66 \pm 2.39$ ) alt/üst yüzey sertlik değişim oranları arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ( $p > 0.05$ ), Solitaire 2'den ( $87.82 \pm 1.94$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranı gösterdikleri belirlenmiştir ( $p < 0.001$ ). Venus Bulk Fill ile gerek 4 mm ( $91.92 \pm 4.73$ ) gerekse 5 mm ( $89.01 \pm 1.05$ ) yüksekliklerinde hazırlanan ve halojen ışıkla 20 sn süreyle polimerize edilen örneklerin aynı yüksekliklerde hazırlanıp polimerize edilen SonicFill örneklerinden (sırasıyla  $88.57 \pm 1.57$  ve  $84.04 \pm 1.87$ ) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları gösterdiği belirlenmiştir ( $p < 0.05$ ). Venus Bulk Fill ve SonicFill kompozit reçinelerinin 4 mm yükseklikteki sertlik değişim oranları 5 mm yükseklikteki örneklerle göre daha yüksek olmasına rağmen, her iki yükseklik arasında sertlik değişim oranları açısından sadece SonicFill numunlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ( $p < 0.05$ ). Venus Bulk Fill numunelerinin 4 mm yükseklikte polimerize edildiği gruplar, 2 mm yükseklikteki SonicFill numunelerine göre daha düşük sertlik değişim oranları göstermesine rağmen sertlik değişim oranları açısından istatistiksel bir farklılık gözlenmemiştir ( $p > 0.05$ ). Materyal yüksekliğinin 2 mm'den 4, - 5 mm'ye çıkması her iki bulk fill kompozit reçine grubunda da sertlik değişim oranlarının düşmesine yol açarken, Venus Bulk Fill ve SonicFill numune gruplarında 2 mm ve 4 mm arasında sertlik değişim oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir ( $p < 0.05$ ). Materyallerin 4 mm ve 5 mm yükseklikteki grupları arasında sertlik değişim oranları açısından Venus Bulk Fill'de istatistiksel bir farklılık gözlenmezken ( $p > 0.05$ ), SonicFill grubunda istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir ( $p < 0.05$ ). Bu gruptaki numunelerin tamamı değerlendirilen tüm yüksekliklerde klinik olarak kabul edilebilir minimum değer olan %80 oranının üzerinde sertlik değişim oranları sergilemiştir (Tablo 12).



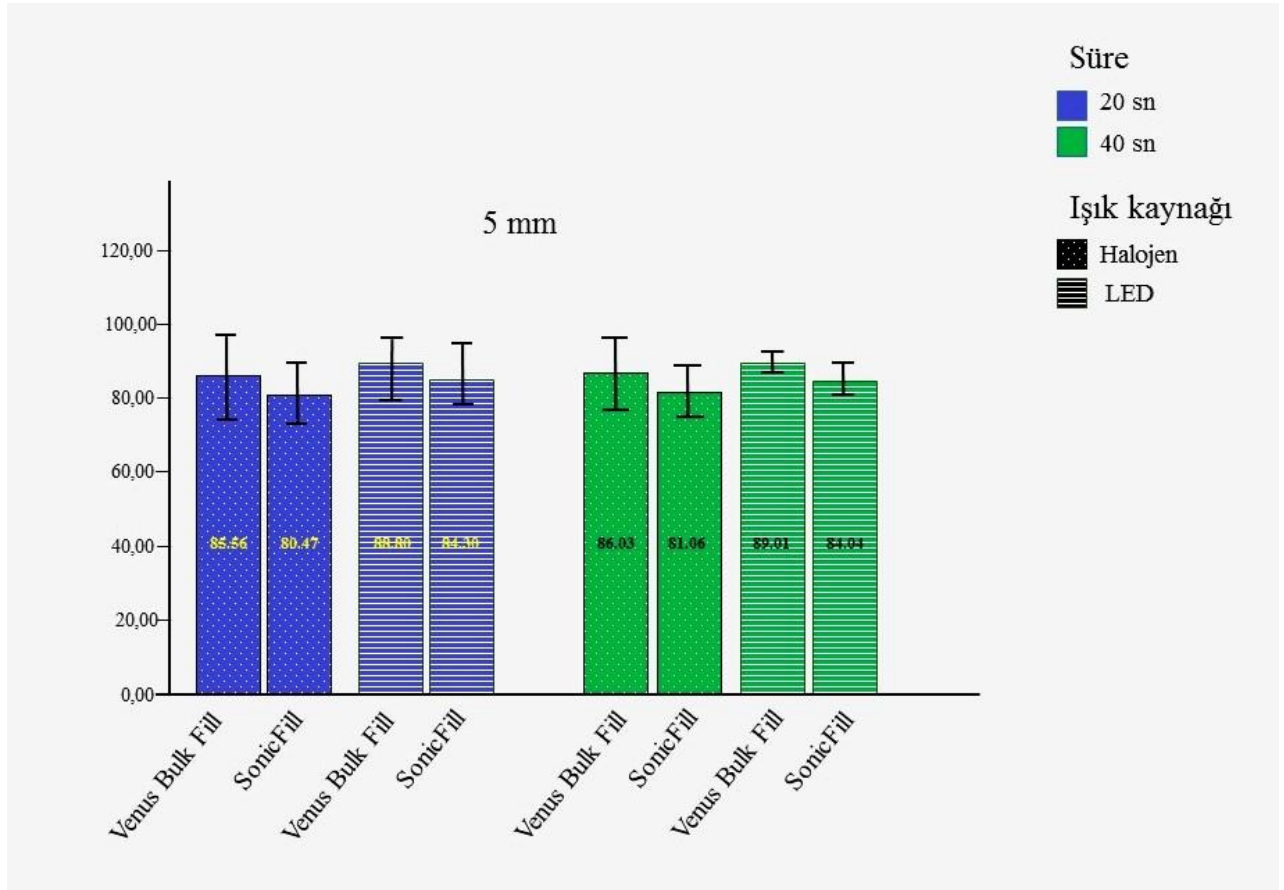




Şekil 4-1: 2 mm yükseklikte halojen ve LED ışık cihazları ile farklı sürelerde polimerize edilen numunelerin sertlik değişim oranları



Şekil 4-2: 4 mm yükseklikte halojen ve LED ışık cihazları ile farklı sürelerde polimerize edilen numunelerin sertlik değişim oranları



**Şekil 4-3: 5 mm yükseklikte halojen ve LED ışık cihazları ile farklı sürelerde polimerize edilen numunelerin sertlik değişim oranları**

#### 4.1.2. Kullanılan ışık kaynağının tipine göre

Kullanılan kompozit reçine tipine bakılmaksızın, ışık cihazlarının 2, -4 ve 5 mm yükseklikteki numunelerin sertlik değişim oranları üzerine etkisi değerlendirildiğinde halojen ışık kaynağı, LED ışık kaynağına oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük sertlik değişim oranları göstermiştir ( $p<0.001$ ). Her iki ışık kaynağı da uygulama süresine ve materyal tipine bakılmaksızın, incelenen tüm yüksekliklerde klinik olarak kabul edilebilir minimum alt/üst yüzey sertlik değişim oranları göstermiştir (Tablo 13-15).

Venus Bulk Fill numunelerinin, 2, -4 ve 5 mm yükseklikte 20 sn süre ile polimerize edildiği gruplarda, LED ışık cihazı daha yüksek sertlik değişim oranları göstermesine rağmen, kullanılan iki ışık kaynağı arasında sertlik değişim oranları açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ). Aynı kompozit reçine materyalin, aynı yüksekliklerde 40 sn süre ile polimerize edildiği gruplarda da benzer şekilde kullanılan ışık kaynakları arasında sertlik değişim oranları açısından anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ) (Tablo 16-18).

SonicFill Bulk Fill numunelerinin, 2 mm yükseklikte 20 sn süre ile polimerize edildiği gruplarda, LED ışık cihazı daha yüksek sertlik değişim oranları göstermesine rağmen, kullanılan iki ışık kaynağı arasında sertlik değişim oranları açısından anlamlı fark bulunamamıştır ( $p>0.05$ ). 4 mm ve 5 mm yüksekliklerde 20 sn süre ile polimerize edildiği gruplarda ise LED ışık kaynağı halojen ışık kaynağına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sertlik değişim oranları göstermiştir ( $p<0.05$ ). Aynı kompozit reçine materyalin, 2, -4 ve 5 mm yüksekliklerde 40 sn süre ile polimerize edildiği numune gruplarında ise LED ışık cihazı daha yüksek sertlik değişim oranları göstermesine rağmen, kullanılan iki ışık kaynağı arasında sertlik değişim oranları açısından anlamlı bir farklılık tespit edilememiştir ( $p>0.05$ ) (Tablo 16-18).

Solitaire 2 kompozit reçine materyalin 2 mm yükseklikte, her iki ışık uygulama süresinde (20 sn – 40 sn) polimerize edildiği gruplarda, LED ışık cihazı istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sertlik değişim oranları göstermiştir ( $p<0.001$ ) (Tablo 16).

**Tablo 13: 2 mm yükseklikte ışık cihazlarının materyallerde oluşturduğu sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları**

| Işık Cihazı    | Sertlik değişim (%)<br>Ort | Std. hata | %95 Güven Aralığı |           | <i>p</i>     |
|----------------|----------------------------|-----------|-------------------|-----------|--------------|
|                |                            |           | Alt sınır         | Üst sınır |              |
| <b>Halojen</b> | 88.608                     | 0.518     | 87.575            | 89.641    | <i>0.001</i> |
| <b>LED</b>     | 92.385                     | 0.518     | 91.352            | 93.418    |              |

**Tablo 14: 4 mm yükseklikte ışık cihazlarının materyallerde oluşturduğu sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları**

| Işık Cihazı    | Sertlik değişim (%)<br>Ort | Std. hata | %95 Güven Aralığı |           | <i>p</i>     |
|----------------|----------------------------|-----------|-------------------|-----------|--------------|
|                |                            |           | Alt sınır         | Üst sınır |              |
| <b>Halojen</b> | 86.392                     | 0.673     | 85.039            | 87.746    | <i>0.001</i> |
| <b>LED</b>     | 90.023                     | 0.673     | 88.669            | 91.376    |              |

**Tablo 15: 5 mm yükseklikte ışık cihazlarının materyallerde oluşturduğu sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları**

| Işık Cihazı    | Sertlik değişim (%)<br>Ort | Std. hata | %95 Güven Aralığı |           | <i>p</i>     |
|----------------|----------------------------|-----------|-------------------|-----------|--------------|
|                |                            |           | Alt sınır         | Üst sınır |              |
| <b>Halojen</b> | 83.280                     | 0.603     | 82.068            | 84.493    | <i>0.001</i> |
| <b>LED</b>     | 86.540                     | 0.603     | 85.327            | 87.752    |              |

**Tablo 16: Işık cihazlarının 2 mm yükseklik ve farklı sürelerde materyallerin sertlik oranı değişimine (%) olan etkisi ve istatistiksel farklılıkları**

| Işık Cihazı | Yükseklik | 20 sn              |                           | 40 sn              |                             |
|-------------|-----------|--------------------|---------------------------|--------------------|-----------------------------|
|             |           | % Değişim (Ort±SS) |                           | % Değişim (Ort±SS) |                             |
| Halojen     | 2 mm      | Venus Bulk Fill    | 95.47±5.97 <sup>a,A</sup> | Venus Bulk Fill    | 95.85±4.99 <sup>a,b,A</sup> |
|             |           | SonicFill          | 92.05±2.20 <sup>a,A</sup> | SonicFill          | 92.30±2.87 <sup>b,A</sup>   |
|             |           | Solitaire 2        | 76.37±4.74 <sup>b,A</sup> | Solitaire 2        | 79.60±1.91 <sup>c,A</sup>   |
| LED         | 2 mm      | Venus Bulk Fill    | 96.64±2.52 <sup>a,A</sup> | Venus Bulk Fill    | 96.98±2.52 <sup>a,A</sup>   |
|             |           | SonicFill          | 93.14±2.36 <sup>a,A</sup> | SonicFill          | 93.66±2.39 <sup>b,a,A</sup> |
|             |           | Solitaire 2        | 86.08±2.79 <sup>c,A</sup> | Solitaire 2        | 87.82±1.94 <sup>d,A</sup>   |

Ort; Ortalama, SS; Standart Sapma

Her bir uygulama süresi için aynı sütunda yer alan farklı küçük harfler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05; Tukey HSD test)

Her bir ışık cihazı için aynı satırda yer alan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05; Tukey HSD test)

**Tablo 17: Işık cihazlarının 4 mm yükseklik ve farklı sürelerde materyallerin sertlik oranı değişimine (%) olan etkisi ve istatistiksel farklılıkları**

| Işık Cihazı | Yükseklik | 20 sn              |                           | 40 sn              |                             |
|-------------|-----------|--------------------|---------------------------|--------------------|-----------------------------|
|             |           | % Değişim (Ort±SS) |                           | % Değişim (Ort±SS) |                             |
| Halojen     | 4 mm      | Venus Bulk Fill    | 89.00±2.13 <sup>a,A</sup> | Venus Bulk Fill    | 89.88±5.11 <sup>a,c,A</sup> |
|             |           | SonicFill          | 83.54±3.22 <sup>b,A</sup> | SonicFill          | 83.15±2.70 <sup>b,A</sup>   |
| LED         | 4 mm      | Venus Bulk Fill    | 91.77±4.79 <sup>a,A</sup> | Venus Bulk Fill    | 91.92±4.73 <sup>a,A</sup>   |
|             |           | SonicFill          | 87.82±2.31 <sup>a,A</sup> | SonicFill          | 88.57±1.57 <sup>c,A</sup>   |

Ort; Ortalama, SS; Standart Sapma

Her bir uygulama süresi için aynı sütunda yer alan farklı küçük harfler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05; Tukey HSD test)

Her bir ışık cihazı için aynı satırda yer alan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05; Tukey HSD test)

**Tablo 18: Işık cihazlarının 5 mm yükseklik ve farklı sürelerde materyallerin sertlik oranı değişimine (%) olan etkisi ve istatistiksel farklılıkları**

| Işık Cihazı | Yükseklik | 20 sn              |                               | 40 sn              |                             |
|-------------|-----------|--------------------|-------------------------------|--------------------|-----------------------------|
|             |           | % Değişim (Ort±SS) |                               | % Değişim (Ort±SS) |                             |
| Halojen     | 5 mm      | Venus Bulk Fill    | 85.56±5.21 <sup>a,c,d,A</sup> | Venus Bulk Fill    | 86.03±4.22 <sup>a,c,A</sup> |
|             |           | SonicFill          | 80.47±3.56 <sup>b,A</sup>     | SonicFill          | 81.06±2.69 <sup>b,c,A</sup> |
| LED         | 5 mm      | Venus Bulk Fill    | 88.80±2.67 <sup>c,A</sup>     | Venus Bulk Fill    | 89.01±1.05 <sup>a,A</sup>   |
|             |           | SonicFill          | 84.30±2.18 <sup>d,A</sup>     | SonicFill          | 84.04±1.87 <sup>c,A</sup>   |

Ort; Ortalama, SS; Standart Sapma

Her bir uygulama süresi için aynı sütunda yer alan farklı küçük harfler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05; Tukey HSD test)

Her bir ışık cihazı için aynı satırda yer alan farklı büyük harfler istatistiksel olarak anlamlıdır (p<0.05; Tukey HSD test)

#### 4.1.3. Işık uygulama sürelerine göre

Kullanılan kompozit reçine ve ışık kaynağı tipine bakılmaksızın, ışık cihazlarının uygulama süreleri (20 sn – 40 sn) karşılaştırıldıklarında, 2 mm yükseklikteki (p=0.146), 4 mm yükseklikteki (p=0.720) ve 5 mm yükseklikteki (p=0.771) numunelerin sertlik değişim oranları üzerine istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olmadığı tespit edilmiştir (Tablo 19-21).

**Tablo 19: 2 mm yükseklikte farklı sürelerde polimerize edilen materyallerin sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları**

| Süre  | Sertlik değişim (%)<br>Ort | Std. hata | %95 Güven Aralığı |           | <i>p</i> |
|-------|----------------------------|-----------|-------------------|-----------|----------|
|       |                            |           | Alt sınır         | Üst sınır |          |
| 20 sn | 89.957                     | 0.518     | 89.924            | 90.990    | 0.146    |
| 40 sn | 91.036                     | 0.518     | 90.002            | 92.069    |          |

**Tablo 20: 4 mm yükseklikte farklı sürelerde polimerize edilen materyallerin sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları**

| Süre  | Sertlik değişim (%)<br>Ort | Std. hata | %95 Güven Aralığı |           | <i>p</i> |
|-------|----------------------------|-----------|-------------------|-----------|----------|
|       |                            |           | Alt sınır         | Üst sınır |          |
| 20 sn | 88.036                     | 0.673     | 86.682            | 89.389    | 0.720    |
| 40 sn | 88.379                     | 0.673     | 87.026            | 89.733    |          |

**Tablo 21: 5 mm yükseklikte farklı sürelerde polimerize edilen materyallerin sertlik değişim ortalamaları ve istatistiksel farklılıkları**

| Süre  | Sertlik değişim (%)<br>Ort | Std. hata | %95 Güven Aralığı |           | <i>p</i> |
|-------|----------------------------|-----------|-------------------|-----------|----------|
|       |                            |           | Alt sınır         | Üst sınır |          |
| 20 sn | 84.785                     | 0.603     | 83.573            | 85.997    | 0.771    |
| 40 sn | 85.035                     | 0.603     | 83.823            | 86.247    |          |

## 5. TARTIŞMA

Işıkla polimerize edilen kompozit reçinelerin, hastaların estetik beklentilerini karşılayan diş renginde biyolojik uyumlu materyaller olmalarının yanı sıra, son yıllarda hızlı bir gelişim gösteren adeziv materyaller ile diş sert dokularına oldukça iyi bağlanabilmeleri, birçok klinisyen tarafından sadece ön bölge dişlerde değil arka bölge dişlerin restorasyonunda da amalgam yerine bu materyallerin tercih edilmesine neden olmuştur (van Dijken & Pallesen, 2014). Dişhekimliği alanında yaşanan gelişmelere paralel olarak üretilen kompozit reçinelerde yüksek estetik özellikler, düşük polimerizasyon büzülmesi, optimal kenar bütünlüğü ve ideal fiziksel ve mekanik özellikler beklentisi üretici firmaların son yıllarda bu materyallerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerini dolayısıyla da klinik performansını artırmaya yönelik araştırmalara yönelmelerine neden olmuş ve özellikle kompozit reçinelerin polimerizasyonunu artırmaya yönelik çalışmalar önem kazanmıştır. Kompozit reçinenin yetersiz polimerizasyonu, reçine materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin düşmesine yol açarak mikrosızıntıya, diş dokularına yetersiz bağlanmaya, sekonder çürük oluşumuna, postoperatif hassasiyete, pulpal hasarlara, restorasyonun renklemesine ve kırılma direncinin azalmasına neden olması açısından önemlidir (Ferracane ve ark., 1997; Moore ve ark., 2008; Cho ve ark., 2011; de Camargo ve ark., 2009; Dalli'Magro ve ark., 2008).

Işıkla polimerize olan kompozit reçinelerin uzun dönem performansının artmasında polimerizasyon reaksiyonu esnasında monomerlerin çoğunun polimer yapıya dönüşmesi önemlidir (Galvão ve ark., 2010; Ribeiro ve ark., 2012). Yeterli bir polimerizasyonun sağlanarak monomerlerin polimer yapıya dönüşmesinde; kullanılan ışık kaynağının tipi (Galvão ve ark., 2010), ışığın gücü, yoğunluğu, dalga boyu aralığı, ışık uygulama süresi (Knezević ve ark., 2001), ışık ucunun büyüklüğü, ışığın uygulanma mesafesi (Galvao ve ark., 2013), kompozit reçinenin tipi ve matriks yapısı (Ribeiro ve ark., 2012), doldurucu partiküllerinin boyutu, miktarı, dağılımı (Krämer ve ark., 2008), rengi (Furness ve ark., 2014), matriks yapı içerisinde bulunan foto başlatıcıların miktarı ve tipi (Alonso ve ark., 2013) gibi pekçok faktör rol oynar.

Işıkla polimerize olan kompozit reçinelerin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerinin artırılmasında önemli rol oynayan polimerizasyon derinliğinin ve

monomer dönüşüm oranlarının yükseltilmesi için materyalin kaviteye uygulandığı kalınlık da oldukça önemlidir. Geleneksel kompozit reçinelerde ışık uygulanan yüzeye kıyasla materyalin alt yüzeyi absorbe edilen ve dağılan ışık miktarına bağlı olarak daha az polimerize olabilmektedir (Musanje & Darvell, 2006). Reçine ve doldurucudan oluşan materyalin heterojen yapısı, reçine ve doldurucu ara yüzeyinden geçen ışığın her bir yapının farklı kırılma indisi göstermesine bağlı olarak yapı içerisinde dağılmasına neden olur (Bucuta & Ilie, 2014). Geleneksel kompozit reçinelerde doldurucu içeriğinin ve düzensiz şekilli doldurucuların artması, doldurucu-reçine arasındaki spesifik yüzeyin artmasına ve dolayısıyla da ışık geçirgenliğinin azalmasına neden olmaktadır (Arikawa ve ark., 2007; Bucuta & Ilie, 2014). Fazla madde kaybı olan dişlerin restorasyonunda optimal düzeyde polimerizasyonun sağlanabilmesinin yanı sıra polimerizasyon büzülme streslerinin azaltılması için geleneksel kompozit reçinelerin 2 mm kalınlıkta tabakalar halinde uygulanarak polimerize edilmesi önerilmektedir (Kovarik & Ergle, 1993; Lindberg ve ark., 2004; D'Alpino ve ark., 2011, Alrahlah ve ark., 2014).

Bu çalışmanın kontrol grubunda optimal polimerizasyonun sağlanabilmesi için 2 mm yükseklikte uygulanarak farklı ışık cihazları ile farklı sürelerde polimerize edilen tepilebilir bir kompozit reçine olan Solitaire 2 kullanılarak aynı yükseklikteki deney gruplarından elde edilen alt/üst yüzey sertlik değişim oranları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Ancak, tabakalı yerleştirme tekniğinin; tabakalar arasında kontaminasyon ve hava kabarcığı oluşumu, tabakalar arası bağlanmada başarısızlık, diş eti kenarına yakın küçük kavitelerde sınırlı erişime bağlı olarak materyalin yerleştirilmesinde yaşanabilecek sorunlar ve uygulama süresinin uzaması gibi bir takım dezavantajları bulunmaktadır (Alrahlah ve ark., 2014; Ilie ve rak., 2013; Alshali ve ark., 2015; Tarle ve ark., 2015). Bu dezavantajları azaltmak ve özellikle derin kavitelerin restorasyon sürelerini kısaltmak, böylelikle hekime bağlı gelişebilecek sorunları en aza indirebilmek amacıyla tek aşamada veya iki aşamada uygulanabilen bulk fill kompozit reçineler son yıllarda geliştirilmiş ve dişhekimlerinin kullanımına sunulmuştur. Üretici firmalar, bu yeni nesil kompozit reçinelerin polimerizasyon süresi veya ışık kaynağı şiddeti artırılmaksızın 4 mm hatta 5 mm kalınlığa kadar tek tabaka olarak uygulanabileceğini belirtmektedirler (Heraeus Kulzer Venus Bulk Fill DFU; Kerr Corporation SonicFill DFU). Düşük (akışkan) ve yüksek viskoziteli olarak piyasaya sunulmuş olan bulk fill

kompozitlerden düşük viskoziteli (Venus Bulk Fill gibi) olanlarının en üst tabakasının geleneksel bir kompozit reçine ile kaplanması gerekirken, yüksek viskoziteli olanlarında (SonicFill gibi) böyle bir uygulamaya gerek yoktur. SonicFill Bulk fill kompozit reçine materyalin viskozitesini düşürerek uygulanmasının, şekillendirilebilmesinin ve konturlarının verilebilmesinin kolaylaştırılması için bir sonik aktivasyon cihazı ile kullanılmaktadır (Bucuta & Ilie, 2014; Orłowski ve ark., 2015). İlave tabaka uygulanmaksızın tek aşamada yüksek viskoziteli bu bulk fill kompozit reçinenin uygulanması klinik uygulama süresini de kısaltmıştır. Tüm bunların yanı sıra, bulk fill kompozit reçineler metakrilat bazlı diğer reçine materyallerle de uyumlu olduklarından, özellikle estetiğin ön plana çıktığı vakalarda mevcut restorasyonun tamir olabilme imkânını da sağlarlar (Bucuta & Ilie, 2014).

Bu çalışmada, düşük viskoziteli (Venus Bulk Fill) ve yüksek viskoziteli (SonicFill) Bulk fill kompozit reçineler, 4 mm ve 5 mm tabaka yüksekliklerinde, farklı ışık kaynakları ile farklı sürelerde polimerize edilerek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları açısından karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Flury ve ark. (2014) ile Garoushi ve ark.'nın (2016) yaptıkları çalışmalarında, düşük viskoziteli ve yüksek viskoziteli Bulk fill kompozit reçinelerin yüzey sertliği açısından oldukça farklı değerler sergiledikleri ve düşük viskoziteli Bulk fill kompozit reçinelerin yüksek viskoziteli olanlara kıyasla anlamlı derecede daha düşük yüzey sertlik değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Bunun, düşük viskoziteli bulk fill kompozitlerin yüksek viskoziteli olanlara kıyasla daha düşük doldurucu içeriğine sahip olmasının bir sonucu olduğu ifade edilmiş (Ilie ve ark., 2013; Leprince ve ark., 2014; Kim ve ark., 2015), restorasyon materyali olarak kullanıldıklarında sadece estetik nedenlerden ötürü değil aynı zamanda aşınmalara karşı materyalin direncinin artırılması amacıyla da geleneksel bir kompozit reçine ile örtülenmelerinin gerektiği belirtilmiştir (Ilie ve ark., 2013; Leprince ve ark., 2014)..

Yapılan bu çalışmalarla uyumlu olarak çalışmamızda kullanılan düşük viskoziteli Bulk fill kompozit reçine materyal, diğer tüm materyaller arasında en düşük yüzey sertliğine sahip materyal olarak tespit edilmiştir (Tablo 9-12). Bunun, materyalin ağırlıkça %65, hacim olarak %38 olan düşük doldurucu içeriğinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Bu nedenle de aşınma direnci geleneksel akışkan kompozitlere benzer

olan bu materyalin en üst tabakasının aşınma direnci yüksek bir kompozit reçine materyal ile kaplanması gerektiği kanısındayız.

Diş rengine uygun ideal estetik görüntünün elde edilebilmesi için değişik renk seçeneğine sahip kompozit reçine materyalleri üretici firmalar tarafından üretilmektedir. Ancak, farklı renklere sahip materyallerin bir arada kullanılması durumunda, kullanılan renklere bağlı olarak ışık geçişinin azalabileceği ve polimerizasyon derinliğinin dolayısıyla da materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin olumsuz yönde etkilenebileceği bildirilmektedir (Jeong ve ark., 2009; Anfe ve ark., 2008). Kompozit reçinelerde farklı renk seçeneklerinin elde edilebilmesi için üretici firmalar tarafından matris yapı içerisine “Titanyum dioksit ve yiterbium triflorit” gibi değişik pigmentler ilave edilmektedir. Ancak, bu pigmentler, ışığın materyal boyunca daha derinlere iletilmesini sınırlayarak polimerizasyon derinliğini etkileyen opak partiküllerdir (Garcia ve ark., 2014). Yapılan araştırmalarda kompozit reçinelerin koyu renkli olanlarının açık renklilere oranla daha yüksek yüzey sertlik değerleri gösterdiği ancak yapı içerisinde yer alan pigmentler nedeniyle ışığın kompozit kütlesi boyunca geçişinin azalmasına bağlı olarak daha derinlerde daha az mikrosertlik değerlerinin olduğu bildirilmiştir (de Araujo ve ark., 2008; Guirardo ve ark., 2009). Her ne kadar materyal renginin yüzey sertliği üzerine etkili olduğu bildirilse de, bunun aksini gösteren araştırmalar da bulunmaktadır. Jeong ve ark. (2009) kompozit renginin sertlik değerleri üzerine etkisinin minimal düzeyde olduğunu bildirirken, bir başka araştırmada da tabakalı teknikle uygulanan kompozitlerde rengin mikrosertlik üzerine etkisi olmadığı ancak, kompozitin “bulk” teknikle yerleştirilmesi durumunda koyu renk kompozitlerin daha az sertlik değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Lazarchik ve ark., 2007).

Çalışmamızda kullanılan SonicFill ve Solitaire 2 kompozit reçine materyalleri renk seçeneği bulunan, Venus Bulk Fill ise renk seçeneği bulunmayan translusent yapıda bir materyaldir. Bu nedenle, kullanılan materyaller arasında renk standardizasyonunu sağlayabilmek ve rengin polimerizasyon derinliği üzerine olan etkisini elimine etmek amacıyla renk seçeneği bulunan materyallerin A2 rengi, Venus Bulk Fill materyalinin ise mevcut ticari şekli çalışmaya dahil edilmiştir.

Uhl ve ark., (2003) kompozit reçinelerin yapısında maksimum absorpsiyon değeri 410 nm dalga boyundan daha düşük dalga boyuna sahip co-initiatör bulunduğunda, LED ışık cihazlarının halojen ışık cihazlarına oranla daha düşük yüzey

sertlik değerleri sergileyeceklerini ileri sürmüşlerdir. Bu nedenle, çalışmamızda matriks yapısında polimerizasyon başlatıcı olarak kamforokinon bulunan kompozit reçineler seçilmiş ve ışık cihazlarının polimerizasyon derecesi üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Kontrol grubunda kullanılan Solitaire 2'nin yapısında ayrıca co-initiator olarak DMBZ (2,2-dimethoksi [1,2] difeniletanone) de bulunmaktadır (Uhl ve ark., 2002; Jeong ve ark., 2007).

Günümüzde kompozit reçinelerde yaşanan gelişmelere paralel olarak ışık cihazlarında da polimerizasyon etkinliklerini artırmaya yönelik çalışmalar yapılmakta ve gelişmeler kaydedilmektedir (Vandenbulcke ve ark., 2010). Işıkla polimerize olan reçine materyallerin polimerizasyonunda sıklıkla görünür ışık üreten ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bu tip cihazlardan olan halojen ışık kaynakları ilk kullanılan polimerizasyon sistemlerinden olup, halojen gaz içeren quartz bir ampülün içinde bulunan flamentin ısıtılması prensibi ile etkinlik gösterirler (Küçükeşmen, 2006; Jiménez-Planas ve ark., 2008). Halojen ışık kaynaklarının düşük ışık yoğunluğunun, günümüzde 800-1000 mW/cm<sup>2</sup> seviyelerine çıkartılmasıyla (Rueggeberg ve ark., 2000; Küçükeşmen, 2006) kompozit reçinelerin polimerizasyonlarının kısa sürede ve güvenilir bir şekilde gerçekleştirilebilmesi sağlanmıştır (Bağış & Yamanel, 2000; Küçükeşmen, 2006). Geniş dalga boyu aralığında (380-520 nm) ışık üreten ve nispeten ucuz maliyete sahip olan bu ışık kaynaklarının halojen lamba ömrünün kısa olması (Yaklaşık 100 saat), zamanla reflektör ve filtrelerin etkinliğinin azalmasına bağlı olarak ışık yoğunluklarının düşmesi gibi dezavantajlara (Küçükeşmen, 2006; Bektaş ve ark., 2006; Topcu ve ark., 2010) sahip olmaları nedeniyle LED ışık kaynakları geliştirilmiştir (Stahl ve ark., 2000; Bektaş ve ark., 2006). LED ışık kaynakları 450-485 nm dalga boyunda görünür mavi ışık üreten, özellikle yapısında kamforokinon bulunan kompozit reçinelerin polimerizasyon aktivasyonu için gerekli dalga boyuna sahip olan cihazlardır (Caughman & Rueggeberg, 2002; Jiménez-Planas, 2008; Santini, 2010). Isı açığa çıkarmamaları, gereken dalga boyunda ışık üretmeleri, fanları olmadığından sessiz çalışmaları, düşük güçte enerji tüketmeleri ve halojen ışık kaynaklarına oranla daha uzun ömürlü olmaları ise başlıca avantajları arasındadır (Jiménez-Planas, 2008; Soygun ve ark., 2015; Caughman & Rueggeberg, 2002; Park ve ark., 2005; Bektaş ve ark., 2006). 1. kuşak LED ışık cihazlarında karşılaşılan yetersiz polimerizasyon sorunu, daha yüksek ışık yoğunluğuna ve daha geniş dalga boyu aralığına (390-490 nm) sahip yeni nesil LED ışık kaynaklarının üretilmesiyle giderilmeye çalışılmıştır (Price ve ark., 2003;

Malhotra & Mala, 2010). Kompozit reçine materyallerin polimerizasyonunun sağlanmasında değişik ışık kaynaklarının kullanılabileceği belirtilse de günümüz klinik partiğinde, ekonomik olması ve kullanım kolaylığı açısından sıklıkla halojen ve LED ışık kaynakları tercih edilmektedir. Bu nedenlerle, çalışmamızda kompozit reçinelerin polimerizasyonu yeni nesil “altın standard” olarak kabul edilen (Optilux 501) bir halojen ışık cihazı (Price ve ark., 2010) ve yeni nesil bir LED ışık cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiş ve materyallerin polimerizasyon derinlikleri üzerine etkileri, yüzey sertlik değerlerindeki değişim oranları üzerinden değerlendirilmiştir. Ayrıca, Bulk fill kompozit reçinelerin polimerizasyon etkinliğinin araştırıldığı çalışmalar incelendiğinde genellikle LED ışık cihazlarının kullanıldığı buna karşın halojen ışık cihazı ile yapılmış olan çalışmaların çok az sayıda olduğu tespit edilmiş, bu nedenle de çalışmada halojen ışık cihazının da kullanılan kompozit reçinelerin polimerizasyon derinliği üzerine olan etkisi araştırılmıştır.

Çalışmada kullanılan kompozit reçine tipine ve uygulama süresine bakılmaksızın tüm uygulama yüksekliklerinde LED ışık cihazı halojen ışık cihazına göre daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları göstermiştir (Tablo 13-15).

Soygun ve ark., (2015) 2 mm ve 4 mm yükseklikte farklı yapıdaki bulk fill kompozitleri LED ve halojen ışık ile polimerizasyonları sonrasında yapılan yaşlandırmayı takiben, halojen ışık cihazıyla polimerizasyonun LED ışık cihazına göre daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları gösterdikleri ve bunun da halojen ışık cihazının daha yüksek enerji yoğunluğu ile ( $30 \text{ J/cm}^2$ ) polimerizasyon süresine bağlı olabileceğini belirtmişlerdir. Araştırmada,  $750 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücüne sahip halojen ışık cihazı numunelere 40 sn süre ile uygulanırken  $1000 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücüne sahip LED ışık cihazı 10 sn süre ile uygulanmıştır. Oysaki bu tez çalışmasında ortalama  $850 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücüne sahip halojen ışık cihazı ile ortalama  $1500 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücüne sahip LED ışık cihazı kullanılarak numuneler benzer sürelerde (20 – 40 sn) polimerize edilmiştir. Bu nedenle, daha yüksek ışık gücüne sahip LED ışık cihazının numunelerin alt/üst yüzey sertlik değişim oranları üzerine olumlu etki gösterdiğini düşünmekteyiz.

Price ve ark. (2005), 4 mm derinlikteki kavitelere uyguladıkları ve 2. nesil LED ışık cihazı ile halojen ışık cihazlarını kullanarak polimerize ettikleri 10 farklı kompozit reçinenin, LED ışık cihazı ile 3 mm kalınlığa kadar halojen ışık cihazına göre istatistiksel olarak daha yüksek polimerizasyon derinliği gösterdiğini ve ayrıca, LED

ışık cihazının üretici firma tarafından belirtilen ışık uygulama süresinin yarısında, halojen ışık cihazının belirtilen ışık uygulama süresinde kullanılmasına benzer değerler gösterdiğini bildirmişlerdir.

Hammouda (2010), halojen ve LED ışık cihazları kullanarak polimerize edilen bir kompozit reçinenin mikrosertlik ve aşınma değerlerini araştırmış ve LED ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin daha yüksek mikrosertlik ve daha az aşınma değerleri gösterdiğini bildirmiştir.

Antonson ve ark.'nın (2008) yapmış olduğu çalışmada, 1. ve 2. nesil ışık cihazlarından oluşan 10 farklı LED ışık cihazı ile halojen ışık cihazını (Optilux 501) polimerizasyon derinliği açısından kazıma testi kullanarak karşılaştırdıkları çalışmalarında, en yüksek polimerizasyon derinliklerinin 10 sn ve 20 sn süre ile LED ışık cihazı kullanılan numunelerde bulunduğunu, 20 sn ve daha uzun uygulama süresinin daha iyi polimerizasyon derinliği sağladığını, 40 sn uygulama süresinin ise optimal polimerizasyon için gerekli olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmada elde ettiğimiz bulguların aksine Dunn ve Bush (2002) iki farklı halojen ışık cihazı ile iki LED ışık cihazını hibrid ve mikrofıl kompozitlerin yüzey sertliğine etkilerini karşılaştırdığı araştırmada, halojen ışık cihazları ile polimerize edilen numunelerin LED ışık cihazlarına oranla daha yüksek alt ve üst yüzey sertlik değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Benzer şekilde Rahiotis ve ark.'nın (2004) yaptığı araştırmada, Plazma Ark, halojen ve LED ışık cihazlarını kullanarak monomer değişim derecesi ve polimerizasyon derinliği gibi parametreler üzerine etkisini incelemişler ve LED ışık cihazının kullanıldığı gruplarda daha düşük polimerizasyon derinliği ve monomer dönüşüm dereceleri bulduklarını bildirmişlerdir. Ancak, her iki çalışmada da araştırmacıların kullandığı LED ışık cihazlarının 1. nesil ışık cihazları olması ve bizim çalışmamızda kullandığımız daha yüksek ışık gücüne sahip yeni nesil LED ışık cihazı olması nedeniyle bu ışık cihazı ile daha iyi alt/üst yüzey sertlik değişim oranları elde ettiğimizi düşünmekteyiz.

Araştırmalar incelendiğinde, kullanılan cihazın ışık yoğunluğunun, 2 mm kalınlıktaki bir kompozit reçinenin polimerizasyonunu sağlamak için farklı değerlerde olması gerektiği bildirilmiştir. Caughman ve ark. (1995) 2 mm kalınlıktaki kompozit reçine materyalin güvenli polimerizasyonu için en az 280 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğu

gerektiğini bildirirken, Dietschi ve ark., (2003) ise en az 300 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğunun ve 40 sn ışık uygulama süresinin gerektiğini bildirmişlerdir. Price ve ark. (2000) ise yapmış oldukları araştırmada 2 mm kalınlıktaki kompozit reçinein yeterli polimerizasyonunun sağlanması için en az 600 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğunun gerektiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada kullanılan ışık cihazlarından yeni nesil LED ışık cihazının ışık yoğunluğu ortalama 1500 mW/cm<sup>2</sup> iken, altın standart olarak kabul edilen halojen ışık cihazı ise ortalama 850 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğuna sahiptir ve daha önceki araştırmalarda bildirilen yeterli polimerizasyon için gereken ışık yoğunluğu değerlerinden daha yüksek değerlere sahip ışık cihazlarıdır.

Çalışmada kullanılan ışık cihazlarının yoğunluğu, numunelerin polimerizasyonu öncesinde hem cihazların üzerinde bulunan sensör üzerine yerleştirilerek hem de dijital bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental) ile ölçülerek kontrol edilmiştir.

Kompozit reçinelerin polimerizasyon derecesini belirleyen bir diğer önemli faktörde ışık uygulama süresidir. Pek çok kompozit üretici firma, kullanılan ışık cihazına bağlı olarak yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için ışık uygulama süresini 10 sn ile 40 sn aralığında belirtmektedir (Price ve ark., 2010). Ancak, pek çok çalışmada 2 mm kalınlığındaki bir kompozit reçine materyalin yeterli polimerizasyonunun sağlanabilmesi için en az 20 sn ışık uygulanması gerektiği bildirilmiştir (Lindberg ve ark., 2004; Schattenberg ve ark., 2008; Rueggeberg, 2011; Price ve ark., 2010). Çalışmada kullandığımız kompozit reçine materyallerin üretici firma direktiflerine göre; Venus Bulk Fill, 550 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğunda 20 sn süre ile Solitaire 2, 40 sn süre ile ve SonicFill Bulk Fill ise LED ışık cihazları ile 20 sn ve Optilux 501 ışık cihazı ile Boost Mod'da 20 sn standard mod'da 40 sn süreler ile kullanılabileceklerini belirtilmiştir.

Kompozit reçinelerin polimerizasyonlarını standart sürelerde sağlayabilmek amacıyla kompozit reçine numuneler ışık cihazları ile hem 20 sn hem de 40 sn süreler ile polimerize edildi. Çalışmada, kullanılan ışık cihazı ve materyal tipine bakılmaksızın 2, 4 ve 5 mm yükseklikte 20 sn ve 40 sn süre ile polimerize edilen numunelerin alt/üst yüzey sertlik değişim oranları arasında istatistiksel bir farklılık gözlenmemiştir (Tablo 16-18, 19-21). Bu bulgumuzun, 20 sn ışık uygulamasının kompozit reçinelerin

yapısında bulunan foto başlatıcıların aktivasyonu için yeterli olduğunu, ışık uygulama süresinin artırılmasının polimerizasyon derecesi üzerine herhangi bir olumlu etki yaratmamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Andrzejewska E (2004), yapmış olduğu araştırmada kompozit reçinelerin polimerizasyonu sırasında serbest radikallerin mikro jel yapı oluşması nedeniyle tutulabileceğini ve bu tutulma nedeniyle polimerizasyon sürecinin sonlanarak düşük bir polimerizasyona yol açabileceğini öne sürmüştür. Bu nedenle, foto başlatıcıların başlangıç polimerizasyonu sonrasında polimerizasyon ağı içerisinde tutulmasıyla daha fazla polimerizasyon sürecinin olamayacağını bildirmiştir. Bu nedenlerden ötürü, çalışmada kullandığımız kompozit reçine materyallerinin yapısının ve 20 sn sürede başlatılan başlangıç polimerizasyonunun ışık uygulama sürenin artmasına bağlı olarak artmamış olabileceğini düşünsek de konunun ileri araştırmalarla aydınlatılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Çalışmada elde ettiğimiz bulgumuzla benzer şekilde, Erdemir ve ark., (2011) 3 farklı nanokompozit materyali farklı ışık kaynakları (QTH, LED) ile 20 ve 40 sn süre ile polimerize ederek materyallerin alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarına etkisini değerlendikleri araştırmalarında, ışık uygulama sürelerinin sertlik değişim oranları üzerine herhangi bir etkisinin olmadığını bildirmişlerdir.

Lindberg ve ark. tarafından (2004) halojen ve LED ışık cihazları ile ışık ucu ve numune yüzeyi arasındaki mesafe 6 mm olarak ayarlandığı, halojen ve LED cihazlarının kullanımı ile polimerizasyonu yapılan reçinelerde 2 mm kalınlıktaki numunelerde gerek 20 sn gerekse 40 sn süreler için anlamlı bir etki yaratmadığını ancak, ışık uygulama süresinin artırılmasının polimerizasyon derinliği üzerine istatistiksel olarak anlamlı fark yarattığını bildirmişlerdir. Ancak, polimerizasyon derinliği üzerine anlamlı fark yaratan uygulama şeklinin halojen ışık cihazının pulse-delay uygulama (3+30 sn) modunda kullanıldığında elde edildiğini bildiren çalışma bu yönüyle çalışmamızdan farklılık göstermektedir.

Soygun ve ark., (2015) halojen ve LED ışık cihazları kullanılarak 2 mm ve 4 mm yüksekliğe sahip bulk fill kompozitleri polimerize ettikleri çalışmalarında ışık cihazlarının materyallerin sertlik değerleri üzerine etkilerini incelemişler ve halojen ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin daha yüksek sertlik değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Ancak, yapılan bu çalışmada halojen ışık cihazı 40 sn ve LED ışık

cihazı da 10 sn süre ile polimerizasyon işleminde kullanılmış olup çalışmada kullandığımız sürelerden farklı uygulama sürelerinde kullanılmıştır ve farklılığın da bundan kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Ceballos ve ark., (2009) halojen ve LED ışık cihazları kullanarak 20 ve 40 sn süre ile polimerize ettikleri hibrit kompozitlerin polimerizasyon derinliğini mikro sertlik test yöntemi kullanarak değerlendirmişlerdir. Bu tez çalışmasının bulguları ile benzerlik gösteren çalışmada araştırmacılar, 2,5 mm yüksekliğe kadar farklı ışık cihazları ile 20 ve 40 sn sürede polimerize ettikleri örnekler arasında polimerizasyon derinliği açısından fark bulunmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca çalışmada kullanılan ışık cihazları arasında polimerizasyon derinliği ve sertlik değerleri açısından istatistiksel bir farklılık olmadığını da bildirmişlerdir.

Kompozit reçinelerin etkili polimerizasyonunun sağlanmasında ışık cihazının toplam enerji yoğunluğu da göz önünde bulundurulması gereken önemli bir parametredir (David ve ark., 2007; Della Bona ve ark., 2007). Işık yoğunluğu ve ışık uygulama süresinin çarpımı ile elde edilen toplam enerji yoğunluğu için araştırmalarda 2 mm kalınlığa sahip kompozit reçine materyal için gereken değerin 18 – 24 J/cm<sup>2</sup> aralığında olması gerektiği bildirilmiştir (Vandewalle ve rak., 2005; David ve ark., 2007). Tez çalışmamızda kullanılan ışık cihazlarından ortalama 850 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğuna sahip halojen ışık cihazında 17 J/cm<sup>2</sup> ile 34 J/cm<sup>2</sup> toplam enerji yoğunluğu numunelere iletilirken, ortalama 1500 mW/cm<sup>2</sup> ışık yoğunluğuna sahip LED ışık cihazı ile 30 J/cm<sup>2</sup> ile 60 J/cm<sup>2</sup> toplam enerji yoğunluğu numunelere iletilmiştir. Bu bilgiler ışığında, sadece halojen ışık cihazının 20 sn süre ile kullanıldığı numunelere belirtilenden daha az toplam enerji yoğunluğu iletilmiştir. Bu ışık cihazı ile 20 sn sürede polimerize edilen Solitaire 2 numunelerinde klinik olarak kabul edilebilir minimum değer olan %80 alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarından daha düşük bir değer elde edilirken, 40 sn süre ile kullanıldığında ise bu değere oldukça yakın alt/üst yüzey sertlik oranları elde edilmiştir ki çalışmamızın bu bulgusu, ışık cihazlarının toplam enerji yoğunluğunun alt/üst yüzey sertlik değişim oranları üzerine etkili bir parametre olduğunu ortaya koymuştur.

Nomoto ve ark., (1994) materyale iletilen toplam enerji yoğunluğunun sabit tutulması durumunda, ışık yoğunluğu ve uygulama süresine bakılmaksızın kompozit reçinelerin polimerizasyon derinliğinin ve dönüşüm derecelerinin benzer olacağını

bildirmişlerdir. Bu nedenle, çalışmada kullanılan ışık cihazlarının toplam enerji yoğunluğu arasındaki farklılığın, özellikle halojen ışık cihazı ile 20 sn ışık uygulaması yapılan Solitaire 2 numunelerinin alt yüzeyinde yeterli polimerizasyon sağlayamadığından daha düşük alt yüzey sertlik değerleri elde edilmesine ve bu nedenle de alt/üst yüzey sertlik oranlarının düşük olmasına neden olduğu kanısındayız.

David ve ark. (2007), halojen bir ışık cihazı ve farklı ışık yoğunluğuna sahip 3 farklı LED ışık cihazını kullanarak polimerize ettikleri 2 farklı hibrit kompozitin alt/üst yüzey sertlik değerlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, Filtek Z250 (3M ESPE) kompozit reçine materyalin tüm ışık cihazlarında daha yüksek üst yüzey sertlik değerleri göstermesine karşın, ışığın kompozit kütlesi boyunca geçerken azalmasına bağlı olarak daha düşük alt yüzey sertlik değerleri elde ettiklerini belirtmişlerdir. Araştırmacılar materyalin üst yüzeyinin çok hızlı sertleşmesine rağmen, optik özelliklerine bağlı olarak ışığın emilimi ve saçılması nedeniyle daha düşük alt yüzey sertlik değerleri oluştuğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, ışığın alt tabakalara iletilirken saçılması ve absorpsiyonunun da daha düşük alt yüzey sertlik değerleri ve dolayısıyla da nispeten daha düşük alt/üst yüzey sertlik değerlerinin oluşmasına yol açtığını düşünmekteyiz. Bu nedenle, Solitaire 2 kompozit reçine materyalin kullanılacağı durumlarda, yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için üretici firmanın da direktifleri doğrultusunda en az 40 sn süre ile materyalin polimerize edilmesi gerektiği kanısındayız. Bulk fill kompozit reçinelerde ise her iki ışık uygulama süresinde ve farklı yüksekliklerde bu değerin daha üzerinde değerler elde edilmiştir.

Araştırmalar, kompozit reçinelerin yapısında bulunan ışığa duyarlı polimerizasyon başlatıcıların, materyallerin polimerizasyonu üzerine etkili olduğunu ve LED ışık cihazlarının kompozit reçinelerin yapısında bulunan özellikle kamforokinon gibi polimerizasyon başlatıcıların duyarlı olduğu spesifik dalga boyunda ışık açığa çıkardığını belirtmişlerdir (Hasler ve ark., 2006; Stahl ve ark., 2000). Solitaire 2 kompozit reçine materyalinin süreye bağlı olmaksızın halojen ışık kaynağı kullanılan gruplarda daha düşük alt/üst yüzey sertlik oranları sergilemesinin, yapısında bulunan ve absorpsiyon değeri 400 nm'den daha düşük olduğu bildirilen ilave co-initiatorinden (DMBZ) dolayı olabileceğini düşünmekteyiz (Jeong ve ark., 2007).

Hasler ve ark. (2006) LED ışık cihazlarından %78-95 oranında 450-500 nm dalga boyu aralığında bir ışığın yayıldığını, halojen ışık cihazlarından ise bu oranın %56 olduğunu ve bu dalga boyu aralığına sahip ışık cihazının kamforokinonu aktive edebileceğini bildirmişlerdir. Benzer ışık yoğunluğuna sahip halojen ve LED ışık cihazı kullanarak kompozit reçinelerin polimerizasyonunu araştırdıkları çalışmalarında, her iki ışık cihazının da 40 sn sürede 10 sn ve 20 sn süreyle ışık uygulamasına göre daha iyi polimerizasyona neden olduğunu saptamışlardır. Ayrıca, ışık uygulama süresinin belirlenmesinde kompozit reçinenin seçiminin de polimerizasyon derinliği üzerine önemli etkiye sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Kompozit reçinelerin optimal polimerizasyonlarının sağlanmasında, materyal yüzeyi ile ışık ucu arasındaki mesafe de önemli bir parametredir. Araştırmalar, ışık ucu ile kompozit reçine yüzeyi arasındaki mesafenin artmasına bağlı olarak ışık yoğunluğunda azalmalar olabileceğini ve bu nedenle de restorasyonun alt yüzeyine ulaşan ışığın miktarında azalmanın oluşabileceğini bildirmektedir (Zhu & Platt, 2011; Lindberg ve ark., 2005; de Paula ve ark., 2010).

Lindberg ve ark. (2005) ışık ucu ile kompozit reçine yüzeyi arasındaki mesafenin artmasının polimerizasyon derinliğini etkilediğini, mesafenin 6 mm çıkması durumunda polimerizasyon derinliğinde ciddi düşmeler olabileceğini bildirmişlerdir.

Price ve ark., (2010) ışık cihazlarının performansının test edilmesinde, ışık cihazı ucunun kompozit reçine yüzeyine 0 mm olacak şekilde ayarlanıp test edilmemesi gerektiğini klinik koşulları yansıtmaması bakımından belirli bir mesafeden uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Ayrıca, araştırmacılar ışık ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafenin artması nedeniyle üretici firmalar tarafından belirtilen polimerizasyon sürelerinin yetersiz kalacağını ve buna bağlı olarak materyalin fiziksel özelliklerinde azalma, bağlanma değerlerinde düşme, aşınmada artma ve biokompatibilitede azalmanın oluşabileceğini bildirmişlerdir.

Çalışmada ışık ucu ile kompozit reçine yüzeyi arasındaki mesafeyi standardize etmek amacıyla numunelerin hem alt hem de üst yüzeylerine şeffaf bantlar yerleştirilmiş ve üst yüzeye ayrıca 1 mm kalınlığında mikroskop camı yerleştirilerek numunelerin polimerizasyonu sağlanmıştır.

Diş rengi restorasyon materyallerinin yüzeyine uygulanan bitirme ve polisaj işlemleri estetik özelliklerin ve uzun dönem performansın artırılmasının yanı sıra plak

birikimi, gingival enflamasyon, renklenme, tekrarlayan çürüklerin önlenmesi ve restorasyonun fiziksel özellikleri ile aşınma direncinin artması bakımından da önemli uygulama prosedürleridir (Venturini ve ark., 2006; Morgan, 2004; Gordan ve ark., 2003;). Şeffaf bantlarla bitirilen kompozit reçinelerin yapısında bulunan serbest radikallerin bitim yüzeylerinde oksijen ile temasa girmesi nedeniyle oluşturdukları reçineden zengin oksijen inhibisyon tabakasının düşük sertlik değerleri gösterebileceği ve bu nedenle bitirme ve polisaj işlemleri ile uzaklaştırılmasının materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin artırılması için gerekli olduğu bildirilmektedir (Morgan, 2004; Gordon ve ark., 2003; Korkmaz ve ark., 2008; Pereira ve ark., 2007; Erdemir ve ark., 2013).

Belirtilen bu nedenlerden dolayı tez çalışmasında şeffaf bantlar kullanılarak polimerize edilen tüm numunelerin üst yüzeylerindeki bu tabaka farklı kalınlıklardaki  $Al_2O_3$  abrazyon içeren diskler (Optidisc; KERR) kullanılarak uzaklaştırıldı.

Araştırmalar, ışık cihazları ile polimerize edilen kompozit reçinelerde polimerizasyon reaksiyonunun ışık uygulamasının tamamlanmasından sonra da devam ettiğini ve ışık ile polimerizasyondan hemen sonra sertlik ölçümü yapmak yerine, post-polimerizasyonun tamamlanmasını takiben yapılacak ölçümlerin daha doğru değerleri yansıtacağını ve bunun içinde en az 24 saat beklenmesi gerektiğini belirtmektedir (Schattenberg ve ark., 2008; Cenci ve ark., 2008; Alrahlah ve ark., 2014; Alshali ve ark., 2015).

Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmada bitirme ve polisaj işlemleri tamamlanan numuneler 37 °C'de 24 saat süre ile distile su içeren saklama kaplarında etüvde saklanarak, polimerizasyonlarının tamamlanması beklenmiş ve daha sonra sertlik testine tabi tutulmuşlardır.

Kompozit reçinelerin polimerizasyon miktarlarının tespitinde FTIR, Lazer Raman Spektroskopisi ve Kromatografi gibi karmaşık, zaman alıcı, pahalı direkt yöntemler (Miyazaki ve ark., 2003; Halvorson ve ark., 2004; Lindberg ve ark., 2004) ve ISO 4049 testi (Kazıma testi) ile yüzey sertlik ölçümleri gibi indirekt yöntemler (Flury ve ark., 2012; Koupis ve ark., 2004) sıklıkla kullanılmaktadır. İndirekt yöntemlerden ISO 4049 yöntemi, polimerizasyon derinliğini olduğundan daha fazla göstermesi gibi bir dezavantaja sahipken (Flury ve ark., 2012; Moore ve ark., 2008), sertlik testleri tekrar edilebilirlik, güvenilirlik ve uygulama kolaylığı gibi olumlu özellikleri nedeniyle

günümüzde sıklıkla bu amaç için tercih edilmektedirler (Flury ve ark., 2012; Koupis ve ark., 2004; Cohen ve ark., 2004). Sertlik, genellikle ağız içi yumuşama etkisine karşı materyalin gösterdiği mekanik mukavemet, rijidite ve direnç olarak tanımlanmaktadır (Uhl ve ark., 2003). Yapılan araştırmalarda sertlik testlerinin kompozit reçinelerin polimerizasyon derecesi ve derinliği ile pozitif korelasyon sergilediği de bildirilmiştir (DeWald & Ferracane, 1987; Ferracane & Greener, 1984).

Bu nedenlerden ötürü, çalışmada farklı ışık kaynakları ile farklı sürelerde, farklı yüksekliklerde hazırlanarak polimerize edilen numunelerin polimerizasyon derinlikleri Vicker's sertlik cihazı ile test edilmiş ve 300 gr sabit bir yükün 15 sn süre (Alrahlah ve ark., 2014; Soygun ve ark., 2015) ile numunelerin alt ve üst yüzeylerine uygulanmasıyla gerçekleştirilmiştir.

Polimerizasyon derinliğinin tespitinde, yüzey sertlik ölçümü yapılan kompozit reçinelerin, alt yüzey sertlik değerinin üst yüzey sertlik değerine oranlanması esas alınarak yapılmaktadır. Bu oranlamaya göre polimerizasyonun derinliğinin klinik olarak başarılı kabul edilebilmesi için alt/üst yüzey sertlik oranının minimum %80 olması gerektiği bildirilmiştir (Rueggeberg & Craig, 1988; Bouschlicher ve ark., 2004; Price ve ark., 2005).

Bu çalışmada da, test edilen kompozit reçinelerin alt yüzey sertlik değerleri, üst yüzey sertlik değerlerine bölünüp, yüz ile çarpılarak (alt yüzey sertlik değeri / üst yüzey sertlik değeri X 100) polimerizasyon derinlikleri belirlendi ve her bir ışık cihazının, materyalin, ışık uygulama süresinin ve farklı yüksekliklerin karşılaştırmasında bu oranlar baz alındı. Çalışma sonucunda, Venus Bulk Fill ve SonicFill kompozit reçinelerinin her iki ışık cihazında ve ışık uygulama sürelerinde, tüm yüksekliklerde klinik olarak kabul edilebilir minimum oran olan %80'den fazla alt/üst yüzey sertlik değişim oranları sergilediği ve üretici firma önerileri doğrultusunda 4 mm hatta 5 mm yüksekliğe kadar bulk olarak yerleştirildiklerinde bile yeterli polimerizasyon derinliği sağlayabilecekleri saptandı. Bununla birlikte, sadece 2 mm yüksekliğe kadar uygulama endikasyonuna sahip Solitaire 2 kompozit reçinenin ise halojen ışık cihazı ile polimerize edildiğinde alt/üst yüzey sertlik değişim oranı olarak kabul gören minimum %80 oranına erişemediği, LED ışık cihazı ile polimerize edildiğinde ise bu oranın daha üstünde bir alt/üst yüzey sertlik değişim oranı sergilediği belirlendi.

Alshali ve ark. (2015) yapmış oldukları araştırmalarında, geleneksel kompozit reçine materyaller ile 4 mm yükseklikte bulk olarak yerleştirilen bulk fill kompozit reçinelerin polimerizasyon derinliklerini sertlik testi kullanarak değerlendirmişler ve Venus Bulk Fill ve SonicFill dahil farklı bulk fill kompozit reçinelerin üretici firma önerileri doğrultusunda hazırlanan yüksekliklerde klinik olarak kabul edilebilir minimum değer olan %80'den fazla polimerizasyon derinliği sergilediklerini bildirmişlerdir. Çalışmanın bulguları alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarını değerlendirdiğimiz bu çalışmanın bulguları ile paralellik göstermektedir.

Bu tez çalışmasının bulguları ile benzer şekilde Alrahlah ve ark. (2014) Venus Bulk Fill ve SonicFill'in aralarında bulunduğu 5 farklı bulk fill kompozit reçinein polimerizasyon derinliğini mikrosertlik test yöntemi kullanarak değerlendirdikleri çalışmalarında, 5 mm derinliğe kadar SonicFill kompozit reçinein en yüksek polimerizasyon derinliği gösteren materyallerden biri olduğunu ancak çalışmamızla farklı olarak Venus Bulk Fill'in daha düşük alt/üst yüzey sertlik oranları gösterdiğini bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında ise Venus Bulk Fill kompozit reçine her iki ışık cihazında, ışık uygulama sürelerinde ve farklı yüksekliklerde SonicFill kompozit reçineye göre daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları sergilemiştir. Bu bulgumuzun materyaller arasındaki renk ve doldurucu içeriğine bağlı olarak farklılık gösterdiğini düşünmekteyiz. Çalışmada kullandığımız Venus Bulk Fill kompozit reçine translusent renge sahip akışkan yapıda bulk fill kompozittir. Translusent yapıda olan bu materyalin ışığın derin tabakalara daha kolay ulaşmasına ve sonuç olarak da alt ve üst yüzeyler arasındaki sertlik farkının daha düşük olması nedeniyle daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları göstermesine yol açtığını düşünmekteyiz. Ayrıca, çalışmada kullandığımız materyaller doldurucu içerikleri açısından değerlendirildiğinde; Venus Bulk Fill (%65 ağırlıkça), SonicFill (%83.5 ağırlıkça) kompozit reçineye oranla daha düşük doldurucu içeriğine sahiptir. Doldurucu içeriğinin artması, materyalin sertlik değerlerinin artmasına yol açmasına rağmen, ışığın kompozit kütlesi boyunca geçişi sırasında saçılmasına ve sonuç olarak da alt yüzey sertlik değerlerinin azalmasına neden olmakta ve daha düşük alt/üst yüzey sertlik değerleri görülmesine neden olabilmektedir. Bununla birlikte, SonicFill kompozit reçinenin organik matriks yapısında düzensiz

şekilli doldurucu partiküllerin bulunması, materyalin translusensliğinin (Bucuta & Ilie, 2014) ve ışık geçişinin azalmasına bağlı olarak Venus Bulk Fill kompozit reçineye oranla daha düşük alt/üst yüzey sertlik değişim oranları elde edilmesine neden olabileceğini düşündürmektedir.

Kim ve ark., (2015) kompozit reçine kalınlığının, geleneksel ve bulk yapıdaki kompozitlerin mikrosertlik ve optik özellikleri üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, Venus Bulk Fill ve SonicFill'in aralarında bulunduğu bulk fill kompozit reçinelerde kalınlığın artmasına bağlı olarak sertlik değerlerinde küçük değişimler gözlediklerini ancak, geleneksel kompozitlerde bu değişimlerin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Oluşan bu farklı sertlik değişim oranlarında, bulk fill kompozitlerin geleneksel kompozitlere oranla daha translusent yapıda olmasının neden olduğunu bildiren araştırmacılar, tüm bulk fill kompozitlerin 4 mm yükseklikte %80'in üzerinde alt/üst yüzey sertlik değişim oranları gösterdiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca, optik özellikleri bakımından translusensi en fazla olan kompozit reçinenin Venus Bulk Fill olduğunu ve 4 mm yükseklikte, diğer bulk fill kompozitlere oranla en yüksek alt/üst yüzey sertlik oranını bu materyalde elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Benzer şekilde Bucuta ve Ilie (2014) 7 farklı bulk fill, 5 nano hibrit ve 2 akışkan kompozit kullanarak yaptıkları araştırmalarında 2, -4 ve 6 mm yükseklikte hazırladıkları kompozit numunelerinden geçen ışığın materyallerin mikro-mekanik özellikleri üzerine etkilerini inceledikleri araştırmalarında, Venus Bulk Fill kompozit reçinenin tüm materyaller içerisinde ve uygulama yüksekliklerinde en yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları gösterdiğini, bunun da translusensinin artmasına bağlı olarak daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca, çalışmada kullanılan SonicFill kompozit reçinenin translusentliğinin geleneksel kompozitlerle kıyaslanabilir olduğunu ve alt/üst yüzey sertlik oranlarının materyalin doldurucu içeriğinin ve viskozitesinin artmasına bağlı olarak ışık geçirgenliğinin azalmasına bağlı olarak düşme eğilimi gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasının sonuçları, doldurucu partikül oranı ve translusentliğe bağlı olarak alt/üst yüzey sertlik oranlarının değişebileceğini bildiren araştırmacıların sonuçları ile paralellik göstermektedir.

Her ne kadar, uygulama yüksekliğinin artmasına bağlı olarak çalışmada kullanılan bulk fill kompozitlerde alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarında düşmeler görülse de, doldurucu içeriği ve translusentliği farklı olan SonicFill kompozit reçinenin

her iki ışık cihazı, ışık uygulama süreleri ve uygulama yüksekliklerinde %80 oranının üzerinde alt/üst yüzey sertlik değişim oranları elde edilmiştir. Bunun nedeni olarak üretici firma tarafından doldurucu partikül boyutunun artırılmasının, organik matriks ile doldurucu arasındaki spesifik bağlanma yüzeyinin, dolayısıyla da ışık saçılımının azalması nedeniyle (Bucuta & Ilie, 2014) polimerizasyon derinliği üzerine olumlu etki yaratmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Kompozit reçinelerden geçen ışık miktarı, yapı tarafından absorbe edilen ve dağılan ışık miktarına bağlı olarak değişebilmektedir (Musanje & Darvell, 2006). Kompozitlerin, reçine ve dolduruculardan oluşan heterojen yapısı nedeniyle, reçine ve doldurucu ara yüzeyinden geçen ışık, her iki yapının refraktif indeksinin farklı olması nedeniyle dağılmaktadır (Arikawa ve ark., 2007).

Çalışmada kullandığımız kompozit reçine materyallerden SonicFill'in yapısında yapılan değişiklikler sayesinde, materyalin reçine matriks yapısı ile doldurucu partikülleri arasındaki refraktif indeksinin birbirine yakın olacak şekilde ayarlanmasının (Alrahlah ve ark., 2014), ışığın kompozit kütlesinden geçerken dağılımını azaltmasına bağlı olarak %80 üzerinde alt/üst yüzey sertlik değişim oranları sergilemesine yol açmış olabileceği kanısındayız.

Garoushi ve ark., (2016), 6'sı bulk fill olmak üzere 11 kompozit reçine materyalin farklı yüksekliklerde (1, 2, 3 ve 4 mm) polimerize edilmelerinin ışık geçişi, monomer değişim derecesi ve sertlik değerlerine olan etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında, Alert (Tepilebilir kompozit; Jeneric Pentron, ABD), G-aenial anterior (Mikro hibrit; GC, Tokyo, Japonya) ve Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) dışında kalan Venus Bulk Fill ve SonicFill dahil tüm kompozitlerin 4 mm yüksekliğe kadar %80 alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarını sağladığını ve bu derinliklerde kullanılabileceklerini belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasının bulguları ile de uyumlu olan bu çalışmada araştırmacılar, %80 alt/üst yüzey sertlik değişim oranının altında kalan gruplarda kompozit kütlesinden geçen ışığın azalmasının bu sonuçlara neden olabileceğini belirtmişlerdir.

Garcia D ve ark., (2014) ise yapmış oldukları araştırmalarında, Venus Bulk Fill ve SonicFill'in bulunduğu bulk fill kompozit reçinelerin polimerizasyon derinliğini ISO 4049 ve Knoop sertlik testleri ile değerlendirmişler ve sonuçta alt/üst yüzey sertlik oranlarının 3 mm yükseklikteki numuneler için %80'den az olduğunu ve bulk fill

materyallerin kavite derinliği 3 mm den fazla olduğu durumlarda kullanılmasının sorgulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasıyla farklı bulgulara sahip olan bu çalışmanın, metodolojisindeki farklılıkların bu sonuçların oluşmasına yol açtığını düşünmekteyiz.

Çalışmada kullanılan tepilebilir kompozit reçine Solitaire 2, halojen ışık cihazı ile 20 sn polimerize edildiğinde %80'den daha düşük alt/üst yüzey sertlik oranı sergilerken, aynı ışık cihazı ile 40 sn polimerize edildiğinde bu orana daha yakın sertlik oranı göstermiştir. LED ışık cihazının kullanıldığı gruplarda ise her iki ışık uygulama süresinde de %80'den daha yüksek alt/üst yüzey sertlik oranları elde edilmiştir. Bunun yanı sıra, 2 mm yükseklikte her iki ışık cihazı ile her iki ışık uygulama süresinde polimerize edilen bulk fill kompozit reçinelere oranla da daha düşük alt/üst yüzey sertlik oranları sergilemiştir. Bu bulgumuzun, materyal boyunca geçen ışığın dağılmasına bağlı olarak, polimerizasyon etkinliğinin alt yüzeylerde azalmasına yol açmış olabileceği düşüncesindeyiz.

Bu tez çalışmasında renk seçeneği bulunan materyallerin A2 rengi kullanılmasına rağmen, farklı materyallerin aynı renkte kullanılsalar dahi, aynı ışık yoğunluğu ve uygulama sürelerinde farklı reaksiyonlar gösterebileceğini belirten çalışma (Poskus ve ark., 2004) ile de uyumlu olduğunu düşünmekteyiz.

Poskus ve ark., (2004) polimerizasyon derinliğinin renkten çok materyalin opasite/transluserisi ile ilişkili olduğunu ve koyu renk materyallerde opasiteye bağlı olarak ışık geçişinin azalabileceği fakat, açık renklerde bulunan beyaz pigmentlerin materyali daha opak hale getireceğini, bu nedenle de ışığın dağılımına bağlı olarak daha derine penetre olabilmesinin sınırlanabileceği bildirilmiştir.

Uhl ve ark., (2002), Solitaire 2 kompozit reçine materyali de kullandıkları araştırmalarında halojen ve LED ışık cihazı ile polimerize edilen numunelerin knoop sertlik değerlerini değerlendirmişler ve çok yüzeysel tabakada bile (1 mm) bu materyalin düşük sertlik değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde bir başka araştırmada, Solitaire 2 test edilen diğer kompozit reçine materyallere göre 2 mm derinlikte en düşük polimerizasyon derinliği gösteren kompozit olmuş ve araştırmacılar kompozit reçine seçiminin materyalin sertliği üzerine önemli etkiye sahip olduğunu ve üretici firmalar tarafından belirtilen sürelerden daha kısa sürede polimerize edilmemeleri gerektiğini bildirmişlerdir (Uhl ve ark., 2003). Bu tez çalışmasında elde

edilen sonuçlar, Solitaire 2'nin kullanıldığı bu araştırmaların sonuçları ile uyumluluk göstermektedir.

Kompozit reçinelerin uzun dönem performansını etkileyen polimerizasyon derinliğinin alt/üst yüzey sertlik değişim oranı kullanılarak Vicker's sertlik testi ile değerlendirildiği bu çalışmanın sonuçlarına göre, bulk fill kompozit reçineler (Venus Bulk Fill ve SonicFill), her iki ışık cihazında (halojen ve LED), farklı yüksekliklerde (2, 4 ve 5 mm) ve farklı sürelerde (20 sn ve 40 sn) kütle olarak uygulandığında, klinik olarak minimum değer kabul edilen %80 oranının üzerinde alt/üst yüzey sertlik değişim oranları göstermiştir ve üretici firmaların belirttiği uygulama yüksekliklerinde kullanılabileceği saptanmıştır. Bulk fill kompozit reçine materyallerin polimerizasyon etkinliğinin değerlendirilmesinde, LED ışık cihazlarının yanı sıra günümüzde klinisyenler tarafından sıkça kullanılan halojen ışık cihazlarının da etkinliğinin değerlendirileceği çalışmaların artırılmasının bu materyallerin polimerizasyon derecelerine ışık tutacağı kanısındayız.

## 6. SONUÇLAR

Kontrol grubu olarak 2 mm yükseklikte tepilebilir bir kompozit ile 2, -4 ve 5 mm yüksekliklerde Halojen ve LED ışık kaynakları ile 20 ve 40 sn sürelerde polimerize edilen iki farklı yapıdaki Bulk fill kompozitin alt/üst yüzey sertlik değerlerinin karşılaştırmalı olarak incelendiği bu çalışmanın sonuçlarına göre;

1. Vicker's sertlik değerleri göz önünde bulundurulduğunda düşük viskoziteli bulk fill kompozit reçine Venus Bulk Fill, test edilen materyaller içerisinde her iki ışık cihazında da en düşük alt ve üst yüzey sertlik değerleri gösterdiği,
2. Kompozit reçinelerin polimerizasyonunda kullanılan ışık kaynaklarından LED ışık cihazının, uygulama yüksekliğine ve süreye bakılmaksızın tüm materyallerde halojen ışık cihazına oranla daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları sergilediği,
3. 20 sn ve 40 sn sürede halojen ve LED ışık kaynakları ile polimerize edilen materyallerin, materyal tipine ve uygulama yüksekliğine bakılmaksızın benzer alt/üst yüzey sertlik değişim oranları gösterdiği,
4. Bulk fill kompozit reçinelerin halojen ve LED ışık cihazları ile 20 sn sürede polimerize edilmesinin yeterli polimerizasyon değerlerini sağlayabildiği,
5. Bulk fill kompozit reçinelerde, uygulama yüksekliğinin artmasına bağlı olarak, alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarında düşmeler görüldüğü,
6. Alt/üst yüzey sertlik değişim oranlarında uygulama yüksekliğinin artmasına bağlı olarak düşmeler görülmesine rağmen, her iki bulk fill kompozit reçinenin 4 mm ve 5 mm yükseklikte, klinik olarak kabul edilebilir minimum alt/üst yüzey sertlik değişim oranı olan %80'in üzerinde polimerizasyon sağladığı,
7. Kontrol grubu olarak 2 mm yükseklikte uygulanan tepilebilir kompozit reçine materyalde sadece LED ışık cihazında %80 oranı üzerinde değerler elde edilirken, halojen ışık cihazının 20 sn süre ile kullanılmasında bu değerden daha düşük, 40 sn süre ile kullanılmasında ise bu değere yakın alt/üst yüzey sertlik oranları elde edildiği,

8. Transludent yapıdaki Venüs Bulk Fill kompozit reçine materyalin, tüm uygulama yüksekliğinde ve her iki ışık cihazında da SonicFill kompozit reçineee oranla daha yüksek alt/üst yüzey sertlik değişim oranları sergilediği,
9. Renk seçeneği bulunan kompozit reçine materyallerin kullanılacağı durumlarda, materyal kompozisyonunun ve ışık cihazı seçiminin, kullanılacak materyalin yeterli polimerizasyonunun sağlanmasında önemli etkiye sahip olduğu,
10. Tek tabaka halinde 5 mm derinliğe kadar yeterli polimerizasyona sahip olduğu bulunan bulk fill kompozit reçinelerin, klinik uygulamalar esnasında derin ve geniş kavitelerin restorasyonlarında çalışma sürelerinin kısılmasına yol açarak hekimlere kolaylık sağlayacağı sonuçlarına varılmıştır.

## KAYNAKLAR

- 3M ESPE Dental Products Filtek Bulk Fill DFU.  
[http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SufSevTsZxtUoYtUn8\\_GevUqevTSevTSevTSeSSSSSS-&fn=filtek\\_bf\\_ifu\\_na\\_en.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SufSevTsZxtUoYtUn8_GevUqevTSevTSevTSeSSSSSS-&fn=filtek_bf_ifu_na_en.pdf). 2013.
- Abed YA, Sabry HA, Alrobeighy NA. Degree of conversion and surface hardness of Bulk fill composite versus incremental-fill composite. *Tanta Dent J* 2015; 12: 71-80.
- Abouelleil H, Pradelle N, Villat C, Attik N, Colon P, Grosogeat B. Comparison of mechanical properties of a new fiber reinforced composite and bulk filling composites. *Restor Dent Endod* 2015; 40: 262-70.
- Adabo GL, dos Santos Cruz CA, Fonseca RG, Vaz LG. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. *J Dent* 2003; 31: 353-9.
- Alonso RC, de Souza-Junior EJ, Dressano D, de Araujo GA, Rodriguez JM, Hipolito VD, Anauate-Netto C, Puppim-Rontani RM, Sinhoreti MA. Effect of photoinitiator concentration on marginal and internal adaptation of experimental composite blends photocured by modulated methods. *Eur J Dent* 2013; 7(Suppl 1): S1-8.
- Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater* 2014; 30: 149-54.
- Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of Bulk fill and conventional resin-composites. *J Dent* 2015; 43: 209-18.
- Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of Bulk fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater* 2013; 29: 213-7.
- Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dent Mater* 2009; 25: 1411-8.
- Andrzejewska E. Kinetics of network formation during photopolymerization. *Trans Acad Dent Mater* 2004; 18: 69-80.
- Anfe TE, Caneppele TM, Agra CM, Vieira GF. Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence. *Braz Oral Res* 2008; 22: 358-63.

- Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC. Should my new curing light be an LED? *Oper Dent* 2008; 33: 400-7.
- Anusavice K. Challenges to the development of esthetic alternatives to dental amalgam in academic research center. *Acad Dent Mater Trans* 1996; 9: 25-50.
- Aranha AM, Giro EM, Hebling J, Lessa FC, Costa CA. Effects of light-curing time on the cytotoxicity of a restorative composite resin on odontoblast-like cells. *J Appl Oral Sci* 2010; 18: 461-6.
- Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dent Mater J* 2007; 26: 38-44.
- Atmadja G, Bryant RW. Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Aust Dent J* 1990; 35: 213-8.
- Aw TC, Nicholls JJ. Polymerization shrinkage of composite resins using plasma-arc photocuring. *Gen Dent* 2001; 49:473-9.
- Bağış YH, Yamanel K. Işık ile polimerize olan kompozit rezinin renk farklılıklarının absorpsiyon katsayılarına etkisi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2000; 27: 151-7.
- Bala O, Ölmez A, Kalaycı Ş. Effect of LED and halogen light on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 134-140.
- Baroudi K, Saleh AM, Silikas N, Watts DC. Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *J Dent* 2007; 35: 651-5.
- Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2006; 27: 117-124.
- Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent* 1991; 4: 40-42.
- Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent* 2004; 29: 698-704.
- Bowen RL. Composite and sealant resins--past, present, and future. *Pediatr Dent* 1982; 4: 10-5.
- Bowen RL. Effect of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. *J Am Dent Assoc* 1964; 66: 57-65.

- Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 1963; 66: 57-64.
- Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res* 1956; 35: 360-9.
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005; 21: 962-70.
- Brown D. The status of restorative dental materials. *Dent Update* 1997; 24: 402-6.
- Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig* 2014; 18: 1991-2000.
- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-53.
- Callister WD, Rethwisch DG. *Materials Science and Engineering: An introduction*. 9<sup>th</sup> Ed. John Wiley & Sons, Inc, NJ, ABD, p. 191-215, 2014.
- Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995; 126: 1280-2.
- Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent* 2002; 27: 636-8.
- Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martínez A, Flores J, Rodríguez J. Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009; 14: E51-6.
- Cenci M, Demarco F, de Carvalho R. Class II composite resin restorations with two polymerization techniques: relationship between microtensile bond strength and marginal leakage. *J Dent* 2005; 33: 603-10.
- Cenci MS, Venturini D, Pereira-Cenci T, Piva E, Demarco FF. The effect of polishing techniques and time on the surface characteristics and sealing ability of resin composite restorations after one-year storage. *Oper Dent* 2008; 33: 169-76.
- Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010; 89: 549-60.
- Cho E, Sadr A, Inai N, Tagami J. Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. *Dent Mater* 2011; 27: 1070-8.
- Choudhary S, Suprabha B. Effectiveness of light emitting diode and halogen light curing units for curing microhybrid and nanocomposites. *J Conserv Dent* 2013; 16: 233-7.

- Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 1610-5.
- Cohen ME, Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Ragain JC. Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness. *Dent Mater* 2004; 20: 158-66.
- Combe EC, Burke FJ. Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Update* 2000; 27: 326-336.
- Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res* 2011; 90: 402-16.
- Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 227-35.
- Dalli'Magro E, Sinhoreti MA, Correr AB, Consani RL, Sicoli EA, Mendonça MJ, Correr-Sobrinho L. Effect of different modes of light modulation on the bond strength and knoop hardness of a dental composite. *Braz Dent J* 2008; 19: 334-40.
- D'Alpino PH, Bechtold J, dos Santos PJ, Alonso RC, Di Hipólito V, Silikas N, Rodrigues FP. Methacrylate- and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose. *Dent Mater* 2011; 27: 1162-9.
- David JR, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *J Oral Sci* 2007; 49: 19-24.
- de Araujo CS, Schein MT, Zanchi CH, Rodrigues SA Jr, Demarco FF. Composite resin microhardness: the influence of light curing method, composite shade, and depth of cure. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9: 43-50.
- de Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. *J Appl Oral Sci* 2009; 17: 446-50.
- de Paula AB, Tango RN, Sinhoreti MA, Alves MC, Puppim-Rontani RM. Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement. *Braz Dent J* 2010; 21: 117-22.
- Della Bona A, Rosa V, Cecchetti D. Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins. *Braz Dent J* 2007; 18: 231-4.

- Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater* 2006; 22: 359-65.
- DeWald JP, Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987; 66: 727-30.
- Dietschi D, Marret N, Krejci I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater* 2003; 19: 493-500.
- Duarte S Jr, Saad JR. Marginal adaptation of Class 2 adhesive restorations. *Quintessence Int* 2008; 39: 413-9.
- Dunn WJ, Bush AC. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc* 2002; 133: 335-41.
- Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG, Pinzino CS. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater* 2007; 23: 1011-7.
- El-Damanhoury H, Platt J. Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of Bulk fill resin composites. *Oper Dent* 2014; 39: 374-82.
- El-Safty S, Silikas N, Watts DC. Creep deformation of restorative resin-composites intended for Bulk fill placement. *Dent Mater* 2012; 28: 928-35.
- Emmler J, Seiss M, Kreppel H, Reichl FX, Hickel R, Kehe K. Cytotoxicity of the dental composite component TEGDMA and selected metabolic by-products in human pulmonary cells. *Dent Mater* 2008; 24: 1670-5.
- Erdemir U, Sancakli HS, Yaman BC, Ozel S, Yucel T, Yıldız E. Clinical comparison of a flowable composite and fissure sealant: a 24-month split-mouth, randomized, and controlled study. *J Dent* 2014; 42: 149-57.
- Erdemir U, Sancaklı HS, Yıldız E, Ozel S. Farklı ışık kaynaklarının nanokompozitlerin yüzey sertliği üzerine etkisi. *Ondokuz Mayıs Üniv Dişhek Fak Derg* 2011; 12: 1-7.
- Erdemir U, Yildiz E, Eren MM, Ozel S. Surface hardness evaluation of different composite resin materials: influence of sports and energy drinks immersion after a short-term period. *J Appl Oral Sci* 2013; 21: 124-31.
- Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison. *J Dent Res* 1984; 63: 1093-5.

- Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986; 20: 121-31.
- Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997; 76: 1508-16.
- Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995; 6: 302-18.
- Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 441-52.
- Ferracane JL. Materials in dentistry. Principles and applications. 2<sup>nd</sup> ed. Lippincott Williams & Wilkins; USA, p. 85-118, 2001.
- Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011; 27: 29-38.
- Fleming GJ, Awan M, Cooper PR, Sloan AJ. The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth. *Dent Mater* 2008; 24: 522-9.
- Fleming GJ, Khan S, Afzal O, Palin WM, Burke FJ. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *J Dent* 2007; 35: 97-103.
- Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999; 65: 447-50.
- Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater* 2012; 28: 521-8.
- Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA. Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of Bulk fill composites. *J Dent* 2014; 42: 439-49.
- Galvao MR, Caldas SG, Bagnato VS, Rastelli AN, Andrade MF. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photoactivated with different light guide tips. *Eur J Dent* 2013; 7: 86-93.
- Galvao MR, Costa SXS, Victorino KR, Ribeiro AA, Menezes FCH, Rastelli ANS, Bagnato VS, Andrade MF. Influence of light guide tip used in the photo-activation on degree of conversion and hardness of one nanofilled dental composite. *Las Phys* 2010; 20: 1-6.
- Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent* 2014; 39: 441-8.

- Garoushi S, Sailynoja E, Vallittu PK, Lassila L. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater* 2013; 29: 835-41.
- Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology* 2016; 104: 291-7.
- Gerzina TM, Hume WR. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 463-8.
- Gordan VV, Patel SB, Barrett AA, Shen C. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *Oper Dent* 2003; 28: 560-7.
- Guiraldo RD, Consani S, Consani RL, Berger SB, Mendes WB, Sinhoreti MA. Light energy transmission through composite influenced by material shades. *Bull Tokyo Dent Coll* 2009; 50: 183-90.
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002; 18: 463-9.
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Oper Dent* 2004; 29: 105-11.
- Hammouda IM. Effect of light-curing method on wear and hardness of composite resin. *J Mech Behav Biomed Mater* 2010; 3: 216-22.
- Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, Geurtsen W. Effects of various resin composite (co)monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *J Dent Res* 1998; 77: 60-7.
- Hasler C, Zimmerli B, Lussi A. Curing capability of halogen and LED light curing units in deep class II cavities in extracted human molars. *Oper Dent* 2006; 31: 354-63.
- Hatrick CD, Eakle WS. *Dental Materials: Clinical Applications for Dental Assistants and Dental Hygienists*. Saunders, Elsevier, St. Louis Missouri, USA, p. 64-95, 2016.
- Heraeus Kulzer Venus Bulk Fill DFU. [http://venusbulkfill.com/media/webmedia\\_local/media/pdfs/VenusBulkFillDFU\\_English.pdf](http://venusbulkfill.com/media/webmedia_local/media/pdfs/VenusBulkFillDFU_English.pdf). 2013.
- Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV, Sturdevant CM. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, Elsevier/Mosby, p. 217-228, 2012.

- Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Powell GL. Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC J Dent Child* 2000; 67: 169-75.
- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002; 110: 471-9.
- Hosoda H, Yamada T, Inokoshi S. SEM and elemental analysis of composite resins. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 669-76.
- Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent* 2013; 38(6):618-25.
- Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater* 2011; 27: 348-55.
- Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011; 56 Suppl 1: 59-66.
- Ilie N, Stark K. Effect of different curing protocols on the mechanical properties of low-viscosity Bulk fill composites. *Clin Oral Investig* 2015; 19: 271-9.
- Issa Y, Watts DC, Boyd D, Price RB. Effect of curing light emission spectrum on the nanohardness and elastic modulus of two Bulk fill resin composites. *Dent Mater* 2016; 32: 535-50.
- Jang JH, Park SH, Hwang IN. Polymerization shrinkage and depth of cure of Bulk fill resin composites and highly filled flowable resin. *Oper Dent* 2015; 40: 172-80.
- Jeong TS, Kang HS, Kim SK, Kim S, Kim HI, Kwon YH. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dent Mater J* 2009; 28: 438-45.
- Jeong TS, Kim YR, Kim JH, Kim HI, Kwon YH. Effects of LEDs on microhardness and temperature rise of dental composite resins. *Dent Mater J* 2007; 26: 838-44.
- Jimenez-Planas A, Martín J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int* 2008; 39: e74-84.
- Kerr Corporation SonicFill DFU. [http://www.kerrdental.com/index/cms-filesystem-action?file=/kerrdental-products-dfu/2011\\_SonicFill\\_\[NA\].pdf](http://www.kerrdental.com/index/cms-filesystem-action?file=/kerrdental-products-dfu/2011_SonicFill_[NA].pdf). 2011.
- Kim EH, Jung KH, Son SA, Hur B, Kwon YH, Park JK. Effect of resin thickness on the microhardness and optical properties of Bulk fill resin composites. *Restor Dent Endod* 2015; 40: 128-35.

- Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 642-9.
- Knezević A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 586-91.
- Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Aksoy G. The influence of one-step polishing systems on the surface roughness and microhardness. *Oper Dent* 2008; 33: 44-50.
- Koupis NS, Vercruysse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater* 2004; 20: 908-14.
- Kovarik RE, Ergle JW. Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. *J Prost Dent* 1993; 69: 557-60.
- Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the led era. *Am J Dent* 2008; 21: 135-42.
- Küçükeşmen Ç. Farklı ışık kaynakları ve yeni polimerizasyon teknikleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek Fak Dergisi* 2006; 9: 127-137.
- Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *J Investig Clin Dent* 2012; 3: 3-16.
- Labella R, Braden M, Deb S. Novel hydroxyapatite-based dental composites. *Biomaterials* 1994; 15: 1197-1200.
- Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA. Hardness comparison of Bulk filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *J Prosthet Dent* 2007; 98: 129-40.
- Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ Jr. Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent* 1999; 11: 234-49.
- Leinfelder KF. Ask the expert. What intensity is best in light curing? *J Am Dent Assoc* 1999; 130: 534.
- Leinfelder KF. Wear patterns and rates of posterior composite resins. *Int Dent J* 1987; 37: 152-7.
- Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available Bulk fill composites. *J Dent* 2014; 42: 993-1000.

- Lin CT, Lee SY, Keh ES, Dong DR, Huang HM, Shih YH. Influence of silanization and filler fraction on aged dental composites. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 919-26.
- Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JWV. Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with QTH and LED units. *Acta Odontol Scand* 2004; 62: 97-101.
- Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JWV. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Invest* 2005; 9: 71-6.
- Lohbauer U, Horst T, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res Part B: Applied Biomaterials* 2006; 76B, 114-120.
- Lohbauer U, von der Horst T, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. *Dent Mater* 2003; 19: 435-40.
- Lovell LG, Stansbury JW, Syrpes DC, Bowman CN. Effects of composition and reactivity on the reaction kinetics of dimethacrylate/dimethacrylate copolymerizations. *Macromolecules* 1999; 32: 3913-3921.
- Lu H, Lee YK, Oguri M, Powers JM. Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Oper Dent* 2006; 31: 734-40.
- Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 480-8.
- Malhotra N, Mala K. Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31: 498-505.
- Manhart J, Chen HY, Hickel R. The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc* 2001; 132: 639-45.
- Marovic D, Tauböck TT, Attin T, Panduric V, Tarle Z. Monomer conversion and shrinkage force kinetics of low-viscosity Bulk fill resin composites. *Acta Odontol Scand* 2015; 73: 474-80.
- Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 1997; 25: 321-30.
- Mendes LC, Tedesco AD, Miranda MS. Determination of degree of conversion as function of depth of a photo-initiated dental restoration composite. *Polym Test* 2005; 24:418-422.

- Migliarese C, Alexander H. Composites. In: Biomaterials Science An Introduction to Materials in Medicine 2<sup>nd</sup> edn. Rutner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE editors. San Diego: Elsevier Academic Press, pp. 181–197, 2004.
- Minguez N, Ellacuria J, Soler JI, Triana R, Ibaseta G. Advances in the history of composite resins. *J Hist Dent*. 2003; 51: 103-5.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 2003; 134: 1382-90.
- Miyazaki M, Onose H, Iida N, Kazama H. Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by Raman spectroscopy. *Dent Mater* 2003; 19: 245-51.
- Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TM, Katsilieri I. Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Oper Dent* 2008; 33: 408-12.
- Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004; 16: 211-7.
- Moszner N, Fischer UK, Angermann J, Rheinberger V. A partially aromatic urethane dimethacrylate as a new substitute for Bis-GMA in restorative composites. *Dent Mater* 2008; 24: 694-9.
- Murray GA, Yates JL, Newman SM. Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *J Prosthet Dent* 1981; 46: 167-70.
- Musanje L, Darvell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater* 2006; 22: 804-17.
- Nash RW, Lowe RA, Leinfelder K. Using packable composites for direct posterior placement. *J Am Dent Assoc* 2001; 132: 1099-104.
- Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J* 1994; 13: 198-205.
- O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 4<sup>th</sup> ed. Quintessence Publishing Co, Inc. p. 114-133, 2008.
- Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater* 2007; 23: 807-13.
- Orlowski M, Tarczydło B, Chalas R. Evaluation of marginal integrity of four Bulk fill dental composite materials: in vitro study. *ScientificWorldJournal*. 2015;2015:701262.

- Osborne JW, Gale EN, Ferguson GW. One-year and two-year clinical evaluation of a composite resin vs. amalgam. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 795-800.
- Özcan S. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen farklı kompozit rezin restoratif materyallerin monomer değişim derecelerinin mikrosertlik ölçümü ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ankara, 2007.
- Ozturk B, Cobanoglu N, Cetin AR, Gunduz B. Conversion degrees of resin composites using different light sources. *Eur J Dent* 2013; 7: 102-9.
- Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent* 2005; 30: 461-7.
- Park SH, Noh BD, Cho YS, Kim SS. The linear shrinkage and microhardness of packable composites polymerized by QTH or PAC unit. *Oper Dent* 2006; 31: 3-10.
- Patel MP, Braden M, Davy KW. Polymerization shrinkage of methacrylate esters. *Biomaterials*. 1987; 8: 53-6.
- Pereira SG, Osorio R, Toledano M, Cabrerizo-Vílchez MA, Nunes TG, Kalachandra S. Novel light-cured resins and composites with improved physicochemical properties. *Dent Mater* 2007; 23: 1189-98.
- Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16: 330-6.
- Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater* 2004; 20: 726-32.
- Price RB, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent* 2010; 35: 58-68.
- Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003; 69: 666.
- Price RB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials* 2005; 26: 2631-41.
- Price RB, Murphy DG, Derand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int* 2000; 31: 659-67.
- Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am* 2007; 51: 659-75.

- Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 89-94.
- Ribeiro BC, Boaventura JM, Brito-Gonçalves Jd, Rastelli AN, Bagnato VS, Saad JR. Degree of conversion of nanofilled and microhybrid composite resins photo-activated by different generations of LEDs. *J Appl Oral Sci* 2012; 20: 212-7.
- Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 1988; 67: 932-937.
- Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE. Effect of photoinitiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. *Dent Mater* 1997; 13: 360-4.
- Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 2000; 12: 340-9.
- Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 364-79.
- Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater* 2011; 27: 39-52.
- Sabbagh J, Ryelandt L, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, Leloup G. Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 1090-1101.
- Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12: 136-151.
- Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update* 2010; 37: 214-227.
- Schattenberg A, Lichtenberg D, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Minimal exposure time of different LED-curing devices. *Dent Mater* 2008; 24: 1043-9.
- Schulein TM. Significant events in the history of operative dentistry. *J Hist Dent* 2005; 53: 63-72.
- Scientific Documentation Tetric Evoceram Bulk Fill. IvoclarVivadent; 2013. [http://www.ivoclarvivadent.com/en/competence-in-composites/tetric-evoceram-Bulk fill](http://www.ivoclarvivadent.com/en/competence-in-composites/tetric-evoceram-Bulk-fill).
- Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res* 2008; 87: 84-8.

- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003; 24: 655-65.
- Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater* 2000; 16: 292-6.
- Silva FF, Mendes LC, Ferreira M, Benzi MR. Degree of conversion versus the depth of polymerization of an organically modified ceramic dental restoration composite by Fourier transform infrared spectroscopy. *J Appl Polymer Sci* 2007; 104:325-330.
- Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 1984; 63: 1248-54.
- Soh MS, Yap AU, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent* 2004; 29: 9-15.
- Soygun K, Unal M, Ozer A, Gulnazar E, Bolayır G. Effects of Different Curing Unites on Bulk Fill Composites. *Int J Oral Dent Health* 2015; 1:3.
- Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000; 21: 1379-1385.
- Stanford JW. The current status of restorative resins. *Dent Clin North Am* 1971;15: 57-66.
- Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT. Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity Bulk fill resin composites. *Clin Oral Investig* 2015; 19: 831-40.
- Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G. Polymerization of composites using pulsed laser. *Eur J Oral Sci* 1995; 103: 394-8.
- Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010; 92: 470-8.
- Torry SA, Campbell A, Cunliffe AV, Tod DA. Kinetic analysis of organosilane hydrolysis and condensation. *Int J Adhes Adhes* 2006; 26: 40-49.
- Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials* 2003; 24: 1787-1795.

- Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res* 2002; 63: 729-38.
- Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater* 2004; 20: 80-7.
- Vallittu P. Interpenetrating Polymer Networks (IPNs) in Dental Polymers and Composites. *J Adhes Sci Technol* 2009; 23:961-972.
- van Dijken JW, Pallesen U. A randomized controlled three year evaluation of "Bulk filled" posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dent Mater* 2014; 30: e245-51.
- Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 2013; 29: 269-77.
- van Noort R. Introduction to dental materials. 4<sup>th</sup> ed. China: Mosby Elsevier; p. 73-75, 2013.
- Vandenbulcke JD, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Comparison of curing depth of a colored polyacid-modified composite resin with different light-curing units. *Quintessence Int* 2010; 41: 787-94.
- Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent* 2005; 30: 257-64.
- Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. *J Calif Dent Assoc* 2009; 37: 389-98.
- Venturini D, Cenci MS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent* 2006; 31: 11-7.
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Distribution of transient properties during polymerization of a light-initiated restorative composite. *Dent Mater* 2004; 20: 543-53.
- Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 1984; 156: 209-15.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992; 8: 310-9.

- Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials* 2003; 24: 2451-61.
- Yap AU, Chew CL, Ong LF, Teoh SH. Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 87-97.
- Yap AU, Low JS, Ong LF. Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. *Oper Dent* 2000; 25: 170-6.
- Yoshikawa T, Morigami M, Sadr A, Tagami J. Acceleration of curing of resin composite at the bottom surface using slow-start curing methods. *Dent Mater J* 2013; 32: 999-1004.
- Yücel T, Tarım B, Ulukapı H, Demirci M. Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. *TDBD* 2004; 83: 10-22.
- Zhu S, Platt J. Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. *Oper Dent* 2011; 36: 362-371.
- Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, Petschelt A, Taschner M. Bulk fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dent Mater* 2015; 31: 293-301.

**HAM VERİLER**

**FORMLAR**

**ETİK KURUL KARARI**

**PATENT HAKKI İZİNİ**

**TELİF HAKKI İZNİ**

