

← 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 VE IŞIK UYGULAMA  
TEKNİKLERİNİN KOMPOZİTLERİN MİKROSERTLİK  
DEĞERLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

**PINAR KARAKOÇ**

**DANIŞMAN  
PROF.DR.SAMİ BÜYÜKGÖKÇESU**

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ**

**İSTANBUL-2014**

**TEZ ONAYI**

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Diş Hastalıkları ve Tedavisi Programında Pınar KARAKOÇ tarafından hazırlanan "Farklı Işık Kaynakları ve Işık Uygulama Tekniklerinin Kompozitlerin Mikrosertlik Değerleri Üzerine Etkisi" başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

26 / 12 / 2014

Tez Sınav Jürisi

- | <u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u>                     | <u>İmzası</u>   |
|---|---|
| 1.Prof.Dr.Sami BÜYÜKGÖKÇESU (İ.Ü.Dişhek.Fak.Dişhast. ve Ted.A.B.Dalı (Danışman)       |    |
| 2.Prof.Dr.Zeynep AYTEPE (İ.Ü.Dişhek.Fak. Pedodonti.A.B.Dalı öğr. üyesi)               |   |
| 3.Prof.Dr.Bülent TOPBAŞI (M.Ü.Dişhek.Fak. Restoratif Diş Tedavisi A.B.Dalı öğr.üyesi) |  |
| 4.Doç.Dr.Hande ŞAR SANCAKLI (İ.Ü.Dişhek.Fak. Dişhast. ve Ted. A.B.Dalı öğr.üyesi)     |  |
| 5.Doç.Dr.Uğur ERDEMİR (İ.Ü.Dişhek.Fak. Dişhast. ve Ted. A.B.Dalı öğr.üyesi)           |  |

**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.

Pınar KARAKOÇ



## İTHAF

Eşime, Biricik kızımız Nilüfere ve Aileme ithaf ediyorum.

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tez çalışmamın her aşamasında bilgi ve deneyimleriyle yol gösteren, her zaman yardım ve desteğini aldığım, değerli hocam Prof. Dr.Sami Büyükgökçesu'ya,

Tez çalışmamın her aşamasında gösterdiği ilgi, destek ve yardımlarından dolayı sayın Doç. Dr. Hande Şar Sancaklı ve Doç. Dr. Uğur Erdemir'e,

Doktora eğitimim boyunca benden bilgi ve desteklerini esirgemeyen başta Anabilim Dalı başkanımız Prof. Dr. Taner Yücel olmak üzere, tüm Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Hayatımın her alanında olduğu gibi; doktora eğitimim sırasında da beni hep destekleyen, her zaman yanımda olan canım ailem, canım eşime; yardımları, emekleri, fedakarlıkları, sevgileri ve sabırları için teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 28888

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	Xİİ
ÖZET .....	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Kompozit Reçineler .....	3
2.1.1. Terminoloji.....	3
2.1.2. Tarihsel Gelişimi.....	3
2.1.3. Kompozit Reçine Materyallerin Yapısı .....	4
2.1.3.1. Organik Polimer Matriks.....	4
2.1.3.2. İnorganik Matriks.....	8
2.1.3.3. Ara Faz .....	9
2.1.4. Kompozit Reçinelerin Sınıflandırılması .....	9
2.1.4.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri Ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	10
2.1.4.1.1. Makrofil (Geleneksel) Kompozit Reçineler .....	10
2.1.4.1.2. Hibrit ve Mikrohibrit Kompozit Reçineler .....	10
2.1.4.1.3. Nanokompozitler .....	10
2.1.4.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması .....	11
2.1.4.2.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit reçineler .....	12
2.1.4.2.2. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit reçineler .....	12
2.1.4.2.3. Hem Kimyasal Hem de Işıklı Polimerize Olan Kompozit Reçineler.....	13
2.1.4.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması .....	13

2.1.4.3.1. Kondanse Olabilen (packable) Kompozitler .....	13
3.1.4.3.2. Akışkan (flowable) kompozitler .....	13
2.1.4.4. Farklı Özellikteki Kompozit Reçineler .....	14
2.1.4.4.1. Ormoserler.....	14
2.1.5. Kompozit Reçinelerin Özellikleri .....	20
2.1.5.1. Fiziksel Özellikler .....	20
2.1.5.2. Mekanik Özellikler.....	21
2.1.5.3. Klinik Özellikler.....	21
2.1.6. Kompozit Reçineler ve Polimerizasyon.....	22
2.1.6.1. Polimerizasyon Yöntemleri.....	25
2.1.6.2. Polimerizasyon Derinliği .....	26
2.1.6.3. Polimerizasyon Derinliği Belirleme Yöntemleri .....	27
2.2. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi .....	28
2.2.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri .....	30
2.2.1.1. Brinell Sertlik Ölçüm Yöntemi .....	30
2.2.1.2. Rockwell Sertlik Ölçüm Yöntemi.....	30
2.2.1.3. Shore Sertlik Ölçüm Yöntemi.....	31
2.2.1.4. Knoop Sertlik Ölçüm Yöntemi .....	31
2.2.1.5. Vickers Sertlik Ölçüm Yöntemi.....	32
2.3. Işık Uygulama Teknikleri .....	35
2.3.1. Aşamalı güç artışı gösteren ışık uygulama (Step-curing): .....	38
2.3.2. Düzenli artan güçte ışık uygulama (Ramped-curing, Exponential):.....	38
2.3.3. Ara verilmiş aşamalı ışık (Pulse-delay): .....	38
2.3.4. Aralıklı ışık uygulama tekniği (pulse, intermitten):.....	38
2.4. Dişhekimliğinde Kullanılan Işık Kaynakları .....	39
2.4.1. Quartz- Tungsten Halojen Işık Kaynakları .....	39
2.4.2. Plazma Ark Işık Kaynakları .....	41
2.4.3. LED (Light Emmitting Diode) Işık Kaynakları.....	42
2.4.4. Lazer Işık Kaynakları.....	44
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	46
3.1. Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Materyaller .....	46
3.1.1. Tetric EvoCeram Bulk Fill Kompozit Materyali .....	46
3.1.2. SonicFill Bulk Fill Kompozit Materyali .....	46



3.1.3. Filtek Z250 Kompozit Materyali .....	47
3.2. Çalışmamızda Kullanılan Işık Kaynakları .....	48
3.2.1. SmartLite max LED Işık Kaynağı .....	48
3.2.2. Optilux 501 Halojen Işık Kaynağı .....	49
3.3. Çalışmamızda Kullanılan Test Cihazı .....	49
3.3.1. BMS 200-RBOV Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı .....	49
3.4. Örneklerin Hazırlanması .....	50
3.5. Grupların Oluşturulması .....	55
3.6. Çalışma Planı .....	55
3.6.1. Deney Grupları.....	55
3.6.2. Kontrol Grubu .....	55
3.7. Çalışmamızda Kullanılan Test Yöntemi ve Ölçümlerin Yapılması .....	56
3.7.1. Vicker's Mikro Sertlik Değerlerinin Ölçülmesi.....	56
3.8. İstatistiksel Değerlendirme .....	56
4. BULGULAR.....	58
5. TARTIŞMA .....	77
6. SONUÇLAR.....	92
KAYNAKLAR .....	94
HAM VERİLER .....	116
FORMALAR .....	117
ETİK KURUL KARARI .....	118
PATENT HAKKI İZİNİ .....	119
TELİF HAKKI İZİNİ.....	120
ÖZGEÇMİŞ .....	121

**TABLULAR LİSTESİ**

Tablo 2.1: Knoop ve Vickers testlerinin avantajları ve dezavantajları.....	35
Tablo 3.1: Smartlite Max ile uygulanan ışık süreleri.....	51
Tablo 3.2: Optilux 501 ile uygulanan ışık süreleri .....	51
Tablo 3.3: Deney Grupları .....	56
Tablo 4.1: Restorasyon Materyali, Işık Kaynağı ve Ölçüm Yüzeyine Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi.....	58
Tablo 4.2: Restorasyon Materyali, Halojen Işık Kaynağı ve Ölçüm Yüzeylerinde Farklı Işık Uygulama Tekniklerine Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi .....	61
Tablo 4.3: Restorasyon Materyali, LED Işık Kaynağı ve Ölçüm Yüzeylerinde Ayrı Ayrı Işık Uygulama Tekniğine Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi .....	63
Tablo 4.4: Restorasyon Materyali ve Ölçüm Yüzeylerinde Ayrı Ayrı Işık Kaynağına Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi .....	65
Tablo 4.5: Restorasyon Materyali, Işık Kaynağı ve Işık Uygulama Tekniklerinde Ayrı Ayrı Ölçüm Yüzeyine Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi.....	67
Tablo 4.6: Işık Kaynağı, Işık Uygulama Tekniği ve Ölçüm Yüzeylerinde Ayrı Ayrı Restorasyon Materyaline Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi .....	70
Tablo 4.7: Restorasyon Materyali, Işık Uygulama Tekniği ve Ölçüm Yüzeylerinde Ayrı Ayrı Işık Kaynağına Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi.....	74

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: BisGMA'nın kimyasal yapısı .....	5
Şekil 2.2.2: UDMA'nın kimyasal yapısı.....	6
Şekil 2.3: BisEMA'nın Kimyasal Yapısı.....	6
Şekil 2.4: TEGDMA'nın kimyasal yapısı.....	7
Şekil 2.5: Polimerizasyonda serbest radikalın devam eden zincir reaksiyonu.....	23
Şekil 2.6: Knoop cihazının çalışma ucu.....	32
Şekil 2.7: Vickers cihazının çalışma ucu .....	34
Şekil 2.8: Vickers hesaplama yöntemi .....	34
Şekil 3.1: Tetric EvoCeram Bulk Fill Kompozit Materyali .....	46
Şekil 3.2: SonicFill Bulk Fill Kompozit Materyali .....	47
Şekil 3.3: Filtek Z250 Kompozit Materyali .....	47
Şekil 3.4: SmartLite max LED Işık Kaynağı .....	48
Şekil 3.5: Optilux 501 Halojen Işık Kaynağı .....	49
Şekil 3.6: BMS 200-RBOV Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı .....	50
Şekil 3.7: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp .....	53
Şekil 3.8: Kompozit taşıyıcı ve yerleştirici el aletleri .....	53
Şekil 3.9: Işık geçirmeyen saklama kapları.....	54
Şekil 3.10: Örneklerin suda bekletildiği etüv.....	54
Şekil 3.11 : Bitirme ve cila diskleri.....	54
Şekil 4.1: Restorasyon materyaline göre sertlik ortalamalarının grafiği.....	59
Şekil 4.2: Işık kaynağına göre sertlik ortalamalarının grafiği .....	59
Şekil 4.3: Restorasyon materyalinin üst ve alt yüzey sertlik ortalamalarının karşılaştırma grafiği .....	60
Şekil 4.4: Restorasyon materyali, halojen ışık kaynağı ve ölçüm yüzeylerinde farklı ışık uygulama tekniklerine göre sertlik değerleri grafiği .....	62
Şekil 4.5: Restorasyon materyali, LED ışık kaynağı ve ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı ışık uygulama tekniğine göre sertlik değerleri grafiği .....	64
Şekil 4.6: Restorasyon materyali ve ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı ışık kaynağına göre sertlik değerleri grafiği.....	66

Şekil 4.7: Restorasyon materyali, ışık kaynağı ve ışık uygulama tekniklerinde ayrı ayrı ölçüm yüzeyine göre sertlik değerleri grafiğı .....	69
Şekil 4.8: Işık kaynağı, ışık uygulama tekniğı ve ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı restorasyon materyaline göre sertlik değerleri grafiğı .....	73
Şekil 4.9: Restorasyon materyali, ışık uygulama tekniğı ve ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı ışık kaynağına göre sertlik değerleri grafiğı .....	76

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

**Bis-GMA:** bisfenol glisidil dimetakrilat

**Bis-EMA:** bisetilen glikol dimetakrilat

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

**J:** Joule

**LED:** Light emitting diode

**QTH:** Quarts tunsten halojen

**µm:** mikrometre

**N:** Newton

**nm:** nanometre

**mW:** miniwatt

**TEGDMA:** trietilen glikol dimetakrilat

**TEC:** Tetric Evoceram

**SF:** SonicFill

**UDMA:** üretan dimetakrilat

**Z250:** Filtek Z250

## ÖZET

Karakoç P. (2014). Farklı ışık kaynakları ve ışık uygulama tekniklerinin kompozitlerin mikrosertlik değerleri üzerine etkisi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD. Yüksek Lisans/Doktora Tezi. İstanbul.

Bu invitro çalışmanın amacı; farklı ışık kaynakları ve ışık uygulama tekniklerinin, bulk fill kompozit materyallerinin polimerizasyon derinliklerine etkisinin mikrosertlik test yöntemi kullanılarak araştırılmasıdır. Çalışmada kullanılmak üzere iki bulk fill: SonicFill (SF) ve Tetric Evoceram (TEC), bir geleneksel kompozit: Filtek Z250 (Z250) seçilmiş, metal kalıp kullanılarak disk biçiminde 105 adet kompozit örnek hazırlanmıştır. Optilux 501 Halojen (QTH) ve Smart Litemax (LED) ışık kaynaklarının standart (stnd), ramp ve pulse ışık uygulama teknikleri ile polimerize edilen örneklerden 15 grup oluşturulmuştur: **G2**; Z250 QTH Ramp, **G3**; Z250 LED stnd, **G4**; Z250 LED Ramp, **G5**; Z250 LED Pulse, **G6**; TEC QTH stnd, **G7**; TEC QTH Ramp, **G8**; TEC LED stnd, **G9**; TEC LED Ramp, **G10**; TEC LED Pulse, **G11**; SF QTH stnd, **G12**; SF QTH Ramp, **G13**; SF LED stnd, **G14**; SF LED Ramp, **G15**; SF LED Pulse, **GK**; Z250 QTH stnd . Kontrol grubu materyali olarak geleneksel, mikrohibrit yapıda bir kompozit olan Filtek Z250 kullanılmıştır. Örnekler 24 saat 37C° de bekletildikten sonra, üst yüzeylerine alüminyum oksit diskler (Sof-Lex; 3M ESPE) kullanılarak polisaj işlemi uygulanmış, alt ve üst yüzeylerden 15 sn 200 g yük altında mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır. Bulgular SPSS (Statistical PackageforSocialSciences) 15.0 programı kullanılarak One-WayAnova, Tukey's HSD ve Student's-t testleri ile değerlendirilmiştir. LED ve Halojen ışık kaynaklarının kompozitlerin sertlik değerleri üzerine etkileri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Geleneksel, mikrohibrit yapıda bir kompozit olan Z250' nin mikrosertlik değerleri, TEC(p:0.001,p<0.05) ve SF(p:0.002, p<0.01) anlamlı derecede yüksek, SF bulk fill kompozitin sertlik değerleri ise TEC bulk fill kompozitten daha yüksek bulunmuştur(p:0.001,p<0.01). Hem QTH hem de LED ışık kaynağı ile polimerize edilen bulk fill kompozitlerde, ışık uygulama teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Z250' de ise hem QTH (p<0.01, QTH stnd:69.22, ramp:47.71) hem de LED (p:0.030, p<0.05, LED stnd: 68.74, ramp:61.92) ile polimerize edilen gruplarda ramp tekniğinde alt yüzeylerde sertlik değerleri standart tekniğe göre daha düşük bulunmuştur. Elde edilen tüm örneklerin alt-üst yüzey sertlik ortalamaları %80' in altında bulunmuştur (Z250: %76.84, TEC: %46.06, SF: %65.31). Kompozitlerin sertlik değerlerini; organik ve inorganik yapılarındaki farklılıkların, fotobaşlatıcı tiplerinin, polimerizasyonda kullanılan ışık kaynaklarının, ışık uygulama tekniklerinin etkiledikleri belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler : Polimerizasyon, bulk fill kompozit, mikrosertlik, LED, halojen

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 28888

## ABSTRACT

Karakoç P. (2014). Effects of Different Light Sources and Light Curing Techniques on Microhardness Values of Composites. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Operative and Restorative Dentistry. PhD Thesis. İstanbul.

This study aimed to investigate the effects of different light sources and curing techniques on polymerization depths of bulk fill composite resins by using microhardness measurement. Two bulk fill: SonicFill (SF), Tetric Evoceram (TEC) and one conventional composite: Filtek Z250 (Z250) selected and 105 disk shaped specimens were prepared by using stainless stain mold. 15 groups were accounted for this study that polymerized with Optilux 501 and Smartlite max. by ramped, pulse and stnd modes/conditions: **G1K**; Z250 QTH stnd, **G2**; Z250 QTH Ramp, **G3**; Z250 LED stnd, **G4**; Z250 LED Ramp, **G5**; Z250 LED Pulse, **G6**; Tetric Evoceram QTH stnd, **G7**, Tetric Evoceram QTH Ramp, **G8**; TEC LED stnd, **G9**; TEC LED Ramp, **G10**; TEC LED Pulse, **G11**; SonicFill QTH stnd, **G12**; SonicFill QTH Ramp, **G13**; LED stnd, **G14**; LED Ramp, **G15**; LED Pulse. Z250 was used as a control. Specimens were stored in distilled water after curing for 24 h at 37 °C, top-surface of each specimen was polished with aluminiumoxide discs (Sof-Lex; 3M ESPE) under running water. The Vickers hardness (VK) of the top-bottom surfaces of the specimens were determined with a microhardness tester (BMS 200-RBOV) using a Vickers diamond indenter and a 200 g load applied for 15 seconds. The statistical analysis was handled with the SPSS 22 software (Statistical Package for Social Sciences). Evaluation of evidence was done using One-WayAnova, Tukey's HSD ve Student's-t tests. Statistically significant difference was not showed between the effectiveness of LED and QTH light curing units above hardness values of the composites. Conventional microhybrid resin composite Z250 showed higher microhardness values than SonicFill (p:0.002, p<0.01) and TEC (p:0.001,p<0.05) and SF showed higher microhardness values than TEC (p:0.001,p<0.01). Statistically significant difference was not showed associated with the light curing modes/conditions both LED and QTH light curing units above bulk fill composites. But for Z250 higher microhardness values were observed at bottom surfaces in respect of top surfaces associated with the ramp mode both LED (p:0.030, p<0.05, LED stnd: 68.74, ramp:61.92) and QTH (p<0.01, QTH stnd:69.22, ramp:47.71) light curing units.. The bottom-to-top HV ratio was low than 80 % in all materials (Z250: %76.84, TEC: %46.06, SF: %65.31). Different organic matrix types, inorganic structures and photoinitiator types of the composites, light sources and light curing techniques used for polymerization caused different microhardness values.

**Key Words :** Polimerization, bulk fill composite, microhardness, LED, halogen

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul Universty. Project No: 28888

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kaybolan çiğneme fonksiyonu ve bozulan fonasyonun restoratif ve estetik uygulamalarla yeniden kazandırılması, restoratif diş hekimliğinin başlıca amacıdır.

Son yıllarda restoratif diş tedavisi yöntemleri, özellikle materyaller ve uygulama teknikleriyle bağlantılı olarak hızlı bir gelişme gösterdi. Büyük firmalar arasındaki rekabet ve bir endüstri dalı haline gelen dişhekimliğindeki teknolojik araştırmalar için ayrılan büyük fonlardan yararlanılarak diş rengindeki restoratif materyallere ilişkin pek çok yenilik ortaya çıktı.

Kompozit reçinelerin niteliklerindeki ve performanslarındaki olumlu gelişmeler, bu materyallerin özellikle arka grup dişlerin restoratif tedavi işlemlerinde de sıklıkla kullanılmalarını sağladı.

Restoratif diş tedavisinde kullanılmakta olan bu materyallerin gelişimiyle ilgili çalışmalar; uygulanan teknik, ışık kaynağı gibi enstrümanların ve yöntemlerin iyileştirilmesine yönelik sürmekte, özellikle posterior restorasyonlar için fiziko-mekanik özellikleri geliştirilmiş materyallere ulaşılması hedeflenmektedir.

Kaviteilerin, ışıkla sertleşen kompozit reçinelerle restorasyonu sırasında uygulama ve sertleştirmede altın standart olarak kabul gören yaklaşım; sınırlı kalınlıktaki materyalin tabakalar halinde kaviteye uygulanması prensibine dayanır ve maksimum tabaka kalınlığı genellikle 2 mm. olarak belirtilir (Rueggeberg ve ark. 2000). Fakat özellikle derin kavitelerin restorasyonunda 2 mm kalınlığındaki materyalin tabaka tabaka kaviteye uygulanması; fazla zaman gereksinimi, tabakalar arasında hava kabarcıklarının oluşumu ve kontaminasyon riski gibi bir takım olumsuzlukları da birlikte getirmektedir. Bununla ilgili olarak son zamanlarda bir çok üretici firma 'bulk fill' olarak isimlendirilen, tek seferde 4-5 mm kalınlığında uygulanabilen yeni tip kompozitleri kullanıma sunmuşlardır.

İyi bir kenar uyumu ve düşük polimerizasyon büzülmesi özellikleri nedeniyle dişlerde postoperatif duyarlılık, mikrosızıntı ve sekonder çürük olasılığını azalttığı bildirilen bu materyallerin tek seferde uygulanabilmeleriyle, hem dişhekimleri ve hastaları için önemli bir zaman kazancı oluşturdukları, hem de daha az stresli ve daha



konforlu restorasyonlar yapılmasına olanak sağladıkları belirtilmektedir (El-Safty ve ark. 2012).

Bununla birlikte, dental materyallerin kalitesini gösteren en önemli özelliklerden biri olan ‘sertlik değeri’ parametresinin; tek bir kütle olarak uygulanan ‘bulk fill’ kompozitlerde, materyal kalınlığının geleneksel kompozitlerde kabul edilen 2 mm değerinin çok üzerinde olması nedeniyle, nasıl etkileneceği önemlidir.

Yeni tip kompozitlerde fiziko-mekanik özelliklerin geliştirilmesi ve ışık kaynaklarına ilişkin çalışmalar tüm hızıyla sürmesine karşın, bu çalışmalar daha çok geleneksel yöntemlerle sınırlı kalmaktadır.

Bu nedenle çalışmamızda; son dönemlerdeki odonto-teknik gelişmelerle birlikte kullanıma sunulan çeşitli ışık kaynakları ve uygulama tekniklerinin, piyasaya yeni sunulmuş, önemli yapısal değişiklikler içeren kompozit materyallerin mikrosertlik değerlerine olan etkisinin, kendi aralarında ve geleneksel yöntemlerle karşılaştırmalı olarak araştırılması amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Kompozit Reçineler

Yaklaşık 50 yıldır dişhekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılagelen kompozit reçineler, olumlu estetik özellikleri nedeniyle günümüzde de klinik uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadırlar ( Kohler ve ark. 2000).

Oral bölgede kullanımına ilişkin fiziko-mekanik özellikleri ile ilgili olarak halen bir çok soru işareti bulunmakta olan kompozit reçineler ön bölgede % 95, arka bölgede ise % 50 oranında kullanılmaktadırlar. Son dönemlerde kompozit materyallerde yaşanan gelişmeler, arka grup dişlerin restorasyonunda daha fazla kullanılmasını sağlayabilmiştir (Knobloch LA ve ark. 2003; Roeder LB ve ark. 1999).

#### 2.1.1. Terminoloji

Kompozit kelimesi genel anlamda materyallerin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir. Günümüz diş hekimliğinde kompozit materyali, en az iki farklı materyalin üç boyutlu karışımı olarak tanımlanabilir. Burada amaç, kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri sağlamaktır. Bu materyallerin dental kompozit ya da kompozit olarak adlandırılması teknik açıdan doğru kabul edilmektedir. Kompozitler; 'kompozit restoratif materyaller, reçine bazlı kompozitler, kompozit reçineler, reçine dolgular, kompozit dolgular' olarak da adlandırılabilirler (Bayne ve Thompson 2006).

#### 2.1.2. Tarihsel Gelişimi

1965 yılında günümüzde de kompozitlerin ana yapısını oluşturan Bis- GMA yapı ile silanlanmış kuartz partiküllerden oluşan materyalin patenti alınmıştır (Bayne ve Thompson 2006 syf:196-215).

Işıklı polimerize olan kompozit reçinelerin 1970' lerde geliştirilmesi ile birlikte 1980' lerde arka grup dişlerde kullanılmak üzere inorganik partikül boyutları küçültülüp, partikül sayısı arttırılan 'posterior kompozitler' üretilmişlerdir. 1980' li yılların ortalarında ise değişik partikül boyutlarında doldurucularla üretilen, hibrit tip

adı verilen kompozitler geliştirilmiş, sonraki yıllarda ise partikül yapıları daha da küçültülerek mikrohibrit kompozitler üretilmiştir (Albers 2002; Thompson 2006 syf:196-215).

Organik- modifikasyon, seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ve ‘ormoser’ adı verilen farklı bir kompozit materyal, 1998 yılında restoratif diş hekimliğinde kullanıma sunulmuştur. Nano teknolojinin diş hekimliğinde kullanılması ile nano kompozitlerin üretiminin ardından, polimerizasyon büzülmesinin % 1.5’ in altına düşürüldüğü savunulan, metakrilat içermeyen, siloran yapıda yeni bir kompozit materyali üretilmiştir (Weinmann ve ark. 2005).

### **2.1.3. Kompozit Reçine Materyallerin Yapısı**

Dişhekimliğinde kullanılan kompozit reçineler inorganik partiküllerin taşıyıcı bir organik matriks içerisinde dağılması ile meydana gelir. Kompozit reçineler üç ana bileşenden oluşmaktadır (Craig 1981; Van Noort 2002; McCabe ve John 1999; Wilson ve ark. 2005).

1. Organik Polimer Matriks (Taşıyıcı Faz [Continious Phase])
2. İnorganik Matriks (Doldurucular, Dağılan Faz [Dispersed Phase])
3. Ara faz (Bağlayıcı Ajan [Silane Coupling Agent])

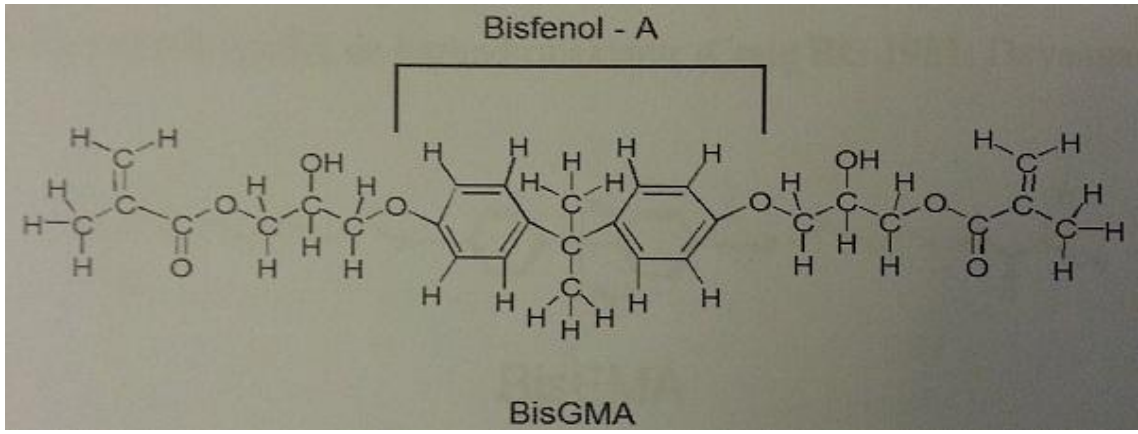
#### **2.1.3.1. Organik Polimer Matriks**

Organik polimer matriks fazı, kimyasal olarak kompozitin aktif bileşenidir (Van Noort 2002). Monomerler, inisiyatörler (polimerizasyon başlatıcılar), aktivatörler (polimerizasyon arttırıcılar) ve inhibitörlerden (polimerizasyon durdurucu) oluşur (Craig 1981; Yap ve ark. 2004).

Kompozit materyali yapısında bulunan monomerler; polimerize olmamış restorasyon materyaline işlenebilir özellik vererek kaviteye yerleştirilmesine olanak sağlarlar (Roberson ve ark. 2006). Üretici firmalar tarafından farklı oranlarda hazırlanarak kullanılırlar. Hazırlanan bu oranlar kompozit materyalinin başta polimerizasyon büzülmesi olmak üzere bir çok özelliğini etkilemektedir. Monomer karışımının viskozitesi ne kadar düşüğe eklenebilen doldurucu miktarı aynı oranda

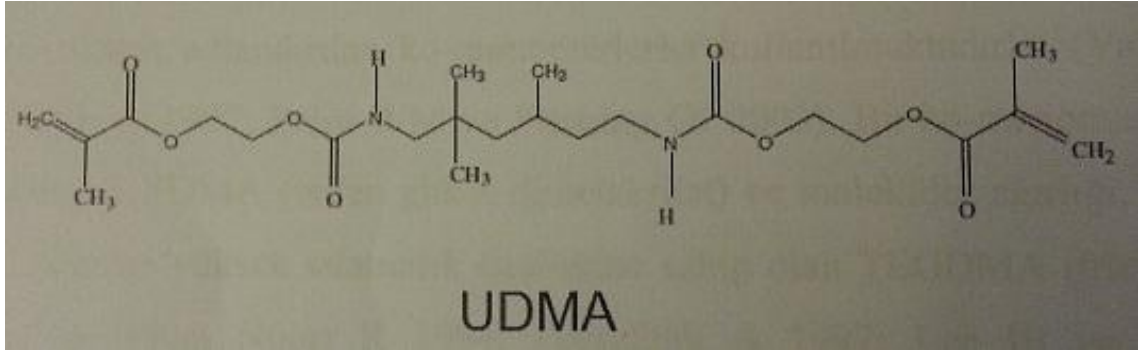
fazla olacaktır. Doldurucu miktarının artırılması da materyalin fiziksel özelliklerini arttıracaktır.

Dişhekimliğinde monomer teknolojisi ilk olarak metakrilatın sentezlenerek polimerize edilmesi temeline dayanmaktadır. Metakrilatların polimerizasyon büzülmelerinin yüksek ve aşınma dirençlerinin düşük olması nedeniyle, öncelikle epoksi reçineler ardından bisfenol A ve glisidil metakrilatın reaksiyonu sonucu meydana gelen Bis-GMA (bisfenol A-glisidil dimetakrilat) monomeri geliştirilmiştir (Şekil 2.1) . Bis-GMA metakrilatlara göre daha hızlı ve yüksek polimerizasyon derecesine, buna bağlı olarak daha az polimerizasyon büzülmesi ve daha yüksek aşınma direncine sahiptir (Craig 1981; Van Noort 1994; Roberson ve ark. 2006).



**Şekil 2.1: BisGMA'nın kimyasal yapısı**

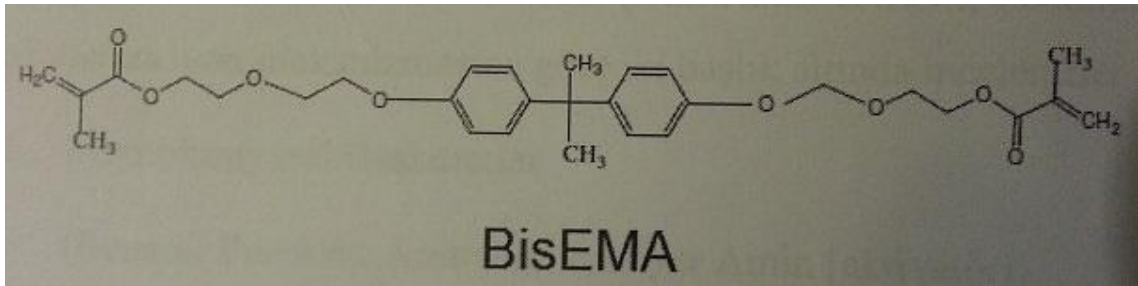
Kompozit reçine materyallerin renk stabilizasyonu ve diş dokularına adezyon özelliklerinin artırılması için Bis-GMA monomerinde bir takım değişiklikler yapılmıştır. Renk stabilizasyonu daha iyi olan ve daha yüksek adezyon özelliğine sahip olan UDMA (üretan dimetakrilat), reçine matrisi olarak kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2.2). Bis-GMA ile benzer molekül ağırlığı ve yüksek viskozite özelliklerine sahiptir (Van Noort 1994; O' Brien 2002; Palin ve Fleming 2003).



**Şekil 2.2: UDMA'nın kimyasal yapısı**

R=monomerin özelliklerini değiştiren ve monomer zincirini uzatan karbon bileşiklerinin sayısını gösterir. Ürethan bileşik içinde nitrojen NH-R-NH formunda bulunur.

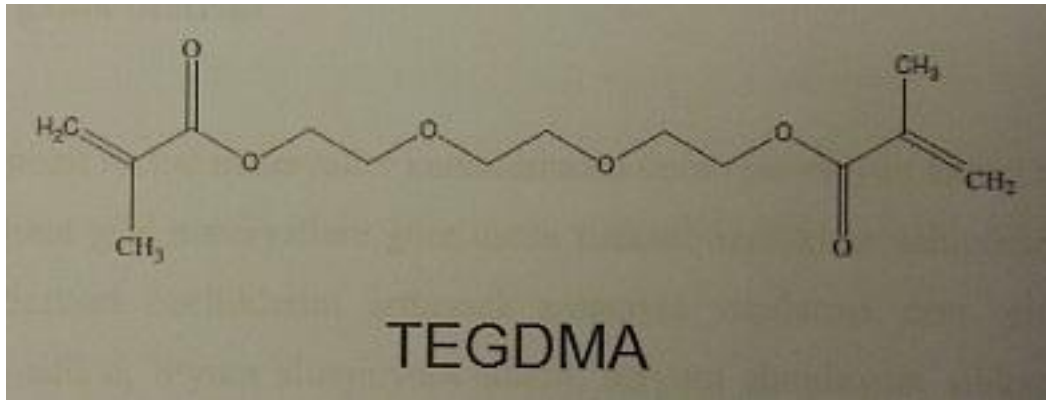
Hidrofilik olan Bis-GMA monomeri su emilimine izin verdiği için doldurucuda ve bağlayıcı ara fazda erozyona ve polimer ağında su moleküllerinin yer almasına neden olmaktadır. Hidrofilik özelliği polimerizasyon sonrasında dayanıklılık ve aşınma direncinin düşmesine neden olmaktadır (Feilzer ve ark. 1990). Bu problemleri azaltmak amacıyla Bis-GMA'nın farklı bir kimyasal formülizasyonu olan Bis-EMA (Bis-etilen glikol dimetakrilat) geliştirilmiştir. Bu monomer moleküler yapı açısından Bis-GMA ya benzemektedir. Yalnızca, yapısında hidroksil grubu içermemektedir. Bu farklılık Bis-EMA'nın viskozitesinin daha düşük olmasını sağlamasının yanı sıra, bu monomere hidrofobik özellik de kazandırmaktadır (Craig 1981).



**Şekil 2.3: BisEMA'nın Kimyasal Yapısı**

Monomerlerin molekül ağırlığının artırılması reçinenin viskozitesini arttıracığından; klinik kullanımını, işlenebilirliğini ve içerisine doldurucu eklenmesini zorlaştıracaktır (Van Noort 1994). Bis-GMA materyaline doldurucu partiküllerin daha iyi yerleştirilebilmesi için materyalin seyreltilmesi gerekir. Seyreltilen kompozit reçine daha iyi fiziksel özelliklere sahip olacaktır. Ancak polimerizasyon büzülmesinin artması gibi bir dezavantajı da bulunmaktadır. Kompozit reçinenin seyreltilmesi amacıyla daha

düşük molekül ağırlığında, viskozite kontrol edici olarak adlandırılan ko-monomerler kullanılmaktadırlar (Van Noort 1994; O' Brien 2002; Palin ve Fleming 2003). Bu ko-monomerler; MMA (metil metakrilat), EDMA (etilen glikol dimetakrilat) ve moleküler ağırlığı, viskozitesi daha düşük olan ve yüksek ıslatıcılık özelliğine sahip TEGDMA (tri-etilen glikol dimetakrilat)'dır (Van Noort 1994; Lee ve ark. 2003; Oberholzer ve ark. 2005; Lee ve ark. 2006).



**Şekil 2.4: TEGDMA'nın kimyasal yapısı**

Polimerizasyon reaksiyonunun ilk evresinde serbest radikaller oluşmaktadır. Serbest radikallerin oluşumunu tetikleyen maddeler başlatıcı, hızlandıran maddeler ise aktivatör olarak adlandırılırlar (Van Noort 1994; Peutzfeldt 1997). Başlatıcılar polimerizasyon mekanizmasına göre iki başlık altında incelenirler:

1. Termokimyasal Başlatıcılar (Benzoil Peroksit, Aromatik Tersiyer Amin [aktivatör])
2. Fotokimyasal Başlatıcılar (Kamforokinon, Alifatik Amin [aktivatör])

Termokimyasal başlatıcılar; kimyasal kompozitler ve kimyasal olarak da polimerize olma özelliğine sahip kompozitlerde bulunan başlatıcılardır. Kimyasal olarak polimerize olan kompozit reçinelerde initiatör olarak sıklıkla benzoil peroksit, aktivatör olarak ise aromatik tersiyer amin kullanılır.

Fotokimyasal başlatıcılar ışık ile polimerize olabilen kompozitlerde bulunan başlatıcılardır. Işık ile polimerize olan kompozit reçinelerde başlatıcı olarak sıklıkla diketon bileşiklerinden olan kamforokinon, aktivatör olarak ise alifatik amin kullanılır (Craig 1981; Van Noort 1994; Vasudeva 2009).

Polimerizasyon inhibitörleri ise kompozit reçinelerin içerdikleri monomerlerin, raf ömürleri süresince, kendi kendilerine polimerize olmalarını engellemek amacıyla kompozit reçine materyallerine katılmaktadırlar. 2,4,6-tritersiyeer bütilfenol (BHT) ve 4 metoksifenol (PMP) kullanılmaktadır (Craig 1981).

### **2.1.3.2. İnorganik Matriks**

Kompozit reçine materyaller kendilerinden önce restorasyon amacıyla kullanılan akrilik ve silikat gibi materyallere göre üstün fiziksel özelliklere sahiptirler. Kompozit reçinelerin fiziksel özelliklerini arttırmak amacıyla yapılarına cam, yitrium cam, baryum, borosilikat, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat, zirkonyum oksit, alüminyum oksit, silikon dioksit, stronsiyum, baryum gibi inorganik doldurucu partiküller eklenmektedir. İnorganik doldurucular kompozit reçinelerin aşınmaya dirençlerini, sertlik, basma dayanıklılığı ve elastik modülüslerini arttırmaları. Termal genişleme katsayılarını düşürür, polimerizasyon büzülmesini azaltırlar. Estetik özelliklerinin gelişmesini sağlar; translüsens özelliklerini ve radyoopasitelerini kazandırır ( Li ve ark. 1985; Craig 1981; Bowen ve ark. 1991; Van Noort 1994; Baum ve ark. 1995; Federlin ve ark. 2000; Nicholson 2002; Davis 2003; Yap ve ark. 2004; Roberson ve ark.2006).

Silika partikülleri kompozit reçinenin içinden ışığı geçirir ve yayar. Saf silika, kristalin ve non kristalin formlarında bulunur. Kristalin formu daha sert ve dayanıklıdır. Ancak, kompozit reçinenin bitirme ve polisaj işlemlerini güçleştirir. Bu nedenle günümüzde bir çok kompozitte silikat cam (non kristalin) tercih edilmektedir (Roberson ve ark. 2006).

Kompozit materyalinin içeriğinde bulunan doldurucu partiküller ile organik matriks karışımının akıcılığını; monomer akıcılığı, doldurucu partikül miktarı ve partikül büyüklüğü belirler. Monomer ve doldurucu partikül yüzeyi arasındaki sürtünme, akıcılığı kontrol eder. Doldurucuların yüzey alanı arttıkça, karışımın akıcılığı azalır (Craig 1981; Roberson ve ark. 2006; Murchison ve ark. 2006).

Partikül büyüklüğü kompozit reçinenin aşındırma, bitirme, polisaj işlemlerinden sonraki yüzey pürüzlülük düzeyini belirler. Partiküllerin büyüklüğü, biçimi ve miktarı kompozit reçinelerin fiziksel özelliklerini belirler. Partikül miktarı arttıkça, organik matriks oranı düşer; ısıl genişleme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su emilimi

azalır, sertliği ve dayanıklılığı artar (Craig 1981; Roberson ve ark. 2006; Murchison ve ark. 2006).

### **2.1.3.3. Ara Faz**

Kompozit reçinelerin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinin yüksek olması ve uzun süre bu özelliklerini korumaları için doldurucu partiküllerin ve reçinenin birbirine çok iyi bağlanmış olması önemlidir. Kompozit reçinelerde organik polimer matriks ile inorganik matriks arasındaki bu bağlanmayı ara faz sağlamaktadır. Organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmakta olan ara faz; reçine matriksin, kuvvetleri dolduruculardan polimer matrikse aktarmasını sağlar (Craig 1981; Van Noort 1994; Baum ve ark. 1995; Roberson ve ark. 2006; Murchison ve ark. 2006).

Silan bağlanma ajanları, reçinenin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerini geliştirdiği gibi, reçine-partikül arayüzü boyunca suyun geçişini önleyerek hidrolitik dengeyi sağlar, reçinenin çözünürlüğünü ve su emilimini azaltır. Silan bağlayıcı ajanlar inorganik fazın partiküllerine, özellikle silika partiküllerine bağlanmada olumlu sonuçlar vermiş, bu nedenle kompozit reçinelerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucular kullanılmıştır. Ara faz eksikliğinde ise, bağlayıcı kütlenin dayanıklılığı azalmakta ve doldurucu yüzeyden ayrılmaktadır (Roberson ve ark.2006; Murchison ve ark. 2006).

### **2.1.4. Kompozit Reçinelerin Sınıflandırılması**

Özelliklerine göre kompozit reçineler şu şekilde sınıflandırılabilirler:

1. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere göre (makrofil, hibrit, mikrohibrit, nanofil kompozitler).
2. Polimerizasyon yöntemlerine göre (Kimyasal yolla polimerize olan ‘self-cured’, görünür ışıkla polimerize olan ‘light-cured’, hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan ‘dual- cured’ kompozitler).
3. Viskozitelerine göre (Kondanse olabilen ‘packable’, Akışkan ‘flowable’ kompozitler).
4. Farklı Özellikteki Kompozit Reçineler (ormoserler, smart ve antibakteriyel kompozitler,bulk fill kompozitler).



### **2.1.4.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklükleri Ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması**

#### **2.1.4.1.1. Makrofil (Geleneksel) Kompozit Reçineler**

İlk kompozitler makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil kompozit reçineler 20 mm ile 30 mm arasında değişen boyutlarda, küresel veya düzensiz biçimli doldurucu partiküller içerirler. Bu kompozitler opaktır ve aşınma dirençleri düşüktür. Bunun yanında kırılma dirençleri yüksektir (Sakaguchi ve Powers 2012). İnorganik doldurucuları kuartz partikülleridir, organik matris daha fazla aşınır, parlatılamazlar ve kolay renklenirler. Aşınmaya direnci düşük olduğundan posterior dişlerde kullanımı sakıncalıdır. Makrofil kompozitler, geleneksel kompozitler diye de adlandırılmaktadırlar.

#### **2.1.4.1.2. Hibrit ve Mikrohibrit Kompozit Reçineler**

Hibrit kompozitler farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımı ile oluşan kompozit reçinelerdir. Partikül büyüklüğü makropartiküllü reçineden daha küçük, partikül yüzdesi ise mikropartiküllü reçineden daha fazladır. Fiziksel ve mekanik özellikleri ile makropartiküllü kompozitlere, yüzey düzgünlüğü ile de mikropartiküllü kompozitlere benzerler. Hibrit türünün isminin belirlenmesinde, içeriğinde bulunan büyük partikül kullanılır. Küçük partiküller, karışımın ikinci bileşenidirler (Roberson ve ark. 2006). Mikrohibrit kompozitlerin hacimsel olarak %60-%70, ağırlıkça %77-%84 doldurucu oranı bulunmaktadır. Hibrit ve mikrohibrit kompozitlerin gelişmiş mekanik özellikleri bulunmaktadır. Ayrıca, aşınma dirençleri yüksektir. Ancak zaman içinde cilalarını yitirip, daha pürüzlü hale gelebilirler (Sakaguchi ve Powers 2012).

#### **2.1.4.1.3. Nanokompozitler**

Nanoteknoloji terimi genellikle, bileşenlerinin çapları 0.1- 100 nm arasında olan materyalleri tanımlamaktadır. Nanoteknolojinin amacı; ürünleri daha dayanıklı, daha hafif ve daha hassas olarak üretebilmektir (Ure ve Harris 2003; Yücel ve ark. 2004). Bu teknoloji ile düşük polimerizasyon büzülmesi olan ve aşınma direnci daha yüksek, nano ve mikro yapılarda kompozitler oluşturulabilmektedir (Moszner ve Klapdohr 2004).

Nanopartikül doldurucular içeren iki tip kompozit reçine bu gruba oluşturmaktadır:

1. Nanofil kompozitler
2. Nanohibrit kompozitler

Nanofil kompozitlerde, 1- 100 nm boyutunda, reçine içinde dağılmış olarak partiküller bulunmaktadır. Gözle görülemeyecek kadar küçük olan bu partiküllerin yüksek translusentlik oluşturduğu düşünülmektedir (Sakaguchi ve Powers 2012). Nanofil kompozitlerde inorganik yapı silika nano doldurucu partiküller ve zirkonyum/silika nanokümelerden oluşmaktadır. İnorganik partiküllerin ağırlıkça yüzdesi %72-87 civarındadır (Mitra ve ark. 2003; Yücel ve ark. 2004).

Nanodoldurucular çok küçük oldukları için çeşitli polimer zincirleri arasına iyi bir uyum göstererek yerleşebilirler. Böylece doldurucu seviyesi artar ve buna bağlı olarak kompozitin polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi azalır, fiziksel özellikleri artar (Bayne ve ark. 1994; Roberson ve ark. 2001). Nano partiküllerin küçük hacimli olmaları nedeniyle, organik reçine matriks ile değinimde olan yüzey alanları artmıştır. Böylelikle organik ve inorganik fazların bağlantısının çok daha kuvvetli olması sağlanmaktadır (Mitra ve ark. 2003; Ure ve Harris 2003; Yücel ve ark. 2004; Roberson ve ark. 2006).

Nanohibrit kompozitler, 0.4 ile 5 mikron arasında değişen büyük partiküllere nanometre boyutlarında partiküllerin eklenmesiyle oluşurlar. Her iki kompozit reçinenin özelliklerini taşımasına rağmen, hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Küçük partiküller karışımın ikinci bileşenidirler. Kompozit reçinelerin yüzey pürüzlülüğü ve aşınması büyük partiküller tarafından belirlendiği için, bu kompozitler bir kaç yıl içinde donuk bir yüzeye sahip olabilmektedirler (Sakaguchi ve Powers 2012).

#### **2.1.4.2. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması**

Dişhekimliğinde kompozit reçinelerin sertleşmesi yani donma reaksiyonu polimerizasyonun başlaması ile gerçekleşir. Organik faz içerisindeki başlatıcı, kimyasal

ve / veya fiziksel aktivasyon ile monomerin çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin oluşmasına ve polimer zincirlerinin meydana gelmesine neden olur.

Kompozit reçinelerin polimerizasyonları şu şekillerde gerçekleştirilir:

1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit reçineler
2. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit reçineler
3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit reçineler

#### **2.1.4.2.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit reçineler**

Bu sistemde, pasta+pasta, pasta+likit, toz+likit bileşenlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Otopolimerizan kompozitler de denir. Akseleratör olarak ya tersiyer amin ya da sülfirik asit türevleri kullanılır. Bu maddeler peroksitlerle reaksiyona girerek serbest köklerin oluşmasını sağlar. Yapısal özelliklerinden dolayı uygulandıktan 3-5 yıl sonra renklerinde değişimler olduğu bildirilmektedir (McCabe 1999).

#### **2.1.4.2.2. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit reçineler**

Görünür ışıkla aktive olan kompozit reçinelerde, initiatör diketon, aktivatör ise aminden oluşmaktadır. 400-470 nm dalga boyundaki görünür mavi ışığa duyarlı fotobaşlatıcılar (kamforokinon) içermektedirler. Kamforokinon, ışık ile polimerize olan kompozit reçine materyallerin yapısında bulunan; uygun dalga boyu ve yoğunluktaki ışık varlığında hızla serbest kökler oluşturan bir diketondur (McCabe 1999; Nicholson 2002). Görünür ışıkla polimerize olan kompozit reçinelerin, kimyasal olarak polimerize olanlara göre en önemli avantajı, dişhekiminin çalışma süresini istediği gibi kontrol edebilmesidir. Polimerizasyonun tam olarak tamamlanması durumunda, ışıkla ve kimyasal olarak polimerize olan kompozit reçineler arasında önemli bir farklılık bulunmamaktadır (Martin 1998).

### **2.1.4.2.3. Hem Kimyasal Hem de Işıkla Polimerize Olan Kompozit Reçineler**

Bu tür reçineler, hem kimyasal katalizör hem de ışık aktivatörleri içermektedirler. Bu nedenle polimerizasyon, ışık aktivasyonu ile başlar ve kimyasal mekanizma ile devam ederek tamamlanır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleştirilemeyeceği düşünülen derin kavitelere, girişin zor olabileceği, derin ara yüzey bölgelerinde ve ışık demetinin ulaşamayacağı bölgelerde başarılı sonuçlar vermektedirler (Powers ve Sakaguchi 2006)

### **2.1.4.3. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması**

#### **2.1.4.3.1. Kondanse Olabilen (packable) Kompozitler**

Bu kompozitler, hibrit ve geleneksel kompozitlere göre daha yüksek oranda doldurucu içerirler. Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olarak geldiği, posterior bölgelerde kullanılmak üzere geliştirilmişlerdir. Materyalin yapışkan olmaması manüplasyon kolaylığı sağlar. Bu kompozitlerin, 2.sınıf restorasyonlarda metal matris bandı ve kama kullanılarak kolayca sağlanabilen interproksimal kontaklar ve restorasyonun tek kütle olarak sertleştirilebilmesi önemli avantajlarını oluşturur. Hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır (Jackson ve Morgan 2000).

#### **3.1.4.3.2. Akışkan (flowable) kompozitler**

Kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preperasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit reçineler, restoratif diş hekimliği uygulamalarında geline en son gelişmelerden birini oluşturmaktadır (Jackson ve Morgan 2000; Labella ve ark. 1999).

Düşük viskoziteli, hibrit reçineler olmakla birlikte doldurucu partikül oranları ve ağırlıkları azdır. Dentin duyarlılığının giderilmesinde, amalgam, kompozit ve kuronlardaki kırıkların onarımında, servikal abfraksiyonlarda, mine defektlerinde, mikrokavitelerde kullanılabilirler. Şırınga sistemleri ile uygulanmaları kolaydır. Kompozitlerin bağlanma değerlerinde artış sağlarlar (Altun 2005).

Bu kompozitler, 2. Sınıf kavite preperasyonlarında kavite köşelerini doldurarak iyi adaptasyon sağlarlar. Dezavantajlarını sıralayacak olursak; aşınmaya dirençleri azdır, 4. sınıf restorasyonlar için önerilmezler, akıcılıkları uygulama sırasında kontrol edilmelerini zorlaştırır. Ayrıca bu materyallerin yapışkanlıkları nedeniyle manüplasyonları zordur ve kullanılan aletlerin yüzeyine yapışma sorunu vardır (Jackson ve Morgan 2000).

#### **2.1.4.4. Farklı Özellikteki Kompozit Reçineler**

##### **2.1.4.4.1. Ormoserler**

Dişhekimliği uygulamalarına 1998 yılında girmiş olan ormoser ‘organik modifiye seramik’ sözcüklerinin ilk hecelerinden oluşur. Bu materyallerle ilgili en önemli özellik; ormoserlerin gelişimine kadar kompozitlerin inorganik partikül yapısı, oranı ve boyutuna yönelik değişiklikler yapılmaktayken, ormoserler ile birlikte kompozitlerin organik matriksinde de yapısal değişikliklerin oluşturulmasıdır. Geleneksel kompozitler saf organik reçine matriks yapıdan oluşurken; ormoserler, polikondansasyon ile oluşan inorganik-organik ağa dayalı bir özellik göstermektedirler. Geleneksel polimer ile karşılaştırıldığında ormoserler, silisyum dioksit yapısındaki inorganik iskeletten oluşmaktadır. Doldurucu partiküller, çapraz bağlantılı inorganik ve organik ağ yapısındaki matrikse yerleşmiştir (Whitters ve ark. 1999).

Ormoserlerin avantajları; mine ve dentin dokularına iyi adezyon, yüksek biyouyumluluk, uygulama kolaylığı, iyi estetik özellikler ve düşük polimerizasyon büzülmesi olarak sıralanabilir (Altun 2005, Manhart ve ark. 2000).

##### **2.1.4.4.2. Smart ve Antibakteriyel Kompozitler**

Yapılarında bulunan özel kimyasallardan serbestlenen florür, kalsiyum, hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilir. Restorasyona komşu diş sert dokularının demineralizasyondan korunmasını sağlarlar. Açığa çıkan iyon oranı, restoratif materyalin dış tabakasındaki pH değerine bağlıdır. Aktif dental plak nedeniyle azalan pH, koruyucu iyonların salınımını artırır ya da pH arttığında iyon salınımı yavaşlar (Gökçe 2005).

Antibakteriyel özellik taşıyan kompozitler iki biçimde elde edilebilirler:

1. Reçine matriksinin içine çözünebilir antimikrobiyaller eklenir, bu materyal klorheksidindir. Restoratif materyalden salınarak etkili olur (Gökçe 2005).

2. Antimikrobiyal ajanın, reçine matriks içinde değişmeden kalması sağlanarak üretilen kompozit reçineler bu gruba girerler. 12-methacryloyloxydodecyl-pyridinium bromide (MDPB) denilen yeni bir monomer geliştirilmiştir. Matriks içinde değişmeden kalan bu ajan dışarı salınmaz, bakteri üremesi ve materyal birikimine karşı engelleyici etki gösterir (Gökçe 2005; Imazato ve ark. 1999).

### 3.1.4.4.3. Bulk Fill Kompozitler

Kompozitin adı aynı zamanda tekniğin adını oluşturmaktadır. Yeni nesil nano-hibrit kompozit türüdürler. Üretici firmalarına göre değişmekle birlikte genel olarak; ytterbium triflorid (Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, , St Paul, MN, USA), (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar/Vivadent, Principality of Liechtenstein), baryum camı, karmaoksit (Tetric EvoCeram Bulk Fill, Ivoclar/Vivadent, Principality of Liechtenstein), proakrilat, zirkonyum/silika (Filtek Bulk Fill, 3M ESPE, , St Paul, MN, USA) partikülleri içerirler. İnorganik doldurucu oranları da firmalara göre farklılık göstermektedir.

Günümüz dişhekimliğinde her dişhekiminin isteği, başarılı ve sorunsuz bir direkt kompozit restorasyonu özenli bir biçimde ve uygun sürede gerçekleştirmektir . Işık kaynağından salınan enerji; kompozit reçine içersinden geçerken, alt yüzeylere doğru önemli ölçüde azalır ve ışık enerjisindeki bu azalmaya bağlı olarak kompozit reçinede, monomer dönüşüm derecesinde, ışığa maruz kalan yüzeyden uzaklaştıkça aşamalı olarak bir azalma meydana gelir (Price 2000). Monomer dönüşümündeki azalma, materyalin fiziksel özelliklerinde gerilemeye ve artık monomer oranında artışa neden olarak, restorasyonda primer başarısızlığa veya pulpa dokusunun negatif olarak etkilenmesine neden olabilir (Ruyter ve ark. 1982; Sideridou ve ark. 2005; Price ve ark. 2000)

Kaviteilerin ışıkla sertleşen kompozit reçinelerle restorasyonu sırasında uygulama ve sertleştirmede altın standart olarak kabul gören yaklaşım; sınırlı kalınlıktaki materyalin, tabakalar halinde kaviteye uygulanması temeline dayanır. Maksimum tabaka kalınlığı genellikle 2 mm olarak belirtilir (Sakaguchi ve ark. 1992;

Pilo ve ark. 1999). Bu tekniğin en açık avantajı; reçine kompozitin içerisinden geçen ışık enerjisinin, kompozit kalınlığı arttıkça hızla azaldığı gerçeğine dayanarak, sınırlı kalınlıkta kompozitin aşama aşama kaviteye uygulanmasıyla, polimerizasyon ve post-polimerizasyon için yeterli derecede ışık penetrasyonunun sağlanmasıdır. Yeterli polimerizasyon sonucunda restorasyonda gelişmiş fiziksel özellikler ve marjinal adaptasyon görülürken , kompozit reçinenin sitotoksitesinde de azalma olur (Poskus ve ark. 2004; Kovarik ve Ergle 1993). Bir çok yararının yanı sıra tabakalama tekniğinin çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır. Bunlar:

1. Kompozit tabakaları arasında kontaminasyon oluşum riski
2. Tabakalar arasında bağlanma başarısızlıkları
3. Konservatif preperasyonlarda sınırlı erişim nedeniyle kompoziti yerleştirmede yaşanan zorluk
4. Her tabakayı yerleştirme ve polimerize etmede gereken fazla zaman olarak sıralanabilir (Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005).

Bunların yanı sıra bağlayıcı ajanın uygulanması ve dolun aşamaları sırasında izolasyonun mükemmel bir şekilde sağlanması, başarılı bir restorasyonun gerçekleşmesi için en önemli koşuldur. Ancak; hasta, kompozit tabakalarını yerleştirirken her tükürük salgıladığında ya da dilini sürekli hareket ettirdiğinde, kontaminasyon nedeniyle restorasyonun başarısından ödün verilmiş olunur ve süregelen tabaka uygulamalarında başarısızlık olasılığı artar (Garcia ve ark. 2013).

Özellikle derin kaviteelerin restorasyonunda 2 mm kalınlıktaki materyalin tabaka tabaka kaviteye uygulanması:

1. Fazla zaman harcatma
2. Hava kabarcıklarının oluşum riski
3. Tabakalar arasında kontaminasyon oluşumu

gibi sorunlara da neden olabildiğinden, son zamanlarda bir çok üretici firma ‘‘bulk fill’’ olarak isimlendirilen, 4mm’ ye kadar kullanımı gerçekleştirilebilen yeni tip kompozitleri kullanıma sunmuşlardır.

Bulk-fill kompozit materyallerinin bazı önemli karakteristik özellikler taşımaları gerektiği çeşitli yazarlar tarafından belirtilmiştir (Garcia ve ark. 2013). Bunlar:

1. Düşük polimerizasyon büzülmesi
2. Daha iyi kavite adaptasyonu için daha fazla akıcılık,
3. Minimum el uygulaması gerektirme
4. Gelişmiş fiziksel özellikler
5. En az 4 mm de kabul edilebilir sertleşme derinliği

olarak özetlenebilir. Bazı araştırmacılar yaptıkları çalışmalarda, tabakalama tekniğinin kompozit reçine restorasyonlarda daha iyi sonuçlar verdiği görüşüne karşı çıkmakta, tüm kaviteyi bulk yerleştirme yöntemiyle tek tabaka ile restore edip ışık uygulaması yapılmasını önermektedir (Lazarchik ve ark. 2007; Abbas ve ark. 2003; Sarrett 2005; Quillet 1995; Campodonico ve ark. 2011). Ancak henüz sonuçlanmayan pek çok çalışmanın olması ve uygun bulk fill materyallerin eksikliği araştırmacıların bu tip tekniklerin uygulamaya geçirilmesi noktasında cesaretini kırmaktadır (Sarrett 2005).

Bulk fill kompozitlerin; tek tabakalı olarak uygulanmasıyla klinik çalışma süresini kısalttığı ve hasta-hekim konforunu arttırdığı bildirilmektedir (Lazarchik ve ark. 2007; El-Safty ve ark. 2012).

Bu kompozitlerin inorganik yapısında bulunan baryum ve ytterbium partikülleri, materyalin radyoopasitesini arttırarak, ışık kaynağının etkisinin derinlere ulaşabilmesini sağlar. Ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük kazandırır (Lazarchik ve ark. 2007; El-Safty ve ark. 2012). Bulk fill kompozitlerin, modifiye edilmiş metakrilat reçineleri ile, polimerizasyonlarının yavaş gerçekleştiği bildirilmiştir (Moorthy ve ark. 2012).

Bulk fill kompozitlerin, kaviteye 4-5 mm derinlikte uygulanabileceği, pürüzsüz ve krem kıvamındaki yapısıyla, kaide materyali kullanmadan kavite tabanında ve duvarlarında yüksek kenar uyumu sağladığı belirtilmektedir. Büzülme streslerini hafifletici teknolojisiyle kenar bütünlüğünü arttırıp, polimerizasyon büzülmesini; düşük bir büzülme stres değeri olan 1.13 Mpa'ya ve düşük bir büzülme hacmi olan 1.9'a indirmiştir. Yeterli kenar bütünlüğü ve düşük polimerizasyon büzülmesiyle dişin deformasyon, postoperatif duyarlılık, mikrosızıntı ve sekonder çürük olasılığını azalttığı bildirilmiştir (Vasquez 2012).



Geleneksel kompozitler ile karşılaştırıldığında X-tra fil ve X-tra base gibi bazı bulk fill kompozitlerin daha gelişmiş bir ışık geçirgenliği elde etmek için; doldurucu oranının azaltılıp partikül büyüklüğünün artırıldığı görülmekte, fakat bununla birlikte kötü estetik ve düşük mekanik özellikler ile abrazyon ve yüzey pürüzlülüğünde artış gözlemlendiği bildirilmektedir (Bucuta ve ark. 2014).

Bulk fill kompozitlerle yapılan restorasyonlarda; polimerizasyon büzülme stresinin azaltılmasının dışında, standardize edilmiş 2.sınıf kavitelere tüberkül eğilmesinde de azalma olduğu, dolun tekniği ve kavite konfigürasyonuna bakılmaksızın iyi bağlanma dayanımı olduğu bildirilmektedir (Moorthy ve ark. 2012).

Bulk fill kompozitlerin mekanik özellikleri, doldurucu içeriğinin fonksiyonuna bağlı olarak geniş bir alanda çeşitlilik göstermektedir. Bu yüzden bu materyaller düşük viskoziteli (flowable) ve yüksek viskoziteli olarak iki sınıfa ayrılırlar. İlk kullanıma sunulan bulk fill kompozitlerde; düşük mekanik özelliklerden dolayı, uzun dönemde oluşabilecek yüksek degradasyona karşı koruma niteliğinde, restorasyon sürecine ek bir aşama olarak, en üst tabakanın geleneksel kompozitle tamamlanması gerektiği belirtilmiştir (SDR Bulk Fill).

Tüm bunların yanısıra kimyasal içeriklerine bakıldığında; bulk fill kompozitlerin, restoratif diş hekimliğine; yüksek molekül ağırlığında monomer (Surefil SDR) ve yeni başlatıcı sistemler (Tetric Evo Ceram, Ivocerin) gibi bir takım yenilikçi değişimler getirdikleri söylenebilir.

Günümüzde, bulk fill kompozitlerle ilgili uzun dönem yeterli klinik çalışma olmadığından, bu kompozitlerle yapılan restorasyonların yoğun stres alan bölgelerindeki mekanik stabilitenin, ilerleyen zamandaki durumunun ne olacağı da araştırılması gereken konular arasındadır. Yapılmış olan in vitro çalışmalar; bulk fill kompozitlerin, nano ve mikrohibrit kompozitlerle benzer, akışkan bulk fill kompozitlere göre ise anlamlı derecede yüksek bükülme dayanımı değerlerine sahip olduğunu göstermektedir. Elastiklik modülüsü, indentasyon modülüsü ve sertlik değerlerinin, hibrit ve akışkan kompozitler arasında olduğu; akma dayanımı değerlerinin ise nano ve mikrohibrit kompozitlerden anlamlı derecede düşük olduğu belirtilmektedir (Ilie ve ark. 2013) Bazı çalışmalarda ise akma deformasyonu değerlerinin, geleneksel kompozitlerle yakın sınırlar içinde olduğu söylenmektedir. (El-Safty ve ark. 2012).

Büyük kompozit tabakalarını sertleştirirken kaygı duyulan asıl konu diş-materyal birleşimindeki potansiyeli artmış polimerizasyon büzülme stresleridir. Ancak bununla ilgili değerlendirmelerde bulunmak için derin kavitelere bulk fill kompozitlerin kullanıldığı, henüz bir kaç çalışma bulunmaktadır. Geleneksel akışkan ve akışkan olmayan, nano ve mikrohibrit metakrilat bazlı kompozitler ile siloran bazlı mikrohibrit kompozitlerin, bulk fill kompozitle karşılaştırıldığı çalışmada, 2 mm kalınlığında, 4 mm genişliğinde kavitelere, SDR en düşük büzülme oranı ve büzülme stres değerleri göstermiştir ( Jin ve ark. 2011).

Akışkan bulk fill kompozitler (SDR Dentsply; X-tra base VOCO) ve geleneksel kompozitlerin karşılaştırıldığı çalışmada (GrandioSo, VOCO) , standardize edilmiş sınıf 2 kavitelere tüberkül eğiminin anlamlı derecede azaldığı bildirilmiştir (Moorthy ve ark. 2012)

Ayrıca, SureFil SDR gibi akışkan bulk fill kompozitlerin, post simantasyonu ve kor yapımında da kullanılabileceği belirtilmektedir (Giovannetti ve ark. 2012). İlk önce SDR nin üretilmesinin ardından, günümüzde diş hekimlerinin kullanımına sunulan bir çok bulk fill kompozit bulunmaktadır. Üretici firmaların söylemlerine göre bu materyallerin, kavitelere 4-5 mm tabaka kalınlıklarında, daha uzun bir sertleştirme süresine ya da irradyasyonu arttırılmış bir ışık kaynağına gerek olmaksızın uygulanabileceği belirtilmektedir. SDR ve Venus Bulk Fill ilk olarak üretilen akışkan bulk fill kompozitlerken, bugün, yüksek viskozitesi olan reçine bazlı bulk fill kompozitler de diş hekimlerinin kullanımına sunulmuşlardır (Venus Bulk Fill Product Profile. 2011). Ayrıca, yüksek viskoziteli kompozitlerden olan SonicFill, sonik aktivasyon sistemi olan ve akışkan kompozit gibi kaviteye uygulanan ancak, modelaj için üzerinde konturlama, biçimlendirme yapılabilen bir bulk fill kompozittir. Son üretilen yüksek viskoziteli bulk fill reçine bazlı kompozitler ile, restorasyonu tamamlayan bir üst tabaka uygulamasına gereksinim duyulmamaktadır. Akışkan bulk fill kompozitler, uygulama süresinin azalması ve saklama koşullarının kolay olması gibi avantajlar taşırken; tamamlayıcı bir üst tabaka uygulamasıyla ise, restorasyon, estetik özellikler açısından geleneksel kompozitlerle bağdaşır duruma getirilmiş olur (Moorthy ve ark. 2012).

Günümüzde geleneksel kompozitlerde; daha iyi mekanik özellikler elde etmek için doldurucu partikül yoğunluğunun arttırılmasına, gelişmiş estetik özellikler içinse,

partikül büyüklüğünün azaltılmasına yönelik bir eğilim bulunmaktadır (Ferracane 1995). Bulk fill kompozitlerde ise doldurucu partikül yoğunluğu azaltılmış, partikül büyüklüğü arttırılmıştır (Czasch ve Ilie 2013). Doldurucu yoğunluğunun düşürülmesinin sertliği azalttığı bilinmektedir.

Aynı zamanda bulk fill kompozit uygulamalarında, önerilen ışık uygulama süresi ve kullanılan ışık kaynağının, kompozitin maruz kaldığı ışığın, tabaka kalınlığının iki katına çıktığı da düşünülerek yeterli özelliklerde olması, tartışılması gereken konulardandır.

Bulk fill kompozitlerde; Tetric EvoCeram dışında, foto- başlatıcı sistem, geleneksel kompozitlerde olduğu gibi kamforokinon (CQ) bazlı sistemlerdir. Tetric EvoCeram ise Ivocerin denilen ek bir başlatıcı içermektedir. Bu germanyum bazlı başlatıcı sistemi emilim spektrumu kamforokinondan daha dardır ve görünür ışık emiliminin daha yüksek olması nedeniyle, sertleştirme aktivitesinin de daha yüksek olduğu araştırmacılarca rapor edilmiştir (Moszner ve ark. 2008). Kompozitlerin ışıkla uygun bir biçimde polimerizasyonu; yalnızca ışık kaynağının gücü ve ışık ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki uzaklığa değil, doldurucu partiküllerin ve matriksin kimyasal kompozisyonu ile kompozitlerin renk ve tabaka kalınlığına da bağlıdır. (Caldas ve ark. 2003). Yetersiz ışık enerjisi, materyalde düşük dönüşüm derecesine ve sertleşmemiş artık monomer kalmasına neden olacaktır (Calheiros ve ark. 2008). Sonuç olarak; mekanik özelliklerde azalma, restorasyonda zayıf klinik performans, pulpotoksik/sitotoksik hasar gibi olumsuzluklar görülebilecektir (Ferracane ve ark. 1997; Ilie ve Hickel 2007; Durner ve ark. 2012; Aranha ve ark. 2010).

### **2.1.5. Kompozit Reçinelerin Özellikleri**

Kompozit reçinelerin özellikleri; fiziksel, mekanik ve klinik olarak üçe ayrılabilir (Sakaguchi ve Powers 2012).

#### **2.1.5.1. Fiziksel Özellikler**

Bu özellikler; polimerizasyon büzülme ve stresleri, ısıl özellikler, su emilimi, çözünübilirlik, renk stabilitesi olarak belirtilebilir (Sakaguchi ve Powers 2012)

Polimerizasyon büzülmesi ara yüzde 13 Mpa gibi bir strese neden olur. Bu da kompozitle diş arasında çok küçük bir aralığın oluşmasına yol açabilir. Bunun sonucunda mikrosızıntı, kenar renklesmesi, sekonder çürük gibi problemler ortaya çıkabilir. Büzülme stresi minenin gerilme dayanımını aşarsa mine kırığı oluşabilir. Bu etkileri azaltmak için kompozit reçinenin tabakalama tekniği ile yerleştirilmesinin önemli olduğu belirtilmiştir (Versluis ve ark. 2004; Sakaguchi ve Powers 2012).

Kompozitlerin ısısıl genleşme katsayısı mine ve dentinden daha fazladır. Isısıl stresler bağlanma üzerinde polimerizasyon büzülmesine ek olarak bir gerilme oluştururlar.

İn vivo olarak diş-kompozit bağlantısının değredasyonunun ana nedenlerinden biri su emilimidir. Su emiliminde silanın kalitesi ve stabilitesi önemlidir.

Suda znebilme yetersiz polimerizasyon sonucu artar ve bunun sonucunda erken dönemde renk stabilitesi bozulabilir (Sakaguchi ve Powers 2012).

Renk değişimi doldurucunun parsiyel olarak debondingi sonucu opasitenin artması ile oluşabilir (Sakaguchi ve Powers 2012).

### **2.1.5.2. Mekanik zellikler**

Bu zellikler; dayanım, sertlik ve bağlanma dayanımı olarak sıralanabilir.

Dayanım; basınç, gerilim, esneklik olarak e ayrılabilir. Basınç dayanımı çiğneme kuvvetleri açısından önemlidir.

Kompozit sertliği, mine ve amalgamdan düşüktür. İnce partiküllü kompozitlerin sertliği mikro ince partiklllere göre daha azdır.

Bağlanma dayanımı, adeziv sistemleri mine ve dentine olan bağlanmasının gücünü belirtir (Sakaguchi ve Powers 2012).

### **2.1.5.3. Klinik zellikler**

Polimerizasyon derinliği, radyoopasite, aşınma oranı, biyouyumluluk klinik özellikler arasında sayılabilirler.

Işığın kompozite olan penetrasyon derinliği ışığın dalga boyuna, parlaklığına ve restorasyon içindeki saçılımına bağlıdır. Fotoinitiatörlerin oranı uygun dalga boyu ile reaksiyona girebilecek yeterlilikte olmalıdır. Doldurucu içeriği ve partikül boyutu ışığın yayılımında önemlidir. Daha koyu renkte olan kompozitlerde ışığın derinliği daha az olur bu yüzden bu kompozitler daha küçük tabakalar halinde yerleştirilip daha uzun süre ışığa maruz bırakılmalıdırlar. Ayrıca daha geniş uçlu ışık kaynaklarında ışığın yoğunluğu azalacağı için yine uygulama süresi arttırılmalıdır (Sakaguchi ve Powers 2012).

Baryum, stronsiyum, zirkonyum gibi iyonlar kompozite radyoopasitesini vermektedirler. Ancak bunların en yüksek oranda eklendiği durumlarda bile radyoopasite amalgamdan daha azdır (Sakaguchi ve Powers 2012).

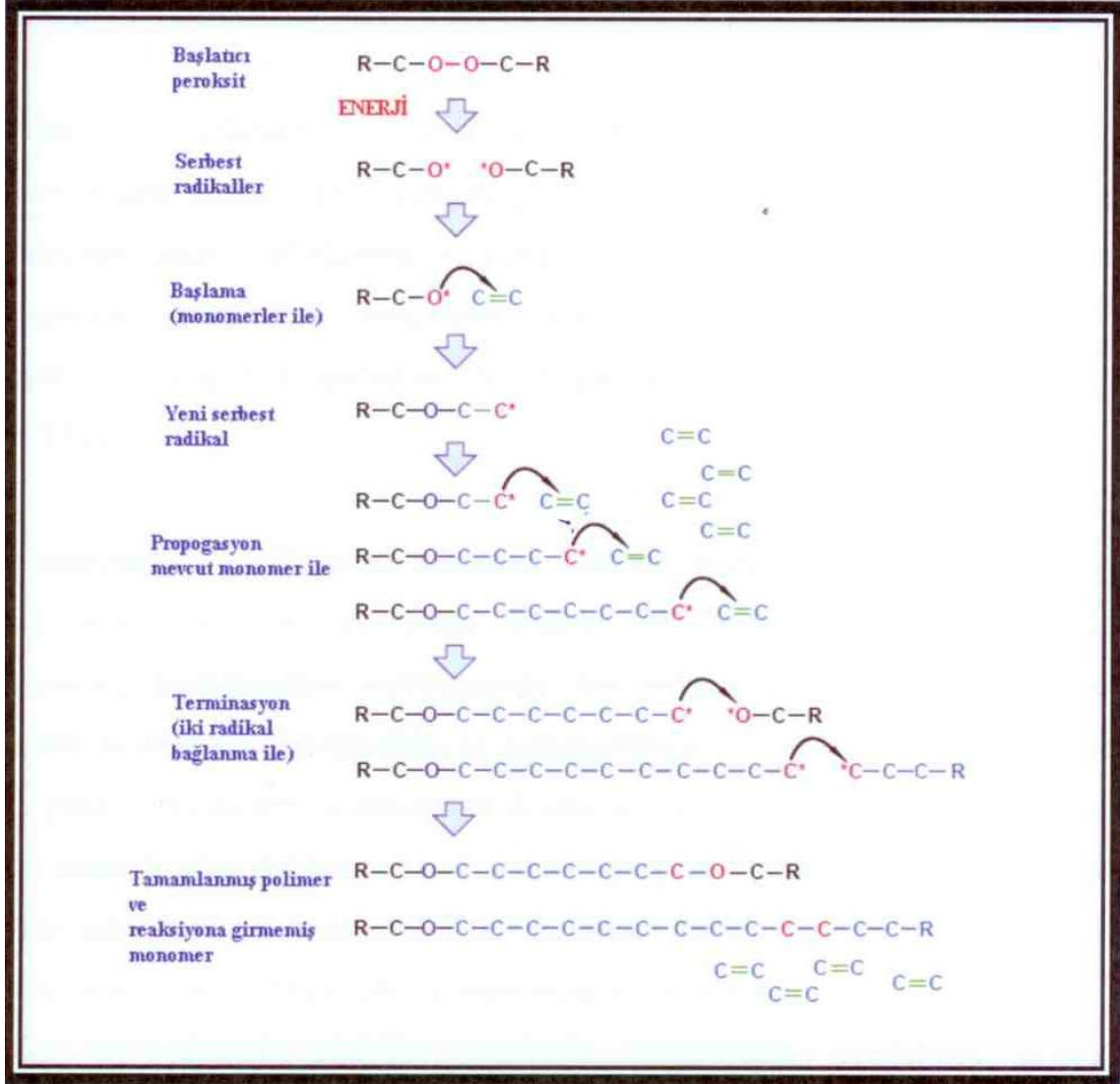
Kompozit reçinelerin; karışıt diş, yiyecek ve oral sıvılarla değinimi sonucunda yüzey aşınması ve degredasyonu oluşur. Nanofil kompozitlerin aşınma direnci çok yüksek ve mineye yakındır (Sakaguchi ve Powers 2012).

Biyouyumluluk; bir biyomateryalin canlı dokularla etkileşimi sırasında, bedenin yumuşak ve sert dokularında, lokal ya da sistemik toksisite, alerji, mutajenik ve karsinojenik etkiler gibi ‘doku reaksiyonları’ oluşturmaması olarak belirtilir. Monomerler ayrı ayrı incelendiğinde sitotoksiktir ama polimerize olan kompozitte bu bileşenlerin salınımı önemlidir. Bu salınım ise kompozitin tipine ve polimerizasyon etkinliğine bağlıdır. Ayrıca; kalan dentin dokusu, artık monomerlerin pulpaya ulaşmasına engel bir set olarak görev alır (Craig ve ark. 2000; Sakaguchi ve Powers 2012).

### **2.1.6. Kompozit Reçineler ve Polimerizasyon**

Monomer adı verilen küçük moleküllerin, bir molekül ağı veya geniş bir zincir oluşturmak üzere kimyasal olarak bağlanması ile polimerler oluşur. Tüm bu işleme polimerizasyon denir (Craig ve ark. 2000; Ersoy ve ark. 2007). Polimerizasyon sırasında dört farklı reaksiyon meydana gelir. Bunlar; aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma reaksiyonlarıdır. Aktivasyon işleminde, polimerizasyonu başlatacak serbest radikaller meydana gelir. Başlangıç aşamasında,

serbest radikaller monomerler ile reaksiyona girerek polimer zinciri oluşturlar. Çoğalma sırasında, zincire yeni monomerler eklenir. Sonlandırma reaksiyonunda ise, ortamdaki monomer miktarının azalması gibi nedenlerden dolayı reaksiyonun bitmesi gerçekleşir (Şekil 2.5) (Roberson ve ark. 2006).



Şekil 2.5: Polimerizasyonda serbest radikalın devam eden zincir reaksiyonu

Genel olarak ne kadar fazla çift karbon bağı değişimi gerçekleşirse, polimerizasyon o kadar başarılıdır ve daha iyi fiziko-mekanik sonuçlar alınır. Reaksiyona girmeyen karbon çift bağları, ya serbest radikaller olarak kalırlar ya da monomer zincirine pendent olarak katılırlar (Sideridou ve ark. 2002). Artık monomerler, polimerize olan materyalden salınıp yumuşak dokuları irrite edebilirler (Sideridou ve ark. 2002; Hansel ve ark. 1998). Kompozit yapının içinde kalan

monomerler ise, zamanla yapının oksidasyonla birlikte renk değiştirmesine ve yapısal özelliklerinin bozulmasına neden olabilir (Tanaka ve ark. 1991; Vankerckhoven ve ark. 1982). Kompozit reçinelerin polimerizasyonunun tam olarak sağlanabilmesi restorasyonun başarısı açısından önemli bir faktördür. Çünkü kompozit reçinenin yetersiz polimerizasyonu; sızıntının artmasına, mekanik özelliklerin ve diş yüzeyine bağlanmanın zayıflamasına neden olur.

Kompozitin kendine ait özellikleri de polimerizasyon sürecini etkiler. Doldurucu partiküller ışığı dağıtmakta ve koyu renkler ışığı emme eğilimindedirler. Genellikle 1.5-2 mm lik tabakalardan daha fazlasının tek seferde polimerize edilmesi önerilmemektedir (Nomoto ve ark. 1994). Küçük doldurucu partiküller (0.1-1µm) ışıkla daha fazla etkileşmekte ve dağıtma en üst düzeyde olmaktadır. Bu partikül boyutu, sertleştirme için kullanılan dalga boyunun boyutuna uymaktadır.

Konversiyon derecesi (monomer dönüşüm derecesi) ışık yoğunluğuna ve ışığın uygulanma süresine bağlıdır. Bir kompozit materyalinin derinliği arttıkça, konversiyon (dönüşüm) büyük oranda azalmaktadır. BİS-GMA bazlı restoratif materyaller ancak %65 oranında konversiyona uğramaktadır; ancak %65 iyi bir konversiyon derecesi olarak kabul edilmektedir (Theodore ve ark. 2011 syf:208-209).

Işıklı polimerizasyon, optimal şartlarda genellikle 20 sn sürmektedir. Bu süre, kompozitlerdeki fotobaşlatıcı yoğunluğunun artırılması veya ışık yoğunluğunun artırılması ile kısalabilmektedir. Daha hızlı gerçekleştirilecek bir polimerizasyonda da dikkat edilmesi gereken durumlar vardır. Yüksek ışık yoğunluklu plazma ark. veya lazer ışık kaynakları polimerizasyon süresini azaltabilmekte ancak çok fazla ısı oluşumu dezavantaj olarak görülmektedir. Günümüzde LED ışık kaynakları oldukça sık kullanılmaktadırlar. Ancak LED ler için de dikkat edilmesi gereken noktalar vardır. Bazı kompozitlerde LED lerin emdiği dalga boyundan farklı bir çeşit fotobaşlatıcı bulunmaktadır. Ancak, yine de LED ışık kaynakları, farklı başlatıcı aralıklarında ek bir dalga boyu seçeneği sunmaktadırlar.

Yüksek güçlü ışık kaynakları, polimerizasyon sırasında aynı tip polimer ağı oluşturmamaktadırlar. Hızlı yapılan bir polimerizasyon, aşırı polimerizasyon kuvvetlerinin oluşmasına neden olabilir ve bağlayıcı tabakanın diş yapısına karşı olan yüzeyini zayıflatabilir. Polimerizasyon olayının fiziği sanılandan çok daha karmaşıktır.

Işık yoğunluğunun artması, doğru aktivasyon olasılığını arttırmakta ve dolayısıyla katılan zincir sayısı da artmaktadır. Ancak ışığın aktivasyon yaratamadığı bir eşik

minimal kritik yoğunluk değeri vardır. Işığın uygulanma süresini arttırmak, materyalin derinliklerine doğru konversiyon derecesini ötelemeye yaramamaktadır. Aktivasyon ve inisiyasyon olayları hızla gerçekleşmektedir. Erken yayılma oranları saniyede 100 binden 1 milyon monomer reaksiyonu şeklindedir. Ancak reaksiyona girmeyen materyal miktarları ayrı bir sorundur. az bir tarafı polimer ağ ile reaksiyon gösterdiğini ve bazı monomerlerin tamamen reaksiyona girmeden kaldığı belirtilmektedir. Güncel kompozitler karmaşık karışımlardır ve temelde iki veya daha fazla temel monomer içermekte ve bunlar birbiriyle eşit olarak reaksiyona girmemektedir.

Sertleşme siklusları değişken ışık yoğunluklarını içermekte ve açılıp kapanma dönemlerinde farklılıklar oluşabilmektedir. Bu etkilerin öneminin anlaşılması yeni zamanlara dayansa da tüm sertleşme siklusları önceden belirtilen problemlerle birlikte karmaşıktır (ışık ucunun boyutu, yönü, materyal kalınlığı ve içeriği). Işık sistemleriyle ilgili bir çok zorluğun üstesinden gelecek alternatifler azdır. Yaklaşımlardan biri LED teknolojisini kullanarak uygun dalga boyunda ışık üretmek ve siklus oluşturmaktır. Bu yöntem mevcut ekipman sorunlarının büyük kısmını ortadan kaldırmaktadır. Ancak LED teknolojisi manüplasyon ve restorasyonların sertleşme sorunlarını giderememektedir. Geleneksel akrilik monomer içermeyen sistemlerin farklı polimerizasyon mekanizmaları değerlendirilmektedir. Son çözüm ne olursa olsun, kullanılacak aygıt ekonomik ve basit kullanımı olan ve yüksek güvenlikte olmalıdır (Theodore ve ark. 2011 syf:208-209).

### **2.1.6.1. Polimerizasyon Yöntemleri**

Polimerizasyon yöntemi materyalin uygulama tekniğini, polimerizasyon büzülme yönünü, bitirme işlemini, renk stabilitesini ve materyalin internal porozite oranını etkiler. İki tip polimerizasyon yöntemi vardır;

1. Kimyasal polimerizasyon
2. Görünür ışıkla polimerizasyon

Kimyasal polimerizasyon yönteminde materyaller bir katalizör ve baz maddenin karıştırılması sonucu polimerize olurlar.

Işıklı polimerizasyon yöntemi ise çeşitli ışık kaynaklarının kullanımını gerektirirler. Gerekli önlemlere dikkat edilmediğinde, ışık kaynakları uzun kullanım ve direkt göz teması sonucu, retina hasarına sebep olabilirler. Işıklı polimerize olan



materyaller ile çalışma süresi uzar, restorasyonun bitim süresi ise kısalır. Aynı zamanda renk stabiliteyi daha fazladır ve internal porozite oranları daha düşüktür.

Işıklı polimerizasyon yöntemlerinin geliştirilmesine yönelik ilgi günden güne artmakla birlikte, en yaygın kullanımda olan QTH ve LED ışık sistemlerine ek olarak plazma ark ve argon lazer de restoratif uygulamalarda, kompozit materyallerin polimerizasyonunda kullanılmaktadırlar. Sayılan son iki ışık tipi ile QTH sistemlere göre daha yüksek yoğunlukta ve hızda polimerizasyon gerçekleştirilir. Ayrıca ısı oluşumu ve polimerizasyon büzülmesi stresleri belirgin ölçüde azaltılarak, materyalin sertleşmesi için gerekli olduğu düşünülen ışık dalga boyu sağlanır. Ancak bu sistemlerin uzun dönem klinik açıdan faydalı olup olmadığı tam olarak bilinmemektedir (Theodore ve ark. syf: 208-209,504-505)

Işık kaynakları ile ilgili sayılan bu özellikler, daha düşük hacimsel büzülmeye sahip kompozitlerin geliştirilmesiyle birleştiğinde; ışıkla polimerizasyon yöntemi ile daha başarılı, daha ekonomik ve sonuçta da daha iyi bağlanma ve gelişmiş özelliklere sahip restorasyonlar elde edilecektir.

### **2.1.6.2. Polimerizasyon Derinliği**

Işıklı polimerize olan kompozitlerin gelişimiyle çalışma zamanı artmış, sertleşme zamanı düzenlenmiştir (Nomoto ve ark. 2003; Rueggeberg ve ark. 1993). Böylece hekim önce kompoziti yerleştirir, modelajını yapar; sonra ışıklayarak kompozitin polimerize olmasını sağlar. Restorasyon üst yüzeyinde ışıkla değinimde bulunmayan bölge yoktur. Restorasyonun en üst yüzeyindeki kompozitin polimerizasyon derecesi düşük ve yüksek yoğunlukta ışık uygulamalarının her ikisinde de birbirine yakındır (Yoon ve ark. 2002). Düşük ışık gücündeki bir unit, reçine matriksin belli bir ölçüde polimerizasyonu gerçekleştirebilir. Işık; restoratif materyalin içinden geçerken şiddeti azalır, polimerizasyon potansiyelinde azalma görülür. Bu azalma polimerizasyon derinliği olarak adlandırılır. Polimerizasyon derinliğinin restorasyona hem fiziksel hem de biyolojik olarak etkisi vardır (Nomoto ve ark. 2003; Rueggeberg ve ark. 2000; Bouschlicher ve ark. 2003). Kompozit materyallerin polimerizasyonunda hekimin göz önünde bulundurması gereken önemli noktalardan biri, ışığın kompozitin derin noktalarına penetrasyonunun sağlanmasıdır. Işığın

penetrasyonunu belirleyen önemli etkenler arasında kullanılan materyalin kalınlığı ve rengi gösterilebilir. Kompozit materyalin rengi, ışığın penetrasyonunu etkileyerek polimerizasyon derinliğini etkiler (Jeong ve ark. 2009). Kavitelelerin ışıkla polimerize olan kompozit reçinelerle restorasyonunda, tabaka kalınlığının 2 mm' den fazla olmaması gerektiği bildirilmiştir (Sakaguchi ve ark. 1992; Pilo ve ark. 1999). Doldurucunun içeriği ve partikül büyüklüğü de polimerizasyon derinliğinde kritik rol oynar (Halvorson ve ark. 2003; Leprince ve ark. 2011; Garoushi ve ark. 2008). Kompozit materyal içindeki doldurucu partiküller ışığı kırar ve saçılmasına neden olur (Emami ve ark. 2005; Masotti ve ark. 2007). Bunun yanında kompozitin içeriğindeki ışık emicilerin yeterli konsantrasyonda olması ve uygun dalga boyunda reaksiyona girmesi gereklidir. Polimerizasyon sırasında ışık kaynağının uç kısmının kompozit materyale yakınlığı da materyalin polimerizasyon derinliğini etkilemektedir (Lindberg 2005; Meyer ve ark. 2002). Uygun polimerizasyon için geleneksel kompozitlerde 2- 2.5 mm ' lik kalınlıktaki tabakalara uygun süreyle, olabildiğince yakın mesafeden ışık uygulaması yapılmalıdır (Altun 2005; Craig ve Powers 1989). Kompozit materyaller için kabul edilebilir polimerizasyon derinliği materyalin alt bölgesinin üst bölgesine göre % 80 veya üzeri mikrosertlik değerinin elde edildiği kalınlıktır (Price ve ark. 2003)

### **2.1.6.3. Polimerizasyon Derinliği Belirleme Yöntemleri**

#### **3.1.6.3.1. Direkt yöntemler**

- a. Lazer Raman Spektroskopisi
- b. Infrared Spektroskopisi
- c. Fourier Transform Infrared Spektroskopisi (FTIR)
- d. Kromatografi

#### **3.1.6.3.2. İndirekt yöntemler**

- a. Kazıma (Scrapping)
- b. Penetrometre
- c. Yüzey Sertliği

Direkt yöntemler arasında sayılan lazer Raman Spektroskopisi, Infrared spektroskopisi, FTIR ve kromatografi; polimerizasyon reaksiyonları sırasındaki karbon çift bağlarının (C=C) tek bağlara dönüşme yüzdesini ve reaksiyona girmemiş monomerlerin oranını direkt olarak belirleyebilir (Stansbury ve ark. 2005; Hussain ve

ark. 2005; Miyazaki ve ark. 2003; Halvorson ve ark. 2004; Young ve ark. 2004). Direkt yöntemler karmaşık, yüksek maliyetli ve zaman alıcıdır (Rueggeberg ve Craig 1988).

İndirekt yöntemler ise kazıma, penetrometre ve yüzey sertliği testleridir (Koupis ve ark. 2004; Bala ve ark. 2004; Cohen ve ark. 2004). Kazıma testi; direkt yöntemlerle karşılaştırıldığında, polimerizasyon derinliğini fazla belirleme eğilimindedir. Bununla birlikte, materyallerin polimerizasyon derinliklerinin birbirleri ile karşılaştırılmasını sağlar. Penetrometre testinde ise, test örnekleri belli bir ağırlık ile yüklenen 0,5 mm çapında bir iğne içeren penetrometre aygıtının merkezine yerleştirilir. İğne, materyalin polimerize olmamış kısmı içine indirilir. Belli bir süre sonunda, polimerizasyon derinliği, her ölçüm öncesi sıfırlanan kadranlı ölçekten direkt olarak okunur ( Koupis ve ark.2004).

Yüzey sertliğinin polimerizasyon derecesinin bir göstergesi olduğu ve sertlik testlerinin; kolay, elde edilen sonuçların güvenilir olması nedeniyle, polimerizasyonun değerlendirilmesinde kabul edilir bir yöntem olduğu belirtilmiştir (Yap 2000). Yüzey sertliği, yüksek dönüşüm alanlarındaki, polimer çapraz bağlarının küçük değişimlerine özellikle duyarlıdır (Rueggeberg ve ark. 1990). Ayrıca test örneklerinin üst yüzeyi, orta bölgesi ve alt yüzeyi gibi örnek içerisindeki spesifik bölgelerin ölçümlerine ve ölçümlerin zaman içerisinde yenilenmesine olanak tanır (Dietschi ve ark. 2003). Diğer bir avantajı ise, sertlik değerleri ve dönüşüm derecesi arasında, literatürde gösterilmiş bir ilişkinin bulunmasıdır (Rueggeberg ve Craig 1988; Cohen ve ark. 2004).

## **2.2. Restoratif Materyallerin Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi**

Sertlik; polimerize olan restoratif materyallerin, mekanik özelliklerini belirler (Tay 1996). Çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkiler. Materyallerin yüzey sertliği; orantı limiti, uzayıp genişleyebilme, biçim verilebilme özelliği (ductility), çekme ve basma dayanımı gibi özellikleri ile ilişkilidir. Bununla birlikte, materyallerin aşınma direncinin, dental yapılar veya materyallere karşı abraze olabilme özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır (Anusavice 2003; Van Noort 2002).

Sertlik ölçümü, uygulanan kuvvet ve gözlenen değişimlere göre makro, mikro veya nano dereceli olarak tanımlanabilir. Materyallerin, makrosertlik ölçümleri

sırasında, küçük bir örnekten, bir materyal kütlesinin mekanik özelliklerinin elde edilmesi için Brinell ve Rockwell gibi basit ve hızlı yöntemler kullanılır. İnce, mikro yapılı materyallerin makro sertlik ölçümleri değişken olabilir ve yüzey özelliklerini tanımlamada yetersiz kalabilir. Bu durumda, Knoop ve Vicker's gibi mikrosertlik ölçümleri gereklidir (Anusavice 2003).

Mikrosertlik testleri, belirli bir zaman süresince, yük altındaki durağan bir mikro elmas ucun, test edilen materyal yüzeyine kuvvet uygulaması ile yapılır. Yük kaldırıldıktan sonra, bu işlemde elde edilen çok küçük iz düşüm uzunluğu, bir mikroskop ile ölçülmektedir (Poskus ve ark. 2004). Bu testlerin, makrosertlik testlerinden farkı; hem kullanılan yükler, hem de elde edilen iz düşüm çok küçüktür ve 19  $\mu\text{m}$ 'den daha az derinlikle sınırlıdır (Anusavice 2003). Mikro sertlik testi, bir materyalin sertliğini mikroskobik ölçekte belirleyen ve materyalin üzerine baskı yapılarak uygulanan bir yöntemdir. Hassas bir elmas uç, 15' ten 1000 grama kadar değişen kuvvetlerle materyale uygulanır ve bu ucun penetrasyon derinliği mikroskobik olarak ölçülerek, özel bir hesaplama yöntemiyle sertlik değeri bulunur. Kompozit materyallerde en çok kullanılan mikro sertlik testleri Vickers ve Knoop sertlik testleridir (Poskus ve ark. 2004). Nanoindentasyon testleri ise, mikrosertlik testleri ile elde edilen izlerden daha küçük izler oluşturan, 1 nano newton üzerindeki yüklerin kullanıldığı ve yapılan indentasyonun derinliğini ölçen sertlik ölçümleridir. Uygulanan yük kuvvetlerinin ve indentasyon derinliklerinin tam olarak ölçümü ve kontrolüne olanak tanıyan, yeni bir teknolojiye dayanır. Derinliğe duyarlı bu aletlerde, mikrosertlik testlerinde yapılan görsel ölçümlerden farklı olarak, sertlik otomatik rapor edilir. Test edilen materyalin elastik özelliklerine ilişkin bilgi edinilmesinde oldukça yüksek güvenilirliği olan nanoindentasyon testleri, uygulayıcı tarafından kolayca kullanılabilen ve tekrar edilebilen yöntemler olarak düşünülmektedir (Mahoney ve ark. 2000).

Poskus ve ark. (2004), Uhl ve ark. (2004) ışık kaynaklarının polimerizasyon derinliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, mikrosertlik testlerinin kompozit polimerizasyon derecesi hakkında fikir veren en kolay test yöntemi olduğunu belirtmişlerdir

Alto ve ark. (2006) kompozit materyallerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyon derinliklerini inceledikleri çalışmalarında, yöntem olarak sertlik testlerini kullanmışlardır. Sertlik testlerinde kompozit bloğun farklı derinliklerdeki

sertlik değerlerinin en üst tabakaya olan oranlarından yola çıkarak elde edilen yüzdesel değerleri ve derinlik arttıkça meydana gelen azalmayı karşılaştırmışlardır

Poskus ve ark. (2004) kompozit materyallerin sertliğini Knoop ve Vickers mikro sertlik testleri ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki yöntem arasında anlamlı bir fark olmadığını gözlemlemişlerdir. Elde ettikleri verileri ( $VHN=14.7 + 0.954 \times KHN$ ) ‘‘Pearson’’ formülünde yerlerine koyduklarında test yöntemleri arasında pozitif korelasyon olduğunu göstermişlerdir

Price ve ark. (2006) ise, mikro sertlik test yöntemiyle kompozitlerin sertleşme derinliklerini hesapladıkları çalışmalarında; alt tabakadan alınan değerın üst tabakaya oranının hesaplanmasından sonar farklı örneklerle karşılaştırılırken, üst tabakaların sertlik değerlerinden kaynaklanacak oransal sapmalara dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Üst tabakanın yetersiz polimerize olmasına bağlı olarak gelişen yüksek alt / üst mikro sertlik değerinin, yeterli polimerizasyon derecesinin sağlandığı anlamına gelmediğini belirtmişlerdir.

## **2.2.1. Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri**

### **2.2.1.1. Brinell Sertlik Ölçüm Yöntemi**

En eski sertlik ölçme test yöntemidir (Johansson ve ark. 1975). 10 mm. çapında çelik veya karbit top uçla 3000 kg. yük uygulanır. Yumuşak materyallerde, aşırı çentik oluşumundan kaçınmak için, 500- 1500 kg. yük uygulanabilir. Tüm yükleme, demir ve çelikte 10-15 sn. uygulanırken, diğer metallerde en az 30 sn uygulanır. Uç çıkarıldıktan sonra oluşan çentiğin çapı mikroskopla ölçülür (Wang ve ark. 2003; Ogawa ve Hasegawa 2005). Sertlik derecesi; uygulanan kuvvetin, yüzeyin çentik alanına bölünmesiyle belirlenir. Brinell sertlik derecesi, testin koşullarını gösterir. Örneğin; 75 HB10/ 500/ 30 75; 10 mm. Çapında çelik uç kullanılarak 500 kg.’ ı 30 sn.’ ye uygulayarak elde edilmiştir (Ogawa ve Hasegawa 2005).

### **2.2.1.2. Rockwell Sertlik Ölçüm Yöntemi**

Uygulanan kuvvetin materyalin yüzeyinde oluşturduğu derinlikle sertlik değeri belirlenir. Sertlik dışında materyalin herhangi bir özelliğini ölçmez. Sertlik derecelerinin

birimi yoktur, genellikle R, L, M,E ve K harfleri ile belirlenir. Rockwell metodunda 2 farklı uç kullanılabilir. Bunlar, özel çaplarda çelik top şeklinde veya Brale adı verilen 0.2 mm çapında 120 derece açılı konik uçlu elmas şeklindedir (Wang ve ark. 2003).

Bu yöntemde ilk önce en az yük olan 10 kg uygulanır, böylelikle ilk etki oluşur ve uç, uygulanan cisme girmiş olur. Daha sonra gösterge 0' a ayarlanır ve en fazla yük uygulanır. Bu yükün kaldırılmasıyla en az yük hala uygulanmaktayken, derinlik ölçülür ve sertliğin derecesi skaladan okunur.

Rockwell testi; reçine bazlı protez kaidelerinin, reçine kompozit, kompomer, cam iyonomerler ve rubber dam klemplerinin sertliğinin ölçümünde kullanılmaktadır. (Azzarri ve ark. 2003 ; Aydın ve ark. 1999).

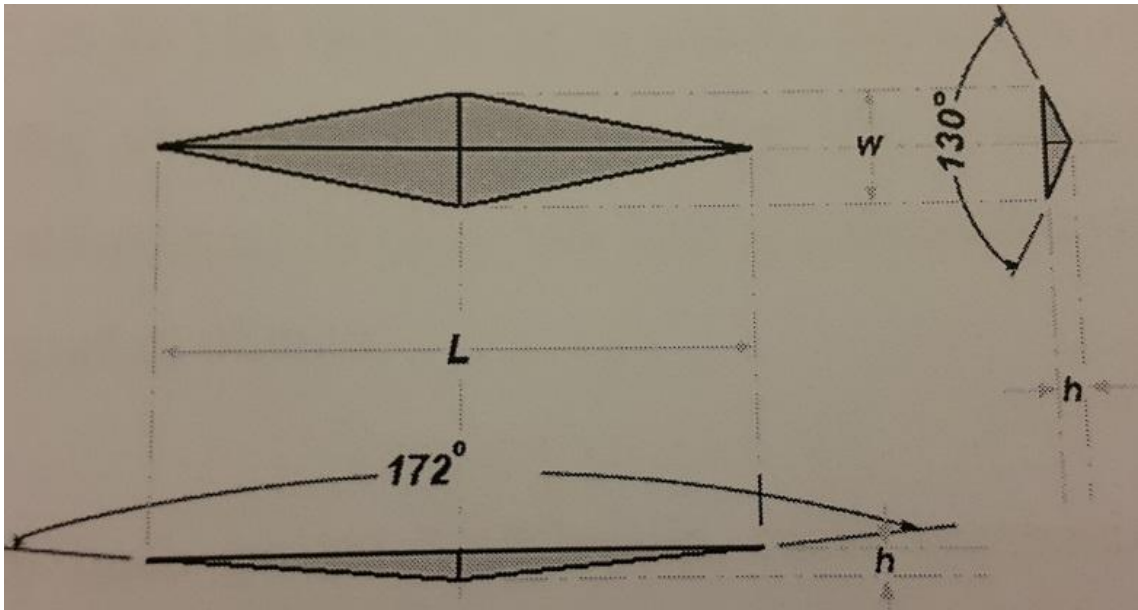
### **2.2.1.3. Shore Sertlik Ölçüm Yöntemi**

Plastik ve kauçukların sertliğinin ölçülmesinde kullanılan en yaygın test yöntemidir. 2 skalası vardır: Skala A, yumuşak materyalleri ölçmek için kullanılırken Skala D, sert materyalleri ölçmek için kullanılır. Protez materyallerinin sertliklerinin ölçümünde kullanılır ( Machado ve ark. 2005; Yılmaz ve ark. 2003; Tan ve ark. 2000; Canay ve ark. 1999). Durameter denilen bir aletle ölçüm yapılır (Hayakawa ve ark. 2003). Yumuşak materyallerde daha düşük değer gösterir. Durameter ucunun örneğe bastırılması ile ölçüm yapılır. İlk önce örnek, yere paralel olarak sert bir yüzeye konulur. Uç örneğe bastırılır. Sertlik derecesi, uç örnek ile sıkı kontakta iken 1 sn. de skaladan okunur. Örnek genellikle, 6.4 mm. (1/ 4 inch) kalınlığındadır (Canay ve ark. 1999; Hayakawa ve ark. 2003; Parr ve Rueggeberg 2002).

### **2.2.1.4. Knoop Sertlik Ölçüm Yöntemi**

Karşılıklı yüzleri 130 derece ve 172 derece açılarla bulunan uzatılmış 4 yüzlü piramit şeklinde ucu vardır (Şekil 2.6). Uygulanan kuvvet genelde 1 kg' dan azdır. Knoop sertlik değerinin ölçülmesi aşamalı ve zor olduğu için, hazır ölçüm tablosundan veya özel hesap makinelerinden faydalanılması kolaylık sağlar. Materyalde 0. 01-0. 1 mm büyüklüğünde 4 yüzlü bir çentik oluşturulur. Bu çentiğin boyu eninin 7 katıdır, derinliği ise boyunun 1/ 30' u kadardır (Şekil 2.6) (Wang ve ark. 2003). Bu oluşan

çentiğın en uzun yanı, kalibre edilmiş mikroskopta hesaplanır (Poskus ve ark. 2004). En son Knoop sertlik değeri ise  $KHN = 14.229 (F/ D^2)$  formülünden hesaplanır.  $F'$  in anlamı: uygulanan kuvvet (kilogram-kuvvet olarak ölçülen) ve  $D^2$  iz alanı ( $mm^2$  de ölçülen). Uygulanan kuvvet genellikle Knoop sertlik değeri için kabul edilmiş belirli bir kuvvettir. Kompozit materyaller için bu kuvvet 50- 400 grf arasında değişmektedir (Knobloch ve ark. 2004; Price ve ark. 2003; Uhl ve ark. 2004; Cavalcanti ve ark. 2005; Neo ve ark. 2005) Knoop testinin, ağız gargaralarının kompozit materyallerine olan etkisini, diş macunlarının mineye olan etkisini, içeceklerin mine ve dentine etkilerini, ışık kaynaklarının kompozit materyalinin polimerizasyonuna etkisini ölçmede kullanabileceğimiz, başlıca kullanım alanları vardır (Cavalcanti ve ark. 2005; Neo ve ark. 2005; Yu ve ark. 2005; Van Eygen ve ark. 2005; Goncalves Cunha ve ark. 2006; Schneider ve ark. 2006).



**Şekil 2.6: Knoop cihazının çalışma ucu**

### 2.2.1.5. Vickers Sertlik Ölçüm Yöntemi

Vickers sertlik testi, sertliği ölçülecek materyal yüzeyine, tabanı kare olan piramit biçimindeki bir ucun belirli bir yük altında batırılması ve yük kaldırıldıktan sonra oluşan izin köşegenlerinin ölçülmesi prensibine dayanır. Ölçme ve değerlendirme kriterleri aynı Brinell yöntemindeki gibidir. Bu yöntemi Brinell' den ayıran özellik,

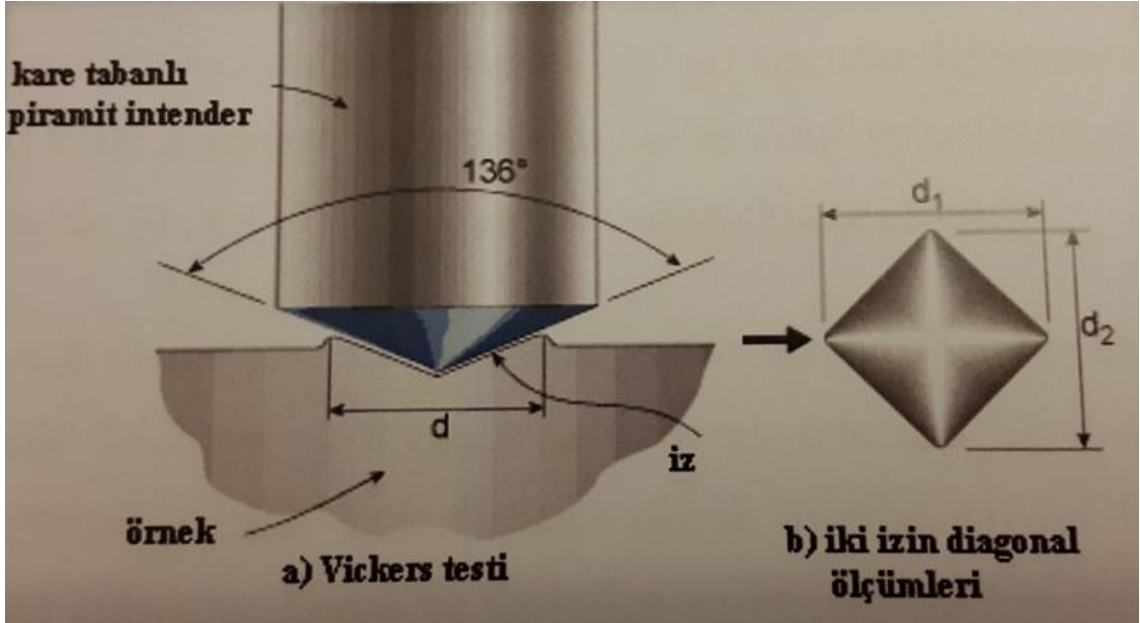
kullanılan ölçme ucunun farklı olmasıdır. Bu yöntem, daha sert materyallerin ölçümlerinde veya daha hassas ölçümler için kullanılır (Megep 2006).

Vickers testi bir çok araştırmacı tarafından polimerizasyon derecesini belirlemek amacıyla kullanılmıştır (Leprince ve ark. 2013). 1920' li yıllarda Vickers Ltd U. K. mühendisleri tarafından geliştirilen alet, elmas sertlik değerlerini ölçerken, günümüzde kullanılan skala değerleri olarak yerini almıştır. Materyalin sertliği, katının bölgesel olarak bozulmaya karşı gösterdiği dirençtir. Kompozit reçinelerin inorganik doldurucu içeriği ve sertliği arasında pozitif ilişki kurulmuştur. Doldurucu seviyesinin artması, sertlik değerini arttırmaktadır. Bu olay oldukça karmaşıktır, partikül büyüklüğü ve yayılımını içeren, reçine matriks ve doldurucu partikülleri ile ilişkili olan çoklu faktörlerin etkileşimi sonucudur (Leprince ve ark. 2013; Albers 2002).

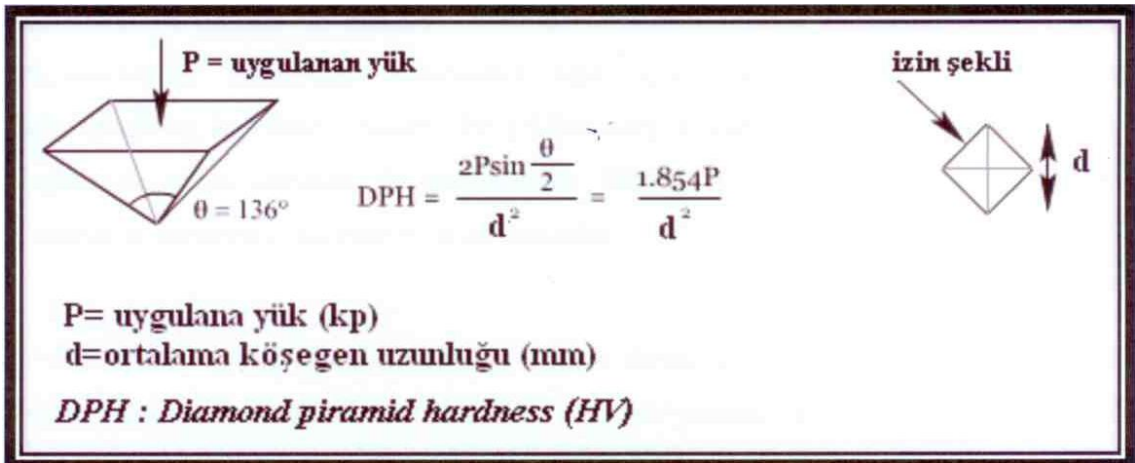
Tabanı kare olan ve karşılıklı yüzleri arasında 136 derecelik açı bulunan piramit şeklinde elmas bir ucu vardır. Ucu, materyalin üstünde oluşturduğu eğimli yüzeyin alanı hesaplanır (Şekil 2.7). 10- 15 sn. boyunca 1 kg' dan 100 kg' a kadar kuvvet uygulanır. Mikro sertlik testlerinde ise genellikle uygulanan kuvvet 100 grf ile 500 grf arasında değişir (Uhl ve ark. 2004). Kuvvet kaldırıldıktan sonra materyalin yüzeyinde,ucun oluşturduğu çentiğin iki köşegeninin uzunluğu, mikroskop yardımıyla ölçülür ve ortalaması alınır (Wang ve ark. 2003; Poskus ve ark. 2004).

Vickers sertlik değeri  $HVN = 1.854(F/D^2)$  formülü ile hesaplanır.  $F$ ' in anlamı: uygulanan kuvvet (kilogram- kuvvet olarak ölçülen) ve  $D^2$  iz alanı ( $mm^2$  ölçülen). Uygulanan kuvvet genellikle Vickers sertlik değeri için kabul edilmiş belirli bir kuvvettir. Kompozit materyaller için bu kuvvet 50-500 grf arasında değişmektedir. Kompozit materyaller için VHN değerleri, materyallerin özelliklerine ve polimerizasyon şartlarına bağlı olarak 30 ile 110 VHN arasında değişmektedir (Okada K ve ark. 2001; Shahdad SA ve ark. 2007; Beun S ve ark. 2007; Ramp LC ve ark. 2006).





Şekil 2.7: Vickers cihazının çalışma ucu



Şekil 2.8: Vickers hesaplama yöntemi

**Tablo 2.1: Knoop ve Vickers testlerinin avantajları ve dezavantajları**

Vickers Testinin Avantajları	Knoop Testinin Avantajları	Knoop Testinin Vickers Testine Göre Dezavantajları
* Çok yüksek oranda doğruluk payı	* Dar ve uzun alanlarda daha başarılı olması	*Yüzey şartlarına daha duyarlı olması
*Tüm materyaller için tek bir uç kullanılması	*Kırılgan ve çok ince materyaller için daha iyi olması ise Knoop sertlik testinin, Vickers sertlik testine karşı gösterdiği üstünlüklerdendir	*Hesaplama Vickers kadar hassas olmaması
*Tüm yumuşak ve sert yüzeylere tam adapte olabilmesi ve hassas ölçüm		*Küçük yuvarlak yüzeylerde Vickers kadar hassas olmaması
*Elmas uç zamanla deforme olmaz, uzun süre kullanılabilir.		

### 2.3. Işık Uygulama Teknikleri

Diş hekimliğinde ışık ile polimerize olan kompozit reçineler, 1970'li yıllardan bu yana kullanılmaktadırlar. Işıkla polimerizasyonun anlaşılabilmesi için bazı kavramların bilinmesi gerekmektedir.

**Işık Gücü:** Işık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarına ışık gücü denir ve mW= miliwatt cinsinden ifade edilir.

**Işık Şiddeti:** Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm<sup>2</sup> dir. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları için önemli bir özelliktir (Price ve ark. 2004).

Işık kaynağının gücünün uygulama ucu alanına oranlanması ile saptanır. Işık şiddetini artırmak amacı ile ya aygıtın gücü artırılır, ya da uygulama ucunun çapı küçültülür. Kompozit reçinelerin polimerizasyonu için gereken ışık yoğunluğu minimum 400 mW/cm<sup>2</sup> olarak belirtilmiştir.

**Toplam Enerji Yoğunluğu:** Polimerizasyon boyunca kompozit reçineye uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık şiddetinin (mW/cm<sup>2</sup>), uygulama süresi (sn) ile

çarpılması ile saptanır. Birimi  $\text{mJ/cm}^2$  ya da  $\text{J/cm}^2$  dir. Toplam enerji yoğunluğu reçine kompozitlerin özelliklerini belirleyen en önemli faktördür (Asmussen ve Peutzfeldt 2005; Attin ve ark. 1995; Emami ve ark. 2003; Halvorson ve ark. 2002; Hasegawa ve ark.2000; Price 2004).

Bu görüş doğrultusunda yüksek ışık şiddetinin kısa süre uygulanması ile orantılı olarak düşük ışık şiddetinin uzun süre uygulanmasının, eşit polimerizasyon derecesi oluşturduğu düşünülmektedir.

**Dalga Boyu:** Elektromanyetik dalgaların saniyede yaptığı salınım sayısına, yani kendilerini yineleme sıklığına, frekans denir. Bir ışığın bir salınımda aldığı yola da, dalga boyu adı verilir.

**Elektromanyetik Spektrum:** Çeşitli enerji tipleri dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru elektromanyetik spektrum diye adlandırılırlar. Bu sıralama; radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızılötesi radyasyon (IR), görünür ışık, ultraviyole radyasyon, X ışınları, gama ve kozmik ışınlardır. Dişhekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırdığımız dar enerji bandı kullanılmaktadır (Rueggeberg 1999; Babür 2003). Gözlerimiz, bu dar enerji bandı içerisinde, farklı dalga boyları olan elektromanyetik enerjiyi ayırt edebilmektedir. Bu bant kırmızı renkle (yaklaşık 700 nm dalga boyunda) başlar ve turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mora (yaklaşık 400 nm) doğru dalga boyu azalarak ilerler.

Dişhekimliğinde kullanılan materyallerde genellikle reaksiyon başlatıcı olarak kullanılan bileşik kamforokinon (CQ)'dur (Rueggeberg 2000). Bu bileşik oda sıcaklığında sarı ve katı bir maddedir ve görünür ışık spektrumunun mavi bölgesi içerisinde 450 nm-500 nm arasında dalga boyunda mavi ışığa duyarlıdır. CQ uygun dalga boyu ve şiddetindeki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında, fonksiyonel gruplar fotonları absorbe eder, molekül aktive olarak aminle bir araya gelir ve elektron transferi oluşturur. Işık enerjisi ne kadar yüksek olursa, o kadar çok foton olacaktır. Foton sayısının artması aminle reaksiyona giren CQ oranını dolayısı ile serbest radikal oluşumunu artıracaktır. Bu nedenle polimerizasyon derecesini artırmak amacı ile yüksek ışık şiddetinde kaynaklar kullanılmaktadır (Rueggeberg 1999; Craig 1981).

Yüksek ışık şiddetinde kaynakların kullanımı geleneksel ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında, bazı avantajlar sağlamaktadır. Bunlardan biri, uygulama süresinin kısılması, diğeri ise, daha derin polimerizasyon sağlanmasıdır. Bununla birlikte, bu ışık kaynaklarının kullanımında bazı endişeler de bulunmaktadır. Polimerizasyon çok hızlı

olacağından kompozit diş yüzeyine akamaz. Bu yüzden, polimerizasyon büzülme stresleri diş yapısına veya bağlanma yüzeyine transfer olur. Yüksek ışık şiddeti kullanılmasındaki diğer bir endişe ise, oluşan polimerin kalitesidir.

Polimerizasyon reaksiyonunun başlangıç aşaması, lineer polimer oluşmasıdır. Zincir uzadığında kendi arasında veya diğer zincirlerle karışır ve halka biçimini alır. Yalnızca dönüşümün son evrelerinde, çapraz bağlar arasındaki uzaklık azaldığında, büyük çapraz bağ oluşur. Serbest radikaller arttığında monomerler daha fazla oranda kullanılır. Monomer kullanım oranının artması, yavaş polimerize olan sistemlerden daha kısa polimer zinciri oluşturur. Hızlı polimerizasyon gerçekleştiğinde daha az çapraz bağ yapmış düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşur. Fiziksel özellikler polimerin molekül ağırlıkları ve yaptıkları çapraz bağlarla ilgili olduğu için hızlı polimerizasyon kompozit reçinenin fiziksel özelliklerini etkileyecektir (Craig 1981). Eğer polimerizasyon reaksiyonunun yavaş olarak oluşmasına izin verilirse, kompozitin serbest yüzeyden diş yüzeyine doğru akması için zaman sağlanmış olunur. Böylece, polimerizasyon sırasında oluşacak stresin azaltılacağı ileri sürülmüştür (Craig 1981; Versluis ve ark. 1998).

Gerçekten de dişhekimliğinde yavaş polimerizasyonun yararlı olduğu, hatta posterior dişlerin restorasyonlarının ilk katmanında kimyasal olarak sertleşen kompozitlerin kullanılmasının, bağlanmayı olumlu etkileyeceği düşünülmektedir (Craig 1981). Araştırmacılar polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek amacı ile polimerizasyonun yavaşlatılmasını, bunun için yavaş başlayan polimerizasyonun sağlanması gerektiğini (soft-start) önermişlerdir (Mehl ve ark. 1997; Yap ve ark. 2002). Bu işlemin ışığın farklı uygulanış biçimleriyle gerçekleştirilebileceğini savunmuşlardır. Soft-start teknik olarak adlandırılan, polimer içerisinde oluşan stresin kompozitin akışkanlığı ile azaltılması amacı ile ışığın farklı uygulanış biçimleriyle gerçekleştirilen yöntemde, serbest radikal oluşumu azalarak polimerizasyon yavaşlayacak ve kompozitin akması için zaman sağlanmış olunacaktır (Mehl ve ark. 1997).

Yani polimerizasyon yavaşlatılarak, kompozitin viskoelastik fazı arttırılıp, kompozit reçinenin büzülme stresi kontrol edilmiş olacaktır (Caughman ve Rueggeberg 2002).

Işık şiddetinin azaltılmasının polimerizasyon streslerini azalttığı düşünülmekle birlikte, alt katmanlardaki kompozitin yeterli derecede polimerize olmamasının, fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilediği de düşünülmektedir (Dennison ve ark.

2000; Feilzer ve ark. 1995; Ölmez ve Tuna 2002; Yap ve ark. 2001). Son yıllarda bazı çalışmalar; kompozit reçine restorasyonların önce düşük ışık şiddetiyle polimerize edilmesini, sonrasında ise yüksek ışık şiddetiyle son ışık uygulanmasının yapılarak, polimerizasyonun kontrol edilip, materyalin özelliklerinde bir kayıp olmaksızın, polimerizasyon bütülmesinde azalma sağlanabileceğini göstermiştir (Yap ve ark. 2002; Dennison ve ark. 2000; Feilzer ve ark. 1995). Kompozit reçinelere başlangıçta düşük ışık şiddeti uygulayarak jel aşamasına gelene kadar maximum polimer akışı sağlanmış olacağından bu aşamadan sonra yüksek düzeyde ışık verilir. Böylece fiziksel özelliklerin artırılması için gereken polimerizasyon derecesi sağlanmış olur. Yavaş başlayan bir polimerizasyon gerçekleştirmek için kullanılan teknikler şöyle sıralanabilir:

### **2.3.1. Aşamalı güç artışı gösteren ışık uygulama (Step-curing):**

Başlangıçta belirli bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir.

### **2.3.2. Düzenli artan güçte ışık uygulama (Ramped-curing, Exponential):**

Başlangıç ışık yoğunluğu ayrı bir basamak değildir. Polimerizasyon işlemi ilk olarak düşük ışık şiddeti ile başlar, daha sonra süreyle orantılı olarak ışık şiddeti artarak en yüksek seviyeye ulaşır.

### **2.3.3. Ara verilmiş aşamalı ışık (Pulse-delay):**

Kısa süreli olarak kompozite düşük şiddette ışık uygulanmasının ardından bir süre beklendikten sonra, yüksek şiddette ışık uygulaması yapılır.

### **2.3.4. Aralıklı ışık uygulama tekniği (pulse, intermittend):**

Bir saniyelik periyotlar içerisinde, ışığın kompozite uygulandığı süre boyunca 0.5 sn. ışık tam güç açık 0.5 sn. ışık tam güç kapalı olacak şekilde yüksek güçte ışık uygulama tekniğidir ( Bektaş ve ark. 2006).

## 2.4. Dişhekimliğinde Kullanılan Işık Kaynakları

### 2.4.1. Quartz- Tungsten Halojen Işık Kaynakları

Bu sistemde, güç kaynağının ısıttığı halojen gaz içeren bir ampul içerisinde tungsten bir filament vardır (Lindberg 2005; Roberson ve ark. 2001). Bu filament, görünür ışık biçiminde, elektromanyetik enerjinin yayılmasını sağlayan güçlü bir ısı verir. Bu olay, ısınan bir objenin elektromanyetik bir enerji yayması ile açıklanır. Isıda oluşan her artış, oluşan mavi ışığın dalga genişliğini, uzunluğunu ve derinliğini artırır (Ertuğrul ve ark. 2004). Ampulün verimi voltajdan oldukça etkilenmektedir. QTH ampullü sistemler istenilen dalga boyunun yanında, kompozit polimerizasyonunda etkin olmayacak dalga boylarında da ışık açığa çıkarırlar. 380 nm ile 760 nm dalga boyları arasında görünür ışık yayan bu kaynaklar, kompozit polimerizasyon aralığı olan 400-470 nm dalga boyuna düşen aralık filtreleme sistemleriyle elde edilir ve kaynağın fiber optik ışık taşıyıcı ucundan dışarı iletilir. Bu sistemlerde enerji dönüşümü %2 ile %0,7 arasındadır. Enerjinin geri kalanı ise ısı şeklinde ortaya çıkmaktadır (Roberson ve ark. 2001). Ortaya çıkan enerjinin ancak küçük bir kısmının kompozit polimerizasyonunda etkili olması ve geriye kalan ışığın ise filtreleme sistemleriyle ısıya dönüştürülmesi verimlilik açısından bazı sorun işaretleri taşımaktadır. Bu polimerizasyonda etkili olmayan ışığın elimine edilmesi amacıyla bu sistemlerde belli dalga boyları için filtreleme sistemleri bulunmaktadır. Bu filtreler özel camlardan veya plastikten üretilmişlerdir. Filtre edilen dalga boyları ile meydana gelen aşırı ısınmanın aygıtın dışına atılması amacıyla fan sistemleri geliştirilmiştir. Bu da bu aygıtların kompakt yapıdan uzak olmalarına neden olmaktadır (Roberson ve ark. 2001; Caughman ve Rueggeberg 2002; Park ve ark. 2001).

Tipik bir QTH ampulünün ömrü 80- 100 saat kullanım süresiyle sınırlıdır (Roberson ve ark. 2001). Bu; kullanım şartlarına, filtre sistemlerinin yenilenmesine ve voltaj gibi bir çok faktöre bağlıdır. Ampul tarafından üretilen ışık filtre sistemlerinden geçtikten sonra fiber optik bir uç ile aygıt dışına aktarılır. Işık yoğunluğunun bir kısmı bu optik uç içerisinde kaybolur. Standart polimerizasyon aygıtlarının uçları genelde 11 mm' dir. Bu optik uçtaki daralmalar çıkan ışık enerjisini, dolayısıyla ısıyı artırır. Restoratif işlemler sırasında pulpada oluşacak ısı artışının 42,5 dereceyi aşması, pulpa dokusunda geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilir (Roberson ve ark. 2001; Tjan ve Dunn 1988; Hannig ve Bott 1999; Loney ve Price 2000; Kleverlaan ve De Gee 2004).

Hannig ve ark. farklı ışık kaynaklarının polimerizasyon sırasında pulpa dokusu üzerindeki ısı artışına etkisini incelediklerindeki çalışmalarında, pulpaya ısı geçişinin polimerizasyon sırasında kullanılan ışık kaynağına göre değişiklik gösterebildiğini, yüksek güç sağlayan polimerizasyon aygıtlarının pulpa yaralanmalarına neden olabileceğini belirtmiş, bunun, aygıtın süresi ile birlikte uygulama süresi ile de ilişkisini açıklamışlardır. Kullanılan ışık kaynağının tipinin ısı artışında etkin olduğunu vurgulamışlardır (Hannig ve Bott 1999).

Loney ve ark. ışık kaynaklarının polimerizasyon sırasındaki pulpa üzerindeki ısı artışını inceledikleri çalışmalarında, yeni halojen ışık kaynaklarının ışık verimini arttıracak biçimde geliştirilmesi nedeniyle artan ışık yoğunluğunun pulpaya yapılan ısı geçişini arttırabildiğini belirtmişlerdir (Loney ve ark. 2000).

QTH ışık kaynaklarında optik ucun merkezinden kenarlara doğru gidilince ışık gücünde belirgin azalmalar görülür. Polimerize edilecek olan kompozit materyale optik ucun ideal olarak en fazla 2 mm uzaklıkta bulunması gerekir. Dişlerin yapısındaki anatomik farklılıklar nedeniyle genelde bu uzaklığın sağlanması zordur. QTH ışık kaynaklarının optik ucu ile 6 mm uzaklıktaki ışık yoğunluğu oranı yaklaşık olarak 1/3' tür (Roberson ve ark. 2001).

Meyer ve ark.'nın ışık kaynağı ile kompozit arasındaki uzaklığın polimerizasyon üzerine etkisini inceledikleri çalışmada, uzaklık artışı ile polimerizasyon değerlerinin ileri derecede düştüğünü belirtmişlerdir. Işık yoğunluğundaki bu düşüşün LED ışık kaynaklarında QTH ışık kaynaklarından daha fazla olduğunu vurgulamışlardır (Meyer ve ark. 2002).

Price ve ark. yaptıkları çalışmada halojen ışık kaynağından 2 ve 9 mm uzaklıkta kaynağın oluşturduğu ışık yoğunluğunu ölçmüşler ve ışık yoğunluğunun 2 mm' de %12, 9 mm' de ise %61 azaldığını belirtmişlerdir (Price ve ark. 2003).

Bu sistemler yıllardır kompozit reçine polimerizasyonunda kullanılmasına karşın, ışık yoğunluğunda meydana gelen azalma ve pulpal ısı artışı gibi dezavantajları nedeniyle araştırmacılar, daha az ısı üreten ve verimliliği daha yüksek sistemler üzerine yoğunlaşmışlardır.

### 2.4.2. Plazma Ark Işık Kaynakları

Reçine kompozitlerde polimerizasyon etkinliğini arttırmak ve hekimin daha hızlı çalışma isteğini karşılamak üzere, üreticiler daha yüksek ışık yoğunluğunda ışık kaynağı geliştirmeyi sürdürmektedirler. Son yıllarda kullanıma giren plazma ark (PAC) sistemlerde ışık, iyonize molekül ve elektronların gaz karışımlarından oluşan bir korlanmış plazmadan yayılır (Rueggeberg 2011). Bu aygıtlar, gaz plazma içinden geçen elektrik akımıyla çalışırlar. Gaz olarak genelde xenon gazı kullanılır. Karşılıklı iki elektrot içeren gaz dolu ampul içerisinde yüksek voltaj altında gaz iyonlarının ısınması sonucunda, elektrotlar arasında yüksek ısıdan kaynaklanan ışık enerjisi açığa çıkar(Lindberg 2005). PAC sistemler nispeten dar dalga boyu sınırında (yaklaşık 470 nm), çok yüksek enerji ile ( $\geq 1500 \text{ mw/ cm}^2$ ) 3 sn. gibi kısa sürede etkin sertleştirme yapabilmektedirler (Kleverlaan ve De Gee 2004). Ancak bu hızlı sertleştirmenin kısa polimer zincir oluşumuna ve pulpada ısı artışına yol açması önemli dezavantajlar olarak düşünülmektedir (Deb ve Sehmi 2003).

Reçine polimerizasyonu sırasında ekzotermik reaksiyona bağlı ısı artışının diş dokularında zararlı etkiye neden olabildiği bilinmektedir. Aynı zamanda değişik yapıdaki kaynaklarının kendi oluşturdukları ısı da klinik olarak önem verilmesi gereken diğer bir konudur (Hubbezoğlu ve ark. 2008).

Plazma ark ışık kaynaklarının halojen kaynaklara göre daha kötü olan enerji dönüşüm seviyesi %0,2' dir (Dabanoğlu 2003). Çıkan ışın genellikle UV, beyaz ışık ve infrared radyasyon içerir. Filtreleme sistemleriyle bu ışık 400-500 nm dalga boyunda olacak biçimde optik uçtan verilir. 3 ile 6 sn. arasında çabuk sertleştirme özelliklerinden dolayı çok kısa zamanda popüler olmuş sistemlerdir. Bu özellikleri yüksek güç üreten xenon sistemi sayesinde oluşmaktadır. Işık gücü  $2000 \text{ mw/ cm}^2$  olan plazma ark ışık kaynakları ile yeterli reçine polimerizasyonu ve iyileştirilmiş mekanik özellikler hedeflenmiştir. Fakat; kısa ışıklandırma süresi ile ısınmanın kontrol altına alınabildiği bu sistemlerde, hızlı polimerizasyon sonucunda oluşan polimerizasyon büzülmesi, büyük bir dezavantaj olarak ortaya konmuştur (Rueggeberg 2011).

Plazma ark ve geleneksel ışık kaynaklarının polimerizasyon büzülmesi üzerine etkilerinin incelendiği bir çalışmada, 3 sn. ışıklandırma süresi ile uygulanan plazma ark ışık sisteminin polimerizasyon büzülmesi, 40 sn. uygulanan halojen bazlı ışık sisteminden daha yüksek bulunmuştur. Aynı çalışmada 3 mm kalınlığında örneklerin alt tabakaları



halojen ışık kaynağıyla 40 sn' de uygun biçimde polimerize olurken, plazma ark ışık kaynağı 18 sn. ışıklaama süresinde kullanıldığında bile yeterli polimerizasyon sağlanamamıştır (Park ve ark. 2001).

Isı artışındaki azalma açısından avantajlarına karşın, bu sistemler, mikrosızıntı ve yetersiz polimerizasyon derinliği gibi dezavantajları nedeniyle popülerliklerini uzun süre koruyamamışlardır. Bu nedenle hem yeterli polimerizasyon derinliği oluşturabilecek yüksek yoğunlukta ışık sağlayabilen, hem de bu ışığı sağlarken pulpaya zarar verebilecek ısı artışına sebep olmayacak bir ışık kaynağı arayışı içine girilmiştir.

### **2.4.3. LED (Light Emmitting Diode) Işık Kaynakları**

Yoğun ışık veren, düşük voltaj kullanan ve belli bir dalga boyunda yüksek derecede mavi ışık yayan diodlar (LED) son yıllarda sıklıkla araştırılmaktadırlar (Yap ve ark. 2002).

LED ışık kaynaklarının yapısında elektron geçişini sağlayan iki gallium nitride yarı iletken vardır. Elektrik sağlandığında elektronlar bu iletkenler arasında hareket eder ve ortama belirli bir dalga boyunda ışık yayılır.( Yoon ve ark. 2002; Leonard ve ark. 2002; Dunn ve ark. 2002; Jandt ve ark. 2000).

Geleneksel ışık kaynakları için hat voltajı, ampulün kondisyonu ve filtreler, ışık kaynaklarının üzerindeki kalıntı, reçine ve fiberdeki çatlaklar gibi bir çok faktörün ışık çıkışını etkilediği bilinmektedir. Işık çıkışındaki azalmalar kompozit reçinelerin polimerizasyonunu zayıflatır ve özelliklerini etkiler (Roberson ve ark. 2001; Fowler ve ark. 1994; Nomoto ve ark. 1994). Bu kaynaklar 1-4 volt arasında düşük voltaj ve 10-40 miliamper arasındaki elektrik enerjisiyle ışık üretebilmektedirler (Dabanoğlu 2003). Elektrik enerjisini daha verimli kullanmaları ve % 95 verimlilik sağlaması dolayısı ile LED ışık kaynakları geleneksel sistemlere göre büyük üstünlük sağlarlar. Enerji dönüşüm seviyeleri değerlendirildiğinde, diğer sistemlere oranla çok fazla üstünlükleri vardır. Geleneksel ışık kaynaklarına oranla, kullanım süreleri boyunca ışık gücündeki azalma sınırlıdır. Ömürleri binlerce saat sürer ve en önemlisi ısı artışı pulpaya zarar verecek sınırın çok altındadır (Lindberg 2005; Price ve ark. 2003; Kurachi ve ark. 2001). Günümüzde bu ışık kaynakları, avantajları ile güvenli bir çalışma ortamı sunmakla birlikte, ısı üretmemesi ve bu nedenle fan gibi, aygıtın hacmini arttıracak bir

yapısının bulunmaması nedeniyle daha kullanışlı bir yapıya sahiptirler. Böylece, aygıtın daha hijyenik olması da sağlanabilmiştir. Ayrıca; enerjinin çok daha verimli kullanılabilmesi, bu aygıtların şarj edilebilir pillerle çalışabilen bir yapıda olabilmelerini, bu da aygıtın mobil ve daha rahat kullanımını sağlamaktadır (Dabanoğlu 2003, Meyer ve ark. 2002, Leonard ve ark. 2002; Kurachi ve ark. 2001).

LED ışık kaynaklarının ilk jenerasyonu daha düşük güçte ışık çıkışına sahiptirler ve halojen ışık kaynakları kadar iyi performans gösterememişlerdir (Kobayashi ve ark. 2000; Mitra ve ark. 2003; Leonard ve ark. 2002; Tsai ve ark. 2004).

Birinci jenerasyon ışık kaynaklarında gücün düşük olmasının sebebi, kullanılan yarı iletkenlerin yapısı ve bunların dar alanda ancak belirli sayıda kullanılabilmeleriyle ilgilidir (Caughman ve ark. 2002).

Yap ve ark.nın (2002) yaptıkları çalışmada iki farklı 1. jenerasyon LED ışık kaynağını geleneksel aygıtlarla karşılaştırmışlardır. Birinci. Jenerasyon ışık kaynaklarından 16 tane LED içeren ışık kaynağının mikro sertlik testlerinin sonucu, 64 tane LED içeren ışık kaynağından daha başarılı bulmuşlardır. Polimerizasyon başarısını aygıtlarda kullanılan LED sayısından çok, yapısından ve aygıt içerisindeki yerleşiminden kaynaklandığını vurgulamışlardır.

İkinci jenerasyon LED ışık kaynaklarında ise, geniş tabanlı yarı iletkenler kullanılarak ışık gücü  $900 \text{ mw/cm}^2$  nin üzerine çıkarılmıştır. İkinci jenerasyon ışık kaynakları daha yüksek güçte ışık çıkışıyla, farklı spektral dağılıma sahiptirler. Böylece daha iyi performans gösterirken, daha kısa ışıklandırma süresi sağlarlar (Caughman ve ark. 2002).

Price ve ark.nın (2003) yaptıkları çalışmada, ikinci jenerasyon LED ışık kaynaklarını orta düzeyde ışık gücü sağlayan QTH ışık kaynağıyla, mikrosertlik testi uygulayarak karşılaştırmışlar ve LED ışık kaynaklarının 40 sn uygulanması halinde kabul edilebilir sertlik değerleri elde edilebileceğini bildirmişlerdir.

Conti ve ark.nın (2005) halojen ve LED ışık kaynaklarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, aynı ışık yoğunluğunda ikinci jenerasyon LED ışık kaynaklarının hem monomer değişim seviyesinde hem de mikrosertlik değerlerinde daha başarılı olduklarını belirtmişlerdir.

İlk iki jenerasyon LED ışık kaynakları 450 ile 480 nm dalga boyları arasında spektral dağılım göstermektedirler (Uhl ve ark. 2004). Bu dalga boyu aralığı, kamforokinon içeren kompozit materyallerini polimerize etmek için uygundur ancak, daha düşük dalga boylarında aktive olan foto başlatıcı içeren reçine kompozitler üzerinde etkileri zayıf bulunmuştur (Park ve ark. 1999). Son yıllarda geliştirilen 3. Jenerasyon LED ışık kaynakları ise içerdikleri ekstra LED' ler ile daha düşük dalga boylarındaki foto başlatıcıları aktive etmekte, yüksek güçteki geniş tabanlı yarı iletken içeren ana LED lambası ile de dar spektrumda kamforokinonu aktive etmek için kullanılmaktadır (Price ve ark. 2006).

Price ve ark.nın (2006) 3. Jenerasyon LED ışık kaynakları ile yaptıkları çalışmada, bu kaynakların polimerizasyon kapasitelerinin 2. Jenerasyon aygıtlara göre eşit ya da daha iyi olduğunu belirtmişlerdir. Bu durumun kompozit içerisindeki foto başlatıcıların aktive olduğu dalga boyuna bağlı olarak ortaya çıktığını vurgulamışlardır.

#### **2.4.4. Lazer Işık Kaynakları**

Lazer, son 20 yılda önemli gelişme kaydetmiş, tıp ve diş hekimliği gibi sağlık alanlarında yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. Isı enerjisini ışık enerjisine dönüştüren lazer, genel olarak, her iki tarafında yansıtıcı ayna bulunan optik rezonans odası ve lazerin ismini belirleyen lazer aktif maddesini rezonans odasına yollayan pompa sisteminden oluşur (Miserendino ve Pick 1995; Hicks ve ark. 1993; Midda ve Harper 1991; Gonzales ve ark. 1996). Dalga boylarına göre; mor ötesi (140-400 nm), mavi (görünür) (400-700 nm) ve kızıl ötesi (700 nm) spektrum olarak üç grupta toplanabilen lazerler tıbbi ve dental uygulamalar için yumuşak ve sert lazerler olmak üzere ikiye ayrılırlar (Gonzales ve ark. 1996). Yumuşak lazerler, tıp ve dişhekimliğinde, ağrı ve ödemin azaltılması, iyileşmenin hızlandırılması için kullanılan düşük enerjili, atermik (soğuk) lazerlerdir. Helyum-Neon (He-Ne), Galyum-Arsenid (Ga-As) ve Galyum-Aluminyum-Arsenid (Ga-Al-As)' lazerler gibi. Sert lazerler; yüksek enerjili, termik lazerlerdir. Tıp ve dişhekimliğinde en çok; Karbondioksit, Neodmiyum:Yitrium-Aluminyum Garnet (Nd:YAG), Er:YAG, Argonve Excimer sert lazerleri kullanılır. Miserendino ve Pick 1995; Gonzales ve ark. 1996; Myers 1991). Lazer,başlangıç halindeki çürüklerin teşhisinde de kullanılabilir. 1990'ların başından

beri restoratif dişhekimliğinde, 400-500 nm ışık dalga boyuna ve kısa uygulama süresine sahip argon lazer üniteleri kullanılmaktadır. Kompozitlerin, argon lazerle, görünür ışık kaynağından daha kısa sürelerde polimerize edildiği bildirilmiştir. Rueggeberg 2000; Fleming ve Maillet 1999; Lioret ve ark. 2004). Argon lazerin minenin çözünürlüğünü azalttığı, düşük enerji seviyelerinde çürük oluşumuna ve başlamış kök yüzey çürüklerinin ilerlemesine karşı belirgin direnç sağladığı da gösterilmiştir (Flaitz ve ark. 1994; Westerman ve ark. 1994). Ayrıca lazer uygulanmış mine yüzeylerinin asitle dağlama sonrasına benzer pürüzlü-opak bir görünüm, dentinin ise asitlere karşı dirençli, sert ve kırılğan bir hal alarak, bu yüzeylere rezin retansiyonunun arttığı bildirilmektedir. Lazerle polimerize edilmiş kompozitlerin sıkışma-gerilme direnci, elastik modül,yüzey direncinin artması gibi fiziksel özelliklerinde de gelişmeler olduğu belirlenmiştir (Miserendino ve Pick 1995; Gonzales ve ark. 1996; Perry ve ark. 2000). Tarle ve ark. (1995) lazerin geleneksel halojen ışık cihazına göre, rezin materyallerde daha fazla polimerizasyon sağladığını bildirmişlerdir. Hicks ve ark. (1993) ve Westermann ve ark.da (1994), argon lazerle polimerize edilen fissur örtücülerin çürük önleme kabiliyetlerinin arttığını ileri sürmüşlerdir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda; son dönemdeki odonto – teknik gelişmelerle birlikte kullanıma sunulan çeşitli ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin, önemli yapısal değişikliklere uğrayan kompozit materyallerinin mikrosertlik değerleri üzerine etkisinin, in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

#### 3.1. Çalışmamızda Kullanılan Kompozit Materyaller

##### 3.1.1. Tetric EvoCeram Bulk Fill Kompozit Materyali

Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yapısında ağırlıkça %19.7 oranında dimetakrilat, % 62.5 oranında baryum cam doldurucu partikülleri, yittriyum trifluorid, mixed oksit , % 17.0 oranında prepolimer partiküller içerir. Özellikle arka grup dişler için geliştirilmiştir. Üretici firma tarafından, materyalin kaviteye, 4 mm kalınlığında, tek bir kütle olarak yerleştirilebileceği belirtilmiştir.



Şekil 3.1: Tetric EvoCeram Bulk Fill

##### 3.1.2. SonicFill Bulk Fill Kompozit Materyali

SonicFill Bulk Fill (Kerr Corporation, CA, ABD), arka grup dişlerdeki çürüklü-çürüksüz tüm kavite tiplerinde, direkt restorasyonlar için kullanım endikasyonu olan bir kompozit materyalidir. Kompozitin kavite içine hızla akmasını sağlayan sonik aktivasyon sistemi bulunmaktadır ve bu sistem, kompozitin kendine özgü el parçası ile gerçekleştirilir (SonicFill Handpiece).

Herhangi bir tamamlayıcı üst tabaka kompozit uygulamasına gerek olmadan, 5 mm kalınlığına kadar, kaviteye kütleli (bulk) olarak uygulanabilen materyalin %83,5 oranında doldurucu hacmi bulunmaktadır.



**Şekil 3.2: SonicFill Bulk Fill**

### 3.1.3. Filtek Z250 Kompozit Materyali

Filtek Z250 (3M ESPE, St Paul MN, ABD) hem ön hem de arka grup dişlerde kullanım endikasyonu olan; radyopak, estetik, ışıkla sertleşen, geleneksel, mikrohibrit bir kompozittir. Reçine yapısı TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate), UDMA (urethane dimethacrylate) ve BisGMA (Bisphenol A polyethylene glycol diether dimethacrylate) olmak üzere üç temel bileşenden oluşur. Üretici firma tarafından, kaviteye ortalama olarak 2 mm kalınlığında yerleştirilip, polimerize edilmesi önerilir.



**Şekil 3.3: Filtek Z250**

## 3.2. Çalışmamızda Kullanılan Işık Kaynakları

### 3.2.1. SmartLite max LED Işık Kaynağı

SmartLite max (DENTSPLY, Caulk 38 West Clark Avenue Milford, DE 1963, USA) LED teknolojisi ile üretilen ışıklı polimerizasyon aygıtıdır. Yaklaşık olarak 1400 Mw/cm<sup>2</sup> değerinde ışık gücü sağlar. Dalga boyu dağılımı 377-490 nm arasındadır. Işık gücünü aldığı 2. Jenerasyon LED teknolojisi sayesinde soğutma sistemi gerektirmez. Standart (1200 Mw/cm<sup>2</sup>), boost (1400 Mw/cm<sup>2</sup>), ramp ve pulse ışık uygulama teknikleri ile her olguda çabuk ve etkin uygulama olanağı sunar.



Şekil 3.4: SmartLite max LED

### 3.2.2. Optilux 501 Halojen Işık Kaynağı

Optilux 501 Halojen Işık Kaynağı (Kerr Corporation, CA, ABD); halojen ışık kaynakları içerisinde altın standart olarak kabul gören, bir çok ışık kaynağına göre farklı özellikleri ve gelişmiş teknolojisi olan bir aygıttır. Dalga boyu dağılımı 400-505 nm arasındadır. 850 Mw/cm ışık çıkış gücü bulunan yüksek yoğunluklu halojen ışık kaynağıdır. Standart, ramp, boost, bleach gibi ışık uygulama tekniklerini içeren özellikleri ile hekim ve hasta için olgu karşısında kullanım çeşitliliği sağlar.



Şekil 3.5: Optilux 501 Halojen

### 3.3. Çalışmamızda Kullanılan Test Cihazı

#### 3.3.1. BMS 200-RBOV Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı

Çalışmada, BMS 200-RBOV Rockwell, Brinell & Vickers sertlik ölçme cihazı (Bulut Makine Sanayi Limited Şirketi, İkitelli, İstanbul, Türkiye) kullanılarak örneklerin mikrosertlik değerleri hesaplandı. Vickers yöntemi, 136 derece elmas piramid uç kullanarak, malzeme cinsine, kalınlığına bağlı olarak seçilen test yüküne göre oluşan piramid izinin boyutunun optik sistemle ölçülmesi temeline dayanır.





**Şekil 3.6: BMS 200-RBOV Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı**

### **3.4. Örneklerin Hazırlanması**

Örneklerin hazırlanmasında bulk fill kompozit materyalleri için 4 mm kalınlığında 8 mm çapında, kontrol grubu materyali için 2 mm kalınlığında 8 mm çapında metal dairesel kalıplardan yararlanıldı. Her bir kompozit materyalin A3 rengi kullanılarak 105 adet örnek hazırlandı. Restoratif materyaller kalıplara teflon spatül ile yerleştirildikten sonra üzerine şeffaf bantlar uygulandı ve fazla materyalin uzaklaştırılması için lam camı ile bastırıldı. Örnekler şeffaf bant ve lam camı altında ışık kaynaklarının farklı uygulama teknikleri ile, üreticinin önerdiği sürelerde polimerize edildi. Her örnekte polimerizasyon öncesi radyometre (Hilux Ledmax Light Curing Meter, Benlioglu Dental Inc, Ankara, Turkey) kullanılarak ışık gücü ölçüldü.

### Örneklerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Uygulama Teknikleri ile İlgili Değerler:

1. SmartLite max: Standart ışık uygulama tekniği; 1200 mw/cm<sup>2</sup> değerinde sabit güçte ışık uygulaması yapıldı.
2. SmartLite max: Ramp ışık uygulama tekniği; düzenli bir biçimde, 4 sn içinde 1200 mw/cm<sup>2</sup> 'ye yükselen ışık uygulaması yapıldı.
3. SmartLite max: Pulse ışık uygulama tekniği; Saniyede 10 kere nabız atar tarzda 1200 Mw/cm<sup>2</sup> değerinde ışık uygulaması yapıldı
4. Optilux 501: Standart ışık uygulama tekniği; 850 mw/cm<sup>2</sup> değerinde sabit güçte ışık uygulaması yapıldı.
5. Optilux 501: Ramp ışık uygulama tekniği; başlangıçta 100 mw/cm<sup>2</sup> güçle başlayıp 10 sn süren ve düzenli bir biçimde 1000 mw/cm<sup>2</sup>'ye yükselen ışık uygulaması yapıldı.

**Tablo 3.1: Smartlite Max ile uygulanan ışık süreleri**

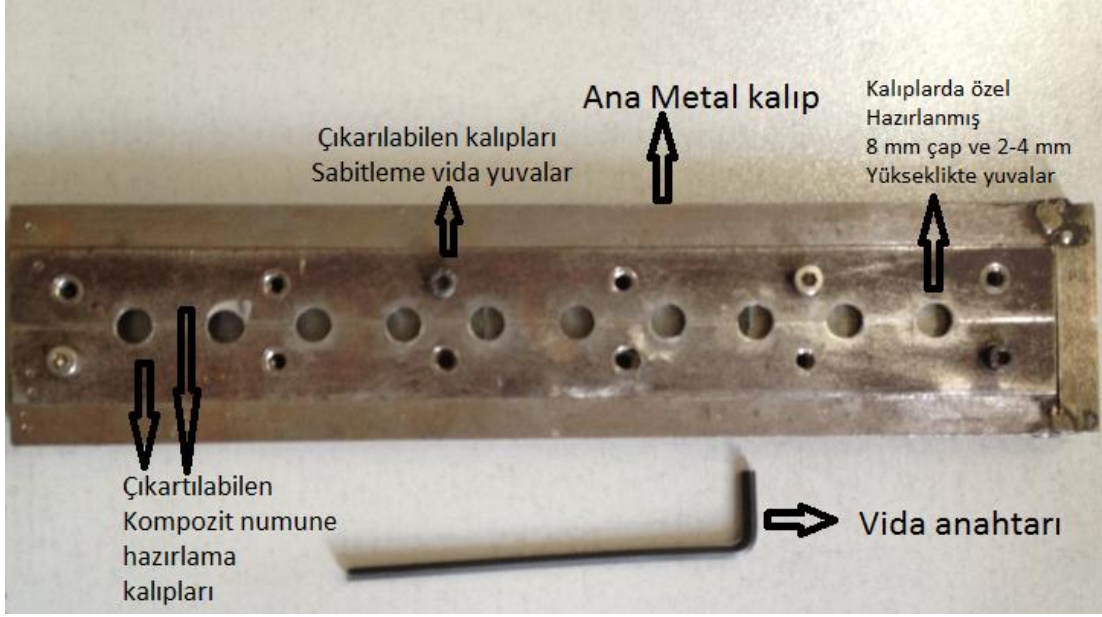
Smartlite Max	Standart	Ramp	Pulse
<b>Tetric Evoceram</b>	10 sn	15 sn	20 sn
<b>SonicFill</b>	20 sn	25 sn	40 sn
<b>Z 250</b>	10 sn	15 sn	20 sn

**Tablo 3.2: Optilux 501 ile uygulanan ışık süreleri**

Optilux 501	Standart	Ramp	Pulse
<b>Tetric Evoceram</b>	20 sn	20 sn	-
<b>SonicFill</b>	40 sn	40 sn	-
<b>Z 250</b>	20 sn	20 sn	-

Tablo 3.3: Çalışmada Kullanılan Materyallerin Özellikleri

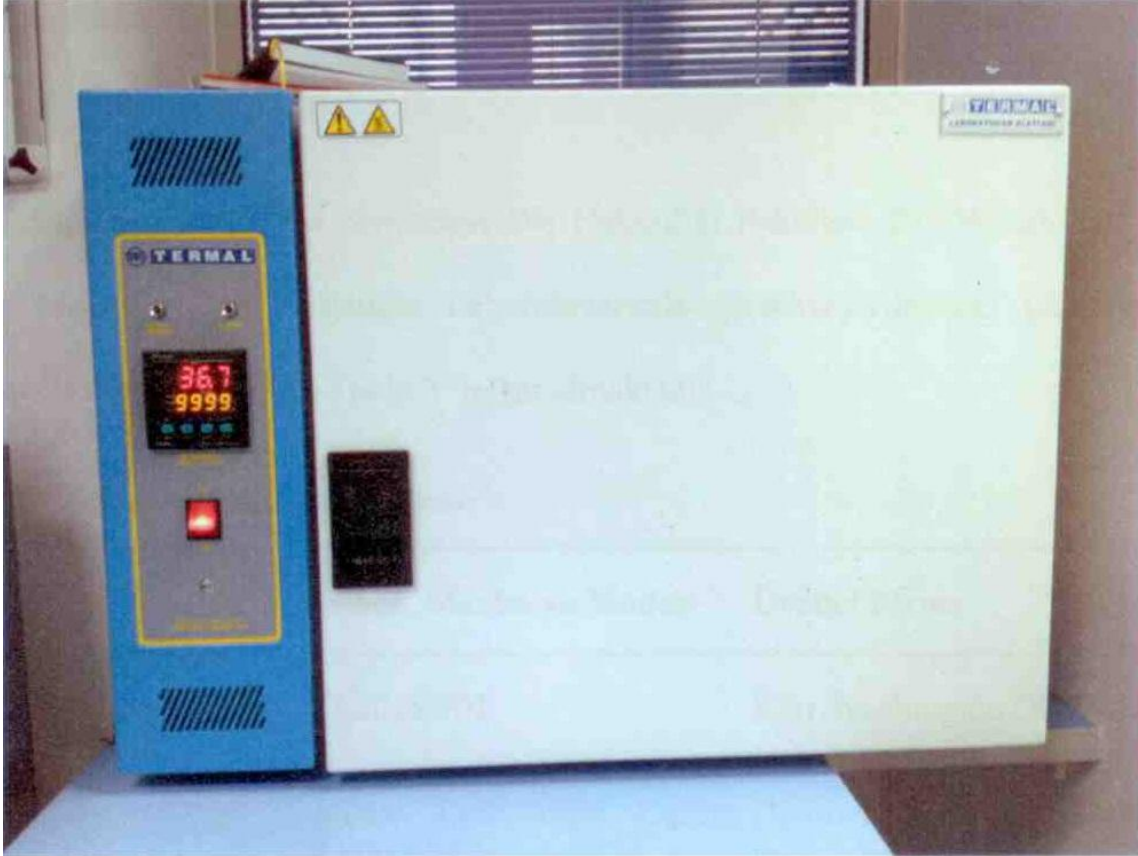
Materyal	Doldurucu Oranı	İnorganik doldurucu içeriği	Organik matriks içeriği	Üretim Numarası	Firma Adı
<b>Z250</b>	%78 ağırlıkça %60 hacimce	0.01–3.50 mm zirkon/silika	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	1106100351	3M/ESPE, St Paul, MN, USA
<b>Tetric Evoceram</b>	%80 ağırlıkça %60 hacimce	Ba-Glass, YBF3, mixed oxide, PPF	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA	S09723	Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein
<b>Sonicfill</b>	%83,5 ağırlıkça %83 hacimce	Cam oksit, SiO <sub>2</sub> , Kimyasallar	TMSPMA,EDPADMA, TEGDMA bisphenol-A-bis-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl) ether	4427300	Kerr Corporation CA, ABD



Şekil 3.7: Örneklerin hazırlanmasında kullanılan metal kalıp



Şekil 3.8: Kompozit taşıyıcı ve yerleştirici el aletleri



Şekil 3.9: Örneklerin suda bekletildiği etüv



Şekil 3.10 : Bitirme ve cila diskleri

### 3.5. Grupların Oluşturulması

Her bir grup için 35 örnek olmak üzere üç ana grup oluşturuldu. Bu gruplar:

1. Bulk fill kompozit TetricEvo ceram,
2. Bulk fill kompozit SonicFill,
3. Geleneksel mikrohibrit kompozit Filtek Z250

kompozit materyallerinden hazırlanan örnekleri içermektedir.

Gruplardaki kompozitler iki farklı ışık kaynağı ve beş farklı ışık uygulama tekniği kullanılarak 15 alt grup olacak şekilde polimerize edildi. Deney grupları tabloda özetlenmiştir.

### 3.6. Çalışma Planı

#### 3.6.1. Deney Grupları

- Geleneksel kompozit olan Filtek Z250 materyalinin Optilux 501 halojen ışık kaynağının ramp ışık uygulama tekniği ile; Smart Lite max LED ışık kaynağının standart, ramp ve pulse ışık uygulama teknikleri ile polimerize edilen örnekleri,
- Bulk fill kompozit olan Tetric Evoceram materyalinin Optilux 501 halojen ışık kaynağının standart ve ramp ışık uygulama teknikleri ile; Smart Lite max LED ışık kaynağının standart, ramp ve pulse ışık uygulama teknikleri ile polimerize edilen örnekleri,
- Bulk fill kompozit olan SonicFill materyalinin Optilux 501 halojen ışık kaynağının standart ve ramp ışık uygulama teknikleri ile; Smart Lite max LED ışık kaynağının standart, ramp ve pulse ışık uygulama teknikleri ile polimerize edilen örnekleri deney gruplarını oluşturmaktadır.

#### 3.6.2. Kontrol Grubu

Geleneksel kompozit olan Filtek Z250 materyalinin, Optilux 501 halojen ışık kaynağının standart ışık uygulama tekniği ile polimerize edilen örnekleri bu grubu oluşturmaktadır. Örnekler 37 derecede, karanlık ortamda 24 sa. bekletildi. Örneklerin

alt ve üst yüzeylerinden, orta bölgelerindeki üç farklı noktadan olmak üzere mikro sertlik değeri ölçümleri yapıldı.

**Tablo 3.3: Deney Grupları**

KULLANILAN IŞIK KAYNAKLARI VE UYGULAMA TEKNİKLERİ		KOMPOZİTLER		
		Z250	TEC	SF
Optilux 501	Standart Uygulama Tekniği	*Grup 1	Grup 6	Grup 11
	Ramp Uygulama Tekniği	Grup 2	Grup 7	Grup 12
Smartlite Max	Standart Uygulama Tekniği	Grup 3	Grup 8	Grup 13
	Ramp Uygulama Tekniği	Grup 4	Grup 9	Grup 14
	Pulse Uygulama Tekniği	Grup 5	Grup 10	Grup 15

\*Kontrol grubu

### 3.7. Çalışmamızda Kullanılan Test Yöntemi ve Ölçümlerin Yapılması

#### 3.7.1. Vicker's Mikro Sertlik Değerlerinin Ölçülmesi

Çalışmamızda her bir örneğin yüzey sertlik değeri, 200 g'lık yük ve 15 sn bekleme süresi kullanılan yüzey sertlik cihazı ile alındı ve ölçümler kaydedildi. Her bir örneğin orta bölgesinden birbirlerine ya da kenarlarına 1 mm' den daha yakın olmayacak şekilde 3 ölçüm alındı ve bu ölçümlerin ortalaması her bir örnek için tek bir değer olarak kabul edildi. Ölçümler Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarında gerçekleştirildi.

#### 3.8. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0 programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway

Anova testi ve farklılığa neden olan grubun belirlenmesinde Tukey HSD testi, iki grup arası karşılaştırmalarında ise Student's t-test kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.



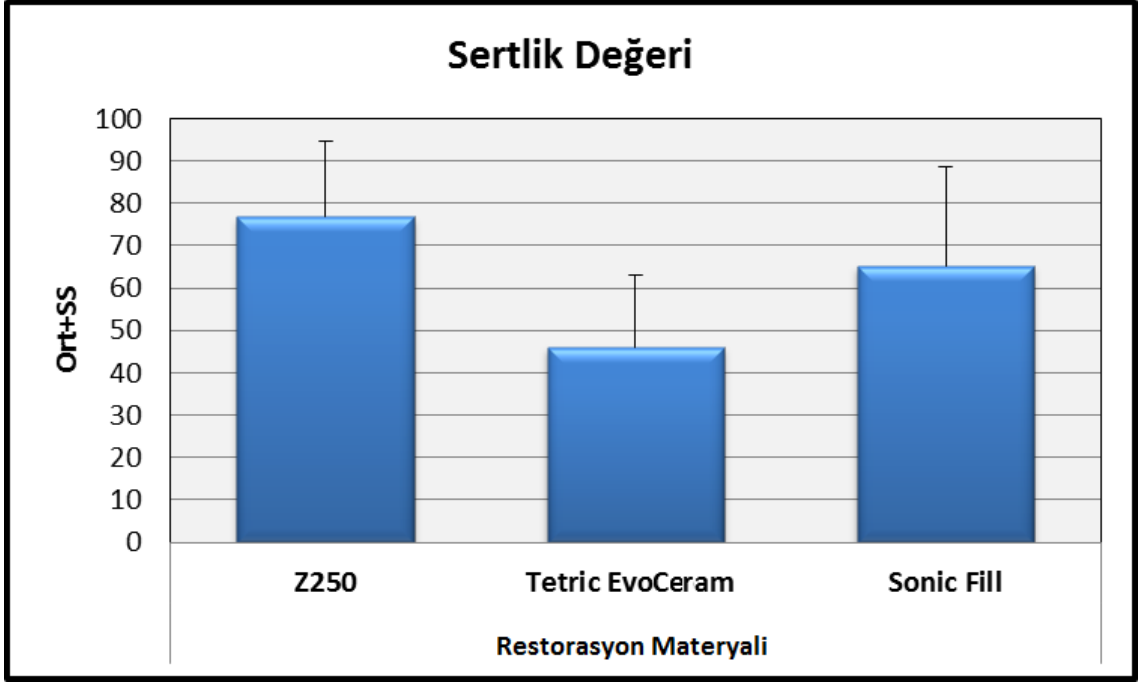
#### 4. BULGULAR

**Tablo 4.1: Restorasyon Materyali, Işık Kaynağı ve Ölçüm Yüzeyine Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi**

		Sertlik Değeri	P
		Ort±SS	
Restorasyon Materyali	Z250	76,84±17,73	
	Tetric EvoCeram	46,06±16,93	<sup>1</sup> 0,001**
	SonicFill	65,31±23,35	
Işık Kaynağı	Halojen	65,83±22,52	<sup>2</sup> 0,116
	LED	60,67±23,58	
Ölçüm Yüzeyi	Üst Yüzey	79,69±16,82	<sup>2</sup> 0,001**
	Alt Yüzey	45,77±14,90	

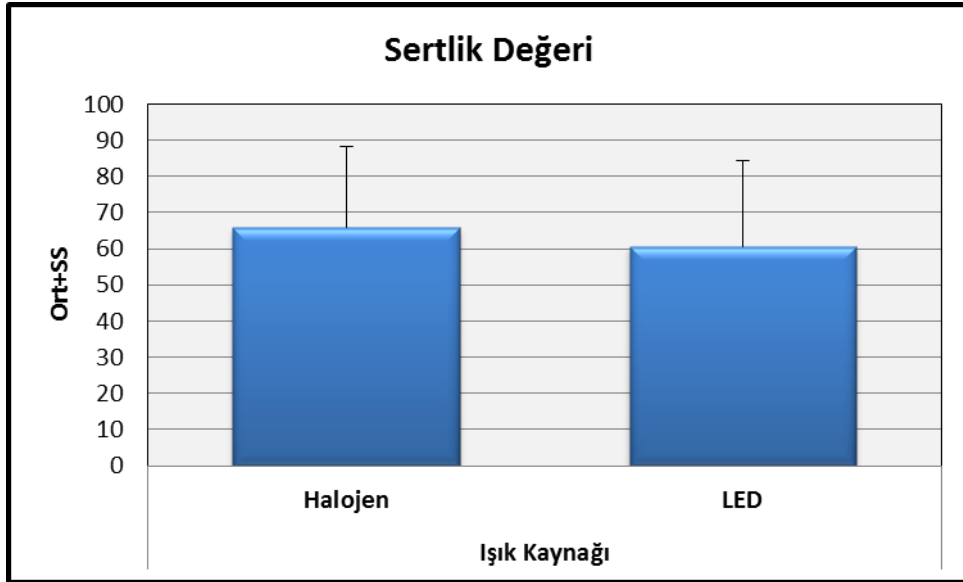
<sup>1</sup>Oneway ANOVA test      <sup>2</sup>Student t test      \*\*p<0.01

Restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.01). Z250 grubunun sertlik değeri Tetric Evo Cream grubu (p:0.001, p<0.05) ve Sonic Full grubundan (p:0.002, p<0.01) anlamlı şekilde yüksektir. SonicFill grubunun da sertlik değeri Tetric EvoCeram grubundan anlamlı derecede yüksektir (p:0.001, p<0.01).



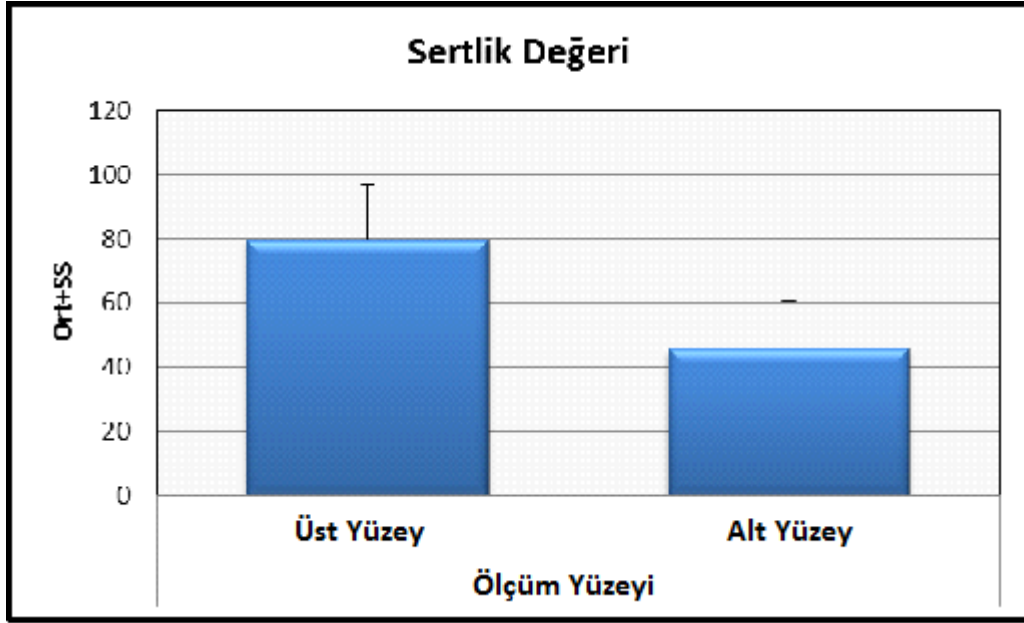
Şekil 4.1: Restorasyon materyaline göre sertlik ortalamalarının grafiği

Işık kaynağına göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



Şekil 4.2: Işık kaynağına göre sertlik ortalamalarının grafiği

Üst yüzeyden yapılan ölçümlerin sertlik ortalaması, alt yüzeyden yapılan ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).



Şekil 4.3: Restorasyon materyalinin üst ve alt yüzey sertlik ortalamalarının karşılaştırma grafiği

**Tablo 4.2: Restorasyon Materyali, Halojen Işık Kaynağı ve Ölçüm Yüzeylerinde Farklı Işık Uygulama Tekniklerine Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi**

Restorasyon Materyali	Işık Kaynağı	Ölçüm Yüzeyi	Işık Uygulama Tekniği		P
			Standart	Ramp	
			Ort±SS	Ort±SS	
<b>Z250</b>	<b>Halojen</b>	<b>Üst Yüzey</b>	95,68±19,04	88,05±1,51	<b>0,313</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	69,22±5,92	47,71±1,40	<b>0,001**</b>
<b>TetricEvoCeram</b>	<b>Halojen</b>	<b>Üst Yüzey</b>	71,03±9,69	64,30±6,01	<b>0,145</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	38,51±3,65	36,65±2,08	<b>0,265</b>
<b>SonicFill</b>	<b>Halojen</b>	<b>Üst Yüzey</b>	94,47±12,87	87,88±10,88	<b>0,322</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	48,52±3,31	47,85±2,88	<b>0,695</b>

*Student t test*

**\*\*p<0.01**

**Z250 materyali, Halojen ışık kaynağı ile üst yüzey ölçümlerinde;** standart ve ramp ışık uygulama tekniklerine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

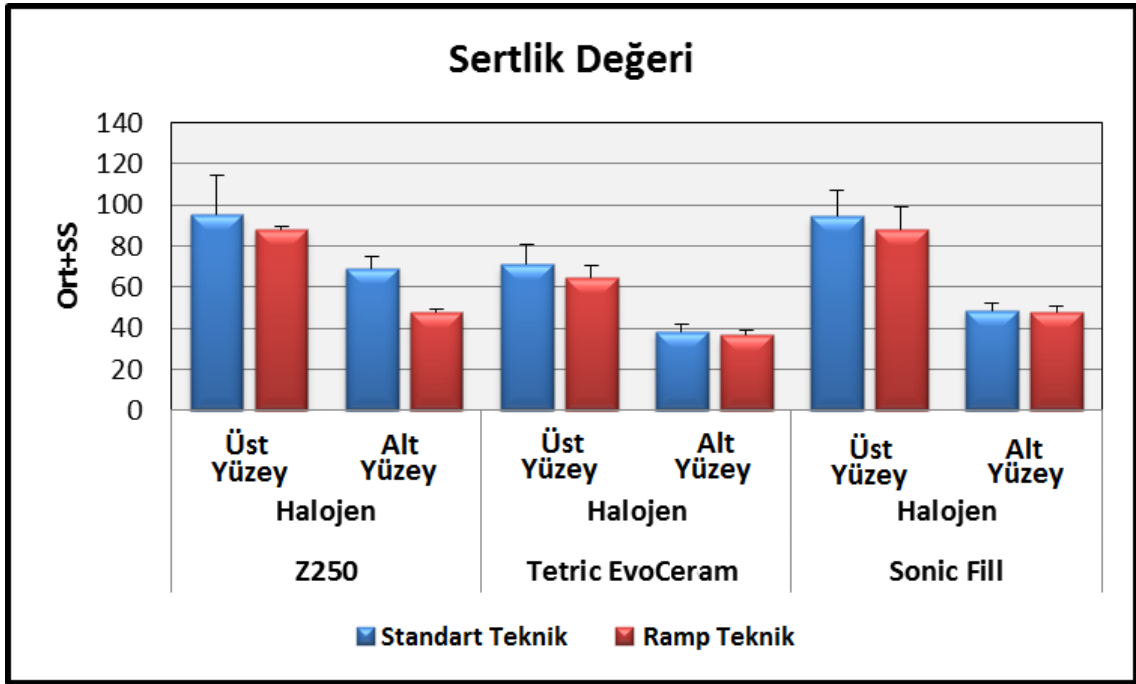
**Z250 materyali, Halojen ışık kaynağı ile alt yüzey ölçümlerinde;** Standart ışık uygulama tekniğinin sertlik değeri Ramp tekniğinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, Halojen ışık kaynağı ile üst yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, Halojen ışık kaynağı ile alt yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**SonicFill materyali, Halojen ışık kaynağı ile üst yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**SonicFill materyali, Halojen ışık kaynağı ile alt yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



**Şekil 4.4:** Restorasyon materyali, halojen ışık kaynağı ve ölçüm yüzeylerinde farklı ışık uygulama tekniklerine göre sertlik değerleri grafiği

**Tablo 4.3: Restorasyon Materyali, LED Işık Kaynağı ve Ölçüm Yüzeylerinde Ayrı Ayrı Işık Uygulama Tekniğine Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi**

Restorasyon Materyali	Işık Kaynağı	Ölçüm Yüzeyi	Işık Uygulama Tekniği			p
			Standart	Ramp	Pulse	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
<b>Z250</b>	<b>LED</b>	<b>Üst Yüzey</b>	97,27±9,74	79,57±4,33	95,25±5,21	<b>0,001**</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	68,74±4,10	61,92±5,09	64,97±4,39	<b>0,038*</b>
<b>TetricEvo Ceram</b>	<b>LED</b>	<b>Üst Yüzey</b>	56,47±5,91	55,79±2,20	57,75±4,21	<b>0,703</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	29,02±6,92	24,11±3,41	26,95±4,69	<b>0,236</b>
<b>SonicFill</b>	<b>LED</b>	<b>Üst Yüzey</b>	88,83±9,23	78,22±7,99	84,89±8,22	<b>0,088</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	41,31±4,14	40,11±6,49	40,98±5,25	<b>0,911</b>

*Oneway ANOVA test*

*\*\*p<0.01*

**Z250 materyali, LED ışık kaynağı ile üst yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Standart teknik ile Pulse tekniğinin sertlik değeri Ramp grubundan anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ). Standart teknik ile Pulse tekniği arasında sertlik düzeyleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

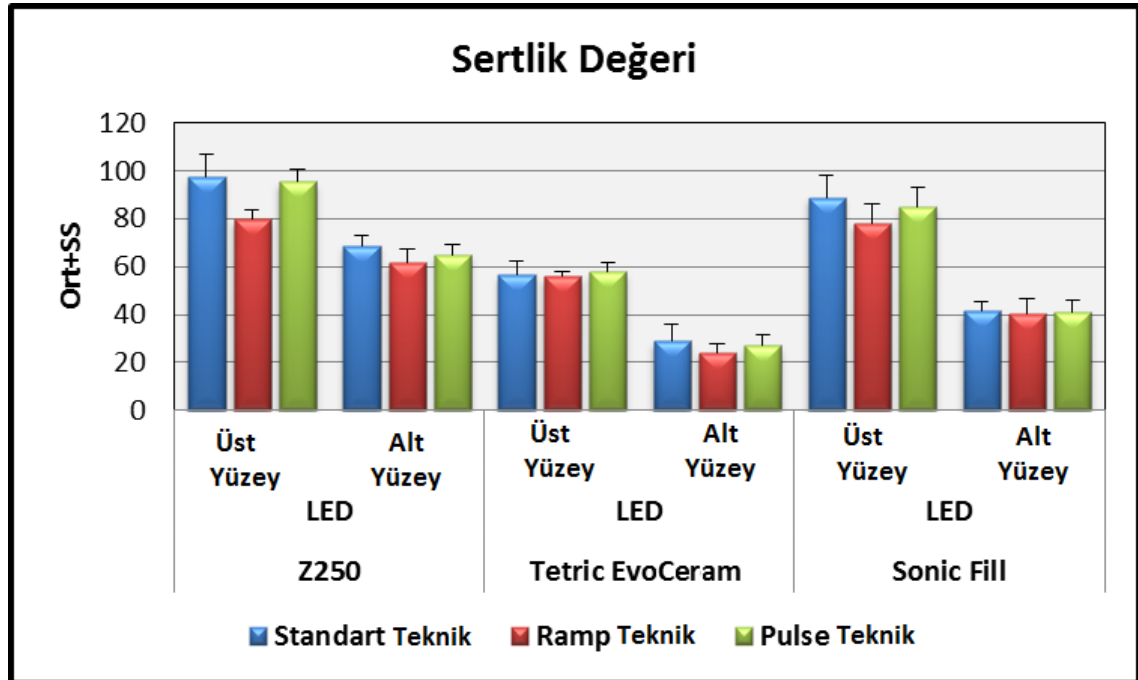
**Z250 materyali, LED ışık kaynağı ile alt yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Standart tekniğin sertlik değeri Ramp tekniğinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.030$ ,  $p<0.05$ ). Diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, LED ışık kaynağı ile üst yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, LED ışık kaynağı ile alt yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**SonicFill materyali, LED ışık kaynağı ile üst yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**SonicFill materyali, LED ışık kaynağı ile alt yüzey ölçümlerinde;** ışık uygulama tekniğine göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



**Şekil 4.5: Restorasyon materyali, LED ışık kaynağı ve ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı ışık uygulama tekniğine göre sertlik değerleri grafiği**

**Tablo 4.4: Restorasyon Materyali ve Ölçüm Yüzeylerinde Ayrı Ayrı Işık Kaynağına Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi**

Restorasyon Materyali	Ölçüm Yüzeyi	Işık Kaynağı		p
		Halojen	LED	
		Ort±SS	Ort±SS	
<b>Z250</b>	Üst Yüzey	91,88±13,56	90,38±10,38	<b>0,768</b>
	Alt Yüzey	58,47±11,90	65,21±5,18	<b>0,063</b>
<b>TetricEvo</b>	Üst Yüzey	67,66±8,50	56,67±4,24	<b>0,001**</b>
<b>Ceram</b>	Alt Yüzey	57,58±3,01	26,69±5,36	<b>0,001**</b>
<b>SonicFill</b>	Üst Yüzey	91,18±11,95	83,98±9,23	<b>0,048*</b>
	Alt Yüzey	48,19±3,01	40,79±5,13	<b>0,001**</b>

*Student t test*                      \* $p<0.05$                       \*\* $p<0.01$

**Z250 materyali, Üst Yüzey ölçümlerinde;** ışık kaynağına göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**Z250 materyali, Alt Yüzey ölçümlerinde;** ışık kaynağına göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

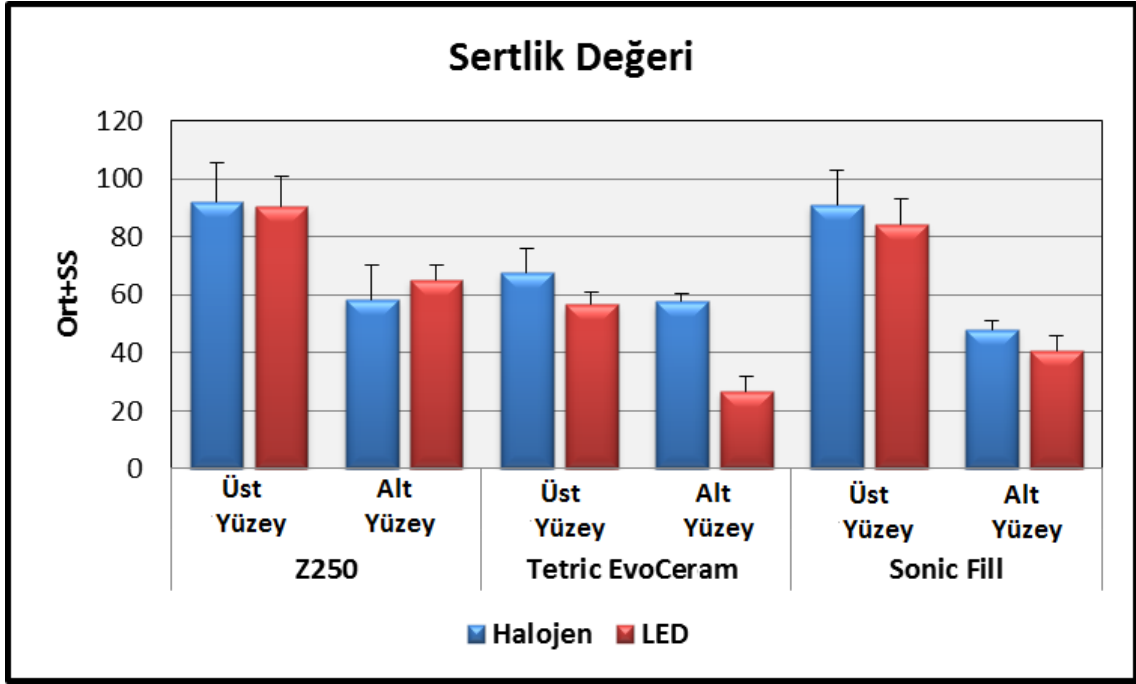
**Tetric EvoCeram materyali, Üst Yüzey ölçümlerinde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik değeri, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, Alt Yüzey ölçümlerinde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik değeri, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**SonicFill materyali, Üst Yüzey ölçümlerinde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik değeri, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.05$ ).

**SonicFill materyali, Alt Yüzey ölçümlerinde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik değeri, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).





**Şekil 4.6:** Restorasyon materyali ve ölçüm yüzeğlerinde ayrı ayrı ışık kaynağına göre sertlik değerleri grafiği

**Tablo 4.5: Restorasyon Materyali, Işık Kaynağı ve Işık Uygulama Tekniklerinde Ayrı Ayrı Ölçüm Yüzeyine Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi**

Restorasyon Materyali	Işık Kaynağı	Işık Uygulama Tekniği	Ölçüm Yüzeyi		p
			Üst Yüzey	Alt Yüzey	
			Ort±SS	Ort±SS	
Z250	Halojen	Standart	95,68±19,04	69,22±5,91	<b>0,004**</b>
		Ramp	88,08±1,51	47,71±1,40	<b>0,001**</b>
	LED	Standart	97,23±9,74	68,74±4,10	<b>0,001**</b>
		Ramp	79,57±4,33	61,92±5,09	<b>0,001**</b>
		Pulse	95,25±5,21	64,97±4,39	<b>0,001**</b>
	Tetric EvoCeram	Halojen	Standart	71,02±9,69	38,51±3,65
Ramp			64,30±6,02	36,65±2,08	<b>0,001**</b>
LED		Standart	56,47±5,91	29,02±6,92	<b>0,001**</b>
		Ramp	55,79±2,20	24,11±3,41	<b>0,001**</b>
		Pulse	57,74±4,20	26,95±4,69	<b>0,001**</b>
SonicFill		Halojen	Standart	94,47±12,87	48,52±3,32
	Ramp		87,88±10,88	47,85±2,88	<b>0,001**</b>
	LED	Standart	88,83±9,23	41,31±4,14	<b>0,001**</b>
		Ramp	78,22±7,99	40,10±6,49	<b>0,001**</b>
		Pulse	84,89±8,22	40,98±2,26	<b>0,001**</b>

*Student t test*

**\*\*p<0.01**

**Z250 materyali, Halojen ışık kaynağı ile Standart ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Z250 materyali, Halojen ışık kaynağı ile Ramp ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Z250 materyali, LED ışık kaynağı ile Standart ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Z250 materyali, LED ışık kaynağı ile Ramp ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Z250 materyali, LED ışık kaynağı ile Pulse ışık uygulama tekniğinde** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, Halojen ışık kaynağı ile Standart ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric Evo Cream materyali, Halojen ışık kaynağı ile Ramp ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric Evo Cream materyali, LED ışık kaynağı ile Standart ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric Evo Cream materyali, LED ışık kaynağı ile Ramp ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, LED ışık kaynağı ile Pulse ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

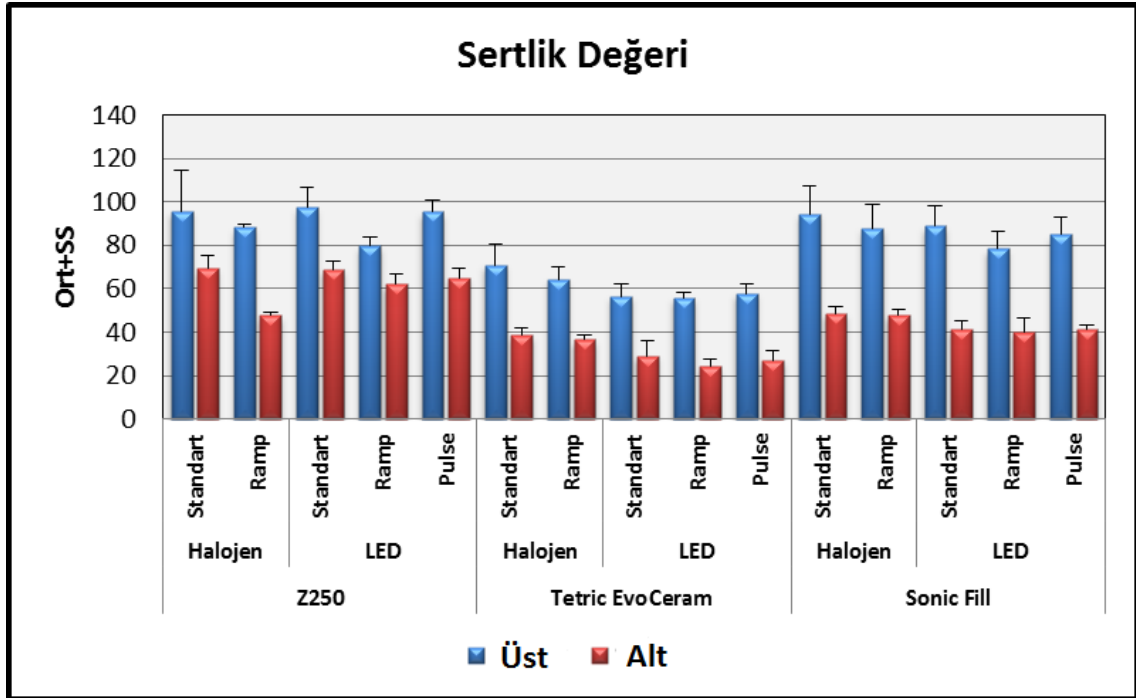
**SonicFill materyali, Halojen ışık kaynağı ile Standart ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**SonicFill materyali, Halojen ışık kaynağı ile Ramp ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**SonicFill materyali, LED ışık kaynağı ile Standart ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**SonicFill materyali, LED ışık kaynağı ile Ramp ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**SonicFill materyali, LED ışık kaynağı ile Pulse ışık uygulama tekniğinde;** örneklerin üst yüzeyinden elde edilen sertlik ortalaması, alt yüzeyden elde edilen sertlik ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).



**Şekil 4.7: Restorasyon materyali, ışık kaynağı ve ışık uygulama tekniklerinde ayrı ayrı ölçüm yüzeyine göre sertlik değerleri grafiği**

**Tablo 4.6: Işık Kaynağı, Işık Uygulama Tekniği ve Ölçüm Yüzeylerinde Ayrı Ayrı Restorasyon Materyaline Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi**

Işık Kaynağı	Işık Uygulama Tekniği	Ölçüm Yüzeği	Restorasyon Materyali			p
			Z250	Tetric Evo Ceram	SonicFill	
			Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Halojen	Standart	Üst Yüzeği	95,67±19,04	71,03±9,69	94,47±12,87	<b>0,007**</b>
		Alt Yüzeği	69,22±5,91	38,51±3,65	48,52±3,32	<b>0,001**</b>
	Ramp	Üst Yüzeği	88,05±1,51	64,30±6,02	87,88±10,88	<b>0,001**</b>
		Alt Yüzeği	47,71±1,40	36,65±2,08	47,85±2,88	<b>0,001**</b>
LED	Standart	Üst Yüzeği	97,23±9,75	56,47±5,91	88,83±9,23	<b>0,001**</b>
		Alt Yüzeği	68,74±4,10	29,02±4,92	41,31±4,14	<b>0,001**</b>
	Ramp	Üst Yüzeği	79,57±4,33	55,79±2,20	78,22±7,99	<b>0,001**</b>
		Alt Yüzeği	61,92±5,09	21,11±3,41	40,11±6,49	<b>0,001**</b>
	Pulse	Üst Yüzeği	95,25±5,21	57,75±4,21	84,89±8,22	<b>0,001**</b>
		Alt Yüzeği	64,97±4,39	26,95±4,69	40,98±5,26	<b>0,001**</b>

Oneway ANOVA test

\*\*p<0.01

**Halojen Işık Kaynağı, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzeği ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel

olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Z250 materyali ve SonicFill materyallerinin sertlik ortalamaları, Tetric Evo Cream materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.013$ ,  $p:0.018$ ,  $p < 0.05$ ). Z250 ve SonicFill materyallerinin sertlik ortalamaları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $p > 0.05$ ).

**Halojen ışık kaynağı, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Z250 materyalinin sertlik değeri Tetric EvoCeram materyali ( $p:0.001$ ,  $p < 0.01$ ) ve SonicFill materyalinden ( $p:0.001$ ,  $p < 0.01$ ) anlamlı derecede yüksektir. SonicFill materyalinin de sertlik değeri Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p < 0.01$ ).

**Halojen ışık kaynağı, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Z250 materyali ve SonicFill materyalinin sertlik ortalamaları, Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p:0.001$ ,  $p < 0.01$ ). Z250 ve SonicFill materyallerinin sertlik ortalamaları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $p > 0.05$ ).

**Halojen ışık kaynağı, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Z250 materyali ve SonicFill materyalinin sertlik ortalamaları, Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p:0.001$ ,  $p < 0.01$ ). Z250 ve SonicFill materyallerinin sertlik ortalamaları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $p > 0.05$ ).

**LED ışık kaynağı, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Z250 materyali ve SonicFill materyalinin sertlik ortalamaları, Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p:0.001$ ,  $p < 0.01$ ). Z250 ve SonicFill materyallerinin sertlik ortalamaları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $p > 0.05$ ).

**LED ışık kaynağı, Standart Uygulama Tekniği ve Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p < 0.01$ ). Z250 materyalinin sertlik değeri Tetric EvoCeram materyali ( $p:0.001$ ,  $p < 0.01$ ) ve SonicFill materyalinden

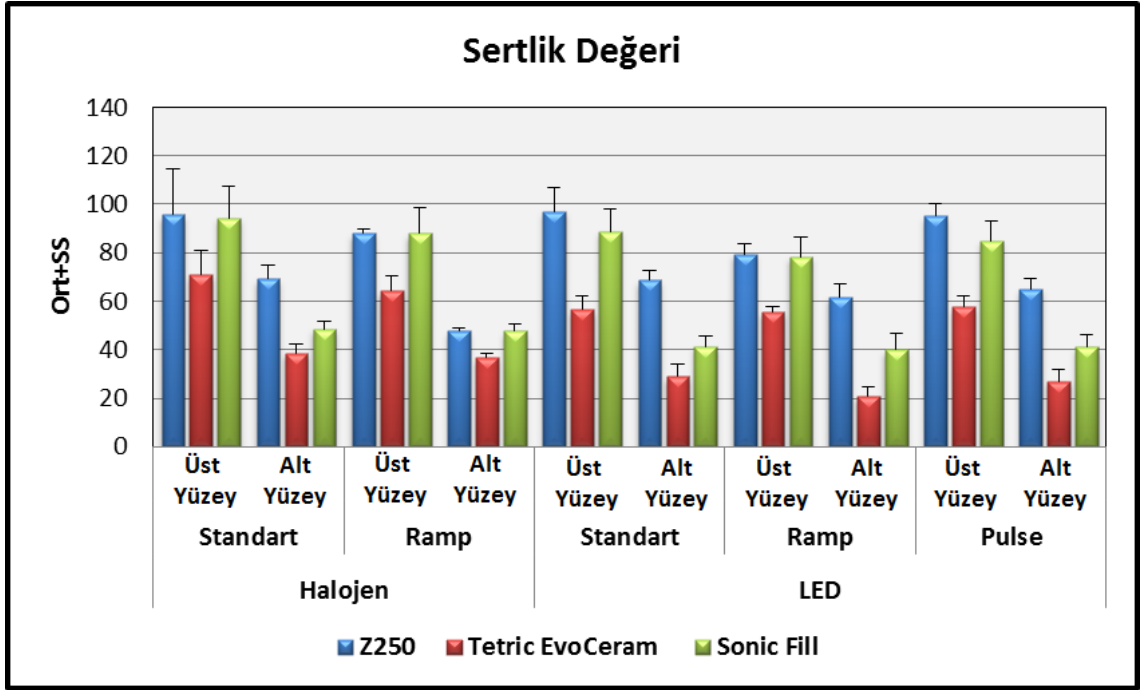
( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ) anlamlı derecede yüksektir. SonicFill materyalinin de sertlik değeri Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ).

**LED ışık kaynağı, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Z250 materyali ve SonicFill materyalinin sertlik ortalamaları, Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ). Z250 ve SonicFill materyallerinin sertlik ortalamaları arasında anlamlı farklılık yoktur ( $p>0.05$ ).

**LED ışık kaynağı, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Z250 materyalinin sertlik değeri Tetric EvoCeram materyali ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ) ve SonicFill materyalinden ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ) anlamlı derecede yüksektir. SonicFill materyalinin de sertlik değeri Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ).

**LED ışık kaynağı, Pulse Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Z250 materyalinin sertlik değeri Tetric EvoCeram materyali ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ) ve SonicFill materyalinden ( $p:0.014$ ,  $p<0.05$ ) anlamlı derecede yüksektir. SonicFill materyalinin de sertlik değeri Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ).

**LED ışık kaynağı, Pulse Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** restorasyon materyaline göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ( $p<0.01$ ). Z250 materyalinin sertlik değeri Tetric EvoCeram materyali ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ) ve SonicFill materyalinden ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ) anlamlı derecede yüksektir. SonicFill materyalinin de sertlik değeri Tetric EvoCeram materyalinden anlamlı derecede yüksektir ( $p:0.001$ ,  $p<0.01$ ).



**Şekil 4.8: Işık kaynağı, ışık uygulama tekniği ve ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı restorasyon materyaline göre sertlik değerleri grafiği**



**Tablo 4.7: Restorasyon Materyali, Işık Uygulama Tekniği ve Ölçüm Yüzeylerinde Ayrı Ayrı Işık Kaynağına Göre Sertlik Değeri Değerlendirmesi**

Restorasyon Materyali	Işık Uygulama Tekniği	Ölçüm Yüzeyi	Işık Kaynağı		p
			Halojen	LED	
			Ort±SS	Ort±SS	
<b>Z250</b>	<b>Standart</b>	<b>Üst Yüzey</b>	95,69±19,04	97,23±9,75	<b>0,852</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	69,22±5,91	68,74±4,10	<b>0,861</b>
	<b>Ramp</b>	<b>Üst Yüzey</b>	88,09±1,51	79,57±4,33	<b>0,001**</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	47,71±1,40	61,92±5,10	<b>0,001**</b>
	<b>Pulse</b>	<b>Üst Yüzey</b>	-	95,25±5,21	-
		<b>Alt Yüzey</b>	-	64,98±4,4	-
<b>Tetric EvoCeram</b>	<b>Standart</b>	<b>Üst Yüzey</b>	71,03±9,69	56,47±5,91	<b>0,005**</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	38,51±3,65	29,02±6,92	<b>0,008**</b>
	<b>Ramp</b>	<b>Üst Yüzey</b>	64,30±6,02	55,80±2,20	<b>0,009**</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	36,65±2,08	24,11±3,41	<b>0,001**</b>
	<b>Pulse</b>	<b>Üst Yüzey</b>	-	57,75±4,21	-
		<b>Alt Yüzey</b>	-	26,95±4,7	-
<b>SonicFill</b>	<b>Standart</b>	<b>Üst Yüzey</b>	94,47±12,87	88,83±9,23	<b>0,364</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	48,52±3,32	41,31±4,14	<b>0,004**</b>
	<b>Ramp</b>	<b>Üst Yüzey</b>	87,89±10,88	78,22±7,99	<b>0,083</b>
		<b>Alt Yüzey</b>	47,85±2,88	40,10±6,49	<b>0,014*</b>
	<b>Pulse</b>	<b>Üst Yüzey</b>	-	84,89±8,22	-
		<b>Alt Yüzey</b>	-	40,98±5,26	-

Student t test

\* $p < 0.05$

\*\* $p < 0.01$

**Z250 materyali, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** ışık kaynağına göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p > 0.05$ ).

**Z250 materyali, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** ışık kaynağına göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**Z250 materyali, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Z250 materyali, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** LED ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması, Halojen ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Z250 materyali, Pulse Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** LED ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması  $95.25\pm 5.21$ 'dir.

**Z250 materyali, Pulse Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** LED ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması  $64.98\pm 4.40$ 'tır.

**Tetric EvoCeram materyali, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**Tetric EvoCeram materyali, Pulse Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** LED ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması  $57.75\pm 4.21$ 'dir.

**Tetric Evo Cream materyali, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** LED ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması  $26.95\pm 4.7$ 'dir.

**SonicFill materyali, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** ışık kaynağına göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

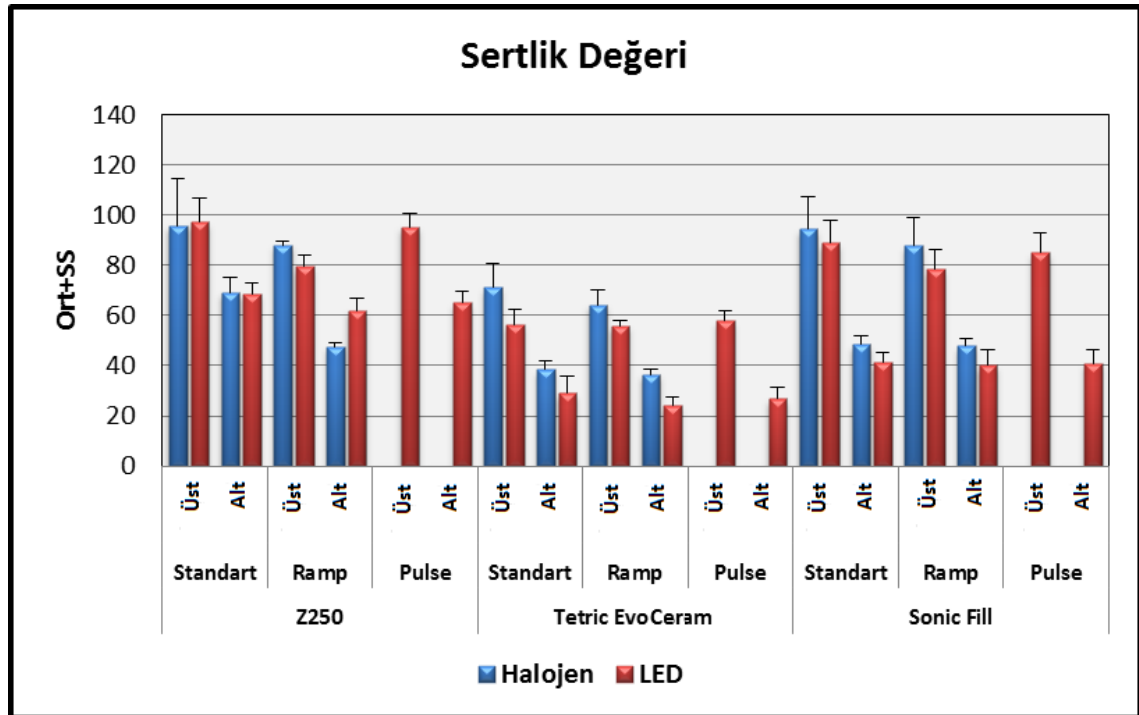
**SonicFill materyali, Standart Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.01$ ).

**SonicFill materyali, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** ışık kaynağına göre sertlik ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).

**SonicFill materyali, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** Halojen ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması, LED ışık kaynağı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ( $p<0.05$ ).

**SonicFill materyali, Pulse Işık Uygulama Tekniği ile Üst Yüzey ölçümlerde;** LED ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması  $84.89\pm 8.22$ 'dir.

**SonicFill materyali, Ramp Işık Uygulama Tekniği ile Alt Yüzey ölçümlerde;** LED ışık kaynağı grubunun sertlik ortalaması  $40.98\pm 5.26$ 'dir.



**Şekil 4.9:** Restorasyon materyali, ışık uygulama tekniği ve ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı ışık kaynağına göre sertlik değerleri grafiği

## 5. TARTIŞMA

Günümüz dişhekimliğinde restoratif uygulamaların klinik başarısını arttırabilmek ve bireylerin estetik beklentilerini karşılayabilmek amacıyla restorasyon materyalleri sürekli yenilenmektedir. Yapılan araştırmalarda doldurucu teknolojisi ve dağılımında değişimler yapılarak, odonto -teknik açıdan daha üstün nitelikli restorasyon materyallerinin geliştirilmesine çaba gösterilmektedir.

Bu çalışmada; yeni nesil bir restorasyon materyali olarak kabul edilen Bulk Fill kompozit reçinelerin, farklı ışık kaynakları ve uygulama teknikleri kullanılarak polimerize edildiğinde, elde edilen bulgular çerçevesinde oluşan alt- üst yüzey sertlik değerlerinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Monomer adı verilen küçük moleküllerin, bir molekül ağı veya geniş bir zincir oluşturmak üzere kimyasal olarak bağlanması işlemine polimerizasyon denir.

Polimerizasyon, kompozit reçinelerin klinik başarısını etkileyen en önemli faktörlerden bir tanesidir.

Kompozit materyalinin fiziko- mekanik özelliklerinin optimum düzeyde sağlanabilmesi için, polimerizasyonlarının yeterli derecede gerçekleştirilmiş olması çok önemlidir (Dall'Magro ve ark. 2010). Yetersiz polimerizasyon; mikrosızıntı, renklenme, aşınmanın artması, kırılmaya karşı olan direncin azalması, su emiliminin artması, restorasyonun bağlanma değerinin azalması gibi sorunlara ve sonuçta restorasyonun klinik performansının azalmasına neden olur (Ferracane ve ark. 1997; Hammesfahr ve ark. 2002).

Ayrıca, kompozit içerisinde reaksiyona girmeden kalan artık monomerler, dentin kanallarından geçerek pulpa dokusunda geri dönüşümsüz hasarlar oluşturabilirler ( Hansel ve ark. 1998).

Kompozit reçinenin polimerizasyonu, materyalin polimer ağ yapısından, doldurucu içeriği ve kullanılan ışık kaynağının özelliklerinden etkilenir (Palin ve ark. 2014; Rahiotis ve ark. 2004; Feng ve Suh 2007).

Kompozit reçinelerin fiziksel özellikleri, reçine matriksin monomer değişim derecesine bağlıdır. Kompozitlerin fiziksel özelliklerinin arttırılıp, yeterli bir polimerizasyon derinliğinin sağlanmasında, sitotoksisitelerinin azaltılmasında,

monomer değişim derecesinin yükseltilmesi oldukça önemli bir konudur (Caughman ve ark. 1991).

Kabul edilebilir bir monomer değişim derecesi elde etmek için, kompozit reçinenin hangi kalınlıkta uygulanması gerektiği önemlidir (Lindberg ve ark. 2004). Üretici firmalar genellikle, geleneksel kompozit reçinelerin polimerizasyonları için ışık uygulanan materyal kalınlığının 2 mm olması gerektiğini belirtmektedirler. Bu çalışmada da kontrol grubu örneklerinin hazırlanmasında kullanılan geleneksel kompozit materyali 2 mm kalınlığında uygulanmıştır.

Kompozit reçinelerin, polimerizasyonunu etkileyen önemli faktörlerden bir diğeri de, kullanılan ışık kaynağının türüdür (Rahiotis ve ark. 2004). Üretici firmalar, güvenilir, kullanımı kolay, uzun bir çalışma ömrü boyunca uygun polimerizasyon sağlayabilen ışık kaynaklarını diş hekimlerinin kullanımına sunma yarışına girdiler

Son yıllarda, yeni geliştirilen aygıtlar ile polimerizasyon değerleri arttırılmış olmasına karşın, bu değerler istenilen düzeye ulaşamamıştır. Günümüzde kullanılan ışıkla polimerizasyon kaynaklarını 4 ana gruba ayırabiliriz :

1. Plazma ark ışık kaynakları,
2. Argon-ion lazerler,
3. Halojen ışık kaynakları,
4. LED ışık kaynakları (Rahiotis ve ark. 2010; Rode ve ark. 2007).

Plazma ark ışık kaynakları, kompozit reçineleri, diğer ışık kaynaklarından çok daha kısa sürede polimerize etmek amacı ile geliştirilmişlerdir. Fakat, pulpa bağ dokusunda QTH ve LED ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında bu hızlı polimerizasyonun, ısı artışı ve buna bağlı olarak da doku hasarı oluşturduğu bildirildiği gibi, aynı zamanda lambanın bozulmasına ve bunun sonucunda da zamanla ışık çıkış gücünde azalmaya neden olabildiği de belirtilmektedir (Hannig ve Bott 1999).

Lazer ışık ile polimerizasyon sağlayan ışık kaynakları ise oldukça büyük güç ve soğutma ünitelerinin yanında kullanım sırasında da özel korunma araç-gereçleri gerektirmeleri nedeni ile kullanımları pratik değildir (Antonson ve ark. 2008). Ayrıca; hızlı polimerizasyon sağladıklarından, kompozit yüzeyinde ani büzülme stresleri oluşturmaları ve argon lazer ışık kaynaklarının dalga boyu spektrumlarının dar

olmasından dolayı her başlatıcının aktivasyonunda yeterli olamaması da diğer bir dezavantaj olarak belirtilmektedir (Fleming ve Maillet 1999).

Plazma ark ve lazer ışık ile polimerizasyon yapan ışık kaynaklarının bu dezavantajları nedeni ile, kompozit reçinelerin polimerizasyonunda kullanımları oldukça sınırlıdır. Günümüz dişhekimliği klinik pratiğinde, yoğun olarak kullanılan ışık kaynakları, QTH ve LED ışık kaynaklarıdır. Bu nedenle, çalışmada test örneklerinin polimerizasyonunda QTH ve LED ışık kaynakları kullanıldı ve kompozit reçinelerin alt-üst yüzey mikrosertlik değerleri üzerine etkileri değerlendirildi.

QTH ışık kaynakları, halojen gaz içeren quartz ampülün içindeki tungsten telin ısıtılması ile çalışır. Ampülün çıkış gücü voltajın kontrolü ile sağlanır. Eskiye ışık kaynakları voltaj farklılıkları gösterebilmektedir. Bu durum, polimerizasyon kapasitesini etkileyen önemli bir faktördür. Geleneksel halojen ampül 80 ile 100 saat arasında çalışma ömrüne diğer bir deyişle, ortalama 2.5 yıl klinik kullanım süresine sahiptir (Roberson ve ark. 2001).

Halojen ışık kaynaklarının, polimerizasyon kapasitelerinin ampülün kalitesi ile bağlantılı olması, kullanım ömürlerinin sınırlı olması, elde edilen ışığın filtre edilmesi gereksinimi, polimerizasyon döngüsü boyunca önemli oranda ısı üretimi ve yüksek işlem sıcaklıkları nedeniyle zamanla ampul, reflektör ve filtrelerinin bozulması gibi çeşitli dezavantajları bulunmaktadır. Bununla birlikte; günümüz dişhekimliğinde halen yaygın olarak kullanılan; edinimi ve kullanımı kolay olan, ekonomik aygıtlardır (Mills 1995; Pilo ve ark. 1999). Son yıllarda; yüksek güçte ışık çıkışı olan, hızlı polimerizasyon gerçekleştiren, yumuşak başlayan polimerizasyon (soft-start polymerization) tekniklerini içeren aygıtların geliştirilmesi ile QTH üreticileri de; teknolojisi geliştirilmiş, farklı mekanizmalar eklenmiş, literatürde 'high intensity QTH' olarak isimlendirilen, ve ışık kaynakları arasında altın standart olarak kabul edilen aygıtları piyasaya sürmüşlerdir (Rueggeberg 2011; Rahiotis ve ark. 2010). Bu nedenle çalışmamızın kontrol grubu örneklerinin polimerizasyonunu gerçekleştirmek ve LED ışık kaynağının polimerizasyon etkinliğini değerlendirmek amacıyla yüksek güçte bir halojen ışık kaynağı olan Optilux 501' i kullandık.

LED ışık kaynaklarının 10.000 saat uzun klinik ömürleri süresince, ışık güçlerinde azalma görülmemektedir. Bununla birlikte; LED ışık kaynakları polimerizasyon sırasında ısı oluşturmamaları, polimerizasyon sürelerinin kısa olması,

hafif, kablosuz ve ergonomik olmaları nedeniyle kısa sürede popüler olmuşlardır. Halojen ışık kaynaklarından farklı olarak 450-470 nm dalga boyuna eşdeğer, dar bir ışık spektrumları vardır (Dunn ve Bush 2002; Stahl ve ark. 2000). Bugüne kadar yapılan çalışmalar incelendiğinde LED teknolojisinde önemli oranda gelişmeler görülmektedir (Rueggeberg 2011; Kraemer ve ark. 2008). Son yıllarda ışık gücü  $1400 \text{ mw/cm}^2$  ulaşan yeni LED ışık kaynakları kullanıma sunulmuştur. Bu yeni jenerasyon LED ışık kaynakları yüksek yoğunluktaki ışığın kompoziti daha iyi polimerize edeceği düşüncesi ile geliştirilmişlerdir (Kraemer ve ark. 2008). Kompozitlerin LED ışık kaynakları kullanılarak polimerize edildiği bir çok çalışma olmasına karşın sonuçlar oldukça çeşitlilik göstermektedir. Bunun nedenleri arasında farklı testler uygulanması, her ünitenin kendine ait özelliklerinin bulunması, deneysel yöntemlerle bütünleşmiş çeşitli varsayımlar gösterilebilir. Bu nedenle ışık gücü  $1000 \text{ Mw/cm}^2$  nin üzerinde olan bu yeni nesil LED ışık kaynaklarının performansları ile ilgili ek bulguların elde edilmesi yeni LED ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit reçinelerin fiziko-mekanik özellikleriyle ilgili bilgiler, bu ışık kaynaklarının klinik potansiyeli hakkında karar vermek için gereklidir (Rahiotis 2010; Bala ve ark. 2005). Biz de çalışmamızda LED ışık kaynağı olarak; farklı ışık uygulama tekniklerini içeren, yeni nesil bir aygıt olan SmartLite max ışık kaynağını kullandık ve polimerizasyon etkinliğini değerlendirdik.

QTH ışık kaynakları; ışık kaynakları arasında altın standart olarak tanımlanmış konumunu korumakta ve her yeni üretilen ışık kaynağı, QTH ışık kaynakları ile karşılaştırılmaktadır. Bu nedenle çalışmamızdaki karşılaştırmalarımızı Optilux 501 halojen ışık kaynağı ile yaptık.

Konuya ilişkin yapılan çalışmalarda:

-Kompozitin, LED ve QTH ışık kaynakları ile polimerizasyonunun sertlik değerlerinde bir farklılık oluşturmadığı (Yazici ve ark. 2007; Rahiotis ve ark. 2010; Ceballos ve ark. 2009).

- LED ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin sertlik derecelerinin QTH ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerden daha yüksek olduğu (Ye ve ark. 2007; Campregher ve ark. 2007; Yaman ve ark. 2011);

-QTH ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerin sertlik derecelerinin LED ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozitlerden daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Topcu ve ark. 2010; Parekh 2012).

Bizim çalışmamızda LED ve QTH ışık kaynakları ile polimerize edilen farklı tipteki kompozit materyallerinin sertlik değerleri karşılaştırıldığında, ışık kaynağına göre sertlik değerleri arasında farklılık gözlenmemiştir. Bu durum, çalışmalarda kullanılan:

- .ışık kaynağının tipi
- .uygulama süresi
- .kaynağın ucunun materyal yüzeyine uzaklığı
- .kompozitin tipi
- .materyal kalınlığı

gibi parametrelerdeki farklılıklar ile açıklanabilir.

Işık kaynaklarının, kompozit reçinelerin polimerizasyonuna etkisinin değerlendirilmesinde, kompozitlerin polimerizasyon derinliğinin belirlenmesinde, FTIR ve Raman Spectroscopy gibi teknikler kullanılabilir. Fakat, bu teknikler pahalı, uzun çalışma süresi gerektiren, karmaşık tekniklerdir ve rutin olarak kullanılmamaktadırlar (Lindberg ve ark. 2004; Rueggeberg ve Craig 1988).

Polimerizasyon sırasında, ağ yapıda çapraz bağlantılar oluştuğunda, FTIR tekniğinin monomer dönüşümündeki küçük değişiklikleri belirlemede, sertlik yöntemine göre daha az duyarlı olduğu araştırmacılarca rapor edilmiştir (Rueggeberg ve Craig 1988).

Polimerizasyon derinliğinin belirlenmesinde kullanılan optik mikroskopi ve kazıma gibi yöntemlerin ise; sertlik yöntemleri ve monomer dönüşüm derecesi belirleme yöntemleri ile karşılaştırıldığında, sonuçları yüksek değerlerde belirleme eğiliminde oldukları çeşitli araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (DeWald ve ark. 1987; Flury ve ark. 2012; Mehl ve ark. 1997).

Uhl ve arkadaşları (2004); Poskus ve arkadaşları (2004); Neo ve arkadaşları (2005); Topcu ve ark. (2010); mikrosertlik testlerinin, kompozitlerin polimerizasyon derinliklerinin belirlenmesinde sık kullanılan ve uygulaması kolay yöntemlerden bir tanesi olduğunu bildirmişlerdir.



Mikrosertlik ölçümü, farklı arařtırmacılar tarafından kompozit rećinelerin polimerizasyon derinliklerinin deęerlendirilmesinde yeterli bir kriter olarak gösterilmiřtir (Santos ve ark. 2007; Da Silva ve ark. 2008).

Arařtırmacılar; bir kompozit rećinenin fiziksel özelliklerinin, kompozitin polimerizasyonu ile iliřkili olduęunu ve sertlik ölçümünün polimerizasyon derinlięinin deęerlendirilmesinde etkili bir yöntem olduęunu belirtmiřlerdir (Rueggeberg ve ark. 2000).

Kompozitlerin mikrosertlikleri ile ilgili literatürler incelendiğinde en çok Vicker's ve Knoop testlerinin kullanıldığı görölmektedir (Halvorson ve ark. 2003; Leprince ve ark. 2012; Rueggeberg ve ark. 2000). Bu çalışmada da, test örneklerinin polimerizasyon derinliklerinin değerlendirilmesinde güvenilir bir yöntem olan, Vicker's sertlik ölçüm yöntemi kullanıldı.

Işık uygulaması sonrası, post-polimerizasyonun ilk 5 dk' da ya da 1 sa. sonra en üst düzeyde gerçekleştiği (Hansen 1983), 24 saat boyunca da, yavaşlayarak sürdüğü belirtilmektedir (Pilo ve Cardash 1992).

Bu nedenle hazırladığımız kompozit örneklerinin mikrosertlik ölçümlerini 24 saat sonra gerçekleştirdik.

Topcu ve ark. (2010), Ceballos ve ark. (2009) yaptıkları çalışmalarda kompozit rećinelerin ışık ile polimerizasyonunda renklendiricilerin etkilerini en aza indirmek için kullandıkları materyalleri A3 renk tonunda seçmişlerdir (Topcu ve ark. 2010; Ceballos ve ark. 2009). Aynı nedenle, çalışmamızda, kompozit rećinelerde A3 renk tonundan yararlandık. Tetric Evoceram için A3 tonuna eşdeğer olan IVA rengi kullanıldı.

Uhl ve arkadaşları; kompozit rećinelerin, yapılarında 410 nm dalga boyunun altında ışığa duyarlı farklı reaksiyon başlatıcılar içerdiklerinde LED ışık kaynakları ile polimerize edilen örneklerin QTH ışık kaynakları ile polimerize edilenlere oranla daha düşük sertlik değerleri gösterdiklerini belirtmişlerdir (Uhl ve ark. 2003).

Çalışmamızda kullanılan geleneksel, hibrit yapıda bir kompozit olan Filtek Z250 ve bulk fill kompozit olan SonicFill materyallerinin yapısına bakıldığında, başlatıcı olarak kamforokinon bulunduğu görülürken, Tetric Evoceram bulk fill kompozit materyalinde ise, 'ivocerin' adlı yeni bir başlatıcı sisteminin kullanıldığı görölmektedir ve buna göre QTH ve LED ışık kaynaklarının etkinlikleri değerlendirilmiştir.

Filtek Z250 kompozitin her iki yüzeyinde de ışık kaynağına göre sertlik derecelerinde anlamlı bir farklılık gözlenmezken, Tetric Evoceram ve SonicFill gruplarında her iki yüzeyde de halojen ışık kaynağı kullanılan gruplarda sertlik değerleri, LED ışık kaynağı kullanılan gruplardan anlamlı derecede yüksek olarak bulunmuştur. Bize göre bu sonuç, halojen ışık kaynağından salınan ışığın kompozitin alt yüzeyine doğru daha etkili bir biçimde iletildiğini, reaksiyon başlatıcıların etkinliğinin kompozit kalınlığına ve tipine göre farklılık gösterebildiğini düşündürmektedir.

Işık kaynaklarının polimerizasyon etkinliklerinin değerlendirilmesinde, ışık kaynağına en yakın olan üst yüzey ile daha alt tabakaların mikrosertlik değerlerinin oranlanması ve bu oranın % 80'in altına düştüğünde ışık kaynağının polimerizasyon etkinliğinin yetersiz kabul edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Yap ve Seneviratne 2000). Bu çalışmada, kompozitlerin polimerizasyon düzeylerinin değerlendirilmesi amacı ile bu oranlama yöntemi kullanıldı. Tüm kompozitlerde değerler %80' in altında bulundu. Feitosa ve ark.nın yaptıkları çalışmada, klinikte en üst tabaka olan oksijen inhibisyon tabakası, polisaj işlemleri ile uzaklaştırılmaktadır (Feitosa ve ark. 2012). Çalışmamızda klinikte mutlaka uzaklaştırılması gereken oksijen inhibisyon tabakasının, ölçüm sonuçlarımızı etkilemesini önlemek amacıyla, örneklerin üst yüzeyleri polisaj diskleri ile, hava-su spreyi altında, 30 sn süreyle cilalanmış; alt yüzeylere ise herhangi bir işlem uygulanmamıştır.

Kompozit reçinelerin polimerizasyonu, ışık kaynağının özellikleri ve kompozit reçine ile ışık kaynağının ucu arasındaki uzaklık ile ilişkilidir. Rencz ve ark. yaptıkları çalışmada, örnek yüzeyi ile ışık kaynağının ucu arasındaki uzaklık arttığında ışık etkinliğinin azaldığını bildirmişlerdir (Rencz ve ark. 2012).

Klinik pratiğinde kompozit reçine yüzeyi ile ışık kaynağının ucu arasındaki uzaklık, ancak materyalin uygulanan en üst tabakasında en az düzeyde olabilmektedir. Kavite derinleştikçe (kompozit kalınlığı arttıkça) ışık uygulama ucu ile reçine materyal yüzeyi arasındaki uzaklık artmaktadır (Rode ve ark. 2007). Bu uzaklığın artmasına bağlı olarak, ışık kaynağının, ışık uygulama ucunda elde edilen enerji düzeyi ile kompozit reçine yüzeyine ulaşan ışığın enerji düzeyi farklılık göstermektedir (Zhu ve Platt 2011; Price ve ark. 2000).

Ayrıca; ışık kaynağından salınan ışık, uygulaması süresince ve kompozit yapısı içinde emilime ve saçılma uğrar. Bu nedenle, ışık yoğunluğu kompozit tabakasının

derinliklerine doğru azalır ve zayıflar (Dos Santos ve ark. 2008; Watts 2005). Işık kaynağından salınan enerjiyi, en yüksek oranda, kompozitin üst yüzeyi alır (Poggio ve ark. 2012).

Çalışmamızda kullanılan tüm kompozit tiplerinde, materyal tipine, ışık kaynağı ve ışık uygulama tekniklerindeki farklılıklara bakılmaksızın alt yüzey sertlik değerlerinin üst yüzeylerden daha düşük bulunması; değerlerin bulk fill kompozitlerde materyal kalınlığına bağlı olarak daha da düşük çıkması, bu bilgiler ile açıklanabilir. Bulgularımız Feitosa ve ark. (2012); Yaman ve ark.nın (2011) bulgularıyla benzerdir.

Işık kaynaklarının ışık çıkış güçleri, radyometre yardımı ile ölçülmüş ve ışık ucu radyometreye temas ettiği elde edilen değer, mesafe 6 mm'ye çıkarıldığında % 50 oranında azaldığını belirtilmiştir (Price ve ark. 2000).

Bunlara ek olarak; ışık kaynağının ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki uzaklık arttığında, iletilen ışığın yoğunluğunun azaldığı bilinmektedir. Bu uzaklığı 0 mm olarak ayarlamak klinik şartlarda genel olarak olası değildir. Çalışmamızda önceki çalışmalar baz alınarak, klinik uygulamaların taklit edilmesi ve kavite derinliklerindeki kompozit reçinenin polimerizasyonu hakkında fikir sahibi olunabilmesi amacı ile, (Topcu ve ark. 2010; Yaman ve ark.nın 2011) 1mm kalınlığında lam camı üzerinden ışınlama yapılarak polimerizasyon gerçekleştirilmiş ve standardizasyon sağlanmıştır.

Rencz ve ark.nın (2012), aralarında kullanmış olduğumuz SmartLite' ın da olduğu birkaç yeni nesil LED ışık kaynağının, kısa uygulama sürelerindeki polimerizasyon etkinliklerini araştırdıkları çalışmalarında, Z250 için yeterli olacak ışık uygulama süresinin en az 20 sn olması gerektiği bildirilmiştir. Çıkan bu sonuç, çalışma sonuçlarımızla örtüşmektedir.

Üretici firmalar genelde optimal şartlarda bir polimerizasyonun gerçekleşmesi için gerekli olan enerji miktarı ile ilgili bilgi vermemektedirler. Oysa ki bu bilgi, klinik koşullarda oldukça önemli olan ve ürün tanıtım formunda bulunması gereken bir bilgidir. Üretici firmalar bunun yerine; polimerizasyon süresi ile ilgili öneriler getirmekte ve ışık kaynağı ile ilgili olarak; standart ışık, yüksek yoğunlukta ışık gibi genel, net olmayan söylemlerde bulunmaktadır. Ürün üretilirken, kompozitin optimal polimerizasyonunun sağlanması için gerekli olan toplam enerji değeri, firma tarafından yaklaşık olarak hesaplanmalıdır. Diğer yandan; en üst düzeyde sertleşme etkisi sağlayacak olan ışık yoğunluğu ile ilgili belirsizlik olduğunda, düşük oranda

gerçekleştirilmiş bir polimerizasyon sürecinden kaçınmak için, yüksek düzeyde ışığa maruz kalmış restorasyonlar gerçekleştirilecektir (Rueggeberg 2011). Tipine ve rengine de bağlı olarak, 2 mm kalınlığındaki bir kompozit örneğinin yeterli derecede polimerizasyonunun sağlanması için, en az 6 J/cm<sup>2</sup>, en çok ise 36 J/cm<sup>2</sup> ışık enerjisine gereksinim vardır (Calheiros ve ark. 2006). Bizim çalışmamızdaki enerji miktarları 12 J/cm<sup>2</sup> ile 34 J/cm<sup>2</sup> arasında değişmektedir.

Çalışmalarda kompozitlerin polimerizasyon derecelerinin ve bununla birlikte sertlik değerlerinin çeşitlilik göstermeleri farklı unsurlarla da ilgili olabilmektedir. Sabatini ve ark. radyometrelerin çok doğru sonuçlar vermediğini, bu aygıtların; ışık kaynağının uygulama ucu boyunca saçılan ışın miktarı ile ilgili ortalama bir değer sunarlarken, kompozit kütesine iletilen ışın miktarını net olarak belirtmediğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, ışık kaynağından salınan enerjinin en doğru ölçümünün MARC-RC ya da MARC-PS gibi reçine kalibratörleri ile sağlanabileceğini vurgulamışlardır (Sabatini 2013).

Işık kaynağının ucunun merkezinden salınan ışık miktarı çevresinden salınan ışık miktarından önemli ölçüde fazladır (Vandewalle ve ark. 2005; Vandewalle ve ark. 2008). Kompozit örneğinin merkezi de çevresinden kısmen daha iyi polimerize olur (Vandewalle ve ark. 2008; Sabatini 2013). Çalışmamızda kullandığımız halojen ve LED ışık kaynaklarının uçlarının 8 mm olan çapları, örnek çaplarından daha büyük olduğu için, örneklerin polimerizasyonu sırasında merkezin dışındaki bölgelerin daha az polimerize olma riski, en aza indirgenmiştir. Soygun ve ark. nın 2013 yılında farklı bulk fill kompozitlerin mikrosertliklerinin araştırılması amacıyla yaptıkları çalışmada, Vickers sertlik ölçme yöntemi kullanılmış ve her örneğin yüzeyinden üç noktadan ölçüm yapılmıştır. Çalışmalarda kompozitin ortalama yüzey sertlik değerinin belirlenebilmesi için biri örneğin merkezinden, ikisi merkeze yakın çevre bölgelerden olmak üzere, en az üç ayrı sertlik ölçümünün yapılması gerektiği rapor edilmiştir (Lima ve ark. 2012). Biz de çalışmamızda her bir örneğin alt ve üst yüzeylerinden ayrı ayrı olmak üzere, merkeze yakın üç noktadan ölçüm yaptık.

Fleming ve ark. 2007; Leprince ve ark. 2013; Guirardo ve ark. 2009; Giorgi ve ark. 2012 gibi araştırmacıların yaptıkları çalışmaların sonuçlarıyla uyumlu olarak: kompozit reçinelerin mikrosertlik değerlerini ve dolayısıyla polimerizasyon derinliklerini etkileyen;

- fotobaşlatıcı tipi ve konsantrasyonu,
- komonomer yapısı ve oranı,
- doldurucu içeriği
- gibi İÇSEL,
- ışık tipi ve spektrumu,
- radiant enerji,
- zaman ve
- irradiyasyon gibi irradiyasyon parametreleri ile,
- ışık uygulama teknikleri,
- ısı,
- ışık kaynağının ucunun pozisyonu

Gibi, pek çok DIŞSAL faktörlerin varolduğunu belirtebiliriz.

Biz çalışmamızda; kontrol grubu materyali olarak, dişhekimliğinde geniş kullanım alanı bulan, geleneksel , mikrohibrit yapıda bir kompozit türü olan Filtek Z250' yi, deney grubu materyalleri olarak ise, önemli yapısal değişimler ile üretilerek yeni piyasaya sunulmuş SonicFill ve Tetric Evoceram Bulk Fill kompozitlerini seçtik. Çalışma sonuçlarımıza göre; restorasyon materyallerinin sertlik ortalamaları karşılaştırıldığında, aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Z250 grubunun sertlik değeri Tetric Evoceram ve SonicFill grubundan anlamlı derecede yüksektir. SonicFill grubunun da sertlik değeri Tetric Evoceram grubundan anlamlı derecede yüksektir. Bu bulgu, kompozitlerin doldurucu içerikleri ve matris yapılarının farklı olmasına bağlanabilir.

Günümüzde geleneksel kompozitlerde daha iyi mekanik özellikler elde etmek için doldurucu partikül yoğunluğunun artırılmasına; gelişmiş estetik özellikler için ise, partikül büyüklüğünün azaltılmasına yönelik bir eğilim bulunmaktadır (Ferracane 1995). Bulk fill kompozitlerde ise doldurucu partikül yoğunluğu azaltılmış, partikül büyüklüğü artırılmıştır. Doldurucu yoğunluğunun düşürülmesinin sertliği azalttığı bilinmektedir (Czasch ve Ilie 2013). Çalışmamızda; geleneksel kompozit olan Z250'

nin sertlik değerlerinin bulk fill kompozitlerden yüksek bulunması bu bilgi ile açıklanabilir.

Yapılmış olan in vitro çalışmalarda; bulk fill kompozitlerin sertlik değeri ortalamalarının, hibrit ve akışkan kompozitler arasında yer aldığı bildirilmektedir (Ilie ve ark. 2013).

Günümüzde kullanımda olan tüm bulk fill kompozitlerde, Tetric EvoCeram dışında foto- başlatıcı sistem, geleneksel kompozitlerde olduğu gibi kamforokinon (CQ) bazlı sistemlerdir. Kamforokinon, 450- 490 nm dalga boyu aralığında ışık emilim spektrumu olan, kompozit reçinelerde geniş kullanım alanı bulunan bir foto-başlatıcı sistemidir. Tetric EvoCeram ise 'Ivocerin' denilen farklı bir başlatıcı içermektedir. Bu germanyum bazlı başlatıcı sisteminin, emilim spektrumu kamforokinondan farklıdır (370nm- 460nm) ve görünür ışık emiliminin daha yüksek olması nedeniyle, sertleştirme aktivitesinin de daha yüksek olduğu araştırmacılarca rapor edilmiştir (Moszner ve ark. 2008).

Ancak çalışma sonuçlarımıza göre Tetric EvoCeram bulk fill kompozit materyalinin sertlik değerleri tüm gruplardan daha düşük bulunmuştur. Bu sonucun üretici firma tarafından önerilen ışık uygulama süresi ile ilgili olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda tüm kompozit materyallerinin polimerizasyonu üretici firmaların önerileri doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

Diğer bulk fill kompozitlerle karşılaştırıldığında, en düzensiz biçimli partikül yapısının SonicFill' de bulunduğu görülmektedir. Arikawa H ve ark. bu durumun, materyalin ışık geçirgenliğini azalttığını bildirmişlerdir (Arikawa ve ark. 2007). SonicFill ile ilgili olarak; ultrasonik enerjinin reçinenin sertleşmesi üzerine etkisi henüz sistematik olarak belirlenebilmiş değildir. Sonik vibrasyondan kaynaklanan ısı enerjisinin serbest radikallerin mobilitesini direkt ve indirekt olarak arttırarak polimerizasyonu (sertliği) arttırabileceği ile ilgili görüşler bulunmaktadır. SonicFill' de ışık geçirgenliği düşük olmasına karşın sertlik değerlerinin Tetric Evoceram' a göre yüksek çıkması bu görüşü doğrular niteliktedir.

Işıkla polimerize olan kompozit reçinelerin tüm dünyada, dişhekimliğinde en çok kullanılan restorasyon materyali olmasıyla birlikte, ışık kaynaklarındaki teknolojik gelişmeler de hız kazanmıştır. Son yıllarda özellikle kompozitlerin post-operatif duyarlılık, mikrosızıntı gibi polimerizasyon büzülmesi ile ilgili sorunlarının üstesinden

gelebilmek, hızlı ve etkin bir polimerizasyon gerçekleştirebilmek amacıyla üreticiler yeni teknolojilerle donatılmış ışık kaynakları piyasaya sürmüşlerdir. Bu yeniliklerden bazıları; ışık kaynağından, ışığın farklı uygulanış biçimleriyle salınması ve gücünün yükseltilip sürenin azaltılmasıdır.

Bizim çalışmamızda kullandığımız halojen ışık kaynağında; standart uygulama tekniğinin yanında ramp, LED ışık kaynağında ise standart uygulama tekniğinin yanında, ramp ve pulse ışık uygulama teknikleri bulunmaktadır.

Camargo ve ark.nın (2009) yaptıkları çalışmada geleneksel ışık uygulama tekniğinin tüm kompozit yüzeylerinde diğer tekniklere göre daha yüksek sertlik değerleri verdiği bildirilmiştir. Ramp tekniğinde ise üst yüzeyde herhangi bir farklılık gözlenmezken alt yüzeylere gidildikçe sertlik değerlerinin geleneksel tekniğe göre daha düşük çıktığı belirtilmiştir. Bu bulgu çalışmamızda, hem halojen hem de LED ışık kaynağı kullandığımız gruplarda, Z250 materyali ile ulaştığımız sonuçları desteklemektedir.

Feitosa ve ark. (2012) farklı ışık uygulama yöntemlerinin nanofil yapıda bir kompozitin sertlik değerlerine etkisini araştırdıkları çalışmada; LED ışık kaynağı ile ramp tekniği uygulanan gruplarda sertlik değerlerinin, örneklerin alt yüzeyinde, standart ışık uygulama tekniğine göre daha yüksek çıktığını, ancak sonuçların istatistiksel olarak anlamlı bulunmadığını bildirmişlerdir. Çalışmada; ramp tekniğinde ışık gücü, 150 mw/cm<sup>2</sup> olarak başlayıp, 5 sn boyunca bu güçte ilerlerken, 5 sn' nin sonunda 1200 mw/cm<sup>2</sup> ye ulaşmaktadır. Bizim çalışmamızda, LED ışık kaynağında uyguladığımız ramp tekniğinde ise ışık gücü, 0' dan başlayıp 5 sn'de 1200 mw/cm<sup>2</sup> ye ulaşmaktadır. Çalışmalar arasındaki çelişkiyi ramp tekniğinin ışık kaynakları arasındaki farklı uygulanış biçimlerine bağlamaktayız.

Çalışmamızda; hem Halojen hem de LED ışık kaynağı ile sertleştirilen bulk fill kompozitlerde ise, ışık uygulama teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Çalışma sonuçlarımıza göre geleneksel ve bulk fill kompozitler arasında çıkan bu farklılığın, kompozitlerin yapısal farklılıklarından ve monomer dönüşüm özelliklerinden kaynaklandığını, ışık uygulama tekniklerinin bulk fill kompozitlerin mekanik özelliklerine etkilerinin değerlendirilmesi ile ilgili daha çok çalışma yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.

Leprince ve ark. (2014) bulk fill kompozitlerin fiziko-mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında; LED ışık kaynağı kullanılarak 40 sn süreyle polimerize edilen bulk fill (SonicFill ve Tetric Evoceram) kompozitlerin alt- üst yüzey sertlik değeri oranlarını değerlendirmişler, sonuçları; Tetric Evoceram için %80' in altında, SonicFill için ise üstünde bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise ışık uygulama süreleri, üretici firma önerileri doğrultusunda belirlenmiş olup LED ışık kaynağı ile polimerize edilen gruplarda SonicFill için 20 sn Tetric Evoceram içinse 10 sn. dir. Her iki kompozitte de alt-üst yüzey sertlik oranları %80' in altında bulunmuştur.

Bucuta ve ark. (2013) bulkfill ve geleneksel kompozitlerin mikromekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında; kompozitlerin polimerizasyonunu yüksek güçte LED ışık kaynağı ile 20 sn süresince gerçekleştirmişler, mikrosertlik değerlerini SonicFill ve Tetric Evoceram için %80' in altında bulmuşlardır.

Garoushi ve ark.nın (2013) yaptıkları; Tetricevoceram ve SonicFill kompozit materyallerinin polimerizasyon derinliklerini kazıma yöntemiyle değerlendirdikleri çalışmada, uygulama ve polimerizasyonda üretici firma önerileri doğrultusunda hareket edilmiş, ancak her iki kompozitte de firmaların belirttiği 4-5 mm' de uygun sertlik değerlerine ulaşamamıştır. Çalışmanın bulguları, yaptığımız araştırmanın bulgularını destekler niteliktedir.

Jackson adlı araştırmacının (2011) yaptığı in vivo çalışmada; hastanın iki yüzlü amalgam restorasyonları, estetik kompozit restorasyonlara dönüştürülmüş, çalışmada kompozit materyali olarak SonicFill kullanılmıştır. Yüksek güçte LED ışık kaynağı 20 sn okluzal yüzeyden, 10' ar sn. de bukkal ve lingual yüzeylerden olmak üzere toplamda 40 sn. ışık uygulanmıştır. Araştırmacı kompozitin mikrosertlik ölçüm sonuçlarının %80 'in üzerinde olduğunu belirtmektedir (Jackson 2011). Ancak; bu ışık uygulama süresi, üretici firmanın önerdiği sürenin çok üzerindedir. Çalışmamızla çelişen bu sonucun, ışık uygulama süreleri arasındaki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Sabatini ve ark. (2013), halojen ve LED ışık kaynaklarının farklı yapıdaki kompozit tiplerinin mikrosertlikleri üzerine etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, ışık kaynağının değil, kompozit tipinin mikrosertlik üzerinde etkili olduğu sonucunu bulmuşlardır.



Rencz ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada, kompozitlerin mikro-mekanik özellikleri üzerinde; polimerizasyon süresi, kompozit kalınlığı ya da ışık kaynağı gibi faktörlerden çok, kompozit yapısının etkili olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da; bulk fill kompozitlerde hem alt hem de üst yüzeylerde mikrosertlik değerleri, halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen gruplarda, LED ışık kaynağına göre daha yüksek bulunmuşken, Z250 materyalinde ise, ışık kaynakları arasında herhangi bir farklılık gözlenmemiştir. Bu bulgu, kompozit yapısının ve polimerizasyon boyunca kompozit kütlesi içerisinde iletilen ışık miktarının bir sonucu olarak, farklı polimerizasyon derecelerinin oluşmasıyla açıklanabilir.

Çalışmamızda, farklı ışık kaynaklarıyla elde edilen mikrosertlik değerlendirme sonuçlarına bakıldığında; Z250 kompozit materyali ile ramp ışık uygulama tekniği kullanılarak polimerize edilen örneklerinin alt yüzeyi, SonicFill kompozit materyali ile standart ve ramp ışık uygulama teknikleri kullanılarak polimerize edilen örneklerin üst yüzeyleri dışında, tüm örneklerde halojen ışık kaynağı ile elde edilen sertlik değerleri, LED ışık kaynağı kullanılan gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıkmıştır.

Feng ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada, yüksek ışık gücüne sahip kaynakların kullanımının polimerizasyon sırasında serbest radikallerin yaşam süresini kısaltarak, polimerizasyonu olumsuz yönde etkilediğini bildirilmişlerdir (Feng ve ark. 2009). Çalışma sonuçlarımıza göre, kompozit yüzeylerinin mikrosertliklerinin ışık kaynaklarına göre farklılıklar göstermesi bu nedenden kaynaklanıyor olabilir. Ayrıca, sertlik değerlerinde ortaya çıkan farklılıkların polimer ağı yoğunluğu gibi organik matriks yapının özelliklerinden oluşabileceğini de göz önüne almak gerektiği kanısındayız.

Leprince ve ark. nın (2014) yaptıkları çalışmada, yüksek ışık gücüne sahip LED ışık kaynağı ile kompozitler 40 sn süre ile polimerize edilip, fiziko-mekanik özellikleri değerlendirilmiş, sertlik oranları hesaplanmıştır. Bulk fill kompozitlerin mikrosertlik değerleri geleneksel, hibrit yapıda bir kompozit olan Grandio' dan oldukça düşük bulunmuş olup, mekanik özelliklerinin akışkan kompozitlere daha yakın olduğu bildirilmiştir. Çalışmada ayrıca, bulk fill kompozitlerin yüksek okluzal stres alan bölgelerde, başarılı restoratif uygulamalarda kullanılmasının tartışmalı olduğu sonucuna varılmıştır.

Safty ve ark.nın (2012) yılında yaptıkları çalışmada reçine kompozitlerin nanomekanik özellikleri araştırılmış, nanosertlik değerlerinin bulk fill kompozitlerde geleneksel kompozitlere göre daha düşük çıktığı bildirilmiştir.

Çalışmamızda; ışık kaynağı, ışık uygulama tekniği ve ölçüm yüzeylerinde ayrı ayrı kompozit materyaline göre sertlik değerlendirmesi yapıldığında, Tetric Evoceram'ın, karşılaştırmaların tümünde en düşük mikrosertlik değerlerini verdiği görülmektedir.

Bu materyalin doldurucu içeriğine bakıldığında, inorganik yapı içerisine gömülmüş, geniş çaplı (50µm) önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküller (prepolimerler) bulunduğu görülmektedir. Bu prepolimer doldurucu partiküllerin varlığı ile kompozitin, hem yüksek doldurucu ağırlığı elde ettiği, hem de inorganik doldurucular ve organik matriks arasındaki özel alanın korunduğu, fakat gerçekte bu yapının organik olduğu belirtilmektedir (Bucuta ve Ilie 2014). Kompozitin organik doldurucu içeriği arttıkça, mikrosertliğinin azaldığı bilinmektedir. Tetric Evoceram kompozit materyalinin mikrosertlik sonuçlarının, diğer kompozitlerden düşük çıkmasının, içeriğindeki prepolimer doldurucu yapı ile de ilgili olabileceği kanısındayız.

Son yıllarda estetik yaklaşımlara ve diş rengindeki restoratif materyellere olan ilginin artmasıyla bağlantılı olarak, kompozit reçinelerle ilgili önemli gelişmeler oldu. Ancak bu materyalin arka dişler bölgesinde süregelen uygulamalarda fiziko mekanik özelliklere ilişkin sorunların yanısıra kullanılan dentin bağlayıcı sistemlerinin monomer içeriklerinin

-hem doğrudan hücre kültür testlerinde

-hem de klinik kullanımı taklit eden dentin bariyer test yönteminde de sitotoksik ve restorasyon için zararlı etki oluşturan monomer bileşenlere sahip olduğunun belirtildiğini de göz önünde bulundurarak, Bulk Fill kompozit materyallerinin klinikte uzun süreli kullanım sonunda ortaya çıkacak olan gerçek performanslarının değerlendirilebilmesi için konuya ilişkin daha pek çok araştırmaya gereksinim olduğunu düşünmekteyiz.

## 6. SONUÇLAR

1. Bu çalışmada kullanılan tüm kompozit reçinelerde, bulgularımız doğrultusunda,
  - fotobaşlatıcı tipi ve konsantrasyonu
  - doldurucu içeriği
  - organiks matriks yapımateryallerin sertlik değerlerinin değişmesine neden olmuştur.
2. Çalışma gruplarında yer alan kompozitlerin alt-üst yüzey sertlik ortalamaları, geleneksel kompozit Filtek Z250'de bulk fill kompozitlerden, SonicFill bulk fill kompozitte ise Tetric EvoCeram bulk fill kompozitten daha yüksek olarak bulunmuştur.
3. Işık kaynağının tipine göre kompozit reçinelerin sertlik ortalamaları arasında farklılık bulunmamaktadır.
4. Çalışmada test edilen tüm kompozit materyallerinin alt-üst yüzey sertlik ortalamaları, üretici firmalar tarafından önerilen ışık uygulama sürelerinde, ISO spesifikasyonlarına göre %80 olan ortalamanın altında bulunmuştur.
5. Bulk fill kompozitlerde halojen ışık kaynağı alt ve üst yüzeylerde LED ışık kaynağına oranla daha yüksek sertlik değerleri vermiştir. Geleneksel kompozit Z250'de ise ışık kaynakları arasında farklılık gözlenmemiştir. Bu bulguya göre, kompozit tipinin ışık kaynaklarının etkinliğini değiştirebildiği sonucuna varılmıştır.
6. Kompozitlerde, materyal tipine, ışık kaynağı ve ışık uygulama tekniklerindeki farklılıklara bakılmaksızın üst yüzey sertlik değerleri alt yüzeylerden yüksek bulunmuştur.

7. Çalışmanın bulguları ışığında; Bulk Fill kompozitlerin, yüksek okluzal stres alan bölgelerde başarılı restoratif uygulamalarda yer alması, yüzey sertlik değerlerinin düşük bulunması nedeniyle tartışmalıdır.
8. Bulgularımız doğrultusunda, kısa sürede yeterli polimerizasyon sağlayacağı düşüncesi ile üretilen yüksek güçteki ışık kaynaklarının, önerilen uygulama sürelerinde, kompozitlerin sertlik değerlerini arttırmadığı sonucuna varılmıştır.
9. Çalışmada, hem halojen hem de LED ile polimerize edilen bulk fill kompozit örneklerinde ışık uygulama teknikleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Ancak Z250 materyalinin hem halojen hem de LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildiği gruplarda yalnızca ramp tekniğinde alt yüzeylerdeki sertlik değerleri, standart tekniğe göre daha düşük bulunmuştur.
10. Kompozitin optimal polimerizasyonunun sağlanması için gerekli olan toplam enerji değerinin ürün üretilirken, firma tarafından yaklaşık olarak hesaplanması ve ürün bilgilendirme formunda bulunması klinik performansa olumlu yansıtacaktır.
11. Kompozitlerin arka bölge restorasyonlarda kullanımının daha etkin ve kolay bir biçimde gerçekleştirilebilmesi amacıyla üretilen yeni nesil bir kompozit tipi olan bulk fill kompozitlerin fiziko- mekanik özelliklerinin, mikrosertlik ölçüm değerleri açısından istenilen düzeyde olmadığı sonucuna varılmıştır.

## KAYNAKLAR

- Abbas, G., Fleming, G. J. P., Harrington, E., Shortall, A. C. C., & Burke, F. J. T. (2003). Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *Journal of dentistry*, 31(6), 437-444.
- Albers HF. (2002). *Tooth Color Restoratives*. 9th ed, BC Decker Inc, Hamilton, London.
- Alto, M., Vieira, R., Guimarães, J. G. A., Poskus, L. T., & Silva, E. M. D. (2006). Depth of cure of dental composites submitted to different light-curing modes. *Journal of Applied Oral Science*, 14(2), 71-76.
- Altun, C. (2005). Kompozitlerde güncel gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
- Antonson, S. A., Antonson, D. E., & Hardigan, P. C. (2008). Should my new curing light be an LED?. *Operative dentistry*, 33(4), 400-407.
- Anusavice KJ. (2003). *Phillip's Science of Dental Materials*. 11 th ed. St. Louis. Elsevier Health Sciences.
- Aranha, A.M., Giro, E.M., Hebling, J., Lessa, F.C., Costa, C.A. (2010). Effects of light curing time on the cytotoxicity of a restorative composite resin on odontoblast-like cells. *J Appl Oral Scie* 18(5):461-466.
- Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi, H., & Ban, S. (2007). Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental materials journal*, 26(1), 38-44.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2005). Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *European journal of oral sciences*, 113(5), 417-421.
- Attin, T., Buchalla, W., Kielbassa, A. M., & Hellwig, E. (1995). Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dental materials*, 11(5), 359-362.

- Aydin, A., Isûimer, A., & Alpaslan, G. (1999). In vitro corrosion behaviour and microhardness of high-copper amalgams with platinum and indium. *Journal of oral rehabilitation*, 26(2), 170-176.
- Azzarri, M. J., Cortizo, M. S., & Alessandrini, J. L. (2003). Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *Journal of dentistry*, 31(7), 463-468.
- Babür, A., LED Işık Kaynakları. (2003). *Dentalife*: 14-16, 108.
- Bala, O., Ölmez, A., & Kalayci, Ş. (2005). Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *Journal of oral rehabilitation*, 32(2), 134-140.
- Bala, O., Uctasli, M. B., & Tüz, M. A. (2004). Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Operative dentistry*, 30(1), 69-74.
- Bayne CB, Thompson JY.(2006). *Biomaterials. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5th ed, Mosby, Toronto 196-215.
- Baum, L., & Phdlips, R. W. (1995). *Lund MI& Textbook of Operative Dentistry*.
- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 27, 117-24.
- Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J., & Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*, 23(1), 51-59.
- Bouschlicher, M. R., Rueggeberg, F. A., & Wilson, B. M. (2003). Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Operative dentistry*, 29(6), 698-704.
- Bowen, R. L., Eichmiller, F. C., & Marjenhoff, W. A. (1991). Glass-ceramic inserts anticipated for'megafilled'composite restorations. Research moves into the office. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 122(3), 71-73.
- Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical oral investigations*, 1-10.
- Caldas, DB., de Almeida JB., Correr- Sobrinho, L., Sinhoreti, MA, Consani S. (2003). Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Oper Dent* 28(3):315-320.

- Calheiros, F.C., Daronch, M., Rueggeberg, F.A., Braga, R.R.(2008). Influence of radiant energy on degree of conversion, polymerization rate and shrinkage stress in an experimental resin composite system. *Dent Mater* 24(9):1164-1168.
- Calheiros, F. C., Kawano, Y., Stansbury, J. W., & Braga, R. R. (2006). Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dental Materials*, 22(9), 799-803.
- Camargo, E. J. D., Moreschi, E., Baseggio, W., Cury, J. A., & Pascotto, R. C. (2009). Composite depth of cure using four polymerization techniques. *Journal of Applied Oral Science*, 17(5), 446-450.
- Campodonico, C. E., Tantbirojn, D., Olin, P. S., & Versluis, A. (2011). Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *Journal of the American Dental Association*, 142(10), 1176-1182.
- Campregher, U. B., Samuel, S. M., Fortes, C. B., Medina, A. D., Collares, F. M., & Ogliari, F. A. (2007). Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. *J Contemp Dent Pract*, 8(2), 35-42.
- Canay, Ş., Hersek, N., Tulunoğlu, I., & Uzun, G. (1999). Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. *Journal of oral rehabilitation*, 26(10), 821-829.
- Caughman, W. F., & Rueggeberg, F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Operative dentistry*, 27(6), 636-638.
- Caughman, W. F., Caughman, G. B., Shiflett, R. A., Rueggeberg, F., & Schuster, G. S. (1991). Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 12(8), 737-740.
- Cavalcanti, A. N., Mitsui, F. H., Ambrosano, G. M., Mathias, P., & Marchi, G. M. (2005). Effect of different mouthrinses on Knoop hardness of a restorative composite. *American journal of dentistry*, 18(6), 338-340.
- Ceballos, L., Fuentes, M. V., Tafalla, H., Martínez, Á., Flores, J., & Rodríguez, J. (2009). Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14(1), E51-6.
- Cohen, M. E., Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W., & Ragain Jr, J. C. (2004). Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness. *Dental Materials*, 20(2), 158-166.

- Conti, C., Giorgini, E., Landi, L., Putignano, A., & Tosi, G. (2005). Spectroscopic and mechanical properties of dental resin composites cured with different light sources. *Journal of molecular structure*, 744, 641-646.
- Craig, R. G., Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2000). Direct esthetic restorative materials. *Dental Materials Properties and Manipulation*, 57-79.
- Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.
- Craig, R. G., & Powers, J. M. (1989). *Restorative dental materials* (8th ed., p. 84). St. Louis etc.: Mosby.
- Czasch, P., & Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical oral investigations*, 17(1), 227-235.
- Da Silva, E. M., Poskus, L. T., & Guimarães, J. G. A. (2008). Influence of light-polymerization modes on the degree of conversion and mechanical properties of resin composites: a comparative analysis between a hybrid and a nanofilled composite. *Operative Dentistry*, 33(3), 287-293.
- Dabanoğlu A., 2003. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları ve gelişimleri. T.D.B. Dişhekimliğinde Klinik Dergisi, 16: 100-103.
- Dall'Magro, E., Correr, A. B., Costa, A. R., Correr, G. M., Consani, R. L. X., Correr-Sobrinho, L., & Sinhoreti, M. A. C. (2010). Effect of different photoactivation techniques on the bond strength of a dental composite. *Brazilian dental journal*, 21(3), 220-224.
- Davis, N. (2003). A nanotechnology composite. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 24(9), 662-665.
- Deb, S., & Sehmi, H. (2003). A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. *Dental materials*, 19(6), 517-522.
- Dennison, J. B., Yaman, P., Seir, R., & Hamilton, J. C. (2000). Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(5), 499-505.
- DeWald, J. P., & Ferracane, J. L. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of Dental Research*, 66(3), 727-730.



- Dietschi, D., Marret, N., & Krejci, I. (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dental Materials*, 19(6), 493-500.
- Dos Santos, G. B., Alto, R. V., da Silva, E. M., & Fellows, C. E. (2008). Light transmission on dental resin composites. *Dental materials*, 24(5), 571-576.
- Dunn, W. J., & Bush, A. C. (2002). A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *Journal of the American Dental Association* (1939), 133(3), 335-341.
- Dunn, W. J., & Taloumis, L. J. (2002). Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 122(3), 236-241.
- Durner, J., Obermaier, J., Draenert, M., Ilie, N. (2012) Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nanohybrid dental composites. *Dent Mater* 28(11):1146-1153.
- El-Safty, S., Silikas, N., & Watts, D. C. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-935.
- Emami, N., Sjö Dahl, M., & Söderholm, K. J. M. (2005). How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dental Materials*, 21(8), 721-730.
- Emami, N., Söderholm, K. J. M., & Berglund, L. A. (2003). Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *Journal of Dentistry*, 31(3), 189-196.
- Ersoy M., Emre, Ö., & Gökçe, K. (2007). Farklı Uygulama Yöntemlerinin Kompozit Rezinlerin Mikrosertlikleri Üzerine Etkisi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2007(1).
- Ertuğrul F., Candan Ü., Totu İ. (2004). Kompozit Materyallerin Polimerizasyonunda Geleneksel ve Light Emitting Diode (LED) Işık Kaynaklarının Kullanımı Sırasında Oluşan Isısal Değişikliklerin İncelenmesi. *Cumhuriyet Üniv. Dişhek. Fak. Derg.* 7:9-14.
- Federlin, M., Thonemann, B., & Schmalz, G. (2000). Inserts–megafillers in composite restorations: a literature review. *Clinical Oral Investigations*, 4(1), 1-8.

- Feilzer, A. J., Dooren, L. H., Gee, A. D., & Davidson, C. L. (1995). Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *European Journal of Oral Sciences*, 103(5), 322-326.
- Feilzer, A. J., De Gee A. J. Davidson C. L. (1990). Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res*, 69(1), 36-39.
- Feitosa, V. P., Fugolin, A. P. P., Correr, A. B., Correr-Sobrinho, L., Consani, S., Watson, T. F., ... & Sauro, S. (2012). Effects of different photo-polymerization protocols on resin–denture  $\mu$ TBS, mechanical properties and cross-link density of a nano-filled resin composite. *Journal of dentistry*, 40(10), 802-809.
- Feng, L. I., Carvalho, R., & Suh, B. I. (2009). Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dental Materials*, 25(3), 283-289.
- Feng, L., & Suh, B. I. (2007). Exposure Reciprocity Law in Photopolymerization of Multi-Functional Acrylates and Methacrylates. *Macromolecular Chemistry and Physics*, 208(3), 295-306.
- Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 6(4), 302-318.
- Ferracane, J. L., Mitchem, J. C., Condon, J. R., & Todd, R. (1997). Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of Dental Research*, 76(8), 1508-1516.
- Flaitz, C. M., Hicks, M. J., Westerman, G. H., Berg, J. H., Blankenau, R. J., & Powell, G. L. (1994). Argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesion formation in enamel: an in vitro study. *Pediatric dentistry*, 17(1), 31-35.
- Fleming, G. J. P., Khan, S., Afzal, O., Palin, W. M., & Burke, F. J. T. (2007). 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. *Journal of dentistry*, 35(2), 97-103
- Fleming, M. G., & Maillet, W. A. (1999). Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal-Canadian Dental Association*, 65, 447-452.
- Flury, S., Hayoz, S., Peutzfeldt, A., Hüsler, J., & Lussi, A. (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials?. *Dental materials*, 28(5), 521-528.

- Fowler, C. S., Swartz M. L., Moore B. K. (1994). Efficiency testing of visible light-curing units. *Oper Dent.*, 19:47-52, 1994.
- Garoushi, S., Vallittu, P. K., Watts, D. C., & Lassila, L. V. (2008). Effect of nanofiller fractions and temperature on polymerization shrinkage on glass fiber reinforced filling material. *dental materials*, 24(5), 606-610.
- Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*, 29(8), 835-841.
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J., & Neiva, G. F. (2013). Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk Fill Flowable Composite Resins. *Operative dentistry*.
- Giorgi, M., Aguiar, F., Soares, L., Martin, A., Liporoni, P., & Paulillo, L. (2012). Does an additional UV LED improve the degree of conversion and Knoop Hardness of light-shade composite resins?. *European journal of dentistry*, 6(4), 396.
- Giovannetti, A., Goracci, C., Vichi, A., Chieffi, N., Polimeni, A., & Ferrari, M. (2012). Post retentive ability of a new resin composite with low stress behaviour. *Journal of dentistry*, 40(4), 322-328.
- Goncalves Cunha, L., Alonso, R. C. B., Sobrinho, L. C., & Sinhoreti, M. A. C. (2006). Effect of resin liners and photoactivation methods on the shrinkage stress of a resin composite. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(1), 29-37.
- Gonzalez, C. D., Zakariasen, K. L., Dederich, D. N., & Pruhs, R. J. (1996). Potential preventive and therapeutic hard-tissue applications of CO<sub>2</sub>, Nd: YAG and argon lasers in dentistry: a review. *ASDC journal of dentistry for children*, 63(3), 196.
- Gökçe, K. (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005(3).
- Guiraldo, R. D., Consani, S., Consani, R. L. X., Berger, S. B., Mendes, W. B., & Sinhoreti, M. A. C. (2009). Light energy transmission through composite influenced by material shades. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 50(4), 183-190.
- Halvorson, R. H., Erickson, R. L., & Davidson, C. L. (2003). Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite. *Operative dentistry*, 29(1), 105-111.
- Halvorson, R. H., Erickson, R. L., & Davidson, C. L. (2002). Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dental Materials*, 18(6), 463-469.

- Halvorson, R. H., Erickson, R. L., & Davidson, C. L. (2004). The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. *Dental Materials*, 19(4), 327-333.
- Hammesfahr, P. D., O'Connor, M. T., & Wang, X. I. U. L. I. N. G. (2002). Light-curing technology: past, present, and future. *Compendium of continuing education in dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 23(9 Suppl 1), 18-24.
- Hannig, M., & Bott, B. (1999). In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dental Materials*, 15(4), 275-281.
- Hansel, C., Leyhausen, G., Mai, U. E. H., & Geurtsen, W. (1998). Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated microorganisms in vitro. *Journal of dental research*, 77(1), 60-67.
- Hansen E. K. (1983). After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *European Journal of Oral Sciences*, 91(5), 406-410.
- Hasegawa, T., Itoh, K., Yunitani, W., Wakumoto, S., & Hisamitsu, H. (2000). Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Operative dentistry*, 26(4), 389-395.
- Hayakawa, I., Keh, E. S., Morizawa, M., Muraoka, G., & Hirano, S. (2003). A new polyisoprene-based light-curing denture soft lining material. *Journal of dentistry*, 31(4), 269-274.
- Hicks, M. J., Westerman, G. H., Flaitz, C. M., & Powell, G. L. (1999). Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC journal of dentistry for children*, 67(3), 169-75.
- Hicks, M. J., Flaitz, C. M., Westerman, G. H., Blankenau, R. J., Powell, G. L., & Berg, J. H. (1994). Enamel caries initiation and progression following low fluence (energy) argon laser and fluoride treatment. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 20(1), 9-13.
- Hicks, M. J., Flaitz, C. M., Westerman, G. H., Berg, J. H., Blankenau, R. L., & Powell, G. L. (1993). Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: an in vitro study. *Journal of dentistry for children*, 60(3), 201-206.

- Hubbezoglu, I., Dogan, A., Dogan, O. M., Bolayir, G., & Bek, B. (2008). Effects of light curing modes and resin composites on temperature rise under human dentin: an in vitro study. *Dental materials journal*, 27(4), 581-589.
- Hussain, L. A., Dickens, S. H., & Bowen, R. L. (2005). Properties of eight methacrylated beta-cyclodextrin composite formulations. *Dental materials*, 21(3), 210-216.
- Ilie, N., Hickel, R. (2007). Quality of curing in relation to hardness, degree of cure and polymerization depth measured on a nano-hybrid composite. *Am J Dent* 20(4):263-268.
- Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*, 38(6), 618-625.
- Imazato, S., Tarumi, H., Kato, S., & Ebisu, S. (1999). Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *Journal of dentistry*, 27(4), 279-283.
- Jackson, R. D. (2011). Placing posterior composites: increasing efficiency. *Dent Today*, 30(4), 126-131.
- Jackson, R. D., & Morgan, M. (2000). The new posterior resins and a simplified placement technique. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 131(3), 375-383.
- Jandt, K. D., Mills, R. W., Blackwell, G. B., & Ashworth, S. H. (2000). Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials*, 16(1), 41-47.
- Jeffrey, I. W. M., Lawrenson, B., Longbottom, C., & Saunders, E. M. (1990). CO<sub>2</sub> laser application to the mineralized dental tissues—the possibility of iatrogenic sequelae. *Journal of dentistry*, 18(1), 24-30.
- Jeong, T. S., Kang, H. S., Kim, S. K., Kim, S., Kim, H. I., & Kwon, Y. H. (2009). The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dental materials journal*, 28(4), 438-445.
- Jin, X., Bertrand, S., & Hammesfahr, P. D. (2009). New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *J Dent Res*, 88(Spec Iss A), 1651.
- Johansson, E. G., Erhardson, S., & Victorin, L. (1975). Influence of stone mixing agents, impression materials and lubricants on surface hardness and dimension of a dental stone die material. *Acta Odontologica*, 33(1), 17-25.

- Kleverlaan, C. J., & De Gee, A. J. (2004). Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *European journal of oral sciences*, 112(1), 84-88.
- Knobloch, L., Kerby, R. E., Clelland, N., & Lee, J. (2004). Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *Operative dentistry*, 29(6), 642-649.
- Kobayashi, M., Shinzato, S., Kawanabe, K., Neo, M., Matsushita, M., Kokubo, T., ... & Nakamura, T. (2000). Alumina powder/Bis-GMA composite: Effect of filler content on mechanical properties and osteoconductivity. *Journal of biomedical materials research*, 49(3), 319-327.
- Köhler, B., Rasmusson, C. G., & Ödman, P. (2000). A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *Journal of dentistry*, 28(2), 111-116.
- Koupis, N. S., Vercruyse, C. W., Marks, L. A., Martens, L. C., & Verbeeck, R. M. (2004). Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dental Materials*, 20(10), 908-914.
- Kovarik, R. E., & Ergle, J. W. (1993). Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. *The Journal of prosthetic dentistry*, 69(6), 557-560.
- Kraemer, N., Lohbauer, U., García-Godoy, & Frankenberger, R. (2008). Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent*, 21(3), 135-142.
- Kurachi, C., Tuboy, A. M., Magalhães, D. V., & Bagnato, V. S. (2001). Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dental Materials*, 17(4), 309-315.
- Küçükeşmen, Ç. 2006. Farklı Işık Kaynakları ve Yeni Polimerizasyon Teknikleri. *Cumhuriyet Üniv. Dişhek. Fak. Derg*, 9(2),3-7.
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental materials*, 15(2), 128-137.
- Li, Y., Swartz, M. L., Phillips, R. W., Moore, B. K., & Roberts, T. A. (1985). Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *Journal of Dental Research*, 64(12), 1396-1403.
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-

- filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 129-140.
- Lee, I. B., Son, H. H., & Um, C. M. (2003). Rheologic properties of flowable, conventional hybrid, and condensable composite resins. *Dental Materials*, 19(4), 298-307.
- Leinfelder, K. F. (1985). Composite resins. *Dental Clinics of North America*, 29(2), 359-371.
- Lee, J. H., Um, C. M., & Lee, I. B. (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials*, 22(6), 515-526.
- Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W., & Cohen, M. E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 14(5), 286-295.
- Leprince, J. G., Hadis, M., Shortall, A. C., Ferracane, J. L., Devaux, J., Leloup, G., & Palin, W. M. (2011). Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dental Materials*, 27(2), 157-164.
- Leprince, J. G., Leveque, P., Nysten, B., Gallez, B., Devaux, J., & Leloup, G. (2012). New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dental materials*, 28(5), 512-520.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., & Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, 29(2), 139-156.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of dentistry*.
- Li, Y., Swartz, M. L., Phillips, R. W., Moore, B. K., & Roberts, T. A. (1985). Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *Journal of Dental Research*, 64(12), 1396-1403.
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 98(2), 129-140.
- Lee, I. B., Son, H. H., & Um, C. M. (2003). Rheologic properties of flowable, conventional hybrid, and condensable composite resins. *Dental Materials*, 19(4),

- 298-307. Leinfelder, K. F. (1985). Composite resins. *Dental Clinics of North America*, 29(2), 359-371.
- Lee, J. H., Um, C. M., & Lee, I. B. (2006). Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. *Dental Materials*, 22(6), 515-526.
- Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W., & Cohen, M. E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, 14(5), 286-295.
- Leprince, J. G., Hadis, M., Shortall, A. C., Ferracane, J. L., Devaux, J., Leloup, G., & Palin, W. M. (2011). Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dental Materials*, 27(2), 157-164.
- Leprince, J. G., Leveque, P., Nysten, B., Gallez, B., Devaux, J., & Leloup, G. (2012). New insight into the “depth of cure” of dimethacrylate-based dental composites. *Dental materials*, 28(5), 512-520.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., & Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, 29(2), 139-156.
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *Journal of dentistry*.
- Lima, A. F., de Andrade, K. M. G., da Cruz Alves, L. E., Soares, G. P., Marchi, G. M., Aguiar, F. H. B., ... & Mitsui, F. H. O. (2012). Influence of light source and extended time of curing on microhardness and degree of conversion of different regions of a nanofilled composite resin. *European journal of dentistry*, 6(2), 153.
- Lindberg, A. (2005). Resin composites: sandwich restorations and curing techniques.
- Lindberg, A., Peutzfeldt, A., & van Dijken, J. W. (2004). Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with quartz tungsten halogen and light-emitting diode units. *Acta Odontologica*, 62(2), 97-101
- Lloret, P. R., Rode, K. M., & Turbino, M. L. (2004). Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Brazilian oral research*, 18(3), 271-275.



- Loney, R. W., & Price, R. B. (2000). Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Operative dentistry*, 26(5), 516-520.
- Lowe, R. A. (2010). The search for a low-shrinkage direct composite. *Oral Health*, 100(3), 64.
- Machado, A. L., Breeding, L. C., & Puckett, A. D. (2005). Effect of microwave disinfection on the hardness and adhesion of two resilient liners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(2), 183-189.
- Mahoney, E., Holt, A., Swain, M., & Kilpatrick, N. (2000). The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *Journal of Dentistry*, 28(8), 589-594.
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., & Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, 16(1), 33-40.
- Martin, F. E. (1998). A survey of the efficiency of visible light curing units. *Journal of dentistry*, 26(3), 239-243.
- Masotti, A. S., Onófrío, Á. B., Conceição, E. N., & Spohr, A. M. (2007). Uv-vis spectrophotometric direct transmittance analysis of composite resins. *Dental materials*, 23(6), 724-730.
- McCabe JF, John F. Çev. Emine Nayır. (1999). *Dişhekimliği Maddeler Bilgisi*. 7.bs. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
- Megep, (2006). *Metal Teknolojisi Sertlik Ölçme Yöntemleri*, Ankara. 1-5.
- Mehl, A., Hickel, R., & Kunzelmann, K. H. (1997). Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *Journal of Dentistry*, 25(3), 321-330.
- Meyer, G. R., Ernst, C. P., & Willershausen, B. (2002). Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *Journal of adhesive dentistry*, 4, 197-204.
- Miyazaki, M., Onose, H., Iida, N., & Kazama, H. (2003). Determination of residual double bonds in resin-dentin interface by Raman spectroscopy. *Dental Materials*, 19(3), 245-251.
- Moorthy, A., Hogg, C. H., Dowling, A. H., Grufferty, B. F., Benetti, A. R., & Fleming, G. J. P. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored

- with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *Journal of dentistry*, 40(6), 500-505.
- Moszner, N., & Klapdohr, S. (2004). Nanotechnology for dental composites. *International Journal of Nanotechnology*, 1(1), 130-156.
- Moszner, N., Fischer, U. K., Ganster, B., Liska, R., & Rheinberger, V. (2008). Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials*, 24(7), 901-907.
- Murchison, D. F., Chan, D. C., & Cooley, R. L. (2006). Direct anterior restorations. *Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. 3rd ed. Chicago: Quintessence*, p274-279.
- Myers, M. L. (1991). The effect of laser irradiation on oral tissues. *The Journal of prosthetic dentistry*, 66(3), 395-397.
- Neo, B. J., Soh, M. S., Teo, J. W., & Yap, A. U. (2005). Effectiveness of composite cure associated with different light-curing regimes. *Operative dentistry*, 30(6), 671-675.
- Nicholson, J. W. (2002). *The chemistry of medical and dental materials* (Vol. 3). Royal Society of Chemistry.
- Nomoto, R., McCabe, J. F., & Hirano, S. (2003). Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Operative dentistry*, 29(3), 287-294.
- Nomoto, R., Uchida, K., & Hirasawa, T. (1994). Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dental materials journal*, 13(2), 198-205.
- Oberholzer, T. G., Du Preez, I. C., & Kidd, M. (2005). Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials*, 26(18), 3981-3986.
- O' Brien, WJ,. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. 3th ed. Canada, Quintessence Pub Co Inc.
- Ogawa, T., & Hasegawa, A. (2005). Effect of curing environment on mechanical properties and polymerizing behaviour of methyl-methacrylate autopolymerizing resin. *Journal of oral rehabilitation*, 32(3), 221-226.
- Okada, K., Tosaki, S., Hirota, K., & Hume, W. R. (2001). Surface hardness change of restorative filling materials stored in saliva. *Dental Materials*, 17(1), 34-39.

- Ölmez, A., Tuna, D. (2002). Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. Cumhuriyet Üniv. Dishek. Fak. Derg, 5(1), 52- 56.
- Palin, W. M., Hadis, M. A., Leprince, J. G., Leloup, G., Boland, L., Fleming, G. J. P., ... & Watts, D. C. (2014). Reduced polymerization stress of MAPO-containing resin composites with increased curing speed, degree of conversion and mechanical properties. *Dental Materials*, 30(5), 507-516.
- Palin, WM. & Fleming GJ. (2003). Low -shrink monomers for dental restorations. *Dent Update*,30 (3), 118-22.
- Parekh, B., Sathe, S., & Hegde, V. (2012). Analysis of the Effect of Dental Chair Light on the Knoop Hardness of Composite Resin While Light Curing with QTH and LED Light Units. *World Journal of Dentistry*, 3(2).
- Park, S. H., Krejci, I., & Lutz, F. (2001). Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Operative dentistry*, 27(1), 30-37.
- Park, Y. J., Chae, K. H., & Rawls, H. R. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dental Materials*, 15(2), 120-127.
- Parr, G. R., & Rueggeberg, F. A. (2002). In vitro hardness, water sorption, and resin solubility of laboratory-processed and autopolymerized long-term resilient denture liners over one year of water storage. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(2), 139-144.
- Pawase T, Wennerberg A, Hallgren C, Albrektsson T, Baba K. (2000) Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. *Clin Oral Implants Res*, 11(1): 44-50.
- Perry, R., Kugel, G., Kunzelmann, K. H., Flessa, H. P., & Estafan, D. (2000). Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 131(10), 1472-1477.
- Pilo, R., & Cardash, H. S. (1992). Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dental Materials*, 8(5), 299-304.
- Pilo, R., Oelgiesser, D., & Cardash, H. S. (1999). A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of dentistry*, 27(3), 235-241.

- Poggio, C., Lombardini, M., Gaviati, S., & Chiesa, M. (2012). Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 15(3), 237.
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. C. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20(8), 726-732.
- Powers, J. M., & Sakaguchi, R. L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*, 13/e. Elsevier India.
- Price, B. T. R., Felix C. A., Andreou P. (2003). Evolution of a second- generation LED curing light. *J Can Dent Assoc.*, 69 (10), 666-675.
- Price, R. B., Felix, C. A., & Andreou, P. (2004). Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*, 25(18), 4465-4477.
- Price, R. B., Felix, C. A., & Andreou, P. (2006). Third-generation vs a second-generation LED curing light: Effect on Knoop microhardness. *Compendium of continuing education in dentistry*. 27(9), 490-6.
- Price, R. B., Murphy, D. G., & Dérand, T. (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 31(9), 659-667.
- Quellet, D. (1995). Considerations and techniques for multiple bulk-fill direct posterior composites. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 16, 1212–26.
- Rahiotis, C., Kakaboura, A., Loukidis, M., & Vougiouklakis, G. (2004). Curing efficiency of various types of light-curing units. *European journal of oral sciences*, 112(1), 89-94.
- Rahiotis, C., Patsouri, K., Silikas, N., & Kakaboura, A. (2010). Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices. *Journal of oral science*, 52(2), 187-195.
- Ramp, L. C., Broome, J. C., & Ramp, M. H. (2006). Hardness and wear resistance of two resin composites cured with equivalent radiant exposure from a low irradiance LED and QTH light-curing units. *American journal of dentistry*, 19(1), 31-36.
- Rencz, A., Hickel, R., & Ilie, N. (2012). Curing efficiency of modern LED units. *Clinical oral investigations*, 16(1), 173-179.

- Roberson, T. M., Heymann H. O., Edward J. Swift J. E. (2001). *Sturdevants Art & Science of Oper. Dent.* Vol. 4, s190- 207, Mosby, st. Louise.
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's art and science of operative dentistry.* Elsevier Health Sciences.
- Rode, K. M., Kawano, Y., & Turbino, M. L. (2007). Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Operative Dentistry*, 32(6), 571-578.
- Roeder, L. B., Tate, W. H., & Powers, J. M. (2000). Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of packable composites. *Operative Dentistry*, 25(6), 534-543.
- Rueggeberg, F., & Craig, R. G. (1988). Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of Dental Research*, 67(6), 932-937.
- Rueggeberg, F. A., & Margeson, D. H. (1990). The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of Dental Research*, 69(10), 1652-1658.
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*, 27(1), 39-52.
- Rueggeberg, F. A., Caughman, W. F., & Curtis Jr, J. W. (1993). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative Dentistry*, 19(1), 26-32.
- Rueggeberg, F. A., Ergle, J. W., & Mettenburg, D. J. (2000). Polymerization Depths of Contemporary Light-Curing Units Using Microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6), 340-349.
- Rueggeberg, F., & Craig, R. G. (1988). Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of Dental Research*, 67(6), 932-937.
- Ruyter, I. E., & Øysæd, H. (1982). Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontologica*, 40(3), 179-192.
- Sabatini, C. (2013). Comparative study of surface microhardness of methacrylate-based composite resins polymerized with light-emitting diodes and halogen. *European Journal of Dentistry*, 7(3), 327.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials.* Elsevier Health Sciences.

- Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., & Peters, M. C. R. B. (1992). Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *Journal of Dentistry*, 20(3), 183-188.
- Santos, G. B., Medeiros, I. S., Fellows, C. E., Muench, A., & Braga, R. R. (2007). Composite depth of cure obtained with QTH and LED units assessed by microhardness and micro-Raman spectroscopy. *Operative dentistry*, 32(1), 79-83.
- Sarrett, D. C. (2005). Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*, 21(1), 9-20.
- Schneider, L. F., Consani, S., Correr-Sobrinho, L., Correr, A. B., & Sinhoreti, M. A. (2006). Halogen and LED light curing of composite: temperature increase and Knoop hardness. *Clinical oral investigations*, 10(1), 66-71.
- Shahdad, S. A., McCabe, J. F., Bull, S., Rusby, S., & Wassell, R. W. (2007). Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dental Materials*, 23(9), 1079-1085.
- Sideridou, I. D., & Achilias, D. S. (2005). Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 74(1), 617-626.
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819-1829.
- Sideridou, I. D., & Achilias, D. S. (2005). Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 74(1), 617-626.
- Soygun, K., Ünal, M., Özer, A., Gülbahar, E., Bolayır, G. (2013), Farklı Akışkan Bulk Fill Kompozitlerin Mikrosertliklerinin Araştırılması. *Cumhuriyet Üniv. Derg.* 351
- Stahl, F., Ashworth, S. H., Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2000). Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 21(13), 1379-1385.
- Stansbury, J. W., Trujillo-Lemon, M., Lu, H., Ding, X., Lin, Y., & Ge, J. (2005). Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dental Materials*, 21(1), 56-67.

- Surefil SDR flow Directions For Use, (2009). Dentsply Caulk.
- Tarle, Z., Meniga, A., Ristie, M., Sutalo, J., & Pichler, G. (1995). Polymerization of composites using pulsed laser. *European journal of oral sciences*, 103(6), 394-398.
- Tan, H. K., Woo, A., Kim, S., Lamoureux, M., & Grace, M. (2000). Effect of denture cleansers, surface finish, and temperature on Molloplast B resilient liner color, hardness, and texture. *Journal of Prosthodontics*, 9(3), 148-155.
- Tanaka, K., Taira, M., Shintani, H., Wakasa, K., & Yamaki, M. (1991). Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of oral rehabilitation*, 18(4), 353-362.
- Tay, FR., Gwinnett JA., Wei SH. (1996). Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone based, single bottle primer/adhesives. *Dent Mater*, 12, 236-244.
- Theodore, M.R., Harald, O., Edward, J.,(2011). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 5th ed, Chapel, North Carolina 208-209; 504-505.
- Tjan, A. H., & Dunn, J. R. (1988). Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 59(4), 433-438.
- Topcu, F. T., Erdemir, U., Sahinkesen, G., Yildiz, E., Uslan, I., & Acikel, C. (2010). Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 92(2), 470-478.
- Tsai, P. C., Meyers, I. A., & Walsh, L. J. (2004). Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials*, 20(4), 364-369.
- Uhl, A., Mills, R. W., & Jandt, K. D. (2003). Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, 24(10), 1787-1795.
- Uhl, A., Michaelis, C., Mills, R. W., & Jandt, K. D. (2004). The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dental Materials*, 20(1), 21-28.

- Uhl, A., Sigusch, B. W., & Jandt, K. D. (2004). Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dental Materials*, 20(1), 80-87.
- Ure, D., Harris, J., (2003). Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update*, 30(1),10-5.
- Van Eygen, I., Vannet, B. V., & Wehrbein, H. (2005). Influence of a soft drink with low pH on enamel surfaces: an in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 128(3), 372-377.
- Van Noort, R. (2002). *Introduction to dental materials 2th ed.* London, England Mosby, Int Pub Ltd pp 96-123.
- Vandewalle, K. S., Roberts, H. W., & Rueggeberg, F. A. (2008). Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 20(2), 108-117.
- Vandewalle, K. S., Roberts, H. W., Andrus, J. L., & Dunn, W. J. (2005). Effect of light dispersion of LED curing lights on resin composite polymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(4), 244-254.
- Vankerckhoven, H., Lambrechts, P., Van Beylen, M., Davidson, C. L., & Vanherle, G. (1982). Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *Journal of Dental Research*, 61(6), 791-796.
- Vasquez, D. (2012). A new generation Bulk-Fill Composite for Direct Posterior Restorations, *Inside Dentistry*, 5,5.
- Vasudeva, G. (2009). Monomer systems for dental composites and their future: a review. *Journal of the California Dental Association*, 37(6), 389-398.
- Venus Bulk Fill Product Profile. Heraeus Kulzer; 2011.
- Versluis, A., Tantbirojn, D., & Douglas, W. H. (1998). Do dental composites always shrink toward the light?. *Journal of Dental Research*, 77(6), 1435-1445.
- Versluis, A., Tantbirojn, D., Pintado, M. R., DeLong, R., & Douglas, W. H. (2004). Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dental Materials*, 20(6), 554-564.
- Visuri, S. R., Gilbert, J. L., Wright, D. D., Wigdor, H. A., & Walsh, J. T. (1996). Shear strength of composite bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *Journal of dental research*, 75(1), 599-605.



- Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11(3), 162-167.
- Watts, D. C. (2005). Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dental Materials*, 21(1), 27-35.
- Weinmann, W., Thalacker C., Guggenberger R. (2005). Siloranes in dental composites. *Dent Mater*, 21(1), 68-74.
- Westerman, G., Hicks, J., & Flaitz, C. (1999). Argon laser curing of fluoride-releasing pit and fissure sealant: in vitro caries development. *ASDC journal of dentistry for children*, 67(6), 385-90.
- Westerman, G. H., Hicks, M. J., Flaitz, C. M., Blankenau, R. J., Powell, G. L., & Berg, J. H. (1994). Argon laser irradiation in root surface caries: in vitro study examines laser's effects. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 125(4), 401-407.
- Whitters, C. J., Strang, R., Brown, D., Clarke, R. L., Curtis, R. V., Hatton, P. V., ... & Wood, D. (1999). Dental materials: 1997 literature review. *Journal of dentistry*, 27(6), 401-435.
- Wilson, K. S., Zhang, K., & Antonucci, J. M. (2005). Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26(25), 5095-5103.
- Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., & Vanherle, G. (1993). Composite resins in the 21st century. *Quintessence international*, 24(9), 641-658.
- Yaman, B. C., Efes, B. G., Dörter, C., Gömeç, Y., Erdilek, D., & Büyükgökçesu, S. (2011). The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 14(2), 136.
- Yap, A. U., Ng, S. C., & Siow, K. S. (2000). Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Operative dentistry*, 26(3), 260-266.
- Yap, A. U., & Seneviratne, C. (2000). Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Operative dentistry*, 26(5), 460-466.
- Yap, A. U., Soh, M. S., & Siow, K. S. (2002). Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Operative dentistry*, 28(4), 371-377.

- Yazici, A. R., Kugel, G., & Gul, G. (2007). The Knoop hardness of a composite resin polymerized with different curing lights and different modes. *J Contemp Dent Pract*, 8(2), 52-9.
- Ye, Q., Wang, Y., Williams, K., & Spencer, P. (2007). Characterization of photopolymerization of dentin adhesives as a function of light source and irradiance. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 80(2), 440-446.
- Yilmaz, H., Aydin, C., Bal, B. T., & Ocak, F. (2003). Effects of different disinfectants on physical properties of four temporary soft denture-liner materials. *Quintessence international* (Berlin, Germany: 1985), 35(10), 826-834.
- Yoon, T. H., Lee, Y. K., Lim, B. S., & Kim, C. W. (20hic02). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of oral rehabilitation*, 29(12), 1165-1173.
- Young, A. M., Rafeeka, S. A., & Howlett, J. A. (2004). FTIR investigation of monomer polymerisation and polyacid neutralisation kinetics and mechanisms in various aesthetic dental restorative materials. *Biomaterials*, 25(5), 823-833.
- Yu, D., Sipos, T., Wu, M. M., & Naleway, C. (2005). Remineralization potential of an anticaries/antigingivitis mouthrinse. *American journal of dentistry*, 18(6), 361-364.
- Yücel, T., Ulukap, H., & Demirci, M. (2004). Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. *TDBD*, 83,10-22
- Zhu, S., & Platt, J. (2011). Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. *Operative dentistry*, 36(4), 362-371.

**HAM VERİLER**

**FORMALAR**

## **ETİK KURUL KARARI**

## **PATENT HAKKI İZİNİ**

## **TELİF HAKKI İZİNİ**

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	PINAR	<b>Soyadı</b>	KARAKOÇ
<b>Doğ.Yeri</b>	KAYSERİ	<b>Doğ.Tar.</b>	06.03.1983
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>TC Kim No</b>	66241233096
<b>Email</b>	pinar.gence@hotmail.com	<b>Tel</b>	05052442785

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Doktora</b>	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi ABD	2014
<b>Yük.Lis.</b>	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2008
<b>Lisans</b>	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	
<b>Lise</b>	Balıkesir Fen Lisesi	2001

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜD S Puanı	(Diğer) Puanı
<b>İngilizce</b>	Çok iyi	iyi	Çok iyi		
<b>Almanca</b>	İyi	orta	iyi		

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>LES Puanı</b>			
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi



**Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri**

**Özel İlgi Alanları (Hobileri):**