

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

**İKİ FARKLI LED IŞIK CİHAZININ NANOHİBRİD KOMPOZİT REZİNİN
MİKROMEKANİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Zeynep Bilge KÜTÜK

**Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA
2015**

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

**İKİ FARKLI LED IŞIK CİHAZININ NANOHİBRİD KOMPOZİT REZİNİN
MİKROMEKANİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Dt. Zeynep Bilge KÜTÜK

**Tedavi Programı
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Sevil GÜRGAN**

**ANKARA
2015**

Anabilim Dalı :Diş Hastalıkları ve Tedavisi
 Program :Tedavi
 Tez Başlığı :İki Farklı LED Işık Cihazının Nanohibrid Kompozit Resinin
 Mikromekanik Özellikleri
 Üzerine Etkisi
 Öğrenci Adı-Soyadı :ZEYNEP BİLGE KÜTÜK
 Savunma Sınavı Tarihi :16.02.2015

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. L. Şebnem Türkün
 Ege Üniversitesi Diş Hek. Fak.
 Tez danışmanı: Prof. Dr. Sevil Gürkan
 Hacettepe Üniversitesi Diş Hek. Fak.
 Üye: Prof. Dr. Jale Görücü
 Hacettepe Üniversitesi Diş Hek. Fak.
 Üye: Prof. Dr. Nuray Attar
 Hacettepe Üniversitesi Diş Hek. Fak.
 Üye: Prof. Dr. Filiz Yaşın ÇAKIR
 Hacettepe Üniversitesi Diş Hek. Fak.







ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.


 Prof. Dr. Ersin FADILLIOĞLU
 Müdür

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince, bilimsel alanın yanı sıra sosyal alanda da her türlü konuda ilgi ve desteğini benden esirgemeyen, değerli fikirlerini içtenlikle paylaşan ve olaylara bakış açımı değiştiren, yeni projelerde çalışmam için beni cesaretlendiren, yurtdışında araştırma yapmak üzere görevlendirilmemde öncülük eden çok değerli tez danışmanım, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Sayın Sevil Gürkan'a,

Hacettepe Üniversitesi'ndeki doktora eğitimim boyunca görüş, bilgi ve yardımlarını benden esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Saadet Gökalp, Prof. Dr. Berrin Dayangaç, Prof. Dr. Alev Önen, Prof. Dr. Şükran Bolay, Prof. Dr. Gül Özgünaltay, Prof. Dr. Jale Görücü, Prof. Dr. Meserret Başeren, Prof. Dr. Arlin Kiremitçi, Prof. Dr. Nuray Attar, Prof. Dr. Rüya Yazıcı, Prof. Dr. Filiz Yalçın Çakır, Doç. Dr. Esra Ergin ve Yrd. Doç. Dr. Elif Öztürk'e,

Bilimsel çalışmalarımın her aşamasında değerli katkıları ve desteğiyle, aynı zamanda içtenliği ve dostluğuyla bana her konuda yardımcı olan Ludwig Maximillians Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Hekimliği Bölümü Öğretim Üyesi Prof. Dr. Sayın Nicoleta Ilie'ye,

Yurtdışı proje başvurumu kabul eden ve fakültenin bütün imkanlarından yararlanmamı sağlayan Ludwig Maximillians Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Sayın Reinhard Hickel'e,

Tez izleme komitesi üyesi olarak, değerli bilgileri ve desteğiyle gelişimime katkıda bulunan Prof. Dr. L. Şebnem Türkün'e,

Diş Hekimliği Fakültesi çatısı altında aynı havayı teneffüs ettiğim tüm çalışma arkadaşlarıma,

Benim için yapabileceklerinin her zaman en iyisini yapan kıymetli biricik aileme ve Yusuf Alp'ime gönülden teşekkür ederim.

ÖZET

Kütük, ZB. İki farklı LED ışık cihazının nanohibrid kompozit rezinin mikromekanik özellikleri üzerine etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tedavi Programı Doktora Tezi, Ankara, 2015. Bu *in vitro* çalışmanın amacı, iki farklı mesafeden uygulanan 2 LED ışık cihazının farklı polimerizasyon programlarının bir nanohibrid kompozit rezinin (Kalore/GC) mikromekanik özellikleri üzerine etkilerini incelemektir. İki mm kalınlığında hazırlanan 72 kompozit rezin örneği yüksek güçteki iki LED ışık cihazı (Bluephase 20i/Ivoclar Vivadent ve FlashMax P3/CMS Dental) ile 0 ve 7 mm mesafelerden 6 gruba ayrılarak (n=6), Grup a: Bluephase 20i – 10 sn – Yüksek güç, Grup b: Bluephase 20i – 15 sn – Yüksek güç, Grup c: Bluephase 20i – 5 sn – Çok yüksek güç, Grup d: Bluephase 20i – 15 sn – Yavaş başlangıç, Grup e: FlashMax P3 – 4 mm uç – 3 sn, Grup f: FlashMax P3 – Uçsuz – 3 sn, polimerize edilmiştir. Örneklerin polimerizasyonu sırasında alt yüzeylerine ulaşan ışık şiddetleri eş zamanlı olarak radyometre (MARC Resin Calibrator) ile ölçülmüştür. Üst ve alt yüzeylerinin Vickers sertlik (HV) ve elastisite modülü (E) değerleri otomatik universal bir sertlik belirleyici cihaz (Fischerscope H100C) ile 37°C de 24 saat distile suda bekletildikten sonra kaydedilmiştir. Enerji yoğunluğunun, uygulama mesafesinin ve yüzey farklılıklarının etkileri Tek Yönlü Varyans Analizi, Tukey ve t testleri ile analiz edilmiştir (p=0.05). Tüm gruplarda ışık uygulama mesafesi 0 mm'den 7 mm'ye çıkartıldığında kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında üst ve alt yüzeylerinde oluşan ışık şiddeti ve enerji yoğunluğunun azaldığı belirlenmiştir. 0 mm mesafede en yüksek üst yüzey HV ($76.61 \pm 5.85 \text{ N/mm}^2$) ve E ($10.42 \pm 5.85 \text{ GPa}$) değerleri Grup b'de, 7 mm mesafede en düşük üst yüzey HV ($49.41 \pm 13.11 \text{ N/mm}^2$) ve E ($6.63 \pm 1.87 \text{ GPa}$) değerleri Grup e'de görülmüştür (p<0.05). 0 ve 7 mm mesafelerde en düşük alt yüzey HV ve E değerleri Grup e'de bulunmuştur (p<0.05). Işık uygulama mesafesinin artırılması Grup e'de alt ve üst yüzeylerin mikromekanik özelliklerini anlamlı olarak zayıflatmıştır (p<0.05). LED ışık cihazlarının ışık şiddetlerinin üreticilerinin bildirdiğinden daha yüksek olduğu bulunmuştur. Farklı ışık enerji yoğunluklarının (0.01 J/cm^2 - 23.13 J/cm^2) ve uygulama mesafelerinin (0 ve 7 mm) nanohibrid kompozit rezinin alt ve üst yüzeylerinin mikromekanik özelliklerini etkilemiştir. Kompozit rezinlerin üst ve alt yüzeylerinin mikromekanik özelliklerinin kullanılan ışık cihazlarının bu yüzeylerde oluşturduğu ışık şiddetinden çok enerji yoğunluğundan etkilendiği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: LED ışık cihazı, Nanohibrid Kompozit Resin, Uygulama Mesafesi, Mikro sertlik, Elastisite Modülü

Destekleyen Kurumlar: CED-IADR (Continental European Division of the International Association of Dental Research) **Visiting Scholar Stipend 2012**

ABSTRACT

Kütük, ZB. Effect of two different LED light curing units on the micromechanical properties of a nanohybrid composite resin. Hacettepe University Institute of Health Sciences Ph.D. Thesis in Restorative Dentistry, Ankara, 2015. The aim of this *in vitro* study was to investigate the effects of different curing modes of two LED light curing units from two exposure distances on the micromechanical properties of a nanohybrid composite resin (Kalore/GC). Seventy-two specimens of composite resin with 2 mm thickness (n=6) were cured using two high irradiance LED light curing units (Bluephase 20i/Ivoclar and FlashMax P3/CMS Dental) at 0 and 7 mm exposure distances. The curing conditions were: Grup a: Bluephase 20i – 10 s – High power, Grup b: Bluephase 20i – 15 s – High power, Grup c: Bluephase 20i – 5 s – Turbo, Grup d: Bluephase 20i – 15 s – Soft start, Grup e: FlashMax P3 – 4 mm tip – 3 s, Grup f: FlashMax P3 – without tip – 3 s. The transmitted light power and energy density were evaluated at specimens' bottom in real time during curing, with a radiometer (MARC Resin Calibrator). Vickers hardness (HV) and modulus of elasticity (E) were measured with an automatic universal hardness indenter (Fisherscope H100C) at specimens' top and bottom surfaces after storing 24 hours in distilled water at 37°C. Effects of energy densities, exposure distances and surface conditions were analyzed using One Way Variance Analyze, Tukey and t tests (p=0.05). Different energy densities were observed for all groups according to distance and surface conditions. In all groups, a decrease in intensity and energy density formed in the top and bottom of the composite resin surfaces during the polymerization was determined when the exposure distance was removed from the 0 to 7 mm. The highest hardness ($76.61 \pm 5.85 \text{ N/mm}^2$) and modulus of elasticity ($10.42 \pm 5.85 \text{ GPa}$) values were observed in the Group b at 0 mm, the lowest hardness ($49.41 \pm 13.11 \text{ N/mm}^2$) and modulus of elasticity ($6.63 \pm 1.87 \text{ GPa}$) values were observed in the Group e at 7 mm for top surfaces (p<0.05). Increasing the exposure distance was significantly impaired the micromechanical properties of the top and bottom surfaces in the Group e (p<0.05). The light intensities of LED light curing units were higher than the manufacturers' reported. Different light energy densities (0.01 J/cm^2 - 23.13 J/cm^2) and exposure distances (0-7mm) influenced the micromechanical properties of top and bottom surfaces of a nanohybrid composite. The top and bottom surfaces' micromechanical properties of composite resins were affected by the energy density more than the light intensity of the used light curing units.

Keywords: LED Light Curing Unit, Nanohybrid Composite Resin, Exposure Distance, Micro hardness, Modulus of Elasticity

Supported by CED-IADR (Continental European Division of the International Association of Dental Research) by **Visiting Scholar Stipend 2012**

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozit Rezinler	3
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	3
2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	7
2.1.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması	9
2.2. Polimerizasyon	10
2.2.1. Kopolimerizasyon	12
2.2.2. Çapraz Bağlantı	12
2.2.3. Polimerizasyon Aşamaları	13
2.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları	15
2.3.1. Kuartz Tungsten Halojenler (QTH)	17
2.3.2. Işık Yayan Diyodlar (<i>Light Emitting Diode</i> , LED)	18
2.3.3. Lazerler	20
2.3.4. Plazma Ark (PAC)	20
2.4. Polimerizasyon Protokolleri (Mod, Program)	21
2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunu Etkileyen Etkenler	23
2.6. Restoratif Materyallerin Fiziksel Özellikleri	26
2.6.1. Mekanik Özellikler	27
2.6.2. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar	28

2.7. Sertlik (<i>Hardness</i>)	29
2.7.1. Sertlik Testleri (Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi)	30
2.8. Elastisite Modülü (E)	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Kullanılan Materyaller	33
3.1.1. Kalore (Nanohibrid Kompozit Resin)	33
3.2. Kullanılan Cihazlar	35
3.2.1. I ık Cihazları	35
3.2.2. Radyometre Cihazı	38
3.2.3. Mikro Sertlik Ölçüm Cihazı	40
3.3. I ık Cihazlarının I ık İddeti ve I ık Enerji Yo unluklarının Belirlenmesi	41
3.4. Kompozit Resin Örneklerin Hazırlanması	42
3.5. Mikromekanik Ölçümlerin Yapılması	45
3.6. Statistiksel De erlendirme	48
4. BULGULAR	49
4.1. I ık Cihazlarının I ık İddeti ve I ık Enerji Yo unlukları Bulguları (Üst Yüzey)	49
4.2. I ık Cihazlarının Kompozit Resin Örneklerinin Polimerizasyonu Sırasındaki I ık İddeti ve I ık Enerji Yo unlukları Bulguları (Alt Yüzey)	51
4.3. Kompozit Resin Örneklerin Üst ve Alt Yüzey Mikro Sertlik Bulguları	53
4.4. Kompozit Resin Örneklerin Üst ve Alt Yüzey Elastisite Modülü Bulguları	57
5. TARTI MA	62
6. SONUÇLAR	83
KAYNAKLAR	84
ÖZGEÇM	105

SİMGELER VE KISALTMALAR

a	Ucun köşegenleri arasındaki açının yarısı
Ba	Baryum
BAP	Biaçilfosfin oksit
BD	Butanediol
Bis-EMA	Etoksilenmiş Bisfenol A glisidilmetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol glisidilmetakrilat
c	Denklem sabiti
°C	Santigrat derece
CED-IADR	Continental European Division of the International Association of Dental Research
cm	Santimetre
cm ²	Santimetrekare
CQ	Kamferokinon
E	Elastisite Modülü
F-Al-Si	Floro-alümina-silikat
FTIR	Fourier Transform Infrared Spektrometre
GPa	Gigapascal
HDR	High-density radiopaque
h _{max}	Maksimum batma derinliği
HV	Vickers Sertlik Testi
ISO	Kalite Yönetim Sistemi (International Organization for Standardization)
IR	Kızılötesi Radyasyon (Infrared)
J	Joule
°K	Kelvin derece
kg	Kilogram
LED	Light Emitting Diode
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare

mN	Milnewton
mJ	Milijoule
MPa	Megapascal
mW	Miliwatt
N	Newton
nm	Nanometre
Pa	Pascal
PA	Propionaldehit
PAC	Plazma Ark
P_{max}	Uygulanan maksimum kuvvet
PPD	1-fenil-1,2-fenilpropanodil
PPF	Prepolimerize doldurucu
rpm	Revolutions per minute
QTH	Kuartz Tungsten Halojen
SD	Standart sapma değeri
Si	Silisyum
SiO ₂	Silisyumoksit
sn	Saniye
Sr	Stronsiyum
tan	Tanjant
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TPO	Triaçilfosfin oksit
UDMA	Üretan dimetakrilat
USA	United States of America
UV	Ultraviyole
ν	Poisson oranı
Zn	Çinko
Zr	Zirkonyum
μm	Mikrometre
α	Alfa
°	Derece
ψ	Piramit ucun kenarları arasındaki açının yarısı

ϵ	Strain
σ	Stres
%	Yüzde

ŞEKİLLER

	Sayfa
2.1. DX-511 molekülünün yapısı	4
2.2. Materyallerin fiziksel özellikleri	27
2.3. Restoratif materyallerin fiziksel özellikleri	28
2.4. Vickers sertlik testinde kullanılan 136°'lik elmas uç ve ucun oluşturduğu izin görüntüsü	31
3.1. Çalışmada kullanılan nanohibrid kompozit rezin (Kalore, GC, Tokyo, JAPAN)	33
3.2. A. Bluephase 20i LED ışık cihazı B. FlashMax P3 LED ışık cihazı	35
3.3. FlashMax P3 LED ışık cihazının 4 mm ve 8 mm kalınlıktaki uçları	37
3.4. MARC Resin Calibrator radyometre cihazı	38
3.5. A. Radyometre cihazının sensörü B. Mesafe ayarlama kolu C. 0 mm mesafeden yapılan ölçüm D, E. 7 mm mesafeden yapılan ölçüm	41
3.6. Kompozit rezin örneklerin hazırlandığı teflon kalıp	42
3.7. Çalışma protokolü	43
3.8. Etüv içerisinde distile suda bekletilen kompozit rezin örnekler	44
3.9. A. Silikon karbid kağıtları B. Polisaj spreyi C. Polisaj cihazı	45
3.10. A. Otomatik mikro sertlik belirleyici cihaz B. Cihazın ölçüm yapan uç kısmı C. Ölçüm sırasında uygulanan kuvvetin kaydedildiği bilgisayar ekranı D. Ölçüm sonrası oluşan izin bilgisayar ekranındaki görünümü	45
3.11. Ölçüm için örneklerin sabitlenmesi	46

3.12.	Sertlik cihazının merceği	46
3.13.	Ölçüm noktalarının belirlenmesi	47
3.14.	Sertlik cihazının ölçüm kısmı	47
3.15.	Elastisite modülünün ölçümünde cihazın kullandığı yöntem	48
4.1.	Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerden oluşturdukları ortalama ışık şiddetlerinin (mW/cm^2) ve enerji yoğunluklarının (J/cm^2) grafiksel olarak gösterilmesi	50
4.2.	Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerden kompozit rezin örneklerini polimerize ederken oluşturdukları ortalama ışık şiddetlerinin (mW/cm^2) ve enerji yoğunluklarının (J/cm^2) grafiksel olarak gösterilmesi	52
4.3.	0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt HV değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi	56
4.4.	7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt HV değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi	57
4.5.	0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt E değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi	60
4.6.	7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt E değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi	61

TABLOLAR

	Sayfa
3.1. Çalışmada kullanılan nanohibrid kompozit rezin	33
3.2. Çalışmada kullanılan ışık cihazları	35
4.1. Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerde oluşturdukları ortalama ışık şiddetleri (mW/cm^2), standart sapma değerleri (SD) ve enerji yoğunlukları (J/cm^2)	49
4.2. Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerden kompozit rezin örneklerini polimerize ederken oluşturdukları ortalama ışık şiddetleri (mW/cm^2), standart sapma değerleri (SD) ve enerji yoğunlukları (J/cm^2)	51
4.3. 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin ortalama HV [N/mm^2] (SD) değerleri	53
4.4. 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeylerinin ortalama HV [N/mm^2] (SD) değerleri	54
4.5. 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst ve alt yüzeylerinin mikro sertliklerinin (HV) bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	55
4.6. 7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst ve alt yüzeylerinin mikro sertliklerinin (HV) bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	57
4.7. 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin ortalama E [GPa] (SD) değerleri	58
4.8. 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeylerinin ortalama E [GPa] (SD) değerleri	59
4.9. 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst ve alt yüzeylerinin elastisite modüllerinin (E) bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	60

4.10.	7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst ve alt yüzeylerinin elastisite modüllerinin (E) bağımsız t-testi ile karşılaştırılması	61
-------	---	----

1. GİRİŞ

Kompozit rezin teknolojisinin diş hekimliğine girmesiyle restoratif diş hekimliği alanında çok önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Kompozit rezinler diş renginde olmaları, civa içermemeleri, biyolojik olarak uyumlu olmaları, diş dokularına bağlanabilmeleri, konservatif kavite preparasyonuna izin vermeleri, çürük temizlendikten sonra geriye kalan diş dokularını desteklemeleri, tek seansta bitirilebilmeleri ve düşük ısı iletkenlikleri gibi avantajları nedeniyle hekimler ve hastalar tarafından daha çok tercih edilmektedir (1).

Modern diş hekimliğinde kompozit rezinlerin kullanımındaki artış, materyallerde, bağlayıcı sistemlerinde ve ışık cihazlarındaki gelişmelerin yanı sıra hastaların estetik beklentilerinin artması ile devam etmektedir. Bu süreçte, bazı ülkelerde civa içeren amalgamın kullanımının da tamamen ortadan kalktığı görülmektedir (2).

Kompozit rezinlerin, klinik başarılarını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlardan en önemlisi, kompozit rezinin polimerizasyonudur. Materyalin klinik başarısı, uygun fiziksel ve biyolojik özellikleri için, polimerizasyonu önem taşımaktadır. Polimerizasyonun yetersiz olması, materyalin içerisinde, yüksek oranda reaksiyona girmemiş artık çift bağ kalmasına neden olur. Bu artık çift bağlar, kompozit rezinin fiziksel özelliklerini azaltarak, rezinin renklenmesi ile sonuçlanan su emiliminin ve suda çözünmesinin, kenar kırık riskinin, kenar sızıntısının ve sitotoksitesinin artmasına neden olur (3).

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için görünür mavi ışık kullanılmaktadır. Polimerizasyon için uzun yıllar halojen ampul içeren sistemler kullanılmıştır. Ancak, bu cihazların ışık yoğunluğunda zamanla meydana gelen azalma ve kullanımları sırasında pulpada oluşan ısı artışı gibi dezavantajları nedeni ile daha verimli polimerizasyon sağlayan cihazların arayışına başlanmıştır ve belirli dalga boyunda yoğun ışık üretiminin yanında düşük voltaj kullanan, yüksek güç çıkışları ile farklı spektral dağılıma sahip ve daha kısa uygulama süresine

olanak sağlayan ışık yayan diyodlar (*Light Emitting Diode-LED*) geliştirilmiştir (4,5).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu ışığın enerji yoğunluğuna bağlıdır. Işıık, kompozit rezin içinde ilerlerken, soğurulmasının yanı sıra derinlik arttıkça ışığın enerji yoğunluğu ve etkisi azalır (6).

Kullanılan ışık cihazının türünün yanında, ışık cihazının uygulaması sırasında, kompozit rezin restorasyonunun üst yüzeyine olan uzaklığı da klinik başarıyı etkileyen önemli bir faktördür. Işıık cihazından elde edilen ışığın enerji yoğunluğu, ışığın uygulandığı uç ile restorasyon yüzeyi arasındaki mesafe arttıkça azalmaktadır. Bu durum, özellikle sınıf 2 restorasyonlarda, kavitenin aproksimal basamağına yerleştirilen kompozit rezin ile ışık cihazının ucu arasındaki mesafe için önemlidir. Bu mesafe bazı durumlarda 10 mm'nin üzerine çıkabilmektedir (7).

Rezinin monomer değişim derecesinin belirlenmesinde kullanılan pek çok test vardır ancak, mikro sertlik ölçümü, kullanım kolaylığı nedeniyle, daha çok tercih edilmektedir (8,9).

Elastisite modülü (E), cismin uygulanan kuvvet karşısında elastik özelliğini kaybettiği ve plastik deformasyonun başladığı noktadır (9). Materyalin katılık ve sertliğinin ölçümüdür, polimerizasyon sonrasında kompozit rezinin mekanik özelliği hakkında bilgi verir (10).

Bu konudaki eksiklik göz önüne alındığında, bu *in vitro* çalışmanın amacı, iki farklı mesafeden uygulanan 2 LED ışık cihazının farklı polimerizasyon programlarının bir nanohibrid kompozit rezinin mikromekanik özellikleri (sertliği ve elastisite modülü) üzerine etkilerini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler değişik yapı ve özelliğe sahip iki ya da daha fazla farklı materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile elde edilen ürünler olarak tanımlanmaktadır (1).

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler organik rezin matrisi, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan olmak üzere 3 ana bileşenden meydana gelirler ve matris faz içinde dağılmış olarak bulunan doldurucu partiküllerin silan ajanı ile bağlanması sonucu oluşurlar (11).

1) Organik Rezin Matrisi: Kompozit rezinin kimyasal olarak aktive olan kısmıdır. Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda katı bir polimere dönüşmektedir (11). Bu faz içinde monomerler, ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcıları ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır.

Monomer ve Ko-monomerler: Monomerlerin bir araya gelerek polimerleri oluşturmalarına 'polimerizasyon' adı verilir. Diş hekimliğinde kullanılan monomerler genellikle sıvı formdadırlar ve polimerizasyon sürecinde katı forma dönüşürler (11).

En yaygın kullanılan monomer yapısı bisfenol-A ve glisidilmetakrilatın oluşturduğu Bis-GMA'dır. İlk defa Bowen tarafından 1965'te geliştirilmiştir. Polimerizasyonu, iki metil metakrilat grubunun karbon-karbon çift bağı aracılığıyla olur (12). Sonraları bu formülden elde edilen rezin yapının viskozitesinin yüksek olması, saf bir yapısal sentezi oluşturamaması gibi dezavantajlarının ortaya çıkmasıyla daha iyi bir adezyon sağlayan ve renk değişimine dirençli olan üretan dimetakrilat (UDMA) monomeri geliştirilmiştir (13).

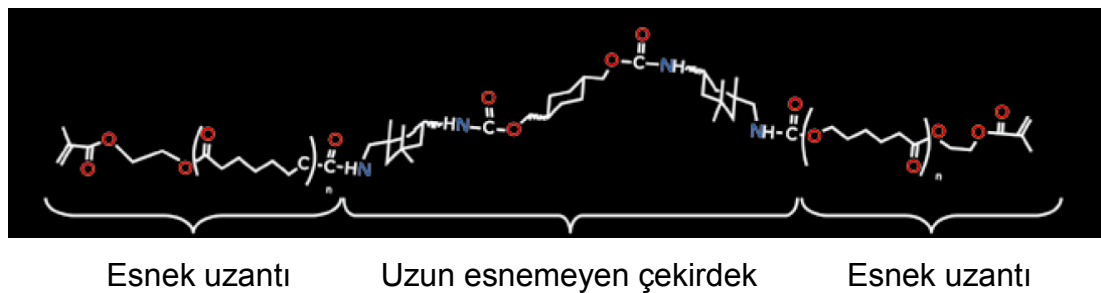
UDMA'da farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini lineer bir izosiyonat grubu almıştır (14). UDMA, Bis-GMA'ya benzer molekül ağırlığına

sahip olsa da daha akıcıdır (11). Ayrıca, üretanın oluşturduğu bağlar daha esnek bir yapıdadır. Bu esneklik, dayanıklılığı artırır (15).

Her iki monomerin viskoziteleri yüksek olduğundan seyreltilmesi amacıyla daha az viskoziteye sahip olan komonomerler ile karıştırılırlar. Bu amaç için en fazla trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) kullanılmaktadır (16).

Düşük molekül ağırlığındaki TEGDMA'nın, daha çok büzülmesi ve hidrofilik olması nedeniyle, yerine geçebilecek monomerlerden biri de etoksilenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA) tır (17).

Günümüzde, üretici firmalar kompozit rezinlerin farklı monomer yapılarını geliştirmeye devam etmektedirler. Bunlardan biri de üretandimetakrilat kimyasını esas alan DX-511 monomeridir (Şekil 2.1). Bu monomer tüm kompozit rezin ve bağlayıcı sistemler ile uyumludur. DX-511 monomeri uzun, esnemeyen bir çekirdek yapıdan ve reaksiyona giren esnek uzantılardan oluşmaktadır. Bu uzantıların mevcut hacmi korumadaki yetersizliği, çekirdek tarafından kompanze edilmektedir. Bu sayede, monomer deformasyonunun önüne geçilir. Uzun monomer zincirlerinin sebep olduğu, reaksiyona girme kabiliyetinin azalması sorunu, uzantıların esnek olmasıyla aşılmaktadır (18).



Şekil 2.1. DX-511 molekülünün yapısı (18)

Düşük molekül ağırlıklı monomerler yüksek molekül ağırlıklı monomerlere göre polimerizasyon sırasında daha fazla büzülme göstermektedirler. Kompozit rezinlerde tipik olarak kullanılan metakrilat monomerlerinden Bis-GMA'nın molekül ağırlığı 512.6, UDMA'nın 470.6,

TEGDMA'nın 286.3'tür. DX-511 monomerinin ise 895'tir ve daha az sayıda karbon karbon çift bağı içermektedir. Bu durum polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır (19,20).

İnhibitörler: Monomerlerin spontan olarak polimerize olmasını engellemek amacıyla rezin sistemlerin yapısına katılırlar. İnhibitörlerin serbest radikallerle reaksiyona girme potansiyeli monomerlere göre daha yüksektir. Materyal gün ışığına maruz bırakıldığında inhibitörler serbest radikallerle monomerlerden önce reaksiyona girerler. İnhibitörler fenol türevi bileşiklerdir. En yaygın olarak 4-metoksifenol ve 2,4,6-tersiyerbütil fenol kullanılır. İnhibitörler kompozit rezinlerin raf ömürlerini uzatmakla beraber, uygun çalışma süresinin sağlanmasına yardımcı olurlar (14).

Başlatıcılar (İnitiatörler): Kompozit rezinlerde sertleşme reaksiyonu polimerizasyonun başlaması ile gerçekleşmektedir. Organik rezin matriks içerisindeki başlatıcı, kimyasal ve/veya fiziksel aktivasyon ile serbest radikallerin oluşmasına ve polimer zincirlerinin meydana gelmesine neden olmaktadır (11). Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı soğurarak polimerizasyonu başlatan başlatıcılar kullanılmaktadır. Bu iş için en çok bir α -diketon olan kamforokinon (CQ) kullanılmaktadır. Işığın etkisiyle kamforokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır (21). Kamforokinona alternatif olarak yapısına aldehit ve keton eklenmiş polimerizasyon başlatıcılar bulunmaktadır. Buna örnek olarak; 1-fenil-1,2-fenilpropanodin (PPD), propionaldehit (PA), butanediol (BD) verilebilir (19).

Baz olarak kamforokinonun kullanılmadığı fosfinoksid bazlı, bisilfosfin oksit (BAP) ve triasilfosfin oksit (TPO) gibi polimerizasyon başlatıcılar da kompozit rezinlerin yapısına katılabilmektedirler (22).

Başlatıcının (benzol peroksit veya kamforokinon) reaksiyon kabiliyeti polimerizasyon derecesini ve çift bağların değişim derecesini etkiler (15).

Organik rezin matriks, kompozit rezin materyalin en zayıf ve aşınma direncinin en düşük olduğu fazdır. Suyu emebilir, boyanabilir ve renklenebilir. Bundan dolayı üreticiler kompozit rezin materyalin matriks içeriğini azaltıp

doldurucu içeriğini arttırarak daha güçlü kompozit rezinler oluşturmayı hedeflemektedir (1).

2) Ara Bağlayıcı: Kompozit rezinlerde, organik rezin matriks ve inorganik doldurucular arasındaki adeziv bağlantı materyalin fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması açısından esastır. Bu bağlantı, bir organo-silan olan 3-(metakriloksi) propil-trimetoksisilan ile sağlanır (23). Organik rezin matriks ile inorganik doldurucu arasındaki bu bağlanma ne kadar kuvvetliyse kompozit rezinin mekanik özellikleri o kadar iyi olacaktır. Bu bağlantıyı sağlayan ajanlar silanlardır (13).

Silan bağlayıcı ajanlar çift fonksiyonludur, bir uçlarında hidroksil grupları ile inorganik doldurucu partiküllere, diğer uçlarında ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanır. Birleştirici görev yaparlar (24).

3) İnorganik Doldurucular: Organik rezin matriks içine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz, alüminyum silikat, lityum silikat ve borosilikat gibi partiküllerden oluşur. İnorganik doldurucuların yapısına, aşınmaya dirençli radyopak görüntü veren stronsiyum (Sr), baryum (Ba), çinko (Zn), zirkonyum (Zr) ve silisyum (Si) gibi elementler ilave edilmiştir. Her gün gelişen kompozit rezinlerin inorganik yapısını oluşturan doldurucu partikül boyutları, toplam ağırlıktaki oranları, yüzey şekilleri ve içerikleri ile ilk üretilen kompozitlere göre oldukça farklıdır (15).

İnorganik doldurucular, kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi yönünde, basınç ve çekme direncinin arttırılması, elastisite modülü değerlerinin olumlu yönde geliştirilmesi ve aynı zamanda ısıl genleşme katsayısının ve su emiliminin azaltılması amacıyla ilave edilmişlerdir (15).

Doldurucu içeriği, boyutu ve dağılımı kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Kompozit rezinlerin dayanıklılığı, elastisite modülleri ve kopma dayanımları, doldurucu hacmi ve ağırlığı ile ilişkilidir (25,26).

Günümüzde, yüksek yoğunluklu radyopak, önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküller yeni doldurucu sistemler olarak karşımıza

çıkılmaktadır. Bu doldurucular 400 nm boyutunda modifiye edilmiş stronsiyum cam ve 100 nm boyutunda lantanoid florid içermektedirler. Modifiye edilmiş stronsiyum camın, doldurucuların dayanıklılıklarını ve yüzey sertliğini güçlendirdiği ve yüksek polisajlanabilirlik sağladığı öne sürülmektedir. Lantanoid florid radyoopasiteyi arttırmak için kullanılmaktadır (18).

2.1.2. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Günümüzde kompozit rezinler; genellikle inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü, miktarı ve kompozisyonuna göre 3 temel gruba ayrılırlar (27).

1) Geleneksel kompozit rezinler: Ortalama 1-50 μm partikül boyutunda doldurucu kuartz cam partiküller içermektedirler. Doldurucu içerik ağırlıkça %70-80'dir. Hacimce ve ağırlıkça ölçüldüğünde doldurucu içerik arasında farklar bulunmaktadır. İnorganik doldurucu partikülleri rezin matriksden daha yoğun olduğundan hacim yüzdesi ağırlık yüzdesinden tipik olarak %10-15 daha düşüktür. Üreticiler ağırlık yüzdesini bu sebeple daha yüksek rapor etmektedirler. Her iki yüzde değeri de materyalin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Geleneksel kompozitlerde inorganik doldurucunun içeriği yüzey pürüzlülük derecesini de etkiler. Doldurucu partiküllerin büyük hacmi ve aşırı sertliği pürüzlü yüzey yapısına sebep olmaktadır (1).

2) Mikrodolduruculu kompozit rezinler: Ortalama 0.04 μm büyüklüğünde koloidal silika partikülleri içermektedirler (1). Bu kompozit rezinlerde inorganik doldurucu içeriği hacimce %20-55, ağırlıkça %35-60 oranındadır (28). Partiküllerin küçük boyutu çok düzgün yüzeye bitirilmelerine imkan vermekte ve görünüm mineye çok benzemektedir. Mikrodolduruculu kompozit rezinlerin problemi düşük doldurucu oranıdır. Çok küçük partiküllü inorganik doldurucuların kullanımı rezinle temas halinde olan doldurucu yüzey alanının çok geniş olmasına yol açmaktadır. Geniş yüzey alanı doldurucu partiküllerin yüzeyi ıslatması için çok daha fazla rezin

gerektirmekte, yüksek rezin içeriği de, artmış termal ekspansiyon katsayısı ve düşük dayanıklılık ile sonuçlanmaktadır (13).

3) Hibrid kompozit rezinler: Geleneksel kompozit rezinlerin tercih edilen mekanik ve fiziksel özelliklerini ve mikrodolduruculu kompozit rezinlerin pürüzsüz yüzeyini bir araya getirmek için hibrid kompozit rezinler üretilmiştir. Hibrid kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partikül içeriği %87'ye kadar çıkarılmış, rezin matriks ise hacimsel olarak azaltılmıştır. Resin matriksin az olması iyi kondanse edilebilmelerine, aşınmaya karşı direncin yükselmesine, polimerizasyon büzülmesinin ve pulpa irritasyonlarının azalmasına neden olmuştur (29).

Kompozit rezinlerin yapılarıyla ilgili son gelişmeler, akışkan, *packable* (kondanse olabilen) ve nano dolduruculu gibi farklı hibrid kompozit rezinleri ortaya çıkartmıştır (27).

Akışkan (Flowable) kompozit rezinler: 1995'ten beri kullanılmaktadırlar. Üretici firmalar tarafından daha hızlı ve daha kolay kullanım iddiası ile tanıtılmış ve hemen hemen her üretici firmanın ürün yelpazesi içerisinde yer almışlardır. Bir kompozit rezini daha düşük viskoziteli ya da akışkan yapmak için, ya partikül boyutunu arttırmak ya da doldurucu miktarını düşürmek gereklidir (30). Akışkan kompozit rezinler çoğu mikrodolduruculu kompozit rezinlerden daha az doldurucu içerirler (31). Kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Ancak, organik resin matriks miktarının fazla oluşu nedeniyle hibrid kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında, polimerizasyon büzülmesi ve aşınma oranları artmış, dayanıklılıkları azalmıştır (32).

Kondanse Olabilen (Packable) Kompozit Resinler: Kondanse olabilen kompozit rezinler, amalgama benzer uygulama özellikleri düşünülerek geliştirilmişlerdir. Amalgama benzer kaviteye taşınma, uygulama ve işlenebilme özelliklerine sahip olup, geleneksel kompozit rezinlerden daha kolay manipülasyon sağlarlar (33).

Nano Dolduruculu Kompozit Resinler: 'Nano' terimi Yunanca kökenli olup nanometre, 10^{-9} metreyi veya 10^{-3} mikrometreyi ifade eden, çok küçük boyutlarda bir ölçü birimidir. İstenilen boyutlarda (20 nm gibi) ve küresel

partiküller şeklinde elde edilebilen bu nano doldurucular, geleneksel doldurucu partiküllerle kıyaslandığında, farklı özellikler gösterirler. Bu özellikteki doldurucular bir katıdan çok sıvıya benzerler. Bu parçalar geleneksel doldurucuların yaptığı gibi matriksi kalınlaştırmazlar. İnorganik doldurucu partiküllerin aşırı küçük olduğu (0.005-0.001 μm) bu kompozit rezin tipinde, bu küçük partiküller kolayca kümelenebildiklerinden farklı boyutlarda doldurucular oluşur. Sonuç olarak restoratif materyal içerisinde doldurucu oranı yüksek olmasıyla üstün fiziksel ve estetik özellikler oluşur (34).

2.1.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılması şu şekildedir (27).

1) Kimyasal Yolla (*Self-curing*) Polimerize Olan Kompozit Rezinler:

Polimerizasyon işleminin kimyasal olarak başladığı bu kompozitler iki pat şeklinde bulunurlar. Baz kısmında benzoil peroksit, katalizör kısmında aromatik tersiyer bir amin ya da sülfürik asit bulunur. Karıştırma sırasında hava kabarcığı kalması, amin renkleşmesi ve uzun olan polimerizasyon süreleri nedeniyle klinik uygulamalarda başarısızlıklar olabilmektedir (14). Polisaj işlemi en erken 24 saat sonra yapılabilir. Oda sıcaklığında stabil değildirlir ve 8°C'nin altında soğutucuda saklanmalıdırlar (35).

2) Ultraviyole (UV) Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler:

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerin uygulama zorluklarını ortadan kaldırmak için ışıkla polimerize olan kompozit rezinler ortaya çıkmış ve bu amaçla ilk kez UV ışıkla aktive edilen bir fissür örtücü geliştirilmiştir (36). 320-365 nm dalga boyuna sahip UV ışığı ile aktive edilebilen bir fotobaşlatıcı olan benzoin metil eter içerirler. Polimerizasyon derinliğinin (1-2 mm) yetersiz olmasına veya polimerize olmamış kısımların restorasyon bünyesinde kalmasına bağlı olarak, mekanik özelliklerin yetersiz olmasına ve

pulpada istenmeyen histopatolojik etkilere neden olmuşlardır. Ayrıca ultraviyole ışığın hem hekim hem de hasta için cilt ve göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri olabileceği düşüncesi gibi bazı olumsuz özelliklerinden dolayı UV ışık ile polimerize edilen kompozit rezinlerin kullanımı terk edilmiştir (22,35).

3) Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler: UV ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerden sonra tanıtılan kompozit rezinler görünür ışık ile polimerize olanlardır. Tek pat sisteminde üretilmişlerdir. Organik-kimyasal bileşenlerin oluşumuna imkan sağlarlar. Bu materyallerde başlatıcı olarak genellikle kamforokinon kullanılır (35). Polimerizasyon için görünür mavi ışığın, 450-500 nm dalga boyunda veya en az 300 mW/cm² şiddetinde olması gerekir (27).

4) Lazer ile Polimerize Olan Kompozit Rezinler: Kompozit rezinlerin, 488 nm dalga boyuna sahip Argon lazerler ile polimerizasyonu konusunda çalışmalar yapılmıştır (37). Argon lazer ile diametral kuvvetlere karşı direncin arttığı, daha iyi adezyonun, daha derin bölgelere ulaşan ve daha kısa sürede polimerizasyonun sağlanabildiği öne sürülmüştür (38).

5) Kimyasal Olarak ve Görünür Işıkla Polimerize Olan (*Dual Cure*) Kompozit Rezinler: Hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olabilen kompozit rezinlerdir. İki pat şekindedirler. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde ve polimerize olmayan bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirme hızından çok daha yavaştır (22).

2.2. Polimerizasyon

'Polimer' terimi Yunanca '*poli*' (çok) ve '*meros*' (parça) sözcüklerinin birleşimidir ve 'monomer' (mono=tek) denilen küçük moleküllerin birbirlerine eklenmesiyle oluşan çok uzun zincirli moleküllerdir. Monomerlerin polimerlere dönüşme süreci 'polimerizasyon' olarak adlandırılmaktadır (39).

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelir; ancak polimerler, monomerlerin birbirleri ile iki türlü reaksiyonu sonucu elde edilirler (14,28,40):

İlave Polimerizasyon (Katılma Polimerizasyonu): Kimyasal bir değişiklik oluşmadan, benzer moleküllerin çok sayıda tekrarlanması ile, aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı bir makromoleküle dönüşmesidir. İlave polimerizasyon reaksiyonları daima, çift bağlar içeren doymamış moleküllerle meydana gelir. Bir monomer molekülünün iki karbon atomu arasındaki çift bağların açılması, monomerin aktivite kazanmasını sağlar. Böylece monomer bir başka monomer ile reaksiyona girer ve aktivitesini diğer bir moleküle transfer eder. Sonra diğer moleküldeki diğer çift bağ açılır ve bu olay devam eder. Böylece bir zincir reaksiyonu başlar (41).

Diş hekimliğinde daha çok katılma polimerizasyon tipine rastlanır. Katılma polimerizasyonu, monomer içerisindeki başlatıcıya bağlı olarak üç şekilde gerçekleşir. Başlatıcılar katyonik, anyonik ya da radikalik olabilir. Alüminyum triklorür ve kalay diklorür katyonik başlatıcılara örnek olarak verilebilirken, sodyum ve potasyum ise anyonik başlatıcılara örnektir. Ancak bunlar toksik maddeler olduğu için, diş hekimliği alanında en sık radikalik polimerizasyon kullanılır. Radikalik polimerizasyonda başlatıcı olarak önceleri ultraviyole ışık kullanılırken, sonraları 400 nm'den daha büyük dalga boylarına duyarlı görünür ışık kullanılmıştır. Görünür ışık için bir diketon olan kamforokinon gibi, 400-480 nm dalga boyuna sahip çeşitli aminler, N, N-dimetil amino etil metakrilat, hidroksietil toluen ve hidrokinon gibi indirgeyici ajanlar kullanılır. Bu radikaller monomer molekülleri ile reaksiyona girerek monomeri aktif hale getirirler (40,41).

Katılma reaksiyonlarında yan ürün meydana gelmez. Bütün monomerler aynı molekül ağırlığına sahiplerdir. Kondenzasyon polimerizasyonunun aksine, dev makromoleküller oluşur. İki arasında sadece kimyasal bağların dağılımı açısından farklılık vardır (41).

Kondenzasyon Polimerizasyonu: Birden fazla monomer türü arasında benzer bir mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyondur. Kondenzasyon polimerizasyonunda bileşenler çift fonksiyonludur ve hepsi

kendiliğinden reaktif hale geçerler. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam eder. Bu tür polimerizasyonlar 'basamaklı polimerizasyon' reaksiyonları olarak da adlandırılırlar (41).

Tüm polimerizasyonlarda her zaman istenen özelliklerde polimerler hazırlamak mümkün değildir. Monomerler, polimerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkilerler. Bu yüzden polimerizasyon işleminde kopolimerizasyon ve çapraz bağlantı da önemlidir.

2.2.1. Kopolimerizasyon

Monomerlerin kimyasal özelliklerinden yararlanmak amacıyla; reaksiyon ortamına çeşitli konsantrasyonlarda birden çok sayıda monomer eklenebilir. Farklı kimyasal yapıya sahip iki ya da daha fazla monomer molekülünün bir araya gelmeleriyle oluşan polimerizasyon türüne 'kopolimerizasyon', bu şekilde elde edilen polimere de 'kopolimer' denir (41).

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit dolgu maddelerinin büyük bir kısmı bu türdendir. Kompozit rezinler içindeki Bis-GMA monomerini seyreltmek amacıyla katılan TEGDMA monomerleri, kopolimerlerdir.

Kopolimerler, polimere birçok özellik kazandırdığından kopolimerizasyona sıkça başvurulur. Kopolimerlerde bazen üç ya da daha fazla monomer de kullanılabilir ve monomerlerin belli bir düzen içinde polimerleşmesi istenir (28,41).

2.2.2. Çapraz Bağlantı

Bir zincir yapısı oluşturabilecek şekilde birbirine bağlanan polimer moleküllerinden oluşan yapıya, reaktif yan zincirlere sahip monomerler ilave edilir. Bu yan zincirler, bir zincirin diğer bir zincire bağlanmasına olanak sağlar. Böylece üç boyutlu bir yapı oluşur. Çapraz bağlı polimerler fiziksel açıdan daha dayanıklı olup, su emilimi ve çözünürlüğü az olan materyallerdir.

Çapraz bağlayıcı ajanın konsantrasyonu ve kompozisyonu fiziksel özellikleri etkiler (41).

2.2.3. Polimerizasyon Aşamaları

Polimerizasyon, üç aşamada gerçekleşmektedir.

1) Başlama Reaksiyonu (*Initiation*): Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin üretilmesi gerekir. Serbest radikal tersiyer amin ya da organik peroksit ile sülfirik asit derivesi gibi kimyasal bir aktivatörün ısı veya ışık ile reaksiyonu sonucu elde edilir. Başlatıcı serbest radikal monomer molekülü, yani metil metakrilat ile reaksiyona girerek monomerdeki çift bağı açar ve monomerdeki karbon atomuna bağlanarak, diğer monomer moleküllerinin eklenmesi için gereken enerjiyi verir. Böylece karbon atomunu kararsız halde bırakıp, bağlantının kendisini serbest radikal haline getirir (41).

2. Büyüme, Yayılma Reaksiyonu (*Propagation*): Serbest radikalle reaksiyona giren monomer molekülünün çift bağının açılmasıyla oluşan metil metakrilat serbest kökü, komşu monomer molekülünün de çift bağını açar. Bu işlem zincirin sürekli büyümesine neden olur. Polimer zincirlerinin büyümeye devam etmesi, monomer ünitelerinin bitmesine kadar devam eder. Aynı zamanda serbest radikali olan herhangi bir materyal ile reaksiyona girmesiyle de sonlanabilir. Prematür olarak oksijen içeren, hidrokinon ve öjenol gibi tipik ajanlar reaksiyonu sonlandırabildiği gibi, iki ayrı zincir de etkileşime girerek kendi serbest radikallerini ortadan kaldırabilir (41).

3. Sonlanma Reaksiyonu (*Termination*): Zincir reaksiyonları direkt çift bağlarla veya büyümüş bir zincirden diğerine hidrojen atomu alışverişiyle sonlandırılabilir. Yani polimer moleküllerinin enerji alışverişiyle aktifliğini kaybetmesi işlemidir ki, bu işlem polimer zincirinin sonuna yerleşen serbest köklerin aktivasyonlarının kalkmasıyla son bulur. Bazen de radikalın aktivitesi daha sonra büyüme yapabilecek başka bir zincire transfer olarak diğer bir zincirin devamlı büyümesiyle sonuçlanır (41). Başlatıcı ışık ile aktive edildikten sonra, ortamda çok sayıda monomer molekülü bulunduğu için sonlanma reaksiyonları azdır. Zaman içinde monomerler zincire eklendikçe,

monomer konsantrasyonu azalacağından büyüme reaksiyonları azalır, sonlanma reaksiyonları artar. Ortamda monomer bittikten sonra radikaller uzun süre kararlı kalamazlar. Su, hava oksijeni ve hava karbondioksiti gibi bir madde ile aktivitelerini kaybederler (28).

Polimerizasyon reaksiyonlarında başlatıcı konsantrasyonu optimum bir değerde olmalıdır. Başlatıcı konsantrasyonu düşük olduğunda polimerizasyon hızı yavaş, yüksek olduğunda ise polimerizasyon derecesi düşük olur. Böylece oluşan polimerin molekül kütlesi de küçük olur. Küçük molekül ağırlıklı polimerlerin yoğunluğu, erime noktası, kırma katsayısı, sertliği ve ısıya dayanımı düşüktür. Diş hekimliğinde polimerizasyon hasta ağzında gerçekleştiğinden, polimerizasyon hızının yüksek olması beklenir (28).

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin tam olarak polimerize olma süreleri viskozitelerindeki farklılıklar nedeniyle ölçülemez. Işıkla polimerizasyonun başlatılmasından sonra polimerizasyonun yaklaşık olarak %75'i ilk 10 dakikada gerçekleşir ve polimerizasyonun 24 saat sonrasında da devam ettiği bildirilmiştir (22).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında, işlemi karmaşık duruma getiren birçok faktör vardır. Bunlar kendiliğinden hızlanma, kendiliğinden yavaşlama, reaksiyonun difüzyon hızından etkilenen sonlandırma süreci, mikro jeller, mikro bölgeler gibi heterojen yapılar ve sınırlayıcı fonksiyonel gruplarıdır. Polimerizasyonun başlangıcında monomerler *pandantif* (tamamlanmamış) gruplar içeren zincirler oluştururlar. Bu safhadan sonra zincir kendi içerisindeki tamamlanmamış grubun reaktif tarafı ile reaksiyona girerek, birinci dönüşüm alanlarını, ikincil dönüşüm alanlarını (çoklu çapraz bağlar) veya başka bir molekülün reaktif kanadı ile reaksiyona girerek çapraz bağları meydana getirir (42,43).

Molekülün kendi yapısındaki tamamlanmamış grupla reaksiyona girerek zinciri tamamlaması ile yapıda heterojen karakterli mikro jeller oluşur. Bu yapı gerçekleştiğinde, monomerin polimere dönüşümü artar ancak çapraz bağ oluşma özelliği azaldığı için tüm yapının mekanik ve fiziksel özelliklerini

olumsuz etkilenir. Bunun sebebi de, mikro jeller içerisinde reaksiyona girmeden kalan tamamlanmamış çift karbon bağlarıdır (44).

Işıklı polimerizasyonun başlangıç safhasında, zincir yapıların oluşmaya başlaması ile makro moleküllerin hareket kabiliyeti azalır. Bu aşamada kendiliğinden hızlanma meydana gelir ve polimerizasyon oranı artarak yüksek miktarda bir dönüşüm oluşur. Hızlı polimerizasyonu, kendiliğinden hızlanmanın sonlanması ile birlikte yavaş bir dönüşüm derecesinde maksimum seviyeye kadar gelen bir polimerizasyon zinciri takip eder (42). Bu durumda reaksiyona girmemiş monomer miktarı azalmıştır ve yüksek viskozite kazanmış materyal içinde monomerin reaktif polimerizasyon alanlarına difüzyonu yavaşlamıştır (44).

Aktivasyon ve başlangıç aşamaları 1 sn'den daha kısa zamanda oluşmaktadır. Gerçekleşen ilk çoğalma reaksiyonları ise saniyede 100.000'den 1.000.000'a kadar değişmektedir. Polimerizasyon derecesinde jel aşamasında meydana gelen azalmalar monomer miktarının azalmasına, monomer difüzyon zorluğuna, başlatıcıların katılan ortamda etkin olmamasına bağlı olabilir. Daha sonraki dönüşüm seviyelerinde, çoğalma ve sonlanma reaksiyonları sonucunda oluşacak olan son dönüşüm derecesi, ortamdaki polimerize olmamış monomer veya reaktif gruba bağlı olmaktan çok ortamın difüzyon limitlerinden etkilenmektedir (44). Bu durumda polimerizasyon miktarı oldukça azalmış bir hızda devam eder (42).

2.3. Kompozit Resinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları

Kompozit resin restorasyonlarına imkan sağlayan temel unsurlardan biri ışık cihazlarıdır. Bunlar; lazer, LED, kuartz tungsten halojen (QTH) veya plazma ark (PAC) lardır (45). Kompozit resin restorasyonlar için bu ışık cihazları doğru dalga boyunda, yeterli enerjide ışık üretmelidir (46,47).

1970'li yıllarda tanıtılan ilk kompozit resinlerin polimerizasyonunda kullanılan ultraviyole ışık cihazları günümüzde, filtreli (1014 mW/cm²) veya filtresiz (574 mW/cm²) olarak laboratuvarlarda kompozit resinlerin indirekt polimerizasyonlarında kullanılmaktadırlar (48). Materyalin yüzey tabakasında

yüksek oranda sertleşme sağlamaları ve materyallerin renk değişikliğini önlemeleri bu cihazların avantajları olarak bildirilmiştir (49).

Görünür ışık cihazlarından; kompozit rezinleri, rezin modifiye cam iyonomerleri, poliasit modifiye kompozit rezinleri, fissür örtücüleri, bağlayıcı ajanları, periyodontal materyalleri, yapıştırıcı ajanları ve geçici restoratif materyalleri polimerize etmede yararlanılmaktadır (50).

Işık kaynağının kompozit rezin içeriğindeki başlatıcı molekülleri aktive etmesi ile serbest radikaller oluşmakta ve polimerizasyon başlamaktadır. Başlatıcı moleküllerin ışık kaynağı ile aktive edilebilmesi için ışığın ve moleküllerin birbirlerine uygun dalga boylarında olmaları gerekmektedir. Aksi takdirde kompozit rezinin polimerizasyonunun yetersiz olacağı bildirilmiştir (13).

Işıkla polimerizasyonun anlaşılabilmesi için bazı kavramların bilinmesi gerekmektedir.

Işık Gücü: Işık cihazının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarıdır. Miliwatt (mW) olarak ifade edilir (51).

Işık Şiddeti: Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm^2 'dir. Polimerizasyonda kullanılan ışık cihazları için önemli bir özelliktir (51). Işık cihazının gücünün, uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Işık şiddetini artırmak amacı ile, ya cihazın gücü artırılır ya da uygulama ucunun çapı küçültülür. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken ışık şiddeti minimum $400 mW/cm^2$ olarak önerilmiştir (52).

Enerji Yoğunluğu: Polimerizasyon süresince kompozit rezine uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık şiddetinin (mW/cm^2), uygulama süresi (sn) ile çarpılması ile hesaplanır. Birimi mJ/cm^2 ya da J/cm^2 'dir. Enerji yoğunluğu rezin kompozitlerin özelliklerini belirleyen en önemli faktördür. Bu görüş doğrultusunda yüksek ışık şiddetinin kısa süre uygulanması ile orantılı olarak düşük ışık şiddetinin uzun süre kullanımı eşit polimerizasyon derecesi oluşturduğu düşünülmektedir (51).

Dalga Boyu: Elektromanyetik dalgaların, saniyede yaptığı salınım sayısına veya kendilerini tekrarlama sıklığına 'frekans' denir. Bir ışığın bir salınımda aldıkları yola da 'dalga boyu' adı verilir (53).

Elektromanyetik Spektrum: Çeşitli enerji tiplerine sahip elektromanyetik dalgalar, dalga boylarına ve frekanslarına göre en uzundan en kısaya doğru 'elektromanyetik spektrumu' oluştururlar. Bu sıralama uzun dalga boyundan kısa dalga boyuna doğru şu şekildedir: radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızılötesi radyasyon (IR), görünür ışık, ultraviyole radyasyon, X ışınları, gama ve kozmik ışınlar. Diş hekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırdığımız dar enerji bantı kullanılmaktadır. Göz, bu dar enerji bantı içerisinde farklı dalga boylarına sahip elektromanyetik enerjiyi fark 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 (53).

2.3.1. Kuartz Tungsten Halojenler (QTH)

Günümüzde kliniklerde en yaygın kullanılan polimerizasyon cihazlarından biridir. Temelde, QTH ışıklar geleneksel ışık ampülleri ile aynı teknolojiye dayalı olarak çalışırlar. Aralarındaki fark ampül filamentinin sıcaklığının daha yüksek olmasıdır. Bu cihazlarda ışık, bir rezistans gibi işlev gören ince tungsten filamentin, oluşan akımla ısınması sonucu, sıcaklığın 3000°K civarına gelmesiyle meydana gelir. Filament akkor haline geldiğinde büyük miktarda kızılötesi ışımaya yanı sıra görünür ışık formunda elektromanyetik ışımaya yapar. Çıkan ışığın spektrumu geniştir. Bu nedenle belirli dalga boyundaki ışığı elde etmek için filtreleme gerekmektedir (54). Işık oluştururken yüksek ısı meydana gelir. Oluşan ısının mutlaka elimine edilmesi gerekmektedir. Bu enerjinin dişe ulaşmasını engellemek amacıyla ısıyı soğutan filtreler kullanılmaktadır. Filtre, kızılötesi ışığı tutarak görünür ışık elde edilmesini sağlamaktadır. Filtreler özelliklerini kaybettiklerinde diş yüzeyine daha fazla enerji ulaşmakta, filtre edilemeyen kızılötesi ışık pulpada ve mukozada ısı oluşturmaktadır. Ayrıca, halojen ampülün ömrü sınırlıdır ve 6 ay kadar bir kullanım süreleri vardır. Ampül, ışık filtresi ve reflektör zamanla bozulabilir. Oluşan yüksek ısı cihazın verimini düşürüp, zamanla etkinliğini azaltabilir. Cihaz gücünün kontrolü için radyometre kullanılabilir (55). Bu

nedenle QTH ışık cihazlarının bütün aksamaları ve ışık verimi periyodik olarak kontrol edilmelidir (54). Klinik açıdan bu durum, yeterince polimerize olmamış, fiziksel özellikleri zayıf ve kırık riski fazla olan restorasyonların yapılmasına yol açabilmektedir (35,56). QHT ışık cihazları, güvenilirler ve tüm kompozit rezin materyallerinin polimerizasyonunda kullanılabilirler. Diğer ışık cihazlarına göre ucuzdurlar (35).

QTH ışık cihazları 380-520 nm dalga boyları arasında, 400-800 mW/cm² şiddetinde ışık yaymaktadırlar ve kompozit rezinleri 2 mm derinliğe kadar 40 sn'de polimerize etmektedirler (14). Aynı cihazda ışığın çıkış gücü ve süresi ayarlanabilmektedir (57). Bununla birlikte, yüksek ışık şiddetinde (800 mW/cm² den fazla) QTH ışık cihazları da günümüzde kullanılmaktadır. Bu ışık cihazlarından bazıları, 1.300 mW/cm²'den fazla ışık şiddeti yayabilmektedir (58). Bu cihazlarda, 11 mm'lik standart veya ışık yoğunluğunu %50 arttıran 8 mm'lik uçlar kullanılmaktadır (59,60).

2.3.2. Işık Yayan Diyotlar (*Light Emitting Diode, LED*)

LED'ler kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan cihazlardır. Yapılarında halojen ampüllerde kullanılan sıcak filamentlerin yerine; elektronların birinden diğerine geçisini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) taşırlar. Ortama elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde tekrar birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılır (61,62).

LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 nm dalga boyudur (55). Bu aralık, kamforokinonu başlatıcı olarak kullanan kompozit rezinlerde ideale yakındır (62).

Birinci nesil LED ışık cihazları, 400 mW/cm²'den düşük ışık şiddetinde olduğundan, geleneksel QTH ışık cihazları kadar iyi polimerizasyon oluşturamamışlardır. Günümüzde, ikinci nesil LED ışık cihazları kullanıma sunulmuştur. Bunlar, birinci nesile göre daha yüksek ışık gücü ve farklı spektral dağılımda ışık yaymaktadırlar. Daha kısa polimerizasyon süresi ile

daha iyi performans sağlamaktadırlar (63). Bu ikinci nesil LED ışık cihazları tek diyod (mavi diyod) kapsarlar. Işık şiddetleri 1200 mW/cm^2 den 1500 mW/cm^2 ye kadar çıkmaktadır (64,65).

LED ışık cihazları, dar bir spektral aralıkta ışık oluştururlar ve çalışabilmeleri için düşük güce ihtiyaçları vardır. Düşük güç gereksinimi, ısı üreten kızılötesi dalga boylarını uzaklaştırarak, soğutucu fan gereksinimini ortadan kaldırır. Çalışabilmeleri için gereken güç, şarj edilebilen bataryalar ile sağlanabilmektedir. Diğer ışık cihazlarına göre daha hafif olup, kablosuz olarak kullanılabilirler. Darbelere ve vibrasyona dirençlidirler. LED ışık cihazlarının ömrünün, yaklaşık 10.000 saat civarında (5 yıllık klinik kullanım) olduğu bildirilmektedir. Filtre, reflektör içermezler ve zamana bağlı olarak bozulmadıkları için ürettikleri ışık sabit şiddettedir. Daha az ısı oluşturmaları, diş etinde ve pulpada irritasyon riskini azaltmaktadır (66).

Yüksek ışık şiddetindeki cihazların kullanımı bazı avantajlar sağlamaktadır. Bunlardan biri uygulama süresini kısaltması diğeri ise daha derin polimerizasyon oluşturmalarıdır. Bununla birlikte, bu ışık cihazlarının kullanımında bazı sorunlar mevcuttur. Bu cihazlarla sağlanan polimerizasyon çok hızlı olacağından, kompozit diş yüzeyine akamaz ve bu yüzden polimerizasyon büzülme stresleri diş yapısına veya bağlanma yüzeyine transfer olabilir (67).

Yüksek ışık şiddeti kullanıldığında ki diğeri bir sorun, oluşan polimerin kalitesidir. 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 rezinin fiziksel özelliklerini etkileyecektir (67).

Birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazları, PAC ışık cihazları gibi dalga boyu aralığı uyumlu olmadığı için bazı kompozit rezinleri polimerize edememektedirler. Bazı üreticiler, 405-410 nm dalga boyu aralığında da ışık oluşturabilen üçüncü ve en son nesil LED ışık cihazlarını geliştirmişlerdir (68).

Üçüncü nesil bu LED ışık cihazları, ikinci nesiller gibi mavi diyod içerirler ancak bir veya daha fazla düşük güçte diyod bulundurlar. Bu

sayede mor diyodu oluştururlar. Üçüncü nesil LED ışık cihazları mor ve mavi diyodu kapsarlar. Böylelikle kamforokinon ve diğer başlatıcıları etkinleştirebilmektedirler (69).

2.3.3. Lazerler

Diş hekimliğinde, kompozit rezinler ve bağlayıcı ajanların polimerizasyonunda, 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyan, 454-514 nm dalga boyunda emilim gösteren Argon lazerler kullanılmaktadır (70). 500 nm dalga boyu civarında enerji üretirler. Kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve ağız dokularında ısı artısına sebep olmazlar. Polimerizasyon süresini kısaltmış olmaları en büyük avantajlarıdır. Lazer ışık cihazları, 1980'lerin sonundan itibaren mevcut olmasına rağmen, pahalı olmaları nedenlerle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır (71).

2.3.4. Plazma Ark (PAC)

Üreticiler tarafından polimerize edilen materyalin mekanik özelliklerini etkilemeden polimerizasyon süresini minimuma düşürdükleri öne sürülmüştür. Açık renkteki bir tabaka kompozit rezini polimerize etmek için 3 - 5 sn arasında uygulanması önerilmektedir (35).

PAC ışık cihazlarında ışık, iyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlaması ile ortaya çıkmaktadır. Bu ışık cihazları elektromanyetik enerjinin büyük miktarını üretirler. Oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir. PAC ışık cihazları 2000 mW/cm²'den daha yüksek şiddette ışık üretirler ve ömürleri halojen lambalarına oranla daha uzundur (72). Yüksek fiyatlarına ek olarak, PAC ışık cihazlarının oluşturduğu ışığın dalga boyunun birçok kompozit rezinin ve bağlayıcı ajanın başlatıcısı ile uyumlu olmaması nedeniyle polimerizasyon sağlayamamaktadır. Başlatıcılar, yayılan ışığın dalga boyu ile uyumlu olsalar bile, üreticilerin önerdiği kısa polimerizasyon sürelerinin birçok kompozit rezin için yetersiz olduğunu gösterilmiştir (72-74).

Bununla beraber, bu tip ışık cihazlarının pulpada ısı artışı ve restorasyon ile diş yapıları ara yüzeyinde oluşan polimerizasyon büzülme streslerini artırma gibi dezavantajları vardır (75).

2.4. Polimerizasyon Protokolleri (Mod, Program)

Son yıllarda, polimerizasyon miktarını arttırmak, iç stresleri azaltmak, kenar bütünlüğü korumak ve polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla üretici firmalar tarafından farklı polimerizasyon 'protokolleri' ortaya konmuştur (4,76-78).

Standart (*continuous* – devamlı) polimerizasyon: Kullanılan cihaza göre değişen ışık gücü, polimerizasyonun başından sonuna kadar hep aynı şiddette sabit kalır ve 10, 20, 30, 40 sn gibi farklı sürelerde uygulama süresi boyunca kesintisiz olarak uygulanır (76,77).

Yavaş başlangıç (*soft-start*) polimerizasyon: Yavaş başlangıç protokolünde, düşük ışık şiddeti kullanılmaktadır. Böylelikle serbest radikal oluşumu azalarak polimerizasyon yavaşlar ve kompozitin yüzeye akması için zaman sağlanır. Sertleşme oranı yavaşlatılarak kompozitin viskoelastik fazı artırılır ve kompozit rezinin büzülme stresi kontrol edilebilir (52,75).

Işık şiddetinin azaltılmasının polimerizasyon stresini azalttığı düşünülmekle beraber, alt tabakalardaki kompozit rezinin yeterli derecede polimerize olmaması, fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilediği de düşünülmektedir (79).

Kompozit rezinlere başlangıçta düşük ışık şiddeti uygulayarak jel aşamasına gelene kadar maksimum polimer akışı sağlanmış olacağından bu aşamadan sonra yüksek düzeyde ışık verilir. Böylece fiziksel özelliklerin artırılması için gereken polimerizasyon derecesi sağlanmış olur.

Yavaş başlangıç protokolü dört farklı şekilde uygulanabilir:

1. Kademeli güç artışı gösteren (*Step-curing*) polimerizasyon: Başlangıçta belirli bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir. İlk 5-10 sn, 0-250 mW/cm²

civarındaki düşük şiddette ışıkla ön polimerizasyon sağlanır. Ardından kullanılan ışık cihazına göre değişen, hemen yüksek şiddette (650-1000 mW/cm² civarında) ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır (76).

2. Düzenli güç artışı gösteren (Ramped-curing, Exponential) polimerizasyon: Başlangıç ışık yoğunluğu ayrı bir basamak değildir. Polimerizasyon işlemi, ilk olarak düşük ışık şiddeti ile başlar. Daha sonra orantılı olarak ışık şiddeti artırılarak en yüksek seviyeye ulaşır. Son yıllarda geliştirilen ışık cihazlarına ilave edilen bir polimerizasyon protokolüdür (76).

3. Ara verilmiş kademeli (Pulse delay) polimerizasyon: Düşük ışık şiddeti kısa süreli olarak kompozite uygulanır. Ardından bir süre beklendikten sonra yüksek şiddette ışık uygulanır (76).

4. Salınım şeklinde (Oscillating) polimerizasyon: Polimerizasyon süresince ışık şiddeti, devamlı olarak en yüksek ve en düşük ışık şiddetleri arasında değişmektedir (76).

Yavaş başlangıç protokolünün uygulanabilmesi için kullanılan ampül üniteleri otomatik olarak düşük şiddette ışık oluşturur. Bunu yüksek ışık şiddeti takip edecek şekilde tasarlanmıştır. Işık şiddetinin azaltılması, uzaklığın artırılması ve ışık cihazının ucu ile kompozit rezin yüzeyi arasına filtrelerin yerleştirilmesiyle sağlanabilmektedir (80-82).

Görünür ışık cihazları arasında, spektral dağılım, ışık şiddeti ve enerji yoğunluğu açılarından birçok farklılıklar mevcuttur (83).

Farklı modellerdeki cihazlar arasındaki ışık şiddeti farklılıkları, test edilen cihazların en yüksek ve en düşük şiddetleri arasında 4, 16 ve 59 kat daha fazla olacak şekilde bildirilmiştir (83-85).

Değişik cihazların ışık şiddetindeki farklılıklar, ölçüm metotlarının ve aletlerinin kullanımındaki farklılıklardan kaynaklanabilmektedir. Işık şiddeti, ışık cihazının kullanım süresinin artmasıyla azalmaktadır (83). Işık cihazının şiddetinin kabul edilebilir düzeyde olup olmadığının tespitinde, cihazların basitçe göz ile muayenesi yeterli olmamaktadır. Örneğin ışığın parlak olması dalga boyunun doğru olduğunu göstermemektedir. Bu nedenle, polimerizasyon cihazlarının doğru olarak çalışıp çalışmadığından emin olmak için muayenehanelerde veya kliniklerde kullanılmak üzere geliştirilmiş, ışık

şiddetini ölçen ışık ölçerler (radyometreler) vardır. Bu aletler sınırlı bir dalga boyu aralığında (400-525 nm) ışık kaynağının yoğunluğunu ölçerler. Günümüzde, USR-45DA-14 (Ushio, Tokyo, Japan), S2000 (Ocean Optics, USA), Optilux Radiometer (Model 100, Kerr Dental, Orange, Calif, USA) ve Cure Rite Visible Curing light meter (Dentsply Caulk, Milford, Del, USA) gibi radyometreler mevcuttur. Bunun yanısıra, yoğunlukla birlikte spektral eğriyi de analiz edebilen, kompleks ve laboratuvar düzeyinde radyometreler de ışık kaynağının yoğunluğunu ölçebilmektedirler (84,86-88).

2.5. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunu Etkileyen Etkenler

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda; klinisyenin göz önünde bulundurması gereken bazı önemli faktörler bulunmaktadır.

Bunlar:

- 1) Kompozit rezinler ile ilgili
- 2) Işık cihazları ile ilgili
- 3) Çevresel
- 4) Diğer etkenlerdir.

1) Kompozit rezinler

Doldurucu tipi, miktarı ve diğer yapılar: Işık cihazından çıkan ışık, restorasyon yüzeyinde maksimum yoğunluğa sahiptir. Restorasyon içinde meydana gelen saçılma ve yansımalara bağlı olarak ışık yoğunluğu azalır. Kompozit rezinlerde, rezin matriks içinde dağılan doldurucu kısım ışığın saçılmasına neden olur. Işığın dağılımında, doldurucu miktarı ve büyüklüğü etkilidir. Küçük boyutlara sahip doldurucular, başlatıcı dalga boyu aralığına karşılık geldiği için saçılmayı artırır. Bu nedenle, kullanılan kompozit rezinin, içeriğindeki doldurucu partiküllerin büyüklüğü ve konsantrasyonu, doldurucu ve rezin matriksin ışığı kırma oranına bağlı olarak kontrol edilmelidir (89).

Kompozit rezinin rengi: Işık ile polimerizasyon esnasında koyu veya daha opak renkteki kompozit rezinler, daha fazla ışık soğurur. Işık uygulama

süresinin arttırılmasını gerektirirler. Bu nedenle, kompozit rezinin tipine ve rengine uygun polimerizasyon süresi uygulanmalıdır (90).

Kompozit rezinin kalınlığı: Kompozit rezinlerin en fazla 2 mm kalınlığında yerleştirilip, en az 400 mW/cm² yoğunluğundaki ışık ile 20-60 sn polimerize edilmesi standart kabul edilmektedir. Kompozit rezin kaviteye 2 mm'den daha kalın bir tabaka halinde yerleştirildiğinde, üst yüzeye uygulanan ışık, kompozit rezinin alt yüzeyine yaklaştıkça etkisini yitirmekte ve polimerizasyon tam olarak gerçekleşmemektedir. Bu nedenle, kompozit rezin kalınlığı 2 mm olduğunda daha düzenli bir polimerizasyon elde edilebilmektedir (91).

Başlatıcı tipi: Kompozit rezin içerisinde, polimerizasyon için kullanılan ışık kaynağının dalga boyuna tepki veren yeterli konsantrasyonda başlatıcı bulunmalıdır. Kompozit rezinlerin çoğunda, kamforokinon bulunur. Bunun yanında, asilfosfin oksit ve α -diketon gibi fotoinitiatör içeren kompozit rezinler de vardır. Kamforokinon içeren kompozit rezinlerin polimerizasyonunda başta QTH ışık cihazı olmak üzere diğer ışık cihazları da kullanılır. Asilfosfin oksit (monoasilfosfin oksit) ve α -diketon (fenilpropanodin-PPD) içeren kompozit rezinlerde ise, yaygın olarak kullanılan ışık cihazları, başlatıcıların spektrumları ile kısmen reaksiyona girer veya herhangi bir etkileşim olmaz. Bu tip materyallerin LED ve PAC gibi ışık cihazları ile polimerizasyonu oldukça zordur. Bu nedenle klinisyenler, kullanacağı kompozit rezinin yapısına uygun ışık cihazı seçmelidirler (35).

2) Işık cihazları

Işık cihazı ucunun büyüklüğü (Uç geometrisi): Günümüzde kullanılan ışık cihazları, 3, 8, 10, 11, 13 ve 14 mm gibi farklı çaplarda uçlara sahiptir. 11 mm standart çapta uca sahip bir ışık cihazında ışığın dağılımı, 3 mm çapında uca sahip ışık kaynağına göre daha fazladır. Küçük çapta uca sahip ışık cihazlarında, ışığın çıkış yoğunluğu oldukça fazladır. Artan ışık yoğunluğu polimerizasyon sırasında diş dokusu ve restorasyonda ısı artışına neden olur. Bu nedenle, küçük çapta uca sahip ışık cihazları dikkatli bir şekilde kullanılmalıdır (92).

Işık cihazının tipi: Her ışık cihazı, belli bir dalga boyu aralığına, polimerizasyon etkinliğine, çeşitli avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Kompozit rezinlerde polimerizasyon için lazer ışık cihazı kullanıldığında daha fazla ışık soğurulması söz konusu iken, QTH ışık cihazı kullanıldığında ışığın saçılma miktarı daha fazla olmaktadır (92,93).

Işık uygulama süresi: Kompozit rezinlerin ve bağlayıcı ajanların yeterli polimerizasyonu, kullanılan ışık kaynağının yanısıra, ışığın uygulama süresine de bağlıdır. Işık cihazının gücü arttığında ışık uygulama süresi kısalmır ve buna bağlı olarak polimerizasyon derecesi ve derinliği de artar. Işık uygulama süresi, kullanılan ışık cihazının tipine, rezin esaslı restoratif materyalin yapısına ve rengine bağlı olarak değişir. Bu nedenle, her klinik koşula uygun standart ışık uygulama süresi yoktur (92,93).

Işık ucunun açılanması: Işık cihazı ucu, restorasyon yüzeyine dik tutulduğunda, ışık hüzmesi, yüzeyde dairesel bir alan oluşturur. Işık cihazının çubuk şeklindeki ucu, restorasyon yüzeyinde maksimum ışık yoğunluğu oluşturması için, restorasyon yüzeyine paralel tutulmalıdır. Işık cihazı ucu eğimlendirildiğinde, yüzeyde oluşan dairesel alan, elipse dönüşür ve ışık enerjisi daha büyük alana yayıldığı için ışık yoğunluğu azalır (92,93).

Restorasyon ile ışık ucu arasındaki mesafe: Işık cihazının ucu ile restorasyon arasındaki mesafenin, polimerizasyon işleminde önemli bir faktör olduğu bilinmektedir. Işık cihazı ucu ile restorasyon arası mesafenin, her 1 mm'lik artışında restorasyon yüzeyindeki ışık yoğunluğunun, %10 civarında azaldığı gösterilmiştir. Tüm ışık cihazları için restorasyon ile ışık ucu arasındaki mesafe arttığında polimerizasyon derinliği ve polimerizasyon derecesi azalır (94,95).

3) Çevresel etkenler

Atmosferin etkisi: Kompozit rezin yüzeyindeki ışık yoğunluğu, ışık ucu ile restorasyon arasındaki mesafe arttıkça azalır. Işık yoğunluğundaki azalma, restorasyon yüzeyindeki hava moleküllerinin ışığın saçılmasına neden olması şeklinde açıklanabilir (92,93).

Ortamın etkisi: Ortamdaki ışık, kompozit rezinin polimerizasyonunun erken başlamasına neden olabilir ve çalışma süresi kısalmır. Bunun önlenmesi için, sarı ve poliester esaslı fotografik filtrelerin kullanılması önerilir (92,93).

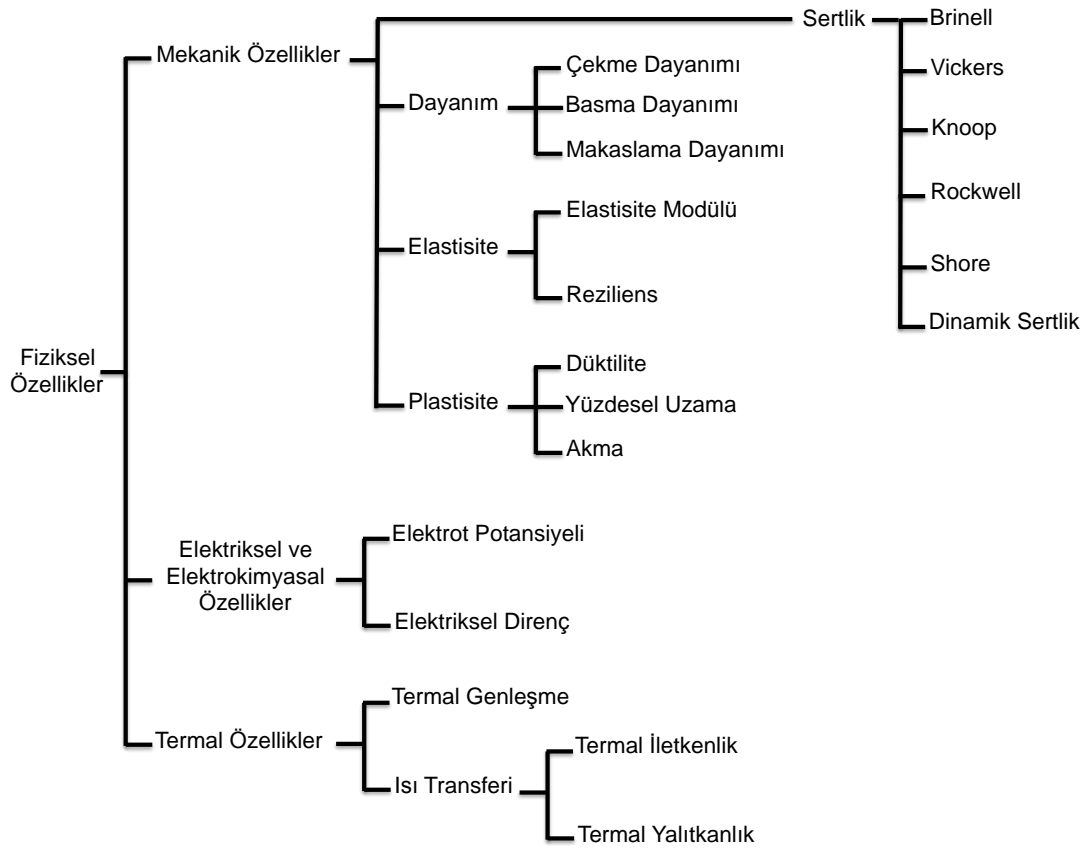
4) Diğer etkenler

Diş dokusunun etkisi: Işık cihazından çıkan ışığın, diş dokularını geçerken soğurulması ve saçılması sonucu, özellikle aproksimal alanlarda kompozit rezinin polimerizasyonu tamamlanamayabilir. Mine dokusu oldukça şeffaf yapıda olduğundan dentin dokusuna göre ışık geçişi, minede çok daha iyidir. Bu nedenle diş dokusu boyunca restorasyonun polimerizasyonunun tamamlanması için ışık uygulama süresi arttırılır (92,93).

Kompozit rezin restorasyon, ışık cihazından gelen ışığı en üst ve en alt kısımlarında aynı derecede alamaz. Yukarıda bahsedilen etkenlerden dolayı kompozit rezinler üzerinde fiziksel testler yaparken restorasyonun alt ve üst yüzeyleri arasındaki farklar hesap edilerek değerlendirme yapılması gerektiği bildirilmiştir (94-96).

2.6. Restoratif Materyallerin Fiziksel Özellikleri

Bir materyalin çevresindeki değişikliklere karşı verdiği yanıtlara 'fiziksel özellikleri' denir. Fiziksel özellikler; (1) mekanik, (2) elektriksel ve elektrokimyasal, (3) termal olmak üzere üç grupta incelenir. Stres, *strain*, sertlik, elastisite modülü, akma dayanımı ve kırılma tokluğu mekanik özellikler kavramı içerisinde yer alır (96). Restoratif materyallerin çeşitli fiziksel özellikleri, dişleri restore edebilme yeteneklerini betimlemede kullanılabilir. Şekil 2.2'de bu fiziksel özelliklerden bazıları listelenmiştir.



Şekil 2.2. Materyallerin fiziksel özellikleri (96)

Yeni bir materyalin kabul görmesi için klinik olarak başarılı olmasının yanı sıra, laboratuvar testleri ile de bu başarılarının desteklenmesi gerekmektedir. Bu yaklaşım yeni gelişmeler için çok sınırlayıcıdır ve bazı standart testlerin uygulaması ve anlamlılığı tartışmalı bir konudur (97).

2.6.1. Mekanik Özellikler

Mekanik özellikler, materyalin niteliğini belirler. Ancak, test etme yöntemleri klinik olarak meydana gelen kuvvetleri taklit etmeyebilir (Şekil 2.3). Mekanik özellikler test edilirken örneklerin hazırlanması test yöntemi kadar önem taşımaktadır (97).

Mekanik Özellikler
1. Sertlik (Aşınma Direnci) 2. Elastisite Modülü 3. Akma 4. Basma Dayanımı 5. Çekme Dayanımı 6. Bükülme Dayanımı 7. Kırılma Tokluğu
Fiziksel Değişmezler
1. Isısal Genleşme Katsayısı 2. Isısal İletkenlik ve Yalıtkanlık 3. Boyutsal Değişimler
Bozunma
1. Soğurma ve Çözünürlük 2. Korozyon 3. Renk Stabilitesi
Kullanım Özellikleri
1. Karıştırma Süresi 2. Çalışma Süresi 3. Sertleşme Süresi 4. Yüzey Bitirmesi

Şekil 2.3. Restoratif materyallerin fiziksel özellikleri

2.6.2. Mekanikte Bazı Temel Kavramlar

Kuvvet: Bir maddenin diğeri ile etkileşmesi sonucu oluşur. Kuvvetler maddeye direkt temasla uygulanabildiği gibi, belirli bir mesafeden de uygulanabilmektedir. Kuvvet uygulanması sonucu maddenin sert veya deforme edilebilir özellikte olup olmamasına bağlı olarak, madde, ya yer değiştirir ya da deforme olabilir. Eğer madde yer değiştirmiyor veya hareket etmiyorsa, kuvvet maddenin deforme olmasına veya şekil değiştirmesine neden olur. Kuvvet üç özelliği ile tarif edilmektedir. Bunlar: uygulama noktası, kuvvetin büyüklüğü ve yönüdür. Kuvvetin yönü, kuvvetin tipini belirlemektedir. Uluslararası birim sisteminde kuvvet birimi 'Newton' (N) dur (98).

Stres: Sabitlenmiş bir maddeyi bir kuvvet etkilediğinde, bu dış kuvvete karşı bir direnç gelişir. Stres olarak adlandırılan ve ' σ ' ile gösterilen bu iç reaksiyon, uygulanan kuvvetin şiddetine eşit ve uygulanan kuvvetin yönüne terstir. Hem uygulanan kuvvet hem de stres madde alanına dağıtılır. Böylece

bir objedeki stress, birim alandaki kuvvet veya '**stres = kuvvet/alan**' olarak tanımlanır. Stresin direk olarak ölçülmesi zordur. Bu yüzden kuvvet ve kuvvetin uygulandığı alan ölçülür ve stres birim alana düşen kuvvet oranından hesaplanır. Stresin birimi, kuvvet biriminin, alan birimine bölünmesidir. Stres birimi genellikle 'megapascal' cinsinden ifade edilmektedir. $1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$ 'dır (98).

Dayanıklılık (*Strength*): Bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak tarif edilir. Baskın olan stres cinsine göre çekme, sıkışma veya makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır (98).

Strain: Tüm stres tiplerinin maddede deformasyon oluşturma kapasitesine sahip olduğu bilinmektedir. Çekme sonucu oluşan deformasyon, uygulanan kuvvet ekseninde maddenin uzaması şeklinde iken baskı kuvvetleri sonucu oluşan deformasyon, uygulanan kuvvet ekseninde maddenin sıkıştırılması veya kısaltılması şeklindedir. *Strain*, madde bir kuvvete maruz kaldığında her bir orijinal uzunluktaki uzunluk değişimi olarak açıklanmaktadır. 'ε' ile ifade edilir.

$$\text{Strain } \epsilon = \text{Deformasyon/Orijinal uzunluk}$$

Strain çoğunlukla birimi olmayan bir değerdir veya yüzdeleri şeklinde ifade edilmektedir. *Strain* miktarı materyalin tipine ve uygulanan kuvvetin büyüklüğüne göre değişim göstermektedir. Materyalin içeriği ve yapısı, materyale uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve tipi ile ilişkili olarak her tip stresle beraber deformasyon ve *strain* oluşur (98).

2.7. Sertlik (*Hardness*)

Bir cisme uygulanan kuvvete karşı cismin gösterdiği dirence 'sertlik' denir. Materyalin sürekli yükleme veya penetrasyon direnci olarak da tanımlanabilir (28). Cismin sertliği ile plastik deformasyona karşı gösterdiği dayanıklılık doğrudan ilişkilidir. Sertlik, cisme miktarı bilinen bir kuvvet uygulanması ve uygulanan kuvvetin cisimde oluşturduğu deformasyon alanının oranlanmasıyla hesaplanır (14). Yüzey sertliği çeşitli fiziksel ve

kimyasal faktörlerden etkilenir. Sertliği etkileyen faktörler çok çeşitli olduğundan bu terimi tam anlamıyla tanımlamak zordur.

Restoratif materyallerin mekanik özelliklerini belirleyen yüzey sertliği, aşınma ve çizilmeye karşı direnci arttırdığı gibi materyalin çeşitli kuvvetler karşısında deforme olmasını önleyerek, klinik başarıyı etkilemektedir. Materyallerin yüzey sertliği orantı limiti, uzayıp genişleyebilme, şekil verebilme özelliği, çekme ve basma dayanıklılığı gibi özellikleriyle ilişkilidir. Diş sert dokularının aşınmanabilme özelliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır (99).

2.7.1. Sertlik Testleri (Yüzey Sertliklerinin Ölçülmesi)

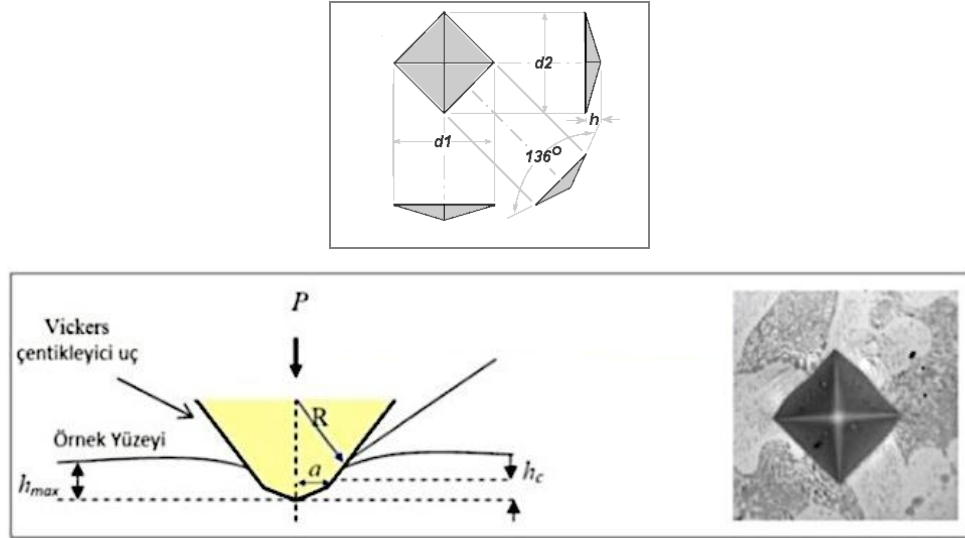
Sertlik ölçümleri yapılırken, deforme olmayan küresel veya konik bir ucun, deney materyaline batırılması karşısında, materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Uygun olarak seçilen sert uç belli bir zaman süresinde, belirlenen bir yük altında materyale batırıldığında, materyal üzerinde bir iz bırakır. Bu izin boyutları ölçülerek deneysel bir sertlik numarası elde edilir. Sertlik ölçüm sonuçları, genellikle 'yük/alan' formülüne göre ifade edilir (9,14,28).

Bir cisme bir kuvvetin belirli bir süre uygulanması sonucunda cismin gösterdiği direncin ölçülerek elde edilen sertlik değerine 'statik sertlik değeri' denir. Farklı büyüklükteki kuvvetlerin ayrı uygulandığı veya kuvvetin belirli miktarlarda artırılması ve sonlandırılması sonucunda ölçülen sertlik değerine ise, 'dinamik sertlik değeri' denir.

Materyalin sertliği, bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Yüzey sertliği ölçümlerinde, örnek yüzeyinden birden fazla ölçüm yapıp ortalamaları alınır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği, test edilen materyale bağlıdır. Materyallerin yüzey sertliğini ölçmek için yaygın olarak kullanılan testler: Brinell, Rockwell, Knoop, Shore, Barcol ve Vickers sertlik testleridir (14).

Vickers Sertlik Testi: Bu test ince ve kırılğan materyallerin ve diş dokularının sertliğinin ölçülmesinde kullanılır. Elastik materyallerin sertliğinin ölçülmesinde uygun bir yöntem değildir (14). Kompozit rezin örneklerin sertlik değerlerinin ölçülmesinde en çok uygulanan yöntemdir (100).

Vickers testinde, kare tabanlı, dört yüzlü eşkenar dörtgen geometrili, piramit şeklinde elmas uç kullanılır ve elmas piramidin yüzeyleri arasında 136°'lik açı mevcuttur (Şekil 2.4). Burada oluşan iz kare şeklindedir. 'N/mm²' cinsinden ifade edilir.



Şekil 2.4. Vickers sertlik testinde kullanılan 136°'lik elmas uç ve ucun oluşturduğu izin görüntüsü (101)

Vickers Sertlik değeri (HV) aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır.

$$P_{max} = c \cdot h_{max} + c \cdot h_{max}^2 \quad HV = \frac{2 \cdot P_{max}}{a^2}$$

Bu denklemde, uygulanan maksimum kuvvet (P_{max}), maksimum batma derinliği (h_{max}), denklemin sabiti (c) ve ucun köşegenleri arası açının yarısı ($a = 68^\circ$)'dır (101).

Ucun batmasıyla materyalin oluşturduğu direnç ölçülür. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (9,14).

Test örneklerinin alt ve üst yüzeyleri, yük bindiği zaman örneğin hareket etmesini veya kaymasını engellemesi için mutlaka düz olmalıdır.

Test örneğinin kalınlığı, piramit uç, örneğin öbür yüzeyinde bir çıkıntı meydana getirmeyecek kadar kalın olmalıdır.

Bu testin avantajı, kullanılan elmas ucun zamanla bozulmaması, ve tüm sert materyal yüzeyleri için kullanılabilir olmasıdır. Amerika Dış Hekimleri Birliği spesifikasyonunda, altın döküm alaşımların ölçümü için kullanılmıştır (9). Vickers sertlik ölçümleri, aynı örnek içindeki üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümüne izin verir (102).

2.8. Elastisite Modülü (E)

Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümüdür. Materyalin deformasyona karşı gösterdiği direnci ifade eder.

Elastisite modülü, stres-*strain* eğrisinin doğrusal kısmındaki streslerin, neden oldukları strain değerlerine bölünmesiyle ortaya çıkan sabit sayıdır. Yüksek elastisite modülüne sahip bir materyal aynı yüklere maruz bırakıldığında düşük elastisite modülüne sahip materyalden daha az deforme olur. Stres ile *strain* arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti olarak tanımlanır.

Elastisite modülü, çelik veya alüminyum gibi bütün homojen materyaller için sabit olduğu varsayılan bir materyal özelliğidir. Homojen olmayan materyaller için E değerinin belirlenmesi daha zordur. Fizyolojik verilere dayanır, oldukça değişkendir ve doğrusal olarak bağımlıdır (60).

Oransal sınır, cismin uygulanan kuvvet karşısında elastiklik özelliğini kaybettiği ve plastik deformasyonun başladığı noktadır. Stres-*strain* eğrisinde orantısal olarak artışın sona erdiği noktaya tekabül eder. Her ikisinin de değerleri 'kg/cm²', 'N/mm²', 'MPa', 'GPa' cinsinden ifade edilir (60).

Elastisite modülü aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır.

$$E = \frac{c \cdot 2 \cdot \pi^2 \cdot 2(1 - \nu^2)}{8 \cdot \tan \Psi}$$

Bu denklemde, piramit ucun kenarları arasındaki açının yarısı ($\Psi = 74^\circ$) ve poisson oranı (ν)' dir (101).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, CED-IADR (*Continental European Division of the International Association of Dental Research*)'ın "CED-IADR Visiting Scholar Stipend" bursu ile *Ludwig-Maximilians* Üniversitesi (Münih, Almanya) Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Hekimliği Bölümü laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Kullanılan Materyaller

Çalışmada kullanılan nanohibrid kompozit rezin Şekil 3.1'de, içeriği ise Tablo 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan nanohibrid kompozit rezin (Kalore, GC, Tokyo, JAPAN)

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan nanohibrid kompozit rezin.

Materyal (Üretici Firma)	Organik Rezın Matriks İçeriği	İnorganik Doldurucu İçeriği	Doldurucu Oranı
Kalore, A3 (GC, Tokyo, JAPAN) Seri No: 1112162 1201051	DX-511 monomeri, Üretandimetakrilat (UDMA), Dimetakrilat ko-monomeri	Floro-alümina-silikat cam (F-Al-Si cam), Baryum- Stronsiyum-Cam (Ba-Sr- cam), Silisyumoksit (SiO ₂), Prepolimerize doldurucu (PPF)	%82 ağırlık %69 hacim

3.1.1. Kalore (Nanohibrid Kompozit Rezın)

Çalışmada kullanılan kompozit rezin Kalore; 2007 yılında GC (Tokyo, Japan) firması tarafından kullanıma sunulan, geliştirilmiş kompozit rezin

teknolojisinin ve nanoteknolojinin kombinasyonu ile üretilen, görünür ışıkla aktive olan, yüksek yoğunluklu radyopak prepolimerize doldurucu (*high-density radiopaque-HDR*) ve DX-511 monomeri içeren ve üniversal bir restoratif materyal olan nanohibrid kompozit rezindir (18).

Yapısı itibariyle yüksek cilalanabilme, yüksek aşınma direnci ve düşük polimerizasyon büzülmesi özelliklerine sahiptir. Organik rezin matrisi yapısında, Bis-GMA içermezken, UDMA, dimetakrilat ko-monomerleri ve yeni DuPont esaslı DX-511 monomeri içermektedir. DX-511 monomerinin üretilen dimetakrilat kimyasına dayanarak kombine edilmiş yapısı ile yüksek düzeyde fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olduğu öne sürülmektedir (18).

Ağırlıkça %82, hacimce %69 doldurucu oranına sahiptir. İnorganik içeriğinde 700 nm boyutunda F-Al-Si, Ba-Sr cam ve 16 nm boyutunda SiO₂ bulunmaktadır. Prepolimerize inorganik doldurucu içeriğini, ağırlıkça %60 oranında 400 nm boyuttaki modifiye stronsiyum camları ve %20 oranında 100 nm boyuttaki lantanoid floridler oluşturmaktadır. Polimerizasyon başlatıcısı olarak kamforokinon ve amin kullanılmıştır (18).

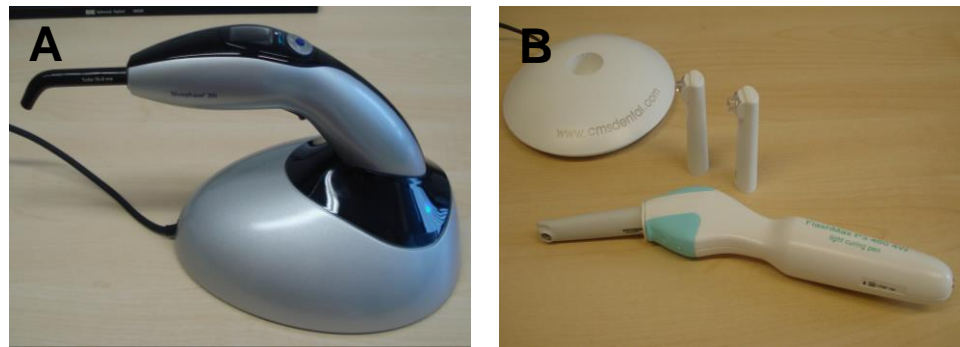
3.2. Kullanılan Cihazlar

3.2.1. Işık Cihazları

Çalışmada kullanılan LED ışık cihazları Tablo 3.2 ve Şekil 3.2'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Işık cihazları.

Işık Cihazları	Türü	Üretici Firma	Seri Numarası
Bluephase 20i	LED	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	206408
FlashMax P3	LED	CMS Dental, Copenhagen, Denmark	11 FMP 1444



Şekil 3.2. A: Bluephase 20i LED ışık cihazı; B: FlashMax P3 LED ışık cihazı

1) Bluephase 20i

Bluephase 20i farklı dalga boylarında ışık oluşturabilen ikinci nesil bir LED ışık cihazıdır. Birçok geleneksel LED ışık cihazının aksine Bluephase 20i, halojen lambalara benzer şekilde 385 nm ile 515 nm gibi geniş bantlı bir spektrum aralığında farklı dalga boylarında ışık oluşturabilmektedir. Böylelikle, bu LED ışık cihazı herhangi bir kısıtlama olmaksızın tüm başlatıcı tipleri ve ışıkla polimerize edilen materyaller için kullanılabilir. 2000 mW/cm² gibi yüksek seviyede ışık şiddeti oluşturmaktadır ve bunun sonucu olarak polimerize ettiği tüm materyallerin daha kısa sürede etkin bir şekilde

polimerizasyonuna olanak sağlamaktadır. Batarya ile çalışan Bluephase 20i LED ışık cihazının dört farklı kullanım programı bulunmaktadır:

1- Yüksek güç (*High Power* - 1200 mW/cm²): Üretici firmanın daha önceki LED ışık cihazlarında da kullanmış olduğu bir programdır. Polimerizasyonun çabuklaştırılması amacıyla 1200 mW/cm²'lik ışık şiddeti oluşturulduğu üretici firma tarafından ifade edilmektedir. Cihaz, bu programın 10 ve 15 sn gibi farklı sürelerde uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır ve bu uygulama süreleri kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılabilir (103).

2- Yavaş başlangıç (*Soft Start* - 650/1200 mW/cm²): İlk 5 sn 0-650 mW/cm² civarında düşük, ardından 1200 mW/cm² yüksek şiddette ışık uygulanır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında oluşan stresleri azaltması amacıyla önerilen bir programdır. Cihaz bu programın 15 ve 20 sn sürelerde uygulayabilme seçenekleri sunmaktadır (103).

3- Çok yüksek güç (*Turbo* - 2000 mW/cm²): Üretici firma tarafından ışık cihazının maksimum performansta çalıştığı ve 2000 mW/cm²'lik ışık şiddetinin olduğu program olduğu bildirilmektedir. Kompozit rezinin polimerizasyonu için ışık cihazının *Turbo* (çok yüksek güç) programı kullanılmak istendiğinde 5 sn gibi kısa bir süre önerilmektedir (103). Bu programın özellikle sürekli ve maksimum performansın gerekli olduğu tam seramik restorasyonların, ortodontik braketlerin simantasyonu gibi durumlarda faydalı olabileceği bildirilmektedir. Ayrıca, bu programın oluşturduğu yüksek ışık şiddetinin pulpada ve diş etinde zararlı bir etki meydana getirmediği öne sürülmektedir (103).

4- Düşük güç (*Low Power* - 650 mW/cm²): Pulpaya yakın bölgelerde kullanılmasına olanak sağlayarak, pulpada meydana gelebilecek irritasyonun önüne geçmek ve bağlayıcı ajanların polimerizasyonu için önerilen bir programdır. Üretici firma tarafından, bu programda kullanılan ışık şiddetinin 650 mW/cm² olduğu bildirilmektedir (103).

Çalışmada, Bluephase 20i LED ışık cihazının kullanılan polimerizasyon süreleri ve polimerizasyon programları şunlardır:

Bluephase 20i, 10 sn, Yüksek güç (*High Power*)

Bluephase 20i, 15 sn, Yüksek güç (*High Power*)

Bluephase 20i, 5 sn, Çok yüksek güç (*Turbo*)

Bluephase 20i, 15 sn, Yavaş başlangıç (*Soft Start*).

2) FlashMax P3

Üretici firma, mevcut ışık cihazları arasında en yüksek ışık şiddeti oluşturabilme özelliğine sahip LED ışık cihazı olduğunu öne sürmektedir. Bu cihaz, 450-470 nm dalga boyları arasında ışık oluşturmakta ve ikinci nesil LED ışık cihazı olarak sınıflandırılmaktadır. Işık çıkış şiddetinin 4000-5000 mW/cm² olduğu bildirilmektedir. Bu ışık cihazının, 1 ve 3 sn olmak üzere iki farklı uygulama programı bulunmaktadır. Bu programlar arasındaki fark sadece uygulama süresidir. Bunun yanı sıra, FlashMax P3 ışık cihazı iki farklı kalınlıkta (4 ve 8 mm) şeffaf plastik ucu olan, cihaz ile uyumlu kılıflar ile uygulanmaktadır (Şekil 3.3) (104).



Şekil 3.3. FlashMax P3 LED ışık cihazının 4 mm ve 8 mm kalınlıktaki uçları

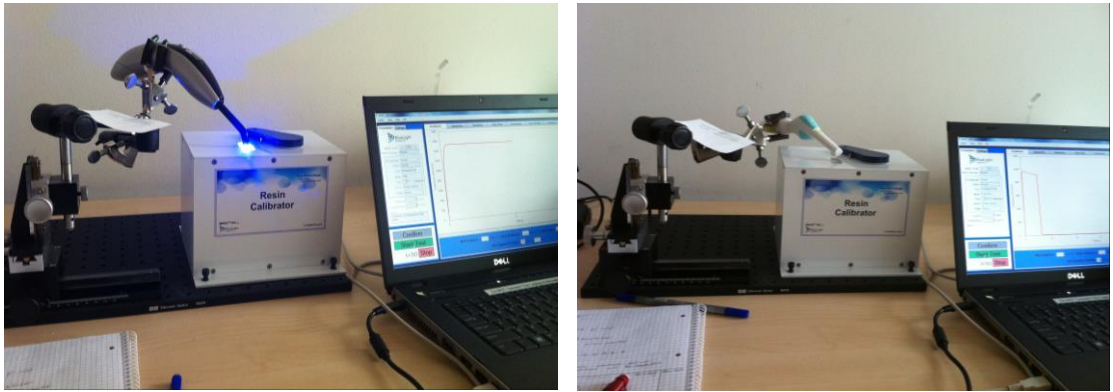
Bu çalışmada, FlashMax P3 LED ışık cihazının kullanılan polimerizasyon süreleri ve uçları:

FlashMax P3, 4 mm uç, 3 sn

FlashMax P3, uçsuz, 3 sn'dir.

3.2.2. Radyometre Cihazı

Çalışmada, ışık şiddeti ile birlikte ışığın spektral eğrisini de analiz edebilen ve laboratuvar ortamında kullanılan MARC Resin Calibrator (Managing Accurate Resin Curing) (Resin Calibrator System, BlueLight Analytics Inc., Halifax, Canada) radyometre cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. MARC Resin Calibrator radyometre cihazı

Minyatür bir fiber optik spektrometre (USB4000) içeren bu radyometre cihazında, 3648-element Toshiba lineer CCD dedektörü ve yüksek hıza sahip elektronikler kullanılmıştır. Bu spektrometre, Ocean Optics NIST-izlenebilir ışık kaynağı (300-1050 nm) kullanılarak spektrometrik olarak kalibre edilmiştir. Bu sistemde, 180°'den daha yüksek açıyla detektör alanına gelen ışınları toplamak için CC3-UV kosinüs düzeltici kullanılmaktadır. Böylece, toplanan ışığın geometrisiyle ilişkili olarak, optiksel etkileşimin etkileri azaltılmıştır (105).

MARC Resin Calibrator radyometre cihazının, diş hekimliği alanındaki üreticilerin ve araştırmacıların, ışıkla polimerize edilen kompozit rezin

örneklerine uygulanan enerjinin miktarını, tipini ve oranını doğru bir şekilde kontrol edebilmesine olanak sağlayan bir cihaz olduğu öne sürülmektedir. Bu cihaz kullanılarak, ışık cihazının ucundan çıkan ışık şiddeti, enerjisi ve oranı hassas bir şekilde kontrol edilebilmektedir.

Bu da;

(1) Işık ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafe ile ışık şiddeti arasındaki ilişki,

(2) Işık ucunda oluşan ışık şiddetinin düzgünlüğü,

(3) Işık ucunda oluşan ışık dağılımının düzgünlüğü gibi 3 farklı değişken ile yapılabilmektedir.

Kompozit rezinlere ışık uygulandığında, üst yüzey hızlı bir şekilde polimerize olurken, alt yüzeyin de tamamen polimerize olabilmesi için yeterli ışık enerjisi gereklidir. Dolayısıyla bu cihaz, kompozit rezinin üst yüzeyine ulaşan ışık enerjisinin kontrolüne, alt yüzeye ulaşan ışık enerjisinin ölçülmesine ve kompozit rezinin polimerizasyonu sırasında kırılma katsayısında meydana gelen değişimin gözlenmesine imkan verir.

Bu radyometre cihazı ile ayrıca;

- Klinikte, ışık cihazı için uygun mesafelerdeki optik performansın değerlendirilmesi,

- Işık cihazına ait ışık dağılımı özelliklerinin ve seçilen enerji düzeyindeki ışık dağılım oranlarının değerlendirilmesi,

- Klinikle uyumlu ölçümlerin, 4 mm çapındaki sensör kullanılarak labortuvar ortamında yapılması,

- Farklı zaman ayarları, programlar ve mesafeler kullanılarak ışık cihazından çıkan enerji yoğunluğunun (J/cm^2) hesaplanması,

- Kompozit rezinler, simanlar ve bağlayıcı ajanlar gibi materyallerin polimerizasyonu sırasında üst yüzeye uygulanan ve materyalden geçen ışığın güç yoğunluğunun eş zamanlı olarak izlenmesi ve ölçülmesi,

- Diş hekimliğinde kullanılan seramik gibi diğer materyallerden geçen ışığın güç yoğunluğunun hesaplanması,

- Hazırlanan materyal örneklerinin mikro sertlik ve FTIR gibi diğer cihazlarla yapılacak olan testleri öncesinde, polimerizasyon için uygulanan ışık enerjisinin düzeyi ve oranının ölçülmesi,
- Farklı içerik ve renkteki materyallerin polimerizasyonu sırasında ve sonrasında istenilen ışık dağılım aralığındaki ışık geçiş miktarının ölçülmesi,
- Farklı ışık cihazları kullanılarak farklı içerik ve renkteki materyallerin polimerizasyonları için gereken enerji düzeylerinin ve sürelerinin hesaplanması yapılabilmektedir.

Bu cihaz, üst ve alt yüzey olmak üzere 4 mm çapında iki sensör, 360-540 nm dalga boyu aralığındaki ışığı ölçebilen spektrometre, MARC yazılımını içeren bir dizüstü bilgisayar ve ışık cihazlarının farklı mesafelerden yerleştirilmesine imkan sağlayan düzenekten oluşmaktadır (106).

3.2.3. Mikro Sertlik Ölçüm Cihazı

Bu çalışmada, geleneksel ölçüm cihazlarıyla karşılaştırıldığında hızlı, hassas, kullanımı kolay ve etkili bir otomatik mikro sertlik cihazı olan Fischerscope H100C (Fischer, Sindelfingen, Germany) kullanılmıştır.

Bu cihaz ile yapılan tek bir ölçümle test edilen materyalin yüzey sertliği, elastisite modülü (E) ve akma (*creep*) gibi elastik-plastik özellikleri belirlenir ve grafik olarak kaydedilir. Cihazın ölçüm kısmı belirleyici bir uca sahiptir ve yükün uygulandığı birimdir, çentik derinliği belirlenene kadar ölçüm yapılan örnek yüzeyinde yer alır.

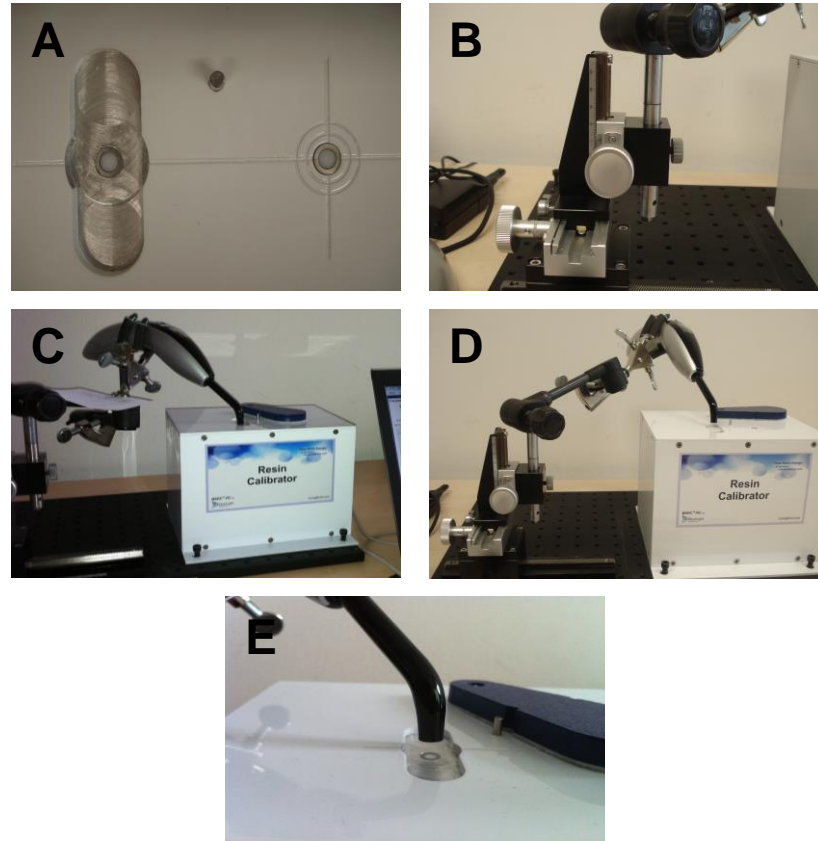
Çentik derinliğinin ölçümü pikometre veya nanometre aralığında yapılır. Mikro sertlik belirlenmesi herhangi bir subjektif etkiden bağımsız olarak bilgisayar kontrolünde yapılır.

Örnek yüzeyinde sertliği ölçülmek istenen noktalar x-y-z düzlemlerinde hareket eden düzenekte, kontrol kolu yardımıyla bilgisayar ekranından belirlenir. Ölçümü yapılacak olan noktalar arasında bırakılması gereken mesafeler ölçekli ekrandan seçilir ve belirlenen noktalardan ard arda ölçüm yapılabilir. Bu ölçümler zaman kaybı olmaksızın tamamlanır. Ölçüm

sonrasında oluşan çentiğin sınırları bilgisayar ekranında x40 büyütmede izlenir. Cihaz tarafından ölçümler otomatik olarak yapılır. Böylelikle kullanıcının tekrar hesaplama yapmasına gerek kalmaz.

3.3. Işık Cihazlarının Işık Şiddeti ve Işık Enerji Yoğunluklarının Belirlenmesi

Deneylere başlamadan önce çalışmada kullanılacak ışık cihazlarının ışık şiddetleri, MARC Resin Calibrator radyometre cihazı ile ışık cihazlarının uç kısmı radyometrenin sensör kısmına 0 ve 7 mm mesafelerde ayarlanabilir kol yardımıyla yerleştirilerek ölçülmüştür (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. A: Radyometre cihazının sensörü; B: Mesafe ayarlama kolu; C: 0 mm mesafeden yapılan ölçüm; D-E: 7 mm mesafeden yapılan ölçüm

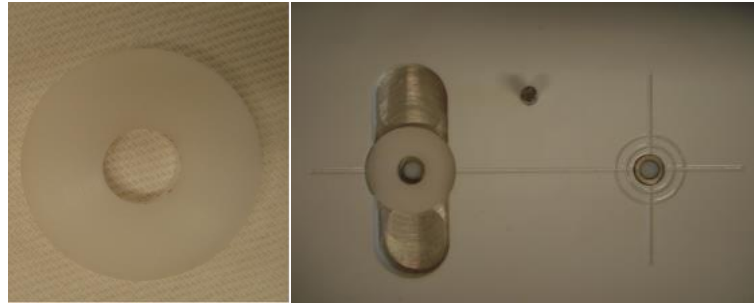
Işık şiddeti ölçümleri farklı zamanlarda 5 kez tekrarlanmış ve ortalamaları kaydedilmiştir. Daha sonra aşağıdaki formül kullanılarak enerji yoğunlukları hesaplanmıştır.

$$\text{Enerji Yoğunluğu [J/cm}^2\text{]} = \text{Işık Şiddeti [mW/cm}^2\text{]} \times \text{Uygulama Süresi [sn]}$$

Elde edilen değerler, kompozit rezinlerin üst yüzeyini polimerize eden ışık şiddeti ve yoğunluk değerleri olarak belirlenmiştir (105).

3.4. Kompozit Rezin Örneklerin Hazırlanması

Radyometrenin sensör kısmına uyacak 4 mm çapında, 2 mm kalınlığında özel teflon kalıplar hazırlanmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Kompozit rezin örneklerin hazırlandığı teflon kalıp

Bir santimetre kalınlığındaki siman camı üzerine şeffaf selüloid bant (S.S. White Limited, Middx, England) yerleştirilmiş, bunun üzerine konulan teflon kalıp içerisine kompozit rezin plastik spatül ile uygulanmıştır. Üst yüzeyi, tekrar şeffaf selüloid bant ve 1 mm kalınlığında ince mikroskop camı ile kapatılarak sabit basınç uygulanmıştır. Kalıptan taşan fazlalıklar spatül aracılığı ile uzaklaştırılıp arada hava kalmayacak şekilde adapte edilmiştir. Şeffaf selüloid bant düşük sertlikteki oksijen inhibisyon tabakasının oluşumunu engellemek için kullanılmıştır (107). Bu düzenekte toplam 72 adet kompozit rezin örneği hazırlanmıştır.

Deney Gruplarının Oluşturulması

Hazırlanan kompozit rezin örnekleri ışık cihazlarının, polimerizasyon programlarına ve polimerizasyon sürelerine göre 6 farklı grupta, ışığın örnek yüzeyine uygulama mesafeleri 0 ve 7 mm olacak şekilde belirlenmiştir (n=6):

Grup a: Bluephase 20i, 10 sn, Yüksek güç (*High Power*)

Grup b: Bluephase 20i, 15 sn, Yüksek güç (*High Power*)

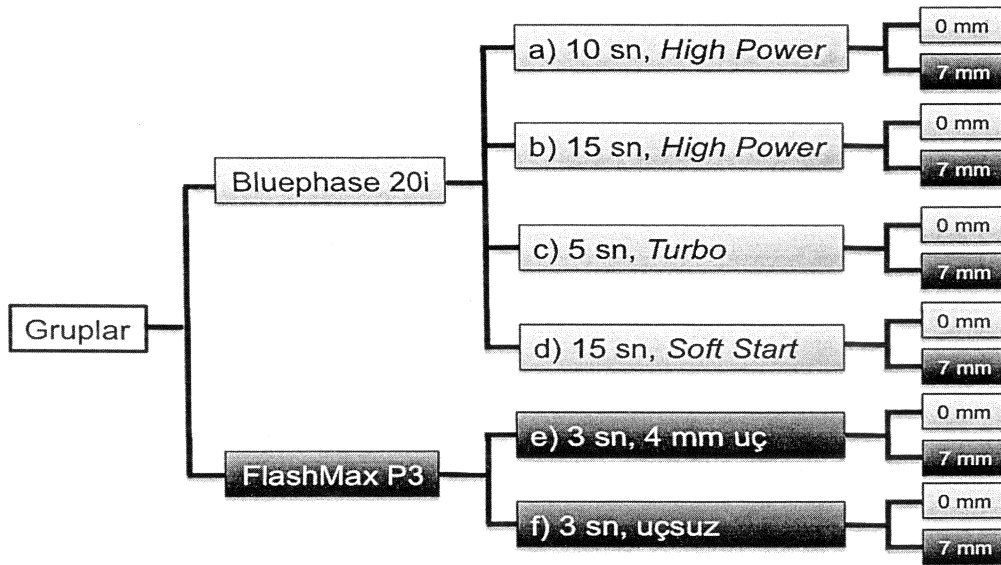
Grup c: Bluephase 20i, 5 sn, Çok yüksek güç (*Turbo*)

Grup d: Bluephase 20i, 15 sn, Yavaş başlangıç (*Soft start*)

Grup e: FlashMax P3, 3 sn, 4 mm uç

Grup f: FlashMax P3, 3 sn, uçsuz.

Grupların oluşturulması ve dağılımı Şekil 3.7'de gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Çalışma protokolü

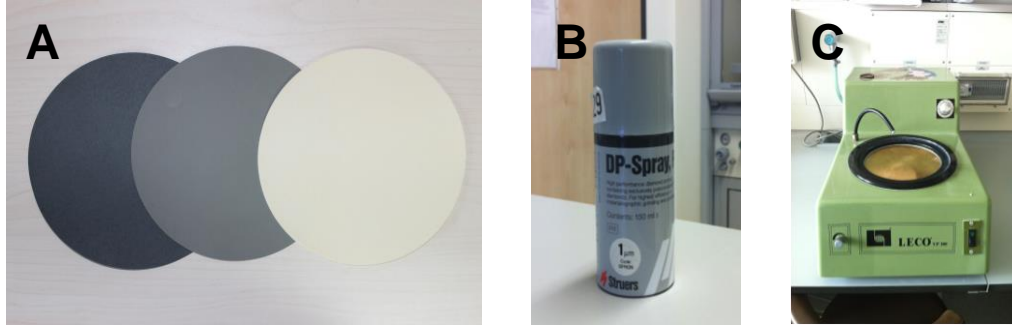
Hazırlanan teflon kalıp içindeki tüm örnekler alt ve üst kısımlarında şeffaf selüloid bant kalacak şekilde radyometrenin 4 mm çapındaki sensörlü kısmına yerleştirilerek yukarıdaki protokollerle polimerize edilmiştir. Bu sırada, eş zamanlı olarak tüm örneklerin alt yüzeylerine ulaşan ışık şiddetleri ve enerji yoğunlukları MARC Resin Calibrator cihazında ölçülmüş ve kaydedilmiştir.

Polimerize edilen örnekler daha sonra deforme olmayacak şekilde teflon kalıptan çıkartılmış, üst yüzeylerinin ayırt edilmesi için kenar kısımlarına grafit (kurşun kalem) ile işaretleme yapılmıştır. Farklı bölmelere sahip kutularda ışık geçirmeyen etüv (Memmert UM 500, Schwabach, Germany) içerisinde, distile suda, 37°C'de, 24 saat bekletilmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Etüv içerisinde distile suda bekletilen kompozit rezin örnekler

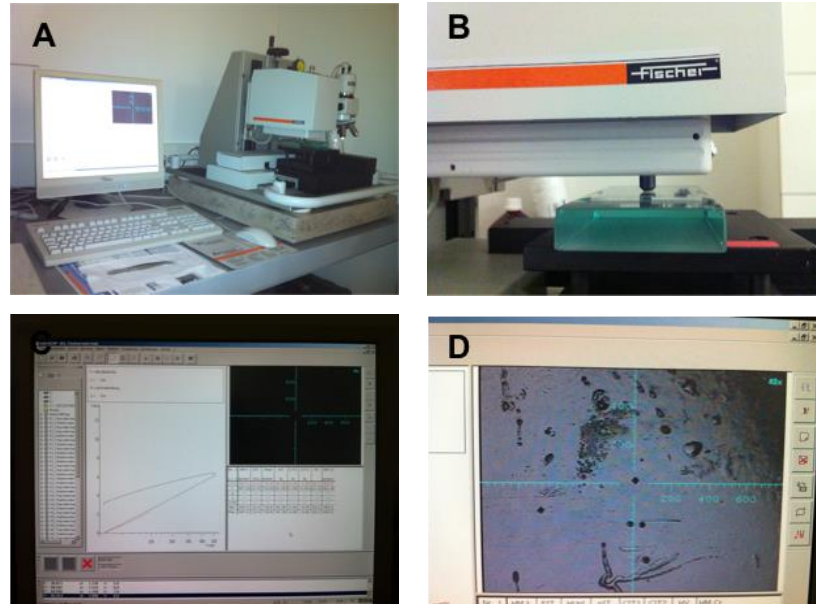
24 saat sonunda örneklerin alt ve üst yüzeyleri oksijen inhibisyon tabakasını uzaklaştırmak için polisaj makinasında (Leco VP 100 GmbH, Neuss, Germany) önce 1200 ve ardından 4000 gridlik silikon karbid kağıtlarla (LECO Instrumente GmbH, Moenchenglandbach, Germany) bol su kullanılarak aşındırılmıştır. Daha sonra, keçe (LECO Instrumente GmbH, Moenchenglandbach, Germany) ve 1µm boyutunda elmas partiküller içeren polisaj speyi (DP-Spray P, 1 µm, 150 ml, Struers, Hørsholm, Denmark) kullanılarak polisaj yapılmıştır (Şekil 3.9). Örneklerin her iki yüzeyi kullanılan her bir silikon karbid kağıt ve keçe ile 200 rpm'de, tek yönde ve parmak basıncı altında eşit koşullarda aşındırma ve polisaj işlemi yapılmıştır. Aşındırma kağıtları ve keçe 10 örnek sonrası yenilenmiştir. Tüm örneklerin kalınlıkları dijital kalınlık ölçer (Brown & Sharpe TESA Interapid Digital Caliper, Renens, Switzerland) ile ölçülmüştür. Kalınlığı 2 mm'den daha az olan örnekler çalışmadan çıkarılmış ve tekrar hazırlanmıştır.



Şekil 3.9. A: Silikon karbid kağıtları; B: Polisaj speyi; C: Polisaj cihazı

3.5. Mikromekanik Ölçümlerin Yapılması

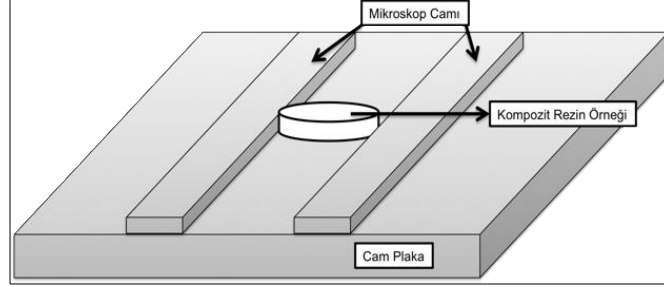
Mikromekanik ölçümler ISO14577 kurallarına uygun olarak yapılmıştır (Şekil 3.10) (20).



Şekil 3.10. A: Otomatik mikro sertlik belirleyici cihaz; B: Cihazın ölçüm yapan uç kısmı; C: Ölçüm sırasında uygulanan kuvvetin kaydedildiği bilgisayar ekranı; D: Ölçüm sonrası oluşan izin bilgisayar ekranında görünümü

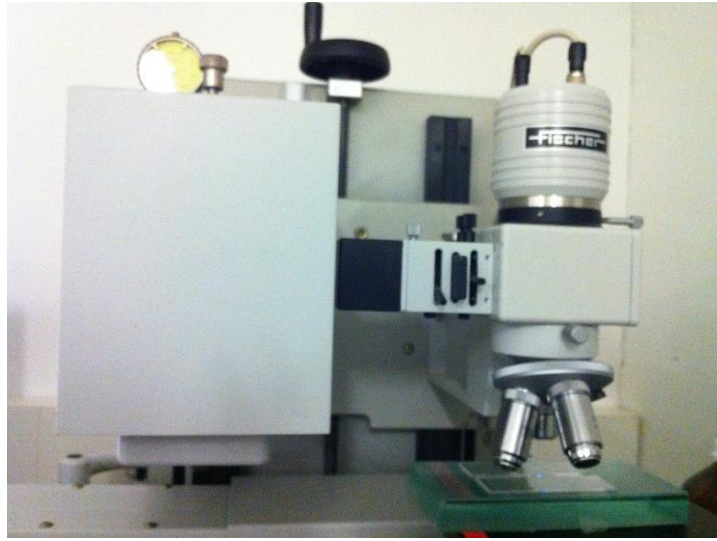
Hazırlanan örnekler, hareket etmelerini engellemek amacıyla, 3 cm kalınlığındaki cam plaka ve üzerine paralel olarak yerleştirilen 1 mm

kalınlığındaki iki mikroskop camı arasında sabitlenmiştir (Şekil 3.11). Sabitlenen örneklerin yer düzlemi ile paralelliği kontrol edilmiştir.



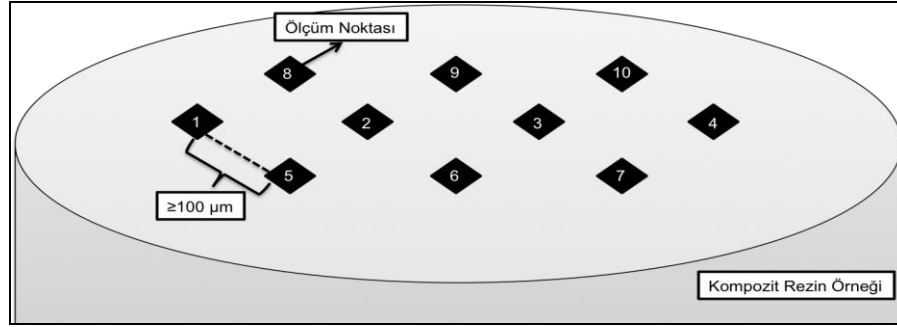
Şekil 3.11. Ölçüm için örneklerin sabitlenmesi

Daha sonra mikro sertlik cihazının x40 büyütme merceği altına yerleştirilen örneklerin ölçüm noktaları belirlenmiştir (Şekil 3.12).



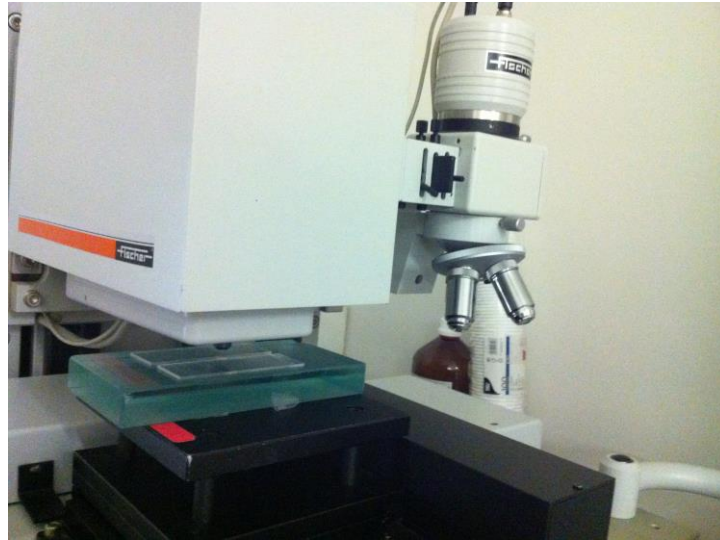
Şekil 3.12. Sertlik cihazının merceği

Her örneğin üst ve alt yüzeylerinden onar ölçüm yapılmıştır. Ölçümler yapılırken ölçüm noktaları arasında bilgisayar ekranından kontrol edilerek en az 100 μm mesafe bırakılmıştır. Yüzeyde ölçümler yapılırken homojenliği sağlamak amacıyla standart bir patern (şekil) izlenmiştir (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Ölçüm noktalarının belirlenmesi

Cam plaka, daha sonra ölçümün yapılacağı elmas ucun bulunduğu kısma otomatik olarak kaydırılmıştır (Şekil 3.14).

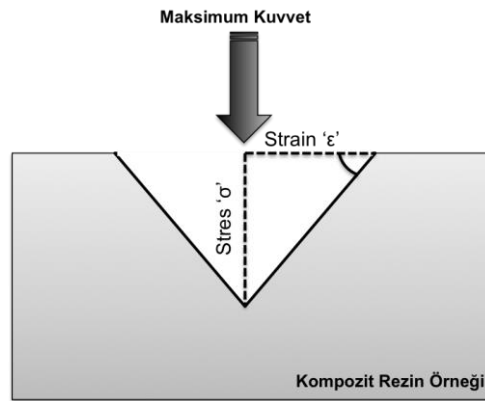


Şekil 3.14. Sertlik cihazının ölçüm kısmı

İz oluşturmak için uygulanan kuvvet 20 sn içinde 0.4 mN'dan 500 mN'a kadar devamlı olarak artırılmıştır. 5 sn süreyle bu konumda tutulmuş ve sonrasında 0.4 mN'a yine düşürülmüştür. İz derinliği, tüm işlem boyunca

uygulanan kuvvetin fonksiyonu olarak kaydedilmiştir. Mikro sertlik cihazı tarafından, uygulanan kuvvetin, oluşan izin alanına bölünmesiyle universal sertlik değeri elde edilmiştir. Cihaz, farklı ölçüm değerlerinden dolayı, universal sertlik ve Vickers sertliği arasında dönüşüm katsayısını (0.0945) kullanarak sertlik değerini belirleyip bilgisayar yazılımına uygulamıştır. Birimi N/mm^2 'dir (105).

Elastisite modülü ise, maksimum kuvvet uygulandığında örnek yüzeyinde oluşan iz derinliğinin tanjant eğimi kullanılarak yine cihazda otomatik olarak hesaplanmış ve kaydedilmiştir. Birimi GPa'dır (Şekil 3.15).



Şekil 3.15. Elastisite modülünün ölçümünde cihazın kullandığı yöntem

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

Elde edilen bulguların istatistiksel analizi Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik Anabilim Dalı'nda yapılmıştır.

Gruplar arasındaki farklılıklar Tek Yönlü Varyans Analizi ile değerlendirilmiştir. Farklılık bulunması halinde, farkın hangi grup veya gruplardan kaynaklandığını belirlemek amacıyla ikişerli karşılaştırmalar Tukey Testi ile yapılmıştır. 0 - 7 mm mesafe ve üst - alt yüzey karşılaştırması bağımsız gruplarda t-testi ile yapılmıştır.

Tüm istatistiksel hesaplamalar $\alpha=0.05$ güven aralığında SPSS yazılım programı (SPSS 22.0 for Windows/SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Işık Cihazlarının Işık Şiddeti ve Işık Enerji Yoğunluğu Bulguları (Üst Yüzey)

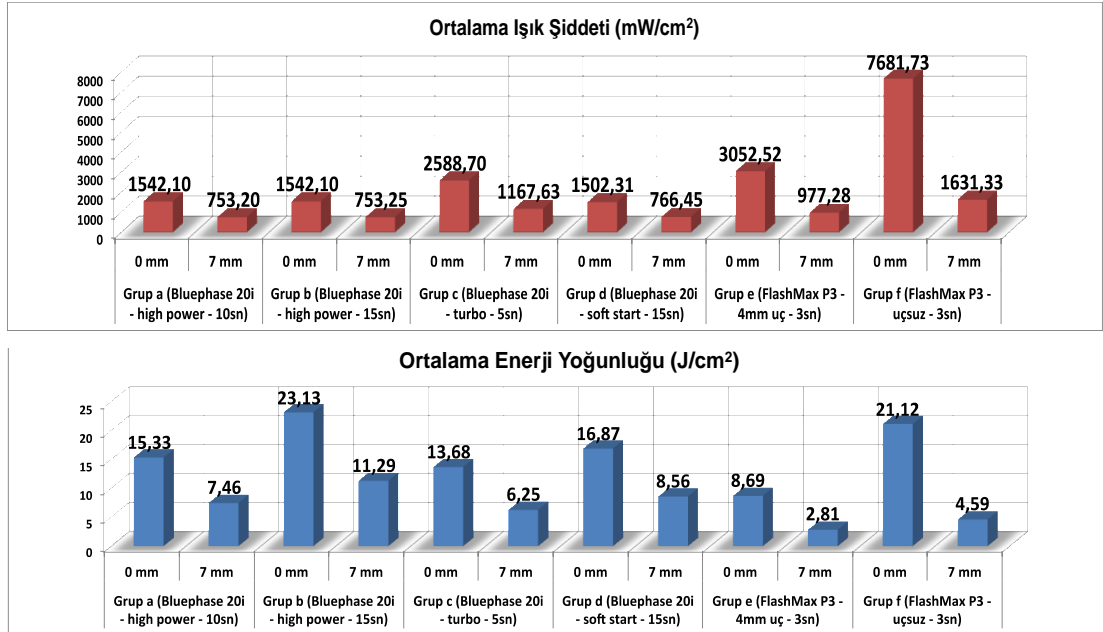
Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerde oluşturdukları ortalama ışık şiddetleri, standart sapma değerleri (SD) ve enerji yoğunlukları Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerde oluşturdukları ortalama ışık şiddetleri (mW/cm^2), standart sapma değerleri (SD) ve enerji yoğunlukları (J/cm^2).

Gruplar	Mesafe	Işık Şiddeti (mW/cm^2)	SD	Enerji Yoğunluğu (J/cm^2)
Grup a (Bluephase 20i - <i>high power</i> - 10sn)	0 mm	1542.10	38.48	15.33
	7 mm	753.25	73.01	7.46
Grup b (Bluephase 20i - <i>high power</i> - 15sn)	0 mm	1542.10	38.48	23.13
	7 mm	753.25	73.01	11.29
Grup c (Bluephase 20i - <i>turbo</i> - 5sn)	0 mm	2588.70	40.75	13.68
	7 mm	1167.63	151.84	6.25
Grup d (Bluephase 20i - <i>soft start</i> - 15sn)	0 mm	1502.31	14.37	16.87
	7 mm	766.45	78.81	8.56
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	0 mm	3052.52	71.61	8.69
	7 mm	977.28	38.63	2.81
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	0 mm	7681.73	160.53	21.12
	7 mm	1631.33	362.67	4.59

FlashMax P3 uçsuz olarak kullanıldığında hem 0 mm (7681.73 mW/cm^2) hem de 7 mm (1631.33 mW/cm^2) mesafelerde en yüksek ortalama ışık şiddetini oluşturmuştur. Bu duruma rağmen, yine her iki mesafede en yüksek ortalama enerji yoğunluğunun Bluephase 20i ışık cihazının *high power* programında 15 sn süreyle uygulandığı grupta (Grup b) görülmüştür.

Tüm gruplarda ışık uygulama mesafesi 0 mm'den 7 mm'ye çıkartıldığında, ışık şiddetinin ve enerji yoğunluğunun azaldığı belirlenmiştir (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerden oluşturdukları ortalama ışık şiddetlerinin (mW/cm²) ve enerji yoğunluklarının (J/cm²) grafiksel olarak gösterilmesi

4.2. Işık Cihazlarının Kompozit Rezin Örneklerinin Polimerizasyonu Sırasındaki Işık Şiddeti ve Enerji Yoğunluğu Bulguları (Alt Yüzey)

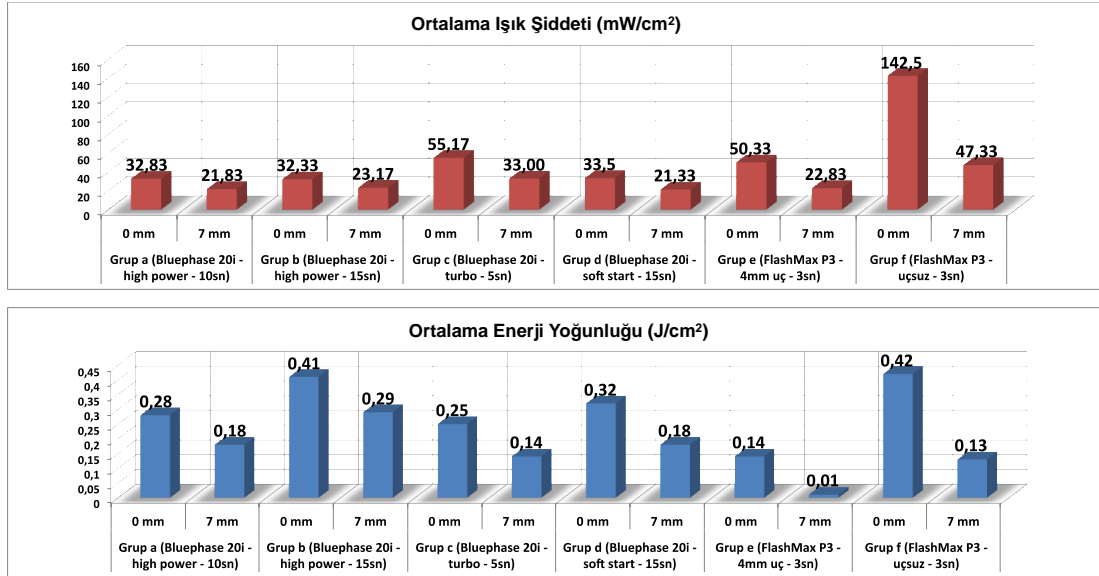
Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerden kompozit rezin örneklerini polimerize ederken, örneklerin alt yüzeyinde oluşturdukları ortalama ışık şiddetleri, standart sapma değerleri (SD) ve enerji yoğunlukları Tablo 4.2 ve Şekil 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerden kompozit rezin örneklerini polimerize ederken oluşturdukları ortalama ışık şiddetleri (mW/cm^2), standart sapma değerleri (SD) ve enerji yoğunlukları (J/cm^2).

Gruplar	Mesafe	Işık Şiddeti (mW/cm^2)	SD	Enerji Yoğunluğu (J/cm^2)
Grup a (Bluephase 20i - <i>high power</i> - 10sn)	0 mm	32.83	2.32	0.28
	7 mm	21.83	2.92	0.18
Grup b (Bluephase 20i - <i>high power</i> - 15sn)	0 mm	32.33	3.33	0.41
	7 mm	23.17	3.31	0.29
Grup c (Bluephase 20i - <i>turbo</i> - 5sn)	0 mm	55.17	3.92	0.25
	7 mm	33.00	2.00	0.14
Grup d (Bluephase 20i - <i>soft start</i> - 15sn)	0 mm	33.50	3.27	0.32
	7 mm	21.33	1.86	0.18
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	0 mm	50.33	4.08	0.14
	7 mm	22.83	1.60	0.01
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	0 mm	142.50	17.91	0.42
	7 mm	47.33	2.50	0.13

0 mm mesafede oluşan en yüksek ortalama ışık şiddeti ($142.50 \text{ mW}/\text{cm}^2$) ve enerji yoğunluğu ($0.42 \text{ J}/\text{cm}^2$) FlashMax P3 uçsuz olarak kullanıldığında oluşmuştur. Bu grupta elde edilen enerji yoğunluğunun Bluephase 20i ışık cihazı *high power* programında 15 sn süreyle uygulandığında oluşan ($0.41 \text{ J}/\text{cm}^2$) enerji yoğunluğuna çok yakın olduğu görülmüştür.

Tüm gruplarda ışık uygulama mesafesi 0 mm'den 7 mm'ye çıkartıldığında kompozit resinin polimerizasyonu sırasında alt yüzeyde oluşan ışık şiddeti ve enerji yoğunluğu azalmıştır (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Işık cihazlarının 0 ve 7 mm mesafelerden kompozit resin örneklerini polimerize ederken oluşturdukları ortalama ışık şiddetlerinin (mW/cm^2) ve enerji yoğunluklarının (J/cm^2) grafiksel olarak gösterilmesi

4.3. Kompozit Rezin Örneklerin Üst ve Alt Yüzey Mikro Sertlik Bulguları

0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinden elde edilen ortalama Vickers mikro sertlik (HV) ve standart sapma değerleri (SD) Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin ortalama HV [N/mm²] (SD) değerleri.

Gruplar	Üst Yüzey		p
	0 mm	7 mm	
Grup a (Bluephase 20i - high power - 10sn)	70.41 (5.62)	77.24 (8.42)	0.130
Grup b (Bluephase 20i - high power - 15sn)	76.61 (5.85) _{ef}	70.58 (7.41)	0.149
Grup c (Bluephase 20i - turbo - 5sn)	71.72 (11.33)	68.04 (13.62)	0.622
Grup d (Bluephase 20i - soft start - 15sn)	67.56 (6.49)	73.29 (9.73)	0.258
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	61.67 (9.31)	49.41 (13.11) _{abd}	0.091
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	60.14 (8.02)	61.72 (10.25)	0.771
p	0.011	0.001	

Tukey testi bulgularına göre farklılığı yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir (p<0.05).

Tek yönlü varyans analizinde, gruplar arasında 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezinlerin üst yüzeylerinin ortalama HV değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0.011). En yüksek HV değeri Bluephase 20i ışık cihazı *high power* programında 15 sn (Grup b) uygulandığında görülmüştür (76.61 N/mm²). Bu değer FlashMax P3 ışık cihazı kullanılarak polimerize edilen gruplardan, Grup e (61.67 N/mm²) (p=0.033) ve Grup f (60.14 N/mm²) (p=0.015) den farklıdır. 0 mm mesafeden FlashMax P3 ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin üst yüzeylerinin mikro sertlik değerleri arasında fark görülmemiştir (p>0.05).

7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezinlerin üst yüzeylerinden elde edilen HV değerleri arasında istatistiksel olarak farklılık vardır (p=0.001). En yüksek mikro sertlik değeri Bluephase 20i *high power* programında 10 sn (Grup a) uygulandığında görülmüştür (77.24 N/mm²). En düşük HV değeri ise FlashMax P3 ışık cihazı 4 mm uç ile kullanılarak 3 sn polimerize edilen grupta (Grup e) elde edilmiştir (49.41 N/mm²). Bu değer

anamlı düzeyde Grup a (77.24 N/mm²) (p=0.001), Grup b (70.58 N/mm²) (p=0.02) ve Grup d (73.29 N/mm²) (p=0.006)'ye göre düşük mikro sertlik değerini ifade etmektedir.

0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst yüzeylerinden elde edilen mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılan bağımsız gruplarda t-testi bulgularına göre gruplar arasında farklılık olmadığı görülmüştür (p>0.05).

0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeylerinden elde edilen ortalama HV ve standart sapma değerleri (SD) Tablo 4.4'te belirtilmiştir.

Tablo 4.4. 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeylerinin ortalama HV [N/mm²] (SD) değerleri.

Gruplar	Alt Yüzey		p
	0 mm	7 mm	
Grup a (Bluephase 20i - high power - 10sn)	67.29 (7.87)	61.06 (8.72)	0.223
Grup b (Bluephase 20i - high power - 15sn)	67.75 (9.07)	58.60 (9.65)	0.121
Grup c (Bluephase 20i - turbo - 5sn)	59.56 (14.46)	58.32 (18.15)	0.898
Grup d (Bluephase 20i - soft start - 15sn)	60.43 (15.06)	54.19 (10.93)	0.430
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	33.71 (8.42) ^{abcdf}	18.04 (9.97) ^{abcdf}	0.015*
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	57.73 (10.22)	39.68 (14.98)	0.038*
p	<0.001	<0.001	

*Tukey testi bulgularına göre farklılığı yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir (p<0.05).
Bağımsız gruplarda t-testi bulgularına göre farklılıklar (*) ile gösterilmiştir (p<0.05).*

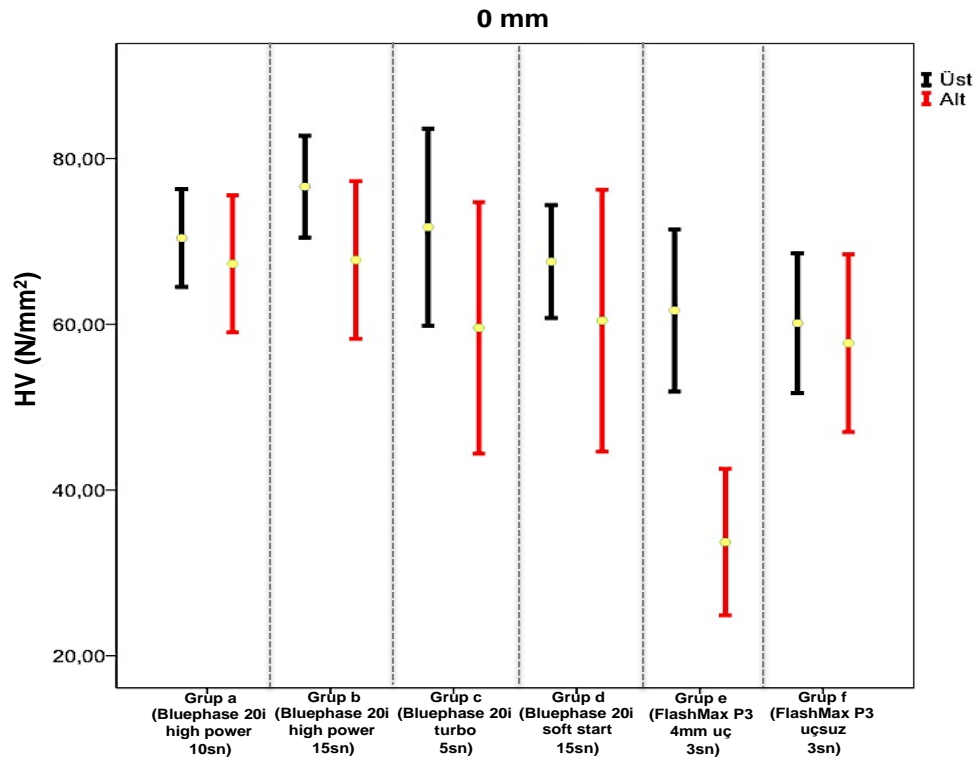
Gruplar arasında, 0 ve 7 mm'den polimerize edilen kompozit rezinlerin alt yüzeylerinden elde edilen HV değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (p<0.001). Buna göre 0 mm mesafede en düşük mikro sertlik değeri FlashMax P3 ışık cihazı 4 mm uç ile 3 sn (Grup e) uygulandığında görülmüştür (33.71 N/mm²) ve istatistiksel olarak diğer gruplardan farklıdır (p<0.05). 7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezinlerin alt yüzeylerinden elde edilen en düşük ortalama HV değeri FlashMax P3 4 mm uç ile 3 sn (Grup e) uygulandığında görülmüştür (18.04 N/mm²) ve istatistiksel olarak diğer gruplara göre anlamlı farklılık göstermiştir (p<0.05).

0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerinden elde edilen HV değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılan bağımsız gruplarda t-testi'ne göre; FlashMax P3 ışık cihazı (Grup e ve Grup f) ile 7 mm mesafeden polimerize edilen örneklerin alt yüzeylerinin mikro sertlik değerleri 0 mm'den polimerize edilenlerden farklı bulunmuştur ($p<0.05$).

0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt yüzey HV değerleri bağımsız gruplarda t-testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Tüm gruplarda alt yüzey mikro sertlik değerleri üst yüzeye göre düşük bulunurken, test sonucunda elde edilen bulgularda sadece FlashMax P3 ışık cihazı 4 mm uç ile 3 sn (Grup e) kullanılarak polimerize edilen kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerinin HV değerleri üst yüzey değerlerine göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 4.5) (Şekil 4.3).

Tablo 4.5. 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst ve alt yüzeylerinin mikro sertliklerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

Gruplar	0 mm Üst Yüzey – Alt Yüzey <i>p</i>
Grup a (Bluephase 20i - high power - 10sn)	0.449
Grup b (Bluephase 20i - high power - 15sn)	0.072
Grup c (Bluephase 20i - turbo - 5sn)	0.136
Grup d (Bluephase 20i - soft start - 15sn)	0.323
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	<0.001*
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	0.661
<i>Bağımsız gruplarda t-testi bulgularına göre farklılıklar (*) ile gösterilmiştir (p<0.05).</i>	



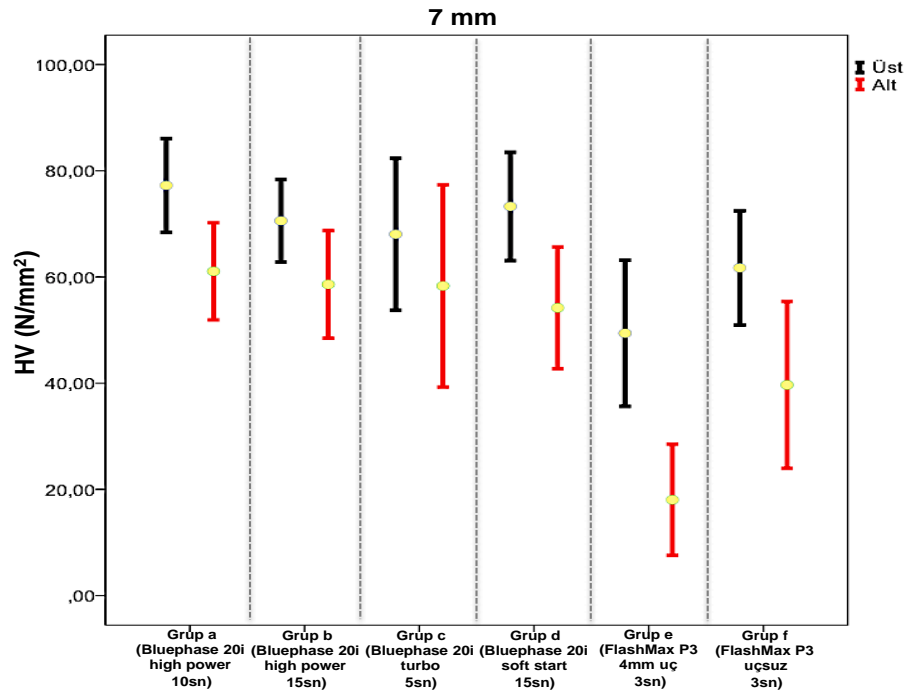
Şekil 4.3. 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt yüzey HV değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi

Tüm gruplarda, 7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzey HV değerleri üst yüzeye göre düşük bulunmuştur. Elde edilen bulgularda, sadece Bluephase 20i ışık cihazı *turbo* programda 5 sn (Grup c) kullanılarak polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeyinde oluşan mikro sertlik değerleri üst yüzeylerine göre anlamlı fark göstermemiştir ($p=0.318$) (Tablo 4.6) (Şekil 4.4).

Tablo 4.6. 7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst ve alt yüzeylerinin mikro sertliklerinin bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

Gruplar	7 mm Üst Yüzey – Alt Yüzey p
Grup a (Bluephase 20i - high power - 10sn)	0.008*
Grup b (Bluephase 20i - high power - 15sn)	0.037*
Grup c (Bluephase 20i - turbo - 5sn)	0.318
Grup d (Bluephase 20i - soft start - 15sn)	0.01*
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	0.001*
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	0.014*

Bağımsız gruplarda t-testi bulgularına göre farklılıklar () ile gösterilmiştir ($p < 0.05$).*



Şekil 4.4. 7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt yüzey HV değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi

4.4. Kompozit Rezin Örneklerin Üst ve Alt Yüzey Elastisite Modülü Bulguları

0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin ortalama elastisite modülü (E) ve standart sapma değerleri (SD) Tablo 4.7'de gösterilmiştir.

Tablo 4.7. 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin ortalama E [GPa] (SD) değerleri.

Gruplar	Üst Yüzey		p
	0 mm	7 mm	
Grup a (Bluephase 20i - <i>high power</i> - 10sn)	9.91 (2.31)	11.17 (1.15)	0.257
Grup b (Bluephase 20i - <i>high power</i> - 15sn)	10.42 (2.41)	9.93 (2.06)	0.715
Grup c (Bluephase 20i - <i>turbo</i> - 5sn)	9.28 (1.82)	8.41 (2.20)	0.473
Grup d (Bluephase 20i - <i>soft start</i> - 15sn)	9.22 (2.51)	10.69 (1.77)	0.270
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	8.92 (0.93)	6.63 (1.87) ^a	0.163
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	8.13 (1.54)	9.00 (2.38)	0.475
p	0.469	0.027	

Tukey testi bulgularına göre farklılığı yaratan grup harfle gösterilmiştir (p<0.05).

0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezinlerin üst yüzeylerinin E değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0.05$).

7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin en düşük E değeri Grup e'de (6.63 GPa) görülmüş ve istatistiksel olarak sadece Grup a'dan (11.17 GPa) farklı bulunmuştur ($p=0.039$).

0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst yüzeylerinin E değerlerinin karşılaştırılmasında kullanılan bağımsız gruplarda t-testi bulgularına göre gruplar arasında anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür ($p>0.05$).

0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeylerinin ortalama E ve standart sapma değerleri (SD) Tablo 4.8'de gösterilmiştir.

Tablo 4.8. 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerinin ortalama E [GPa] (SD) değerleri.

Gruplar	Alt Yüzey		p
	0 mm	7 mm	
Grup a (Bluephase 20i - <i>high power</i> - 10sn)	10.41 (0.79)	9.14 (1.60)	0.114
Grup b (Bluephase 20i - <i>high power</i> - 15sn)	9.23 (1.83)	9.10 (2.33)	0.918
Grup c (Bluephase 20i - <i>turbo</i> - 5sn)	8.31 (2.22)	7.45 (2.22)	0.515
Grup d (Bluephase 20i - <i>soft start</i> - 15sn)	8.70 (2.28)	7.88 (2.25)	0.541
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	5.99 (1.01) ^{ab}	3.81 (1.63) ^{abd}	0.019*
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	7.95 (1.00)	6.70 (2.78)	0.033*
p	<0.001	<0.001	

*Tukey testi bulgularına göre farklılığı yaratan gruplar harflerle gösterilmiştir (p<0.05).
Bağımsız gruplarda t-testi bulgularına göre farklılıklar (*) ile gösterilmiştir (p<0.05).*

Tek yönlü varyans analizi ile incelendiğinde, 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezinlerin alt yüzeylerinin E değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.001$). En düşük E değeri FlashMax P3 ışık cihazı 4 mm uç ile 3 sn (Grup e) uygulandığında görülmüştür (5.99 GPa). Bu değer Bluephase 20i ışık cihazının *high power* programında 10 ve 15 sn uygulandığı gruplardan farklı bulunmuştur ($p<0.05$).

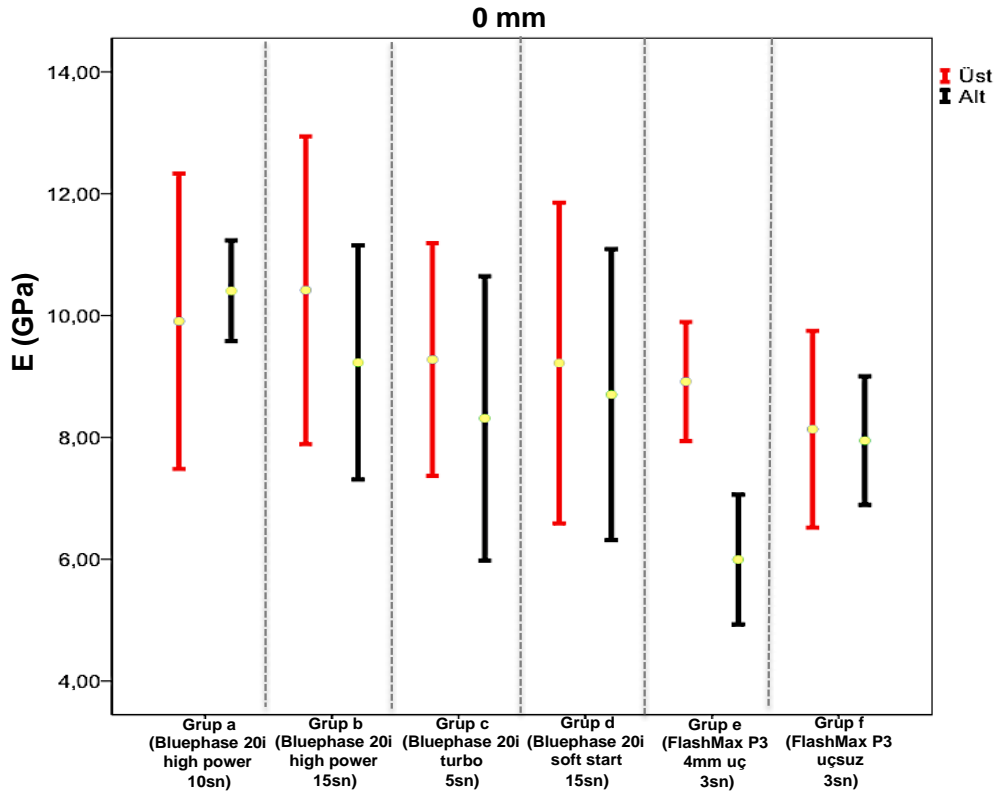
Gruplar arasında 7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeylerinin E değerleri arasında anlamlı fark vardır ($p<0.001$). FlashMax P3 ışık cihazı 4 mm uç ile 3 sn (Grup e) uygulandığında belirlenen ortalama E değeri (3.81 GPa) Grup a, b ve d'den farklıdır ($p<0.05$).

0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeylerinin E değerleri karşılaştırıldığında, 7 mm mesafeden polimerize edilen Grup e ($p=0.019$) ve Grup f ($p=0.033$) örneklerinin alt yüzeylerinin E değerleri üst yüzeylere göre anlamlı fark göstermiştir.

0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt yüzey E değerleri karşılaştırıldığında, sadece FlashMax P3 ışık cihazı 4 mm uç ile 3 sn (Grup e) kullanılarak hazırlanan kompozit rezin örneklerinin alt yüzey E değeri üst yüzey değerine göre anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p<0.001$) (Tablo 4.9) (Şekil 4.5).

Tablo 4.9. 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst ve alt yüzeylerinin elastisite modüllerinin (E) bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

Gruplar	0 mm Üst Yüzey – Alt Yüzey p
Grup a (Bluephase 20i - high power - 10sn)	0.628
Grup b (Bluephase 20i - high power - 15sn)	0.358
Grup c (Bluephase 20i - turbo - 5sn)	0.430
Grup d (Bluephase 20i - soft start - 15sn)	0.716
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	<0.001*
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	0.809
<i>Bağımsız gruplarda t-testi bulgularına göre farklılıklar (*) ile gösterilmiştir (p<0.05).</i>	



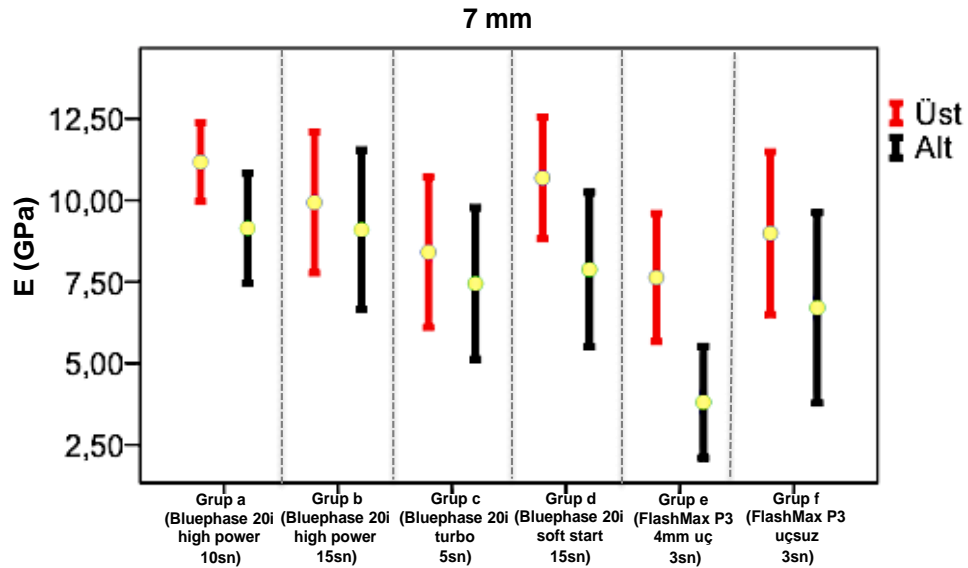
Şekil 4.5. 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt yüzey E değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi

t-testi kullanılarak yapılan karşılaştırmalarda 7 mm mesafeden polimerize edilen Grup a, d ve e kompozit rezin örneklerin alt ve üst yüzey E değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.05$) (Tablo 4.10) (Şekil 4.6).

Tablo 4.10. 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst ve alt yüzeylerinin elastisite modüllerinin (E) bağımsız t-testi ile karşılaştırılması.

Gruplar	7 mm Üst Yüzey – Alt Yüzey p
Grup a (Bluephase 20i - high power - 10sn)	0.030*
Grup b (Bluephase 20i - high power - 15sn)	0.527
Grup c (Bluephase 20i - turbo - 5sn)	0.468
Grup d (Bluephase 20i - soft start - 15sn)	0.037*
Grup e (FlashMax P3 - 4mm uç - 3sn)	0.004*
Grup f (FlashMax P3 - uçsuz - 3sn)	0.157

Bağımsız grupta t-testi bulgularına göre farklılıklar (*) ile gösterilmiştir ($p < 0.05$).



Şekil 4.6. 7 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin üst ve alt yüzey E değerlerinin grafiksel olarak gösterilmesi

5. TARTIŞMA

Bir kompozit rezin için aranılan en önemli özelliklerden biri rezin yapısında bulunan monomerlerin polimerizasyon reaksiyonu sırasında polimere dönüşmesidir (3,108).

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin %80-90'ı yüksek molekül ağırlığına sahip bir monomer olan Bis-GMA içerirken, çalışmada kullanılan kompozit rezinin organik rezin matrisi içeği UDMA, dimetakrilat komonomerleri ve son olarak geliştirilen DX-511 monomerinden oluşmaktadır (18). UDMA'nın renk stabilitesinin, hidrofobik özelliğinin, yüksek viskozitesinin ve diametral çekme dayanıklılığının başarılı olduğu bazı çalışmalarda rapor edilmiştir (109-111).

Kompozit rezinler içinde ışık iletiminin, doldurucu içeriği arttığında ve düzensiz şekilli doldurucular kullanıldığında azaldığı gösterilmiş ve doldurucular ile organik rezin matrisi arasındaki yüzeyin artmasıyla ilişkilendirilmiştir (112).

Doldurucu partikül boyutları arttığında ise, ışık iletiminin azaldığı gösterilmiştir. Resin-doldurucu ara yüzünde ışık saçılımının daha düşük olmasına, mavi ışığın dalga boyundan daha küçük olan nano boyutlu partiküllerin ışık saçılımına olanak vermemesiyle açıklanmıştır (113).

Terry ve diğ. (114), nano boyutlu modifiye edilmiş stronsiyum cam partiküllerinin prepolimerize HDR doldurucular arasına dağıldığını ve kompozit rezinin dayanıklılığının yanı sıra yüzey sertliğini de arttırdığını rapor etmişlerdir.

Genellikle, yaygın olarak kullanılan baryum camın kırılma indeksi UDMA'nın kırılma indeksinden daha yüksek olduğu ve materyalin ışık geçirgenliğini azaltmasının yanı sıra daha az translusent olmasına neden olduğu bildirilmiştir (114). Kalore'nin inorganik içeriğinde yer alan stronsiyum cam partiküllerinin kırılma indeksinin, UDMA organik rezin matrisi monomerinin kırılma indeksi ile uyumlu olmasından dolayı bu materyalin, ışık geçirgenliğini olumlu etkilendiği gösterilmiştir (114).

Yoshikawa ve diğ. (115), kompozit rezinlerin opasitesinin ışık iletimini etkilediğini ve polimerizasyon öncesinde ve sonrasında değiştiğini bildirmişlerdir. Bu araştırmacıların yanı sıra, Bucuta ve Ilie (116) de, polimerizasyon derinliğini iyileştirmek için en iyi yöntemin kırma indeksi birbirleriyle uyumlu doldurucular ve organik rezin matriks kullanarak materyalin translusensisini arttırmak olabileceği düşüncesini öne sürmüşlerdir.

Bu kompozit rezinde radyoopaklık, inorganik rezin matriks içine eklenen silanlanmış lantanoid floridler ve stronsiyum cam partikülleri ile sağlanmıştır. Nano boyutlu lantanoid floridlerin, görünür ışığın geçişini engellemediği ve kompozit rezinin translusent özelliğini değiştirmeden radyoopasitesini arttırdığı Terry ve diğ. (114) tarafından gösterilmiştir.

Kalore'de inorganik doldurucular (stronsiyum cam, floro-alümina-silikat cam) ve organik rezin matriks arasındaki arayüz bağlantısı silan bağlayıcılar ile sağlanmaktadır. Doldurucu yüzeyinin bu özel kimyasalla muamele edilmesi doldurucu ve rezin matriks arasındaki bağlantıyı güçlendirdiği ve yüzey sertliğini, aşınma direncini ve polisajlanabilme özelliklerini arttırdığı bildirilmiştir (114).

Doldurucu partikülleri silan ile kaplanmamış kompozit rezinlerde, silan ile kaplanmışlara göre ışığın alt tabakalara daha az ulaştığı gösterilmiş ve bu durumun polimerizasyon sırasında oluşan boşluklar nedeniyle meydana geldiği ileri sürülmüştür (117,118).

Bu nedenlerin tamamı göz önünde bulundurularak bu çalışmada, restoratif diş hekimliğinde kullanılan güncel bir materyal olması, Bis-GMA monomeri içermemesi ve nano boyutta yüksek yoğunluklu radyoopak prepolimerize doldurucu içermesi nedenleriyle Kalore kompozit rezini kullanılmıştır (18).

Çalışma sonucunda mikromekanik test verilerinde ortaya çıkabilecek farklılıklarının sadece ışık cihazları ve ışık uygulama mesafeleri ile ilişkisini değerlendirmek amacıyla tek tip kompozit rezin kullanılması tercih edilmiştir.

Rezin içerikli restoratif biomateryallerin polimerizasyonu, bilimsel araştırmaların ve Ar-Ge çalışmalarının en sık kullanılan konusu olmuş ve

kompozit rezinlerdeki teknolojik gelişmelere ilave olarak, ışık cihazlarına da restorasyonun polimerizasyonunun tamamlanması için daha iyi özellikler kazandırılmaya çalışılmıştır (55,119).

Işıkla polimerize olan kompozit rezin restorasyonların klinik performansı ışık cihazlarının kalitesinden yüksek oranda etkilenmektedir (120).

İyi tasarlanmış bir polimerizasyon ışığının, ideal koşullar altında kompozit rezinlerin polimerizasyonunda geleneksel bir QTH ışık kadar iyi performans göstermesi gerektiği Price ve diğ. (63) tarafından rapor edilmiştir.

Görünür ışık uygulama süresi ve şiddeti, kompozit rezin polimerizasyonunda önemli faktörlerdir (86). Görünür ışık cihazlarının ışık şiddetleri sabit değildir (121). Zayıf ışık şiddetine sahip bir ışık cihazı restorasyonun üst yüzeyini polimerize edebilirken, altta tam olarak polimerize olmamış kompozit rezinin kalmasına neden olduğu birçok çalışmada gösterilmiş ve bu da, uygulama sırasında ışığın soğurulması ve saçılmasından dolayı alt kısımlara daha düşük şiddetli ışığın ulaşmasına bağlanmıştır (120,122-126).

Farklı ışık cihazlarının restoratif materyaller üzerine etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmalar arasında sıklıkla farklı sonuçlar görülmektedir. Bu farklılıklar, özellikle ışık cihazlarının oluşturduğu ışık şiddetleri ile ilişkilidir.

Pilo ve diğ. (121), klinik olarak kullanılan ışık cihazlarının ışık şiddetlerinin 25 ile 825 mW/cm² arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Hoffman ve diğ. (73) ise, klinik olarak kabul edilebilecek en düşük ışık şiddetinin 200 mW/cm² olması gerektiğini ifade etmişlerdir. Lee ve Greener (127) ile Shortall ve Harrington (87), bir ışık cihazının ideal olarak; etkili bant genişliğine ve ≥ 300 mW/cm² ışık şiddetine sahip olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu ışık şiddetleri, günümüzde üretilen ışık cihazlarının sahip oldukları ışık şiddetleri ile karşılaştırıldığında oldukça düşük olduğu görülmektedir.

Geçmişte LED ışık cihazları, yüksek güçteki QTH ışık cihazlarından daha başarısız olmalarına rağmen, son yıllarda, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda güç çıkışları artırılmış yeni LED ışık cihazlarının QTH'ler

kadar, hatta daha başarılı sonuçlar oluşturdıkları Rueggeberg ve diğ. (69) tarafından öne sürülmüştür.

Bu anlamda LED ışık cihazlarının, klinik uygulamalarda uzun yıllar kullanıldıktan sonra nasıl performans göstereceklerine dair oluşan soru işaretleri de yaygın kullanımlarıyla birlikte yavaş yavaş ortadan kalkmaktadır.

Bu çalışmada, daha önce literatürde karşılaştırılmamış ve üreticileri tarafından yüksek ışık şiddeti oluşturdıkları ifade edilen, ikinci nesil iki farklı LED ışık cihazı Bluephase 20i (2000 mW/cm²) ve FlashMax P3 (4000-5000 mW/cm²) kullanılmıştır.

Yüksek ışık gücüne sahip ışık cihazları kullanılarak ve polimerize edilen kompozit rezin kalınlığı azaltılarak ışık uygulama mesafesi arttığında oluşan problemlerin önüne geçilebileceği iddia edilmektedir (124). Wang ve Sang (128), yüksek ışık şiddeti kullanılarak polimerize edilen kompozit rezinlerin sertlik değerlerinin arttığını göstermişlerdir.

Rueggeberg ve diğ.'e (129) göre, ışık şiddeti kompozit rezin içerisinden ışık geçerken büyük ölçüde azalmaktadır. Başka çalışmalarda da, kompozit rezinlerin ışığı tutarak daha derin tabakalara ulaşmasını engellen bir yapıya sahip olduğu bildirilmiştir (91,124). Bu nedenlerden dolayı, bazı araştırmacılar kompozit rezinlerin 2 mm'den daha az kalınlıkta uygulanmasını önermişlerdir (129,130).

Yapılan çalışmalarda, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda ışığın şiddeti ve etkinliği rezinin derinliğinin artmasıyla azalacağı bildirilmiştir (86,131). Rueggeberg ve diğ. (129) QTH ışık cihazlarıyla yaptıkları araştırmada, yeterli bir yüzey sertlik değeri ve maksimum polimerizasyon elde etmek için kompozit rezin tabakalarının 2 mm'den daha fazla olmaması gerektiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada da; uniform ve maksimum bir polimerizasyon sağlamak için, kompozit rezin örnekler, 2 mm kalınlığında hazırlanmıştır (132-134). Kompozit rezinin renginin ve opasitesinin polimerizasyon derinliğinde etkisinin olduğu Leloup ve diğ. (135) tarafından gösterilmiştir. Bu çalışmada da, kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin değerlendirildiği diğer çalışmalara

benzer olarak ISO 4049/2009 standartlarına göre A3 renginde kompozit rezin kullanılmıştır (136-140).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda, ışık cihazının özelliklerinin yanı sıra kompozit rezin ile ışık cihazının ucu arasındaki mesafe de önemlidir. Ancak; klinik pratiğinde bu mesafe, materyalin üst yüzeyi ve ışık ucu arasındaki mesafe ile ilişkilendirilmektedir. Kavite derinleştikçe ışık ucu ile kompozit rezin yüzeyi arasındaki mesafe artmaktadır (37). Mesafenin artmasına bağlı olarak, ışık cihazının ucunda oluşan enerji miktarı ile kompozit rezin yüzeyine ulaşan ışığın enerji miktarı farklılık göstermektedir (124,141,142). Price ve diğ. (142) tarafından, ışık cihazının ışık çıkış güçleri, radyometre yardımı ile ölçülmüş ve ışık ucu radyometreye temas ettiğinde elde edilen değer, mesafe 6 mm'ye çıkarıldığında % 50 oranında azaldığı belirtilmiştir.

Yapılan bazı çalışmalarda, ışık ucu kompozit rezinin üst yüzeyine 0 veya 1 mm gibi çok yakın mesafelerden uygulanmıştır (56,86). Ancak ideal olarak uygulanması gereken bu durumun, klinik uygulamalarda özellikle derin sınıf 1 ve sınıf 2 kavite için mümkün olmadığı görülmektedir. Kullanılan ışık cihazının ucu ile aproksimal kavitenin alt kısmı arasındaki mesafenin 8 mm'den fazla olabileceği gösterilmiştir (143). Işık ucunun ulaşabilirliği, ışığın doğrultusu, kavite derinliği ve araya girebilecek diş dokusu gibi faktörler kompozit rezinin polimerizasyonunu etkileyebilir (144). Işık cihazlarından çıkan ışığın şiddeti, uygulanan yüzeye olan mesafe arttırıldığında azalmaktadır. Işık ucu ile kaviteye ilk olarak uygulanan kompozit rezin tabakası arasındaki mesafede ışık enerjisinin dağılması ve azalması sonucu derin kaviteelerde yeterli polimerizasyon sağlanamayabilir (124). Derin sınıf 2 kaviteelerde ise, kaviteye ilk uygulanan kompozit rezin ile diş dokusu arasında yeterli polimerize edilememiş bir kompozit tabakası oluşabilir. Bu tabakada ağız ortamına maruz kaldığında mikrosızıntı ve sekonder çürük oluşumuna yol açan; kenar renklenmesi, restorasyonda kırıklar, kompozit rezinde ve bağlayıcı ajanda çözünme görülebilir (145).

Bazı çalışmalarda, yeterli polimerizasyon sağlanabilmesi için ışık cihazının 280 mW/cm²'den daha yüksek ışık şiddetine sahip olması (129),

kompozit rezin kalınlığının 2 mm veya daha az kalınlıkta olması (90,146,147) ve ışık uygulama mesafesinin kompozit rezin yüzeyine 6 mm'den daha uzak olmaması gerektiği gösterilmiştir (148).

Bucuta ve Ilie (116); 2, 4 ve 6 mm kalınlığındaki kompozit rezinlerin alt yüzeyine iletilen ışığın şiddetini araştırdıkları çalışmalarında, ışık cihazının uçlarını ve radyometrenin sensör kısmını korumak için 10 µm kalınlığında şeffaf plastik folyo kullanmışlardır ve bunun daha dayanıklı yapıda olan poliester şeffaf bantlara göre ışığı daha az soğurduğunu göstermişlerdir. Bu çalışmada ise, kompozit rezin örnekleri polimerize edilirken ışık cihazlarının uçlarına herhangi bir bariyer uygulaması yapılmamıştır.

Işık cihazı uçlarının, kullanımı sırasında koruyucu bariyer önlemlerinin alınması Kronik Hastalıkların Önlenmesi ve Sağlığı Geliştirme Ulusal Merkezi (*National Centre for Chronic Disease Prevention and Health Promotion*) tarafından önerilmektedir (149). Ancak bu gibi önlemler, ışık iletimini azaltabilir ve polimerizasyonu zayıflatabileceğinden, Warren ve diğ. (150), bariyer önlemlerinin ışık cihazlarından çıkan ışık şiddetinin yeterli olduğu durumlarda uygulanabileceğini bildirmişlerdir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için uygulanması gereken minimum enerji miktarının 1 mm kalınlığındaki tabakalarda 16.8 J/cm², 2 mm kalınlığındaki tabakalarda ise 24 J/cm² olduğu ileri sürülmüştür (90,151). Bu durumda, eğer ışık şiddeti arttırılırsa uygulama süresi kısaltılabilir. Ancak, sadece uygulanan toplam enerji miktarı göz önüne alınarak polimerizasyon değerlendirilmemelidir. Yüksek şiddette ışık kullanılarak kısa sürede yeterli toplam enerjinin elde edilmesi her zaman polimerizasyon için uygun olmayabilmektedir (152).

Kabul edilebilir minimum düzeyde bir enerji yoğunluğu için çeşitli öneriler bulunmaktadır. Caughman ve diğ. (90), 1 mm kalınlıktaki kompozit rezinin 280 mW/cm² ışık şiddetinde bir ışık cihazı ile 60 sn polimerize edilmesini önerirken; Rueggeberg ve diğ. (151), 2 mm'den daha az olan tabakaların polimerizasyonu için 400 mW/cm² ışık şiddetinde bir ışık cihazın 60 sn kullanılmasını önermiştir.

Anusavice ve diğ. (14) ise, 2 mm kalınlığındaki kompozit rezinin tam olarak polimerizasyonu için toplam 16 J/cm^2 enerjinin gerektiğini ve bu enerjinin 400 mW/cm^2 ışık şiddetine sahip bir cihazla 40 sn polimerizasyona eşdeğer olduğu ($40 \text{ sn} \times 400 \text{ mW/cm}^2 = 16 \text{ J/cm}^2$), yine aynı toplam enerjinin 800 mW/cm^2 şiddetindeki bir cihazla 20 sn ya da 1200 mW/cm^2 şiddetindeki cihaz kullanılarak yaklaşık 13 sn'de elde edilebileceğini bildirmişlerdir.

Kompozit rezinlerin tam olarak polimerize olmaları için gerekli olan yeterli ışık uygulama süresi hakkında genel bir fikir birliği olmadığı görülmektedir. Klinik koşullarda uygulanan ışık gücünün çeşitli değişkenlere duyarlı olduğu ve farklılık gösterebileceği kanıtlanmıştır (89,153). Bunun yanı sıra, toplam enerjinin esas alındığı hesaplamalarda üretici firmanın belirttiği değerlerden farklılık olduğu ve cihazın özelliklerini taşımadığı gösterilmiştir (89,153). Bu kanıtlara rağmen, modern ışık cihazlarının ışık şiddetleri, 5 sn veya daha kısa sürelerde yüksek ışık şiddetleri kullanılarak yeterli polimerizasyonun sağlanabileceği iddiası öne sürülerek devamlı olarak arttırılmaktadır (105,154).

Hekimlerin kullarımlarına sunulan ışık cihazlarının oluşturdukları ışık şiddetleri hakkında bilgi sahibi olmak amacıyla radyometre cihazlarından faydalanabilmektedir. Radyometreler, üreticilerin bildirdikleri ışık şiddetlerini test etmenin yanı sıra, ışık cihazlarında zamanla meydana gelebilecek güç kayıplarının da belirlenmesinde yardımcı olmaktadır. Bu doğrultuda, çalışmada kullanılan LED ışık cihazlarının ışık şiddetleri 0 mm mesafeden laboratuvar ortamında kullanılan ve Ulusal Standartlar ve Teknolojiler Enstitüsü tarafından önerilen MARC Resin Calibrator radyometre cihazı kullanılarak ölçülmüştür (65). Bu ölçümler, ışık cihazlarının gerçekte oluşturdukları ışık şiddetleridir ve kompozit rezin örnekler hazırlanmadan önce yapılmıştır. Elde edilen ölçümlerin üretici firmanın belirttiği değerlerden oldukça farklı olduğu görülmüştür. Örneğin, Bluephase 20i için üreticinin bildirdiği ışık şiddeti yüksek güç (*High Power*) programında 1200 mW/cm^2 iken, bu çalışmada 1542.10 mW/cm^2 olarak ölçülmüştür. Çok yüksek güç programında (*Turbo*) ise, üretici tarafından cihazın oluşturduğu ışık şiddetinin 2000 mW/cm^2 olduğu belirtilirken, çalışmada elde edilen ortalama değer

2588.70 mW/cm² olmuştur. Flury ve diğ. (65) de, 0 mm mesafeden farklı LED ışık cihazlarının ışık şiddetlerini Resin MARC Calibrator radyometresini kullanarak ölçmüşlerdir. Ölçümlerinde standart programda kullandıkları Elipar FreeLight 2 ve yüksek ve çok yüksek güç programlarında kullandıkları VALO LED ışık cihazlarının üreticilerinin bildirdiğinden daha yüksek ışık şiddetleri oluşturduklarını görmüşlerdir.

Işık gücünün, uygulandığı alana bölünmesiyle belirlenen ışık şiddeti (mW/cm²), nasıl ölçüldüğüne bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Işık cihazlarının ışık saçma profilleri genellikle homojen değildir ve ışık gücü ışık ucuna eşit olarak dağılmayabilir. Dolayısıyla, ışık ucunun merkezi ışık gücünün yüksek, çevresi ise ışık gücünün düşük olduğu alanlardır. Işık ucuna ulaşan güç, ucun alanına bölündüğünde elde edilen ışık şiddetinin değeri ışık ucunun merkezinde oluşan değerden daha düşüktür. MARC radyometresinin sensör kısmı 4 mm çapındadır ve 0.13 cm²lik alana sahiptir. Çalışmada kullanılan Bluephase 20i, 8 mm (0.5 cm² alan) ve FlashMax P3 uçsuz kullanıldığında 8 mm (0.5 cm² alan), 4 mm'lik uç ile kullanıldığında ise 4 mm (0.13 cm² alan) çapında uca sahiptir. Her iki ışık cihazına ait ölçümler, ışık uçları radyometrenin sensörünün merkezine yerleştirilerek yapılmıştır. Çalışmada, üreticilerin bildirdiğinden daha yüksek ışık şiddeti kaydedilmesi de, kullanılan radyometrenin sensör çapının ışık uçlarının çapından küçük olmasına ve uçların sensör merkezine yerleştirilmesiyle açıklanabilir.

Price ve diğ. (155) ise, kamforokinon ve/veya TPO fotoinitiatörü içeren dört farklı kompozit rezinin mikro sertlik değerlerini inceledikleri çalışmalarında, farklı dalga boyunda ışık oluşturabilen bir LED ışık cihazı (Bluephase Style) kullanmışlar ve fiber optik bir spektrometre (USB 4000, Ocean Optics) ile cihazın oluşturduğu ışık şiddetini ölçmüşlerdir. Elde ettikleri ışık şiddeti değerlerinin (1055 ± 8 mW/cm²) cihazın üreticisinin bildirdiği değerler (1100 mW/cm² ± %10) ile uyumlu olduğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmada, ışık ucu ile radyometre sensörü arasındaki mesafe 0 mm'den 7 mm'ye çıkarıldığında ışık şiddetlerinin bütün gruplarda azaldığı görülmüştür. Bu azalma, Bluephase 20i'nin kullanıldığı gruplarda neredeyse yarı yarıya olurken, FlashMax P3'ün kullanıldığı gruplarda çok daha fazla

olduğu görülmüştür. Ilie ve Stark'ın (105) bir LED ışık cihazının farklı programları ile 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize ettikleri kompozit rezinlerin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, kullandıkları ışık cihazının ışık şiddetinin uygulama mesafesinden etkilendiğini ve mesafe arttıkça şiddetin azaldığını rapor etmişlerdir. Bu azalmanın, bu çalışma ile benzer olarak uygulama mesafesi 7 mm olduğunda tüm uygulama programları için %50 civarında olduğu gösterilmiştir.

Felix ve Price (156) çalışmalarında, farklı ışık cihazlarının 0, 3, 6 ve 10 mm mesafelerden uygulandığında radyometre üzerinde oluşturdukları ışık şiddetleri ölçülmüştür ve ışık şiddetinin uygulama mesafesi arttıkça azaldığı, ancak bu azalmanın çalışmada kullanılan tüm ışık cihazları için benzer olmadığı bildirilmiştir. *Turbo* programı kullanıldığında standart programa göre ışık şiddetindeki azalmanın uygulama mesafesi arttırıldığında daha hızlı meydana geldiği ve ışık şiddetindeki kaybın 10 mm mesafede 0 mm'ye göre %80'in üzerinde olduğu gösterilmiştir. Çalışmanın sonucunda, 0 mm mesafede belirlenen ışık şiddeti ile 10 mm'de meydana gelecek olan ışık şiddetinin ön görülemeyeceği, ayrıca ışık cihazı üreticilerinin klinik olarak önemli olan bu mesafelerde oluşan ışık şiddetlerini bildirmeleri gerektiği vurgulanmıştır.

Felix ve diğ. (157) bir LED (FreeLight 2) ve bir QTH (TriLight) ışık cihazının iki farklı programını (yüksek güç ve orta güç) kullanarak 0, 2 ve 9 mm mesafelerden oluşturdukları ışık şiddeti değerlerini belirledikleri başka bir çalışmada, 0 ve 2 mm mesafelerde oluşan ışık şiddetlerinin 400 mW/cm^2 'nin üzerinde iken 9 mm mesafede bu değer altına düştüğü göstermişlerdir. Aynı çalışmada, uygulama mesafesi arttığında ışık şiddetindeki azalma en az QTH ışık cihazı yüksek güç programı kullanıldığında meydana gelmiştir. Araştırmacılar, bu sonucu ışık ucunun tasarımından ziyade ışık kaynağıyla ilişkilendirmiş ve ışık cihazının tipinin uygulama mesafesi arttığında meydana gelen ışık şiddetini büyük ölçüde etkilediğini bildirmişlerdir.

Işık yoğunluğunun logaritmasının da uygulama mesafesi ile doğrusal olarak azaldığı gösterilmiştir (124,158). Bu nedenle araştırmacılar, kompozit

rezinlerin polimerizasyonunda düşük ışık gücüne sahip cihazlar kullanıldığında, güç yoğunluğunun kaybını önlemek amacıyla ışık ucunun yüzeye mümkün olduğu kadar yakın tutulması gerektiğini ve sıradan bir ışık cihazı için ideal mesafenin 1 mm olduğunu, bu mesafenin 4-5 mm'yi aşmaması gerektiğini ve her 2 mm'lik kompozit rezin tabakasının 40 sn polimerize edilmesinin önemli olduğunu bildirmişlerdir (14,135).

Bu çalışmada, klinik uygulamalarda sıklıkla karşılaşılan mesafeler göz önüne alınarak, 0 ve 7 mm mesafelerden polimerizasyon gerçekleştirilmiştir (94,143,159,160).

Literatürde, kompozit rezinlerin klinik koşullarla uyumlu olarak farklı mesafelerden polimerize edilirken eş zamanlı olarak alt yüzeylerine ulaşan ışık şiddetlerinin ve enerji yoğunluklarının belirlendiği az sayıda çalışma bulunmaktadır (105,161). Dolayısıyla bu çalışmada, klinik açıdan anlamlı olan 12 farklı polimerizasyon koşulu kullanılmıştır ve elde edilen verilerde enerji yoğunluğunun 0.01 - 23.13 J/cm² aralığında olduğu görülmüştür.

Kompozit rezinler polimerize edilirken, alt yüzeyine ulaşan ışığın şiddetinde azalma meydana geldiği bazı çalışmalarda gösterilmiştir (105,161). Ilie ve diğ. (161), bu durumu kompozit rezinlerin doldurucu içeriği ile ilişkilendirmişlerdir.

Ilie ve Stark (105), radyometre kullanarak 6 mm kalınlıktaki Tetric EvoCeram Bulk Fill, X-tra Fil ve SonicFill gibi farklı doldurucu içeriğine sahip 'bulk tekniği' ile uygulanabilen kompozit rezinlerin alt yüzeyine ulaşan ışık şiddetlerini belirledikleri çalışmalarında, ışık şiddetinin çok azaldığını, özellikle yüksek doldurucu içeriğine sahip SonicFill kompozit rezininde alt yüzeye ışığın ulaşmadığını ve enerji yoğunluğunun 0 J/cm² olarak kaydedildiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada da, diğer çalışmaların bulguları ile uyumlu olarak kullanılan ışık cihazlarının ışık şiddetleri ve hesaplanan enerji yoğunlukları uygulama mesafesinden etkilenmiş ve mesafe arttırıldığında ışık şiddetinde azalma olduğu radyometre ile yapılan ölçümlerde görülmüştür. Ayrıca, polimerize edilen kompozit rezin örneklerinin alt yüzeyine ulaşan ışık şiddeti ve burada oluşan enerji yoğunluğu tüm gruplarda azalma göstermiştir.

Polimerizasyon için gerekli olan yeterli ışık enerjisi hakkında kabul görmüş bir görüş bulunmasa da, bu çalışmada 2 mm kalınlığındaki kompozit rezinin polimerizasyonu için gerekli enerji değerinden (24 J/cm^2) daha düşük değerler elde edilmiş ve kompozit rezin örneklerin polimerizasyonu için kullanılmıştır (162). Rencz ve diğ.'nin (163), modern LED ışık cihazlarının polimerizasyon etkinliklerini değerlendirdikleri çalışmada da belirtilen sınır değerinin altında oluşan enerji düzeyleri kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan 2 mm kalınlığa sahip A3 rengindeki kompozit rezininin polimerizasyonu için üretici firma tarafından, 2000 mW/cm^2 ışık şiddetinde PAC ışık cihazının 3 sn, 1200 mW/cm^2 ışık şiddetinde LED ışık cihazının 10 sn ve 700 mW/cm^2 ışık şiddetinde LED veya QTH ışık cihazlarının 20 sn süreyle en yakın mesafeden uygulanması gerektiği bildirilmiştir. Kullanılan kompozit rezinin markasına ve rengine bağlı olarak 2 mm kalınlığındaki rezini polimerize etmek için toplam enerji miktarının 6 - 24 J/cm^2 aralığında olması gerektiği rapor edilmiştir (164,165). Klinisyenler, tam olarak bilinmeyen toplam enerji değerini, ışık cihazlarının üreticileri tarafından bildirilen ışık şiddetlerini uygulama süreleri ile çarparak hesaplayabilirler. Ayrıca, maksimum polimerizasyon etkisini sağlayan farklı ışık cihazı ve kompozit rezin kombinasyonlarının bilinmemesinden dolayı, hekimlerin daha uzun süre ışık uygulamaya eğilimli olduğu bildirilmiştir (166).

Bu çalışmada, klinik olarak benzer koşulların kullanılması tercih edilmiştir. Bununla birlikte gerçek toplam enerji değerleri MARC Resin Calibrator ile elde edilen verilerden hesaplanmış ve her iki ışık cihazı için, gerçek ışık şiddeti değerleri, kendi veri sayfalarında üreticileri tarafından verilen değerlerden daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu bulgular, Santini ve diğ.'nin (167) üç farklı ışık cihazının (Bluephase, Bluephase G2 ve Valo) ışık şiddetlerini MARC Resin Calibrator kullanarak belirledikleri çalışmayla uyumlu bulunmuştur. Araştırmacılar, ayrıca bu değerlerin üreticilerin bildirdiklerinden daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle, üreticilerin ürün bilgilerinde ışık şiddetlerinin belirtilenden daha yüksek olabileceğinin belirtilmesi önerilmektedir (167).

Çalışmada kompozit rezin ile ışık ucu arasındaki uzaklığın standardizasyonunu sağlamak amacıyla, MARC Resin Calibrator radyometresine ait farklı ışık cihazlarının farklı mesafelerden ışık uygulamasına imkan veren düzenek kullanılmıştır.

Gordon ve diğ. (168), farklı cilalama tekniklerinin kompozitlerin yüzey sertliğine etkilerini inceledikleri çalışmalarında, şeffaf selüloid bantlar ile bitirilen grubun rezinden zengin yüzey tabakası oluşumu nedeniyle en düşük Vickers sertlik değeri verdiğini ve bu tabakanın bitirme ve polisaj işlemleriyle uzaklaştırılması sonucu, Vickers sertlik değerlerinin önemli ölçüde arttığını bildirmişlerdir.

Bu nedenle, bu çalışmada da, araştırmacıların önerileri doğrultusunda şeffaf selüloid bant yerleştirilerek daha sert ve aşınmaya daha dirençli yüzeyler elde etmek amacıyla bu tabaka polisaj makinasında, farklı kalınlıklarda abraziv grenlere sahip silikon karbid kağıtlar kullanılarak uzaklaştırılmış, polisaj spreyi ve keçe kullanılarak bol su altında polisajlanmıştır (20,116).

Yapılan çalışmalarda yüzey sertliğinin bitirme ve polisaj işlemlerinin yanı sıra, sıcaklık ve farklı saklama koşullarından da etkilendiği bildirilmiştir. Islak saklama koşullarının, 37°C'de kuru ortama nazaran, daha düşük sertlik değerleri verdiği gösterilmiştir (168-170). Bu çalışmada da, kompozit rezin örneklerin mikromekanik testleri, 37°C'de distile suda 24 saat bekletildikten sonra yapılmıştır.

Polimerizasyon reaksiyonunun, polimerizasyon işleminden sonra da devam ettiği ve 24 saat içinde kompozit rezinin sertliğinin artarak optimum seviyeye geldiği birçok çalışmada gösterilmiştir (146,171-173). Ancak, bu konuyla ilgili farklı görüşler bulunmaktadır. de Jong ve diğ. (174), kompozit rezin örneklerin alt yüzeylerinin optimum polimerizasyonu için daha uzun süre beklemenin gerekli olduğunu düşünerek, 7 gün sonunda sertlik ölçümlerini yapmışlardır.

Restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini değerlendiren mekanik testlerden biri de sertlik testleridir. Sertliğinin belirlenmesinde, çeşitli metodlar

kullanabildiği gibi, pek çok çalışmada Vickers testinin en çok kullanılan test yöntemi olduğu görülmektedir (20,55,56,86,105).

Farklı araştırmacılar tarafından, mikrosertlik ölçümünün kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin yanı sıra monomer değişim derecelerinin değerlendirilmesinde yeterli bir kriter olarak kullanılabilceği bildirilmiştir (74,113). Fujita ve diğ. (175), bir kompozit rezinin fiziksel özelliklerinin monomer değişim derecesi ile ilişkili olduğunu ve sertlik ölçümünün monomer değişim derecesinin değerlendirilmesinde etkili bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

Işık cihazlarının polimerizasyon etkinliklerinin değerlendirilmesinde, ışık cihazına en yakın olan üst yüzey ile daha alt tabakaların mikrosertlik değerlerinin oranlanması ve bu oranın %80'in altına düştüğünde ışık cihazının polimerizasyon etkinliğinin yetersiz kabul edilmesi gerektiği bildirilmiştir (52,166).

Bu nedenle çalışmada da, örneklerin sertlik ölçümlerinin belirlenmesi için Vickers ölçüm metodu kullanılmış ve polimerize edilen kompozit rezinlerin üst ve alt yüzeylerinin mikrosertlik ölçümleri DIN 50359-1:1997 standartlarına göre kaydedilmiştir (176).

Kompozit rezinlerin sadece üst yüzey sertliğinin, materyalin tamamının polimerize olduğunu gösteren yeterli bir bulgu olmadığı bilinmektedir (88). Kompozit rezinlerin optimum fiziksel özelliklere sahip olabilmesi için alt yüzeylerin yüzey sertlik değerlerinin üst yüzeylerin yüzey sertlik değerlerine yakın olması gerektiği Magna ve diğ. (177) tarafından ifade edilmiştir.

Sertlik ölçüm testleri, materyalde oluşan plastik deformasyon hakkında bilgi verir (163). Ancak, polimer esaslı materyaller plastik ve elastik deformasyondan etkilenirler. Bu nedenle, yeni ölçüm yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (178). Bu çalışmada, elastik ve plastik deformasyon özelliklerinin değerlendirilmesi için derinlik algılayabilen bir sertlik ölçüm cihazı kullanılmıştır. Yük ve çentik ucunun oluşturduğu penetrasyon derinliği aynı anda kaydedilmiştir (dinamik ölçüm prensibi) (178).

Ilie ve Hickel (179), farklı kompozit rezinlerin makro, mikro ve nano mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, sertliğin yanı sıra

elastisite modülünün üç nokta bükme testinden elde edilen elastisite ve dayanıklılık değerleri ile bağdaştığını göstermişlerdir.

Restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin incelenmesinde, mikrosertlik ölçümü, üniversal test cihazı, dijital ortamda modelleme ve özel geliştirilen aşındırma cihazları kullanılmaktadır (163,180-182). Farklı test metodlarının kullanıldığı çalışmalarda, çalışma standartlarının sağlanamamasına bağlı olarak sonuçlarda farklılıklar oluşabilmektedir (178,183,184). Gelişen teknoloji ve test yöntemleri bu konudaki ilerlemelere katkı sağlamaktadır (183,185,186). Mekanik test yöntemlerinin dijital ortamda yapılmasının ve ölçümlerin ilgili yazılımlar ile elde edilmesinin objektif değerlendirmelere ve daha anlamlı sonuçların elde edilmesine katkı sağlayacağı düşünülmektedir (184,185). Bu nedenlerden dolayı bu çalışmada, kompozit rezin örneklerinin yüzey sertliğini ve elastisite modülünü herhangi bir subjektif etkiden bağımsız olarak tek bir ölçümle belirleyebilen ve tekrarlı ölçümlere olanak sağlayan bir otomatik mikro sertlik cihazı kullanılmıştır.

Literatürde, kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin tek bir ışık cihazı kullanılarak belirlendiği birçok çalışma bulunmaktadır (62,72,74,125,129,146,187-191). Bu çalışmada ise iki farklı LED ışık cihazı ile değişik polimerizasyon programları kullanılarak bir nanohibrid kompozit rezinin mekanik özellikleri incelenmiştir.

Dunn ve Bush (192), QTH'lerin LED'lere göre kompozit rezinlerin üst ve alt yüzeylerinde daha yüksek sertlik değerleri oluşturduğunu bildirmiştir. Diğer taraftan, Vandewalle ve diğ. (193) benzer maksimum çıkış gücü ve enerji yoğunluğuna sahip ikinci nesil bir LED ışık cihazı ile QTH ışık cihazının birbirine yakın sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

LED ışık cihazı ile polimerize edilen kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliğinin, sıkışma ve eğilme direncinin aynı ışık yoğunluğuna sahip QTH ışık cihazları ile polimerize edilenlerden istatistiksel olarak farklı olmadığı birçok çalışmada gösterilmiştir (125,194-197).

Bu çalışmada, 0 mm mesafeden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst yüzey sertlik değerleri, ışık şiddetinden ve enerji

yoğunluğundan etkilenmiştir. En yüksek sertlik değeri, ışık şiddetinin 1542.10 mW/cm^2 , enerji yoğunluğunun 23.13 J/cm^2 olduğu Bluephase 20i'nin yüksek güç programında 15 sn uygulandığı grupta görülmüştür. Bu bulgulara göre, yüksek ışık şiddetine sahip LED ışık cihazını kısa süreyle uygulamanın nanohibrid kompozit rezinin yüzey sertliğini olumlu etkilemediği görülmüştür. Işık şiddeti artırılarak, polimerizasyon süresinin kısaltılması ile elde edilen enerji yoğunluğunun, düşük ışık şiddeti ile daha uzun sürede oluşan enerji yoğunluğu kadar yüksek mikro sertlik değeri oluşturamadığı bulunmuştur.

Halvorson ve diğ. (152), oluşan enerji miktarı ile kompozit rezinin dönüşüm derecesi ve fiziksel özellikleri arasında bir ilişki olduğunu gösterirken; Calheiros ve diğ. (198) tarafından, bu ilişkinin doğrusal olmadığı ve monomer dönüşüm derecesindeki artışın belirli bir ışık uygulama süresinden sonra meydana geldiğini bildirilmiştir.

Işık uygulama mesafesi 7 mm'ye çıkarıldığında, üst yüzeylerde oluşan mikro sertlik değerleri ışık şiddetinden çok, meydana gelen enerji yoğunluğundan etkilenmiştir. FlashMax P3, 4 mm'lik uç ile kullanıldığında kompozit rezinin üst yüzeyinde oluşan ışık şiddeti, diğer gruplara göre daha az olmamasına rağmen, en düşük enerji yoğunluğu meydana getirmiştir. En düşük yüzey mikro sertlik değerlerinin bu grupta görülmesi, ışık ucu ile kompozit yüzeyi arasındaki mesafe arttığında ışık uygulama süresinin daha uzun tutulması gerektiği şeklinde yorumlanabilir.

Her iki uygulama mesafesi için, Bluephase 20i'nin farklı programlarının kullanıldığı gruplarda, örneklerin üst yüzeylerinden elde edilen sertlik değerleri arasında farklılık görülmemiştir.

Soh ve diğ. (5), yaptıkları bir çalışmada, kompozit rezinin yüzey sertliğinin, LED ışık cihazının farklı uygulama sürelerinden etkilendiğini bildirmişlerdir.

Kompozit rezin örneklerin üst yüzey sertlik değerleri, Bluephase 20i yüksek güç programında, 0 ve 7 mm mesafelerden kullanıldığında farklı uygulama süresinden de etkilenmemiştir.

Pieniak ve diğ. (199), LED ışık cihazının uygulama süresini arttırmanın kullandıkları siloran esaslı (Filtek Silorane) ve mikrohibrid (Herculite XRV)

kompozit rezinlerin eğilme direncini ve elastisite modülünü etkilemediğini, mikro sertliğini ise arttırdığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, bu sonucu, prepolimerize doldurucu içeriğinin homojenliği azaltmasına rağmen çift bağ sayısını azaltarak daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha iyi mekanik özellikler göstermesi ile ilişkilendirmişlerdir.

Rueggeberg ve diğ. (129), ışık şiddetinin, mesafenin artışı ile azaldığını ve azalmış ışık şiddetinin, 2 mm kalınlığındaki kompozit rezinin alt yüzeyinin daha yumuşak olmasına neden olduğunu bulmuşlardır. Işık ile aktive olan kompozit rezinlere özgü olarak, bu materyallerin polimerizasyon derecesinin maruz kaldıkları ışık miktarı ile orantılı olduğu bildirilmiştir. Bazı araştırmalarda, kompozit rezinlerin alt yüzeylerinin sertliğinin üst yüzeylere göre daha düşük olmasının ışık şiddetine bağlı olduğu bildirilmiştir (86,139).

Soh ve diğ. (5), daha düşük ışık şiddetinin, uygulama süresi uzatıldığında üst yüzey sertlik değerlerinin anlamlı olarak arttırdığını rapor etmişlerdir. Bu durumu, kompozit rezinin üst yüzeyine yeterli miktarda ışık şiddetinin ulaşmasıyla ve kamforokinonu aktive etmesiyle ilişkilendirmişlerdir. Ayrıca, aynı araştırmacılara göre, ışığın devamlı olarak uygulanması üst yüzeye yakın olan fotobaşlatıcıların aktivasyonunu güçlendirmektedir ve bu nedenle de ışık uygulama süresi kompozit resin yüzeylerinin polimerizasyonunda önemli bir faktör olmaktadır.

Park ve diğ. (200), 980, 560 ve 310 mW/cm² ışık şiddetine sahip LED ışık cihazlarını 60 sn süre ile, mikrohibrid yapıdaki kompozit resin örneklerin polimerizasyonu için kullanmışlardır. Örneklerin üst yüzeylerinden elde ettikleri sertlik değerleri arasında fark bulamazken, alt yüzey değerleri arasında fark olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada araştırmacılar, kullandıkları ışık cihazlarının ışık şiddetlerini taşınabilir bir el radyometresi ile ölçmüşlerdir. Bu değerleri, Burgess ve diğ.'nin (70) ışık ucunun sabitlenebildiği başka bir radyometre kullanarak ölçtükleri ışık şiddeti değerlerinden farklı bulmuşlar ve bu durumu, ışık şiddeti değerlerinin farklı radyometreler ile ölçüldüğünde değişkenlik gösterebileceği şeklinde yorumlamışlardır.

Ceballos ve diğ. (201), LED ışık cihazı 20 veya 40 sn süreyle uygulandığında, hibrid kompozit rezinlerin üst yüzeyleri ile 2.5 mm derinlikten elde ettikleri Vickers sertlik değerleri arasında fark olmadığını ve uygulama süresi uzatıldığında derin kısımların sertlik değerlerinin anlamlı olarak arttığını belirtmişlerdir. Bu bulgular ışığında, farklı derinliklerdeki kompozit rezinlerin sertliğinin ışık uygulama süresinden önemli derecede etkilendiği sonucuna varmışlardır.

Son ve diğ. (202), biri siloran esaslı olmak üzere farklı kalınlıklardaki (1, 2 ve 3 mm) üç kompozit rezini, 900 mW/cm² ışık şiddetine sahip ışık cihazı ile polimerize etmişler ve örneklerin üst ve alt yüzeylerinde oluşan Vickers sertlik değerlerinin yanı sıra, dönüşüm derecelerini, ışık enerjisindeki kaybı, polimerizasyon büzülmesini ve kırılma indeksini incelemişler ve kullanılan kompozit rezinlere bakılmaksızın sertlik ve örnek kalınlığı arasında ters bir ilişki olduğu göstermişlerdir. Ancak, istatistiksel olarak anlamlılık bulunmamıştır. Bu tez çalışmasındaki bulgular da, Son ve diğ.'nin yaptığı bu çalışma ile kısmen uyumlu bulunmuştur.

Farklı şiddette sahip üç LED (E-light – 360 mW/cm², Freelight – 310 mW/cm², 475 H – 260 mW/cm²) ve iki QTH ışık cihazının (Sirona S1 – 530 mW/cm², Optilux 501 – 920 mW/cm²) kullanıldığı başka bir çalışmada, kompozit rezinler 40 sn polimerize edilmiş ve örneklerin polimerizasyon derinliğinin yanı sıra yüzey sertlikleri karşılaştırılmıştır. QTH ışık cihazları ile daha fazla polimerizasyon derinliği sağlanırken, diğer üç LED cihazı ile biriyile benzer sertlik ve polimerizasyon derinliği değerleri kaydedilmiştir. Ayrıca, farklı ışık cihazları ile polimerize edilen kompozit rezin örneklerin üst yüzey sertlik değerleri arasında fark olmadığı belirtilirken, özellikle 3 mm kalınlıktan sonra LED ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerin sertlik değerlerinde hızlı bir düşüş olduğu rapor edilmiştir. Araştırmacılar, bu durumun polimerizasyon için gerekli olan ışık dalga boyunun kompozit rezin içinde zayıflamasından olduğunu ve zayıflayan ışığın daha az miktarda kamforokinonu aktive etmesinden kaynaklandığını bildirmişlerdir (203).

Benzer bir çalışmayı yapan Rode ve diğ. (95) ise, sertlik değerleri arasındaki farkın kullandıkları ışık cihazlarının oluşturduğu düşük ışık

şiddetine bağlı olduğu yorumunda bulunmuşlar ve enerji yoğunluklarını dikkate almamışlardır. Bu çalışmaların aksine, Rueggeberg ve diğ. (162), 2 mm kalınlığa kadar olan kompozit rezin tabakasının yüzey sertliğine veya polimerizasyon derecesine farklı ışık cihazlarının etkisi olmadığını yaptıkları çalışmada göstermişlerdir.

Bu çalışmada, grupların hiçbirinde, farklı mesafelerden ışık uygulanmasının üst yüzeylerin sertliğini etkilemediği görülürken, alt yüzeylerin sertliği uygulama mesafesi 7 mm'ye çıkarıldığında FlashMax P3 ışık cihazının kullanıldığı gruplarda anlamlı olarak azalmıştır. Çalışmanın bulgularından elde edilen bu sonuç, Price ve diğ.'nin (51) yaptığı çalışma ile uyumlu bulunmuştur. Araştırmacılar, beş farklı kompozit rezini, 2 ve 9 mm mesafelerden polimerize ettikten sonra, üst ve alt yüzeylerinin sertlik değerlerini incelemişlerdir. Polimerizasyon için kullandıkları ışık cihazlarının (Optilux 401 QTH, Phase II QTH+ ve Sapphire PAC) aynı mesafelerden oluşturdukları ışık şiddetlerini ve enerji yoğunluklarını bir radyometre ile belirlemişlerdir. Uygulama mesafesi 2 mm'den 9 mm'ye çıkarıldığında ışık şiddetindeki en az azalmanın PAC ışık cihazında (1494 mW/cm^2 'den 1196 mW/cm^2 'ye) meydana geldiğini gözlemlemişlerdir. İnceledikleri farklı polimerizasyon süreleri ile kompozit rezinlerin üst yüzeylerinde oluşan enerji yoğunluğu değerlerinin 1.2 J/cm^2 ile 38.0 J/cm^2 arasında olduğunu bildirmişlerdir. Örneklerin polisajlanmadığı çalışmada araştırmacılar, polisaj işleminin ısı meydana getireceğini ve bunun kompozit rezin içerisinde ek bir polimerizasyona neden olacağını öne sürmüşlerdir. 2 ve 9 mm mesafelerde örneklerin üst ve alt yüzeylerinden elde edilen sertlik değerleri ile bu mesafelerde oluşan enerji yoğunlukları arasında doğrusal bir ilişki olduğu rapor etmişlerdir.

Enerji yoğunluğunun aşırı arttırılmasının kompozit rezinin sertliğini arttırmayacağını aksine, fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebileceği bir başka çalışmada rapor edilmiştir (153).

Çalışmanın bulgularına göre, kompozit rezin örneklerin üst yüzey mikro sertlik değerleri, ışığın 0 veya 7 mm mesafeden uygulanmasından etkilenmemiştir ve uygulama mesafesi anlamlı farklılığa neden olmamıştır.

Bu sonuçlar, Caldas ve diğ.'nin (187) yaptığı çalışmanın sonuçları ile kısmen uyumlu bulunmuştur. Araştırmacılar, 0 ve 6 mm mesafelerden polimerize edilen örneklerin üst yüzey sertlik değerleri arasında farklılığın sadece en düşük enerji yoğunluğuna sahip ışık cihazının kullanıldığı grupta meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, 0 ve 7 mm mesafelerden polimerize edilen kompozit rezin örneklerin alt yüzey sertlik değerleri gruplar arasında karşılaştırıldığında, anlamlı farklılık olduğu görülmüş ve bu farklılığın kompozit rezinler polimerize edilirken eş zamanlı olarak alt yüzeylerde oluşan ışık şiddetinin belirlenmesine olanak sağlayan spektrometre ile yapılan ölçümler sonucunda en düşük enerji yoğunluğunun kaydedildiği FlashMax P3 ışık cihazının 4 mm uç ile 3 sn kullanıldığı gruptan kaynaklandığı bulunmuştur.

Kompozit rezinin yapısında bulunan bileşenlerden dolayı kompozit rezin kütlesinden ışığın geçişi sırasında, ışığın yansımaya, soğurulmaya ve kırılmaya uğradığı Yoon ve diğ. (125) tarafından gösterilmiştir. Işık şiddetinde farklı nedenlerle meydana gelen bu azalmadan dolayı, üst yüzeyden derin kesimlere doğru polimerize etme potansiyelinin düştüğü de birçok çalışmada gösterilmiştir (204-206).

Çalışmada, ışık ucu kompozit rezin yüzeyine en yakın mesafeden yerleştirilerek uygulandığında, sadece FlashMax P3 ışık cihazının 4 mm uç ile 3 sn kullanıldığı grupta, üst ve alt yüzey sertlik değerleri arasında anlamlı bir fark olduğu belirlenirken, bu duruma, hem üst hem de alt yüzeylerde tespit edilen en düşük enerji yoğunluğunun neden olduğu düşünülmektedir. İki mm kalınlığındaki kompozit rezin kütlesi, üst yüzeyde zaten düşük olduğu belirlenen ışık yoğunluğunun alt yüzeye ulaştığında daha da düşmesine neden olmuştur.

Bucuta ve Ilie (116), kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonu için alt yüzeyde ölçülen enerji yoğunluğunun 0.7 J/cm^2 'den fazla olması gerektiğini ve bunun alt yüzeye iletilen ışık miktarının artırılmasıyla sağlanabileceğini bildirmişlerdir. İnorganik doldurucuların kompozit rezinlerin mekanik özellikleri doğrusal, ışık geçirgenliğini ise ters yönde etkilediğini, bunun yanı sıra, 20 sn

ışık uygulamasının test ettikleri 14 kompozit rezinin polimerizasyonu için yeterli olduğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmada, uygulama mesafesi 7 mm olduğunda, Bluephase 20i ışık cihazı çok yüksek güç programı kullanılan grup dışındaki tüm gruplarda alt yüzey sertlik değerlerinin üst yüzeye göre anlamlı olarak düşük olduğu dikkati çekmektedir. Bu durum, 7 mm mesafede, üst ve alt yüzeylerden kaydedilen ışık şiddeti ve yoğunluğu değerleri ile ilişkilendirilememiştir.

Kompozit rezinlerin kalitesini belirleyen mekanik özelliklerinden biri de elastisite modülüdür. Bu özelliğin belirlenmesinde farklı testler ve ISO 4049, EN 24049: 1993 gibi standartlar kullanılabilir (107,207).

Elastisite modülünün belirlenmesinde sıklıkla kullanılan yöntem 'üç nokta bükme testi' dir (107,208,209). Schmidt ve Ilie (210), kompozit rezinlerin elastisite modülünü hem üç nokta bükme testi, hem de mikro indentasyon yöntemi ile belirlemişler ve her iki test yöntemi arasında mükemmel bir korelasyon olduğunu kanıtlamışlardır. Çalışmada da, kullanılan test cihazı ile mikro indentasyon yöntemi kullanılarak, yüzey sertliği ve elastisite modülü değerleri ölçülmüştür.

Manhart ve diğ. (107), kondanse olabilen ve hibrid yapıda olan kompozit rezinlerin sertlik değerleri ile elastisite modülleri arasında uyum bulunduğunu ve en yüksek sertlik değeri gösteren kompozit rezinin yine en yüksek elastisite modülüne sahip olduğunu rapor etmişlerdir.

Bu çalışmada da, elastisite modülü değerlerinin ve oluşturdukları istatistiksel farkların mikro sertlik değerlerini destekler özellikte olduğu bulunmuştur.

Rencz ve diğ. (163)'nin araştırmalarında, 6 mm kalınlıkta mikrohibrid ve nano dolduruculu iki kompozit rezin, dört LED ışık cihazı ile standart program kullanarak farklı sürelerde polimerize edilmiş ve örneklerin üst yüzeye 0.1, 2, 4 ve 6 mm mesafelerdeki mikromekanik özelliklerinin yanı sıra, dönüşüm dereceleri incelenmiştir. Örneklerin elastisite modülünün, sertlik değerlerine benzer sonuçlar gösterdiği, bununla birlikte, mikromekanik özelliklerin test edilen değişkenlerden (kompozit rezin, ışık cihazı, süre ve derinlik) ne derecede etkilendiği araştırmacılar tarafından çoklu varyansları

modelleme testi ile gösterilmiştir. Elastisite modülü ve sertlik değerlerinin kompozit rezin değişkeni dışındaki diğer değişkenlerden benzer şekilde etkilendiğini bildirilmiştir. Çalışmadan elde edilen verilerin, Rencz ve diğ.'nin (163) yaptığı çalışma ile uyumlu olduğu ve elastisite modülünün sertlik değerlerini destekleyen bir fiziksel özellik olduğu görülmüştür.

Elde edilen bulgular ışığında, nanohibrid yapıdaki kompozit rezinin üst ve alt yüzeylerine ait mikromekanik özelliklerin yüksek ışık şiddetine sahip LED ışık cihazlarının farklı uygulama programlarından ve ışık ucunun örnek yüzeyine olan uzaklığından etkilendiği söylenebilir. Çalışmada polimerizasyonun yüksek ışık şiddeti ile kısa sürede yapılmasının, kompozit rezinin mikromekanik özelliklerini olumlu etkilemediği görülmüştür. Işık şiddetinin azaltılmasının, kompozit rezin restorasyonlarının başarısına olumlu yönde katkısı olacağı söylenebilir. *In vitro* çalışmaların klinikte yol gösterebilecek ön bilgiler verebileceği bilinmektedir. Ancak, ağız içi koşullarını tam olarak taklit edememeleri, materyal ve yöntemlerin klinik performansları ile ilgili sadece yorumda bulunulmasına yardımcı olmaları nedeniyle, bu bulgular klinik çalışmalar ile de desteklenmelidir.

6. SONUÇLAR

Bu *in vitro* çalışmada;

- 1) Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan LED ışık cihazlarının ışık şiddetlerinin, üreticilerinin bildirdiğinden daha yüksek olduğu,
- 2) Işık ucunun, kompozit rezin yüzeyine 7 mm mesafeden uygulanmasının, ışık şiddetinin azalmasına neden olduğu,
- 3) 2 mm'lik kompozit rezin kalınlığının alt yüzeye iletilen ışık şiddetinin azalmasına neden olduğu,
- 4) Işık uygulama mesafesini arttırmanın, kompozit rezinin üst yüzey mikro sertlik ve elastisite modülü değerlerini etkilemezken, alt yüzeyleri etkilediği,
- 5) 0 mm mesafeden polimerize edilen örneklerin alt yüzey sertlik ve elastisite modülü değerlerinin, üst yüzeye göre daha az olmasına düşük enerji yoğunluğunun neden olduğu,
- 6) Işık ucunun kompozit rezin yüzeyine 7 mm mesafeden uygulanmasının, çok yüksek güç programının kullanıldığı grup dışındaki tüm gruplarda, alt yüzey sertlik ve elastisite modülü değerlerinin üst yüzeye göre azalmasına neden olduğu,
- 7) LED ışık cihazlarının ışık şiddetinin aşırı arttırılmasının, kompozit rezinin mikromekanik özelliklerini olumlu etkilemediği,
- 8) Kompozit rezinlerin üst ve alt yüzeylerinin mikromekanik özelliklerinin kullanılan ışık cihazlarının bu yüzeylerde oluşturduğu ışık şiddetinden çok, enerji yoğunluğundan etkilendiği, dolayısıyla kompozit rezinin yeterli polimerizasyonu için gereken enerji yoğunluğu miktarını sağlaması koşulu ile aşırı yüksek ışık şiddetine sahip olmayan LED ışık cihazlarının kullanılmasının klinik performansı olumlu etkileyebileceği sonuçlarına varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Gladwin, M., Bagby, M. (2008). *Clinical aspects of dental materials. Theory, practice, and cases*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
2. Lynch, C.D., Opdam, N.J., Hickel, R., Brunton, P.A., Gurgan, S., Kakaboura, A. ve diğerleri. (2014) Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *J Dent*, 42 (4), 377-383.
3. Ferracane, J.L., Mitchem, J.C., Condon, J.R., Todd, R. (1997) Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res*, 76 (8), 1508-1516.
4. Lohbauer, U., Rahiotis, C., Kramer, N., Petschelt, A., Eliades, G. (2005) The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater*, 21 (7), 608-615.
5. Soh, M.S., Yap, A.U., Siow, K.S. (2003) Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of LED lights. *Oper Dent*, 28 (4), 371-377.
6. Vargas, M.A., Cobb, D.S., Schmit, J.L. (1998) Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent*, 23 (2), 87-93.
7. Corciolani, G., Vichi, A., Davidson, C.L., Ferrari, M. (2008) The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy. *Oper Dent*, 33 (3), 325-331.
8. Wang, L., D'Alpino, P.H., Lopes, L.G., Pereira, J.C. (2003) Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *J Appl Oral Sci*, 11 (3), 162-167.
9. McCabe, J.F., Walls, A. (2008). *Applied Dental Materials*. Oxford: Wiley-Blackwell.

10. Ilie, N., Kessler, A., Durner, J. (2013) Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent*, 41 (8), 695-702.
11. Ferracane, J. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
12. Floyd, C.J., Dickens, S.H. (2006) Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater*, 22 (12), 1143-1149.
13. Noort, R.V. (2013). *Introduction to dental materials*. New York: Mosby Elsevier.
14. Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2003). *Phillips' science of dental materials*. St. Louis: W.B. Saunders.
15. Peutzfeldt, A. (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105 (2), 97-116.
16. Soderholm, K.J., Mariotti, A. (1999) BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc*, 130 (2), 201-209.
17. de Godoy Froes-Salgado, N.R., Gajewski, V., Ornaghi, B.P., Pfeifer, C.S., Meier, M.M., Xavier, T.A. ve diğeri. (2014) Influence of the base and diluent monomer on network characteristics and mechanical properties of neat resin and composite materials. *Odontology*, 2014 Apr 12. [Epub ahead of print]. PMID: 24728606. [PubMed - as published by publisher].
18. GC Kalore technical manual. Ağ Sitesi: **http://www.gceurope.com/pid/141/manual/en_Manual.pdf**
19. Wei, Y.J., Silikas, N., Zhang, Z.T., Watts, D.C. (2011) Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater*, 27 (2), 197-205.
20. Ilie, N., Rencz, A., Hickel, R. (2013) Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Investig*, 17 (1), 185-193.
21. Moszner, N., Salz, U. (2001) New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science*, 26 (4), 535-576.
22. Craig, R.G., Powers, J.M. (2002). *Restorative Dental Materials*. St. Louis: Mosby.

23. Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K. (1998) New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J*, 48 (1), 3-16.
24. Park, Y.J., Chae, K.H., Rawls, H.R. (1999) Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater*, 15 (2), 120-127.
25. Chung, K.H., Greener, E.H. (1990) Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil*, 17 (5), 487-494.
26. Gladys, S., Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1997) Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res*, 76 (4), 883-894.
27. Studervant, C.M., Roberson, T.M., Heymann, H.O., Studervant, J.R. (1995). *The Art And Science of Operative Dentistry*. St. Louis: Mosby-Year Book Inc.
28. O'Brien, W.J. (2002). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc.
29. Wakefield, C.W., Kofford, K.R. (2001) Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am*, 45 (1), 7-29.
30. Heymann, H.O., Sturdevant, J.R., Bayne, S., Wilder, A.D., Sluder, T.B., Brunson, W.D. (1991) Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc*, 122 (5), 41-47.
31. Sabbagh, J., Ryelandt, L., Bacherius, L., Biebuyck, J.J., Vreven, J., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2004) Characterization of the inorganic fraction of resin composites. *J Oral Rehabil*, 31 (11), 1090-1101.
32. Civelek, A., Ersoy, M., L'Hotelier, E., Soyman, M., Say, E.C. (2003) Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper Dent*, 28 (5), 635-641.

33. Chuang, S.F., Jin, Y.T., Liu, J.K., Chang, C.H., Shieh, D.B. (2004) Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Oper Dent*, 29 (3), 301-308.
34. Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, B.N. (2003) An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134 (10), 1382-1390.
35. Mahn, E. (2013) Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Rev. Clin. Periodoncia Implantol. Rehabil. Oral*, 6 (3), 148-153.
36. Buonocore, M. (1970) Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc*, 80 (2), 324-330.
37. Rode, K.M., Kawano, Y., Turbino, M.L. (2007) Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent*, 32 (6), 571-578.
38. Kelsey, W.P., Latta, M.A., Shaddy, R.S., Stanislav, C.M. (2000) Physical properties of three packable resin-composite restorative materials. *Oper Dent*, 25 (4), 331-335.
39. Leinfelder, K.F., Lemans, J.E. (1988). *Clinical Restorative Materials And Techniques*. Philadelphia: Lea And Febiger Co.
40. Taira, M., Urabe, H., Hirose, T., Wakasa, K., Yamaki, M. (1988) Analysis of photo-initiators in visible-light-cured dental composite resins. *J Dent Res*, 67 (1), 24-28.
41. Phillips, R.W. (1991). *Skinner's Science Of Dental Materials*. Philadelphia: W.B. Saunders.
42. Obici, A.C., Sinhoreti, M.A., Correr-Sobrinho, L., Goes, M.F., Consani, S. (2005) Evaluation of mechanical properties of Z250 composite resin light-cured by different methods. *J Appl Oral Sci*, 13 (4), 393-398.
43. Elliott, J.E., Lovell, L.G., Bowman, C.N. (2001) Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dent Mater*, 17 (3), 221-229.

44. Andrzejewska, E., (2001) Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Prog Polymer Sci*, 26, 605-665.
45. Price, R.B., Fahey, J., Felix, C.M. (2010) Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Oper Dent*, 35 (1), 58-68.
46. Price, R.B., Felix, C.A. (2009) Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater*, 25 (7), 899-908.
47. Nomoto, R. (1997) Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J*, 16 (1), 60-73.
48. Correr, A.B., Sinhoreti, M.A., Sobrinho, L.C., Tango, R.N., Schneider, L.F., Consani, S. (2005) Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J*, 16 (3), 218-224.
49. Tanoue, N., Matsumura, H., Atsuta, M. (1998) The influence of ultraviolet radiation intensity on curing depth of photo-activated composite veneering materials. *J Oral Rehabil*, 25 (10), 770-775.
50. Jung, H., Friedl, K.H., Hiller, K.A., Furch, H., Bernhart, S., Schmalz, G. (2006) Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent*, 31 (1), 68-77.
51. 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.
52. Yap, A.U., Soh, M.S., Siow, K.S. (2002) Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent*, 27 (1), 44-49.
53. Rueggeberg, F. (1999) Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, (25), 4-15; quiz 73.
54. Mills, R.W., Uhl, A., Jandt, K.D. (2002) Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, 193 (8), 459-463.

55. Mills, R.W., Uhl, A., Blackwell, G.B., Jandt, K.D. (2002) High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, 23 (14), 2955-2963.
56. 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.
57. Hackman, S.T., Pohjola, R.M., Rueggeberg, F.A. (2002) Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Oper Dent*, 27 (6), 593-599.
58. Santos, G.C., Jr., El-Mowafy, O., Rubo, J.H., Santos, M.J. (2004) Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc*, 70 (5), 323-328.
59. Uctasli, S., Shortall, A.C., Burke, F.J. (2002) Effect of accelerated restorative techniques on the microleakage of Class II composites. *Am J Dent*, 15 (3), 153-158.
60. Powers, J.M., Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's restorative dental materials*. Philadelphia: Mosby Elsevier.
61. Teshima, W., Nomura, Y., Tanaka, N., Urabe, H., Okazaki, M., Nahara, Y. (2003) ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*, 24 (12), 2097-2103.
62. Leonard, D.L., Charlton, D.G., Roberts, H.W., Cohen, M.E. (2002) Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*, 14 (5), 286-295.
63. Price, R.B., Felix, C.A., Andreou, P. (2003) Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc*, 69 (10), 666-666i.
64. Owens, B.M., Rodriguez, K.H. (2007) Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *J Contemp Dent Pract*, 8 (2), 43-51.

65. Flury, S., Lussi, A., Hickel, R., Ilie, N. (2013) Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clin Oral Investig*, 17 (9), 2127-2137.
66. De Munck, J., Vargas, M., Iracki, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. ve diğerleri. (2005) One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent*, 30 (1), 39-49.
67. Asmussen, E., Peutzfeldt, A. (2005) Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci*, 113 (5), 417-421.
68. Price, R.B., Labrie, D., Rueggeberg, F.A., Felix, C.M. (2010) Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent*, 22 (6), 363-377.
69. Rueggeberg, F.A., Blalock, J.S., Callan, R.S. (2005) LED curing lights--what's new? *Compend Contin Educ Dent*, 26 (8), 581-590.
70. Burgess, J.O., Walker, R.S., Porche, C.J., Rappold, A.J. (2002) Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent*, 23 (10), 889-896 passim; quiz 908.
71. Lloret, P.R., Rode, K.M., Turbino, M.L. (2004) Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res*, 18 (3), 271-275.
72. Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., Hannigan, A. (2001) Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int*, 32 (5), 401-405.
73. Hofmann, N., Hugo, B., Schubert, K., Klaiber, B. (2000) Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig*, 4 (3), 140-147.

74. Park, S.H., Krejci, I., Lutz, F. (2002) Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent*, 27 (1), 30-37.
75. Caughman, W.F., Rueggeberg, F.A. (2002) Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent*, 27 (6), 636-638.
76. Asmussen, E., Peutzfeldt, A. (2003) Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater*, 19 (6), 466-470.
77. Kramer, N., Lohbauer, U., Garcia-Godoy, F., Frankenberger, R. (2008) Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent*, 21 (3), 135-142.
78. Dewaele, M., Asmussen, E., Peutzfeldt, A., Munksgaard, E.C., Benetti, A.R., Finne, G. ve diğeri. (2009) Influence of curing protocol on selected properties of light-curing polymers: degree of conversion, volume contraction, elastic modulus, and glass transition temperature. *Dent Mater*, 25 (12), 1576-1584.
79. Dennison, J.B., Yaman, P., Seir, R., Hamilton, J.C. (2000) Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent*, 84 (5), 499-505.
80. Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.H. (1997) Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent*, 25 (3-4), 321-330.
81. Sakaguchi, R.L., Berge, H.X. (1998) Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent*, 26 (8), 695-700.
82. dos Santos, A.J., Giannini, M., Paulillo, L.A., Lovadino, J.R., de Carvalho, R.M. (2004) Effect of irradiation mode and filling technique on resin/dentin bonding strength in Class I cavities. *Braz Oral Res*, 18 (3), 260-265.
83. Barghi, N., Berry, T., Hatton, C. (1994) Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc*, 125 (7), 992-996.

84. Dunne, S.M., Davies, B.R., Millar, B.J. (1996) A survey of the effectiveness of dental light-curing units and a comparison of light testing devices. *Br Dent J*, 180 (11), 411-416.
85. Blankenau, R.J., Kelsey, W.P., Cavel, W.T., Blankenau, P. (1983) Wavelength and intensity of seven systems for visible light-curing composite resins: a comparison study. *J Am Dent Assoc*, 106 (4), 471-474.
86. Pires, J.A., Cvitko, E., Denehy, G.E., Swift, E.J., Jr. (1993) Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int*, 24 (7), 517-521.
87. Shortall, A., Harrington, E. (1996) Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *Br Dent J*, 181 (10), 383-387.
88. Tate, W.H., Porter, K.H., Dosch, R.O. (1999) Successful photocuring: don't restore without it. *Oper Dent*, 24 (2), 109-114.
89. Musanje, L., Darvell, B.W. (2006) Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater*, 22 (9), 804-817.
90. Caughman, W.F., Rueggeberg, F.A., Curtis, J.W., Jr. (1995) Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc*, 126 (9), 1280-1286.
91. Yap, A.U. (2000) Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent*, 25 (2), 113-120.
92. Malhotra, N., Mala, K. (2010) Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part II. *Compend Contin Educ Dent*, 31 (8), 584-590; quiz 592, 603.
93. Malhotra, N., Mala, K. (2010) Light-curing considerations for resin-based composite materials: a review. Part I. *Compend Contin Educ Dent*, 31 (7), 498-505; quiz 506, 508.
94. Aravamudhan, K., Rakowski, D., Fan, P.L. (2006) Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater*, 22 (11), 988-994.

95. Rode, K.M., de Freitas, P.M., Lloret, P.R., Powell, L.G., Turbino, M.L. (2009) Micro-hardness evaluation of a micro-hybrid composite resin light cured with halogen light, light-emitting diode and argon ion laser. *Lasers Med Sci*, 24 (1), 87-92.
96. Asaro, R., Lubarda, V. (2006). *Mechanics of Solids and Materials*. New York: Cambridge University Press.
97. Jacobsen, P.H. (2000). *Restorative Dentistry: An integrated approach*. Oxford: Wright.
98. Sakaguchi, R., Powers, J.M. (2011). *Craig's Restorative Dental Materials*. St. Louis, Missouri: Mosby Inc.
99. Yap, A.U., Ng, S.C., Siow, K.S. (2001) Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent*, 26 (3), 260-266.
100. Kakaboura, A., Rahiotis, C., Zinelis, S., Al-Dhamadi, Y.A., Silikas, N., Watts, D.C. (2003) In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater*, 19 (5), 393-398.
101. Ang, S.F., Scholz, T., Klocke, A., Schneider, G.A. (2009) Determination of the elastic/plastic transition of human enamel by nanoindentation. *Dent Mater*, 25 (11), 1403-1410.
102. Dietschi, D., Marret, N., Krejci, I. (2003) Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater*, 19 (6), 493-500.
103. Bluephase 20i Brochure - Ivoclar Vivadent. Ağ Sitesi: http://www.ivoclarvivadent.us/powerofone/media/files/bluephase20i_brochure.pdf
104. FlashMax P3 Brochure - CMS Dental. Ağ Sitesi: <http://www.cmsdental.dk/gfx/pdf/FlashMax P3 Brochure UK.pdf>
105. Ilie, N., Stark, K. (2014) Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *J Dent*, 42 (8), 977-985.
106. Resin MARC Calibrator Brochure. Ağ Sitesi: <http://www.curingresin.com/wp-content/uploads/2012/08/MARC-RC-Brochure-v4.2.pdf>

107. Manhart, J., Kunzelmann, K.H., Chen, H.Y., Hickel, R. (2000) Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res*, 53 (4), 353-361.
108. Kim, S.H., Watts, D.C. (2008) Degree Of Conversion Of Bis-Acrylic Based Provisional Crown and Fixed Partial Denture Materials. *J Korean Acad Prosthodont*, 46, 639-643.
109. Bowen, R.L., Marjenhoff, W.A. (1992) Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res*, 6, 44-49.
110. Ferracane, J.L. (1994) Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*, 21 (4), 441-452.
111. Ruyter, I.E. (1982) Methacrylate-based polymeric dental materials: conversion and related properties. Summary and review. *Acta Odontol Scand*, 40 (5), 359-376.
112. Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi, H., Ban, S. (2007) Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dent Mater J*, 26 (1), 38-44.
113. Fujita, K., Ikemi, T., Nishiyama, N. (2011) Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dent Mater*, 27 (11), 1079-1085.
114. Terry, D.A., Leinfelder, K.F., Blatz, M.B. (2009) Achieving excellence using an advanced biomaterial: part 1. *Dent Today*, 28 (8), 49-52; quiz 56.
115. Yoshikawa, T., Morigami, M., Sadr, A., Tagami, J. (2013) Acceleration of curing of resin composite at the bottom surface using slow-start curing methods. *Dent Mater J*, 32 (6), 999-1004.
116. Bucuta, S., Ilie, N. (2014) Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clin Oral Investig*, 18 (8), 1991-2000.
117. Feng, L., Suh, B.I., Shortall, A.C. (2010) Formation of gaps at the filler-resin interface induced by polymerization contraction stress: Gaps at the interface. *Dent Mater*, 26 (8), 719-729.

118. Emami, N., Sjodahl, M., Soderholm, K.J. (2005) How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater*, 21 (8), 721-730.
119. Micali, B., Basting, R.T. (2004) Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. *Braz Oral Res*, 18 (3), 266-270.
120. Hansen, E.K., Asmussen, E. (1993) Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res*, 101 (1), 62-64.
121. 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. *J Dent*, 27 (3), 235-241.
122. Asmussen, E., Peutzfeldt, A. (2003) Influence of specimen diameter on the relationship between subsurface depth and hardness of a light-cured resin composite. *Eur J Oral Sci*, 111 (6), 543-546.
123. Sobrinho, L.C., de Lima, A.A., Consani, S., Sinhoret, M.A., Knowles, J.C. (2000) Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. *Braz Dent J*, 11 (1), 11-17.
124. Prati, C., Chersoni, S., Montebugnoli, L., Montanari, G. (1999) Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent*, 12 (5), 231-234.
125. Yoon, T.H., Lee, Y.K., Lim, B.S., Kim, C.W. (2002) Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*, 29 (12), 1165-1173.
126. Yap, A.U., Wong, N.Y., Siow, K.S. (2003) Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent*, 28 (4), 357-364.
127. Lee, S.Y., Greener, E.H. (1994) Effect of excitation energy on dentine bond strength and composite properties. *J Dent*, 22 (3), 175-181.
128. Wang, X., Sang, J. (2001) Vicker hardness of hybrid composites cured by high power curing lights [abstract]. *J Dent Res*, 80 (Special Issue), 1743.

129. Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F., Curtis, J.W., Jr. (1994) Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*, 19 (1), 26-32.
130. Atmadja, G., Bryant, R.W. (1990) Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Aust Dent J*, 35 (3), 213-218.
131. Kanca, J. (1985) Visible light-activated composite resins for posterior use--a comparison of surface hardness and uniformity of cure. Update. *Quintessence Int*, 16 (10), 687-690.
132. Yap, A.U., Wang, H.B., Siow, K.S., Gan, L.M. (2000) Polymerization shrinkage of visible-light-cured composites. *Oper Dent*, 25 (2), 98-103.
133. Soh, M.S., Yap, A.U. (2004) Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *J Dent*, 32 (4), 321-326.
134. Mohamed-Tahir, M.A., Tan, H.Y., Woo, A.A., Yap, A.U. (2005) Effects of pH on the microhardness of resin-based restorative materials. *Oper Dent*, 30 (5), 661-666.
135. Leloup, G., Holvoet, P.E., Bebelman, S., Devaux, J. (2002) Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil* (29), 510-515.
136. Goracci, C., Cadenaro, M., Fontanive, L., Giangrosso, G., Juloski, J., Vichi, A. ve diğerleri. (2014) Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater*, 30 (6), 688-694.
137. Lindberg, A., Peutzfeldt, A., van Dijken, J.W. (2005) Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig*, 9 (2), 71-76.
138. Lussi, A., Zimmerli, B., Aregger, T., Portmann, P. (2005) Composite curing with new LED equipment. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 115 (12), 1182-1187.
139. Fowler, C.S., Swartz, M.L., Moore, B.K. (1994) Efficacy testing of visible-light-curing units. *Oper Dent*, 19 (2), 47-52.

140. Koupis, N.S., Vercruyssen, 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. *Dent Mater*, 20 (10), 908-914.
141. Nomoto, R., Uchida, K., Hirasawa, T. (1994) Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J*, 13 (2), 198-205.
142. Price, R.B., Derand, T., Sedarous, M., Andreou, P., Loney, R.W. (2000) Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent*, 12 (6), 320-327.
143. Hansen, E.K., Asmussen, E. (1997) Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol Scand*, 55 (3), 162-166.
144. Shortall, A.C., Wilson, H.J., Harrington, E. (1995) Depth of cure of radiation-activated composite restoratives--influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil*, 22 (5), 337-342.
145. Aguiar, F.H., Lazzari, C.R., Lima, D.A., Ambrosano, G.M., Lovadino, J.R. (2005) Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Braz Oral Res*, 19 (4), 302-306.
146. Price, R.B., Derand, T., Loney, R.W., Andreou, P. (2002) Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent*, 15 (1), 47-53.
147. Kanca, J., 3rd. (1986) The effect of thickness and shade on the polymerization of light-activated posterior composite resins. *Quintessence Int*, 17 (12), 809-811.
148. Price, R.B., Murphy, D.G., Derand, T. (2000) Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence Int*, 31 (9), 659-667.
149. Guidelines for Infection Control in Dental Health-Care Settings — 2003. 10.07.2013, Ağ Sitesi: <http://www.cdc.gov/oralhealth/infectioncontrol/index.htm>

150. Warren, D.P., Rice, H.C., Powers, J.M. (2000) Intensity of curing lights affected by barriers. *J Dent Hyg*, 74 (1), 20-23.
151. Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F., Curtis, J.W., Jr., Davis, H.C. (1993) Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent*, 6 (2), 91-95.
152. Halvorson, R.H., Erickson, R.L., Davidson, C.L. (2002) Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater*, 18 (6), 463-469.
153. Musanje, L., Darvell, B.W. (2003) Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater*, 19 (6), 531-541.
154. Rueggeberg, F.A. (2011) State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater*, 27 (1), 39-52.
155. Price, R.B., Labrie, D., Rueggeberg, F.A., Sullivan, B., Kostylev, I., Fahey, J. (2014) Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dent Mater*, 30 (12), 1345-1357.
156. Felix, C.A., Price, R.B. (2003) The effect of distance from light source on light intensity from curing lights. *J Adhes Dent*, 5 (4), 283-291.
157. Felix, C.A., Price, R.B., Andreou, P. (2006) Effect of reduced exposure times on the microhardness of 10 resin composites cured by high-power LED and QTH curing lights. *J Can Dent Assoc*, 72 (2), 147.
158. Harrington, L., Wilson, H.J. (1995) Determination of radiation energy emitted by light activation units. *J Oral Rehabil*, 22 (5), 377-385.
159. Bennett, A.W., Watts, D.C. (2004) Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater*, 20 (1), 72-79.
160. Ernst, C.P., Meyer, G.R., Muller, J., Stender, E., Ahlers, M.O., Willershausern, B. (2004) Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm. *J Adhes Dent*, 6 (2), 141-150.

161. Ilie, N., Bucuta, S., Draenert, M. (2013) Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent*, 38 (6), 618-625.
162. Rueggeberg, F.A., Ergle, J.W., Mettenberg, D.J. (2000) Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent*, 12 (6), 340-349.
163. Rencz, A., Hickel, R., Ilie, N. (2012) Curing efficiency of modern LED units. *Clin Oral Investig*, 16 (1), 173-179.
164. Calheiros, F.C., Daronch, M., Rueggeberg, F.A., Braga, R.R. (2008) Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA:TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 84 (2), 503-509.
165. Fan, P.L., Schumacher, R.M., Azzolin, K., Geary, R., Eichmiller, F.C. (2002) Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc*, 133 (4), 429-434; quiz 491-423.
166. Yap, A.U., Seneviratne, C. (2001) Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent*, 26 (5), 460-466.
167. Santini, A., Miletic, V., Swift, M.D., Bradley, M. (2012) Degree of conversion and microhardness of TPO-containing resin-based composites cured by polywave and monowave LED units. *J Dent*, 40 (7), 577-584.
168. Gordan, V.V., Patel, S.B., Barrett, A.A., Shen, C. (2003) Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. *Oper Dent*, 28 (5), 560-567.
169. Carrilho, M.R., Carvalho, R.M., Tay, F.R., Pashley, D.H. (2004) Effects of storage media on mechanical properties of adhesive systems. *Am J Dent*, 17 (2), 104-108.
170. Yap, A.U., Lim, L.Y., Yang, T.Y., Ali, A., Chung, S.M. (2005) Influence of dietary solvents on strength of nanofill and ormocer composites. *Oper Dent*, 30 (1), 129-133.

171. Harrington, E., Wilson, H.J. (1993) Depth of cure of radiation-activated materials--effect of mould material and cavity size. *J Dent*, 21 (5), 305-311.
172. Koran, P., Kurschner, R. (1998) Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent*, 11 (1), 17-22.
173. Okte, Z., Villalta, P., Garcia-Godoy, F., Garcia-Godoy, F., Jr., Murray, P. (2005) Effect of curing time and light curing systems on the surface hardness of compomers. *Oper Dent*, 30 (4), 540-545.
174. de Jong, L.C., Opdam, N.J., Bronkhorst, E.M., Roeters, J.J., Wolke, J.G., Geitenbeek, B. (2007) The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations. *J Dent*, 35 (6), 513-520.
175. Fujita, K., Nishiyama, N., Nemoto, K., Okada, T., Ikemi, T. (2005) Effect of base monomer's refractive index on curing depth and polymerization conversion of photo-cured resin composites. *Dent Mater J*, 24 (3), 403-408.
176. Ilie, N., Bauer, H., Draenert, M., Hickel, R. (2013) Resin-based composite light-cured properties assessed by laboratory standards and simulated clinical conditions. *Oper Dent*, 38 (2), 159-167.
177. Manga, R.K., Charlton, D.G., Wakefield, C.W. (1995) In vitro evaluation of a curing radiometer as a predictor of polymerization depth. *Gen Dent*, 43 (3), 241-243; quiz 245-246.
178. Fischer-Cripps, A.C. (2004). *Nanoindentation: dynamic indentation testing*. Berlin: Springer.
179. Ilie, N., Hickel, R. (2009) Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater*, 25 (6), 810-819.
180. Chollacoop, N., Dao, M., Suresh, S. (2003) Depth-sensing instrumented indentation with dual sharp indenters. *Acta Materialia.*, 51, 3713–3729.

181. Magne, P. (2007) Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*, 23 (5), 539-548.
182. Van Meerbeek, B., Willems, G., Celis, J.P., Roos, J.R., Braem, M., Lambrechts, P. ve diğerleri. (1993) Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res*, 72 (10), 1434-1442.
183. Oyen, M.L., He, L.H., Swain, M.V. (2008). *Handbook of Nanoindentation: With Biological Applications*. Singapore: Pan Stanford Publishing.
184. Subramani, K., Ahmed, W. (2012). *Emerging Nanotechnologies in Dentistry: Materials, Processes, Applications*. Amsterdam: Elsevier/William Andrew.
185. Oyen, M.L. (2006) *Nanoindentation hardness of mineralized tissues*. *J Biomech*, 39 (14), 2699-2702.
186. Padmanabhan, S.K., Balakrishnan, A., Chu, M.C., Kim, T.N., Cho, S.J. (2010) Micro-indentation fracture behavior of human enamel. *Dent Mater*, 26 (1), 100-104.
187. Caldas, D.B., de Almeida, J.B., Correr-Sobrinho, L., Sinhorette, M.A., 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.
188. Cavalcante, L.M., Peris, A.R., Amaral, C.M., Ambrosano, G.M., Pimenta, L.A. (2003) Influence of polymerization technique on microleakage and microhardness of resin composite restorations. *Oper Dent*, 28 (2), 200-206.
189. Shortall, A.C., Harrington, E. (1997) Effectiveness of battery powered light activation units. *Br Dent J*, 183 (3), 95-100.
190. St-Georges, A.J., Swift, E.J., Jr., Thompson, J.Y., Heymann, H.O. (2002) Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent*, 27 (4), 410-417.

191. 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.
192. Dunn, W.J., Bush, A.C. (2002) A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*, 133 (3), 335-341.
193. Vandewalle, K.S., Roberts, H.W., Tiba, A., Charlton, D.G. (2005) Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent*, 30 (2), 257-264.
194. 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). *Dent Mater*, 16 (1), 41-47.
195. 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. *J Adhes Dent*, 4 (3), 197-204.
196. Polydorou, O., Manolakis, A., Hellwig, E., Hahn, P. (2008) Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. *Clin Oral Investig*, 12 (1), 45-51.
197. 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.
198. Calheiros, F.C., Braga, R.R., Kawano, Y., Ballester, R.Y. (2004) Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dent Mater*, 20 (10), 939-946.
199. Pieniak, D., Niewczas, A.M., Walczak, M., Zamoscinska, J. (2014) Influence of photopolymerization parameters on the mechanical properties of polymer-ceramic composites applied in the conservative dentistry. *Acta Bioeng Biomech*, 16 (3), 29-35.
200. Park, S.H., Kim, S.S., Cho, Y.S., Lee, S.Y., Noh, B.D. (2005) Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness

- between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent*, 30 (4), 461-467.
201. Ceballos, L., Fuentes, M.V., Tafalla, H., Martinez, A., Flores, J., Rodriguez, J. (2009) Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 14 (1), 51-56.
 202. Son, S.A., Roh, H.M., Hur, B., Kwon, Y.H., Park, J.K. (2014) The effect of resin thickness on polymerization characteristics of silorane-based composite resin. *Restor Dent Endod*, 39 (4), 310-318.
 203. 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. *Dent Mater*, 20 (4), 364-369.
 204. Park, S.H., Lee, C.S. (1996) The difference in degree of conversion between light-cured and additional heat-cured composites. *Oper Dent*, 21 (5), 213-217.
 205. Zhu, S., Platt, J. (2011) Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites. *Oper Dent*, 36 (4), 362-371.
 206. Zhu, S., Platt, J.A. (2009) Curing efficiency of three different curing lights at different distances for a hybrid composite. *Am J Dent*, 22 (6), 381-386.
 207. Brantley, W.A., Eliades, T. (2001). *Orthodontic Materials Scientific and Clinical Aspects*. New York: Thieme Publications.
 208. Ilie, N., Oberthur, M.T. (2014) Effect of sonic-activated resin composites on the repair of aged substrates: an in vitro investigation. *Clin Oral Investig*, 18 (6), 1605-1612.
 209. Marovic, D., Tarle, Z., Hiller, K.A., Muller, R., Ristic, M., Rosentritt, M. ve diğ erleri. (2014) Effect of silanized nanosilica addition on remineralizing and mechanical properties of experimental composite materials with amorphous calcium phosphate. *Clin Oral Investig*, 18 (3), 783-792.

210. Schmidt, C., Ilie, N. (2012) The mechanical stability of nano-hybrid composites with new methacrylate monomers for matrix compositions. *Dent Mater*, 28 (2), 152-159.



ÖZGEÇMİŞ

ZEYNEP BİLGE KÜTÜK

2007 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2009 yılında Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora öğrenimine başladı. 2012 yılında *Continental European Division of the International Association of Dental Research (CED-IADR)*' in verdiği *CED-IADR Visiting Scholar Stipend'i* kazanarak, 2013 yılının Ocak-Temmuz ayları arasında 6 ay süre ile Almanya-Münih'de bulunan *Ludwig Maximillians* Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Hekimliği Bölümü araştırma laboratuvarlarında çalıştı. 2009 yılından bu yana *International Association of Dental Research* üyesidir.

Yayınlanan makaleleri ve katılmış olduğu bilimsel etkinlikler aşağıda gösterilmiştir.

ULUSAL YAYINLAR:

1. Güncel bir cam iyonomer restoratif sistemin 36-aylık klinik performansının değerlendirilmesi. Esra Ergin, Sevil Gürkan, **Zeynep Bilge Kütük**, Filiz Yalçın Çakır, Sema Seval Öztaş. Cumhuriyet Dent J 2014;17(3):244-255.

ULUSLARARASI YAYINLAR:

1. Gurgan, S., **Kutuk, Z.**, Ergin, E., Oztas, S., Cakir, F. (2014) Four-year Randomized Clinical Trial to Evaluate the Clinical Performance of a Glass Ionomer Restorative System. Oper Dent. DOI: 10.2341/13-239-C. ISSN: 1559-2863 (Electronic), 0361-7734 (Linking).

ULUSLARARASI KONGRELERDE SUNULAN BİLDİRİLER:

1. **Kutuk Z B**, Yazici E, Gurgan S. Microleakage of Two Different Restorative Materials Applied with/without Surface Sealants. 44th Meeting of the IADR-CED. September 10-12, 2009. Munich, Germany. Poster Sunumu.
2. Korkmaz Y, Gurgan S, **Kutuk Z B**, Nathanson D. Bonding Effectiveness of Adhesive Luting Agents to Dentin. 44th Meeting of the Continental Division of the International association for Dental Research, 9-12 September 2009. Munich, Germany. Poster Sunumu.
3. Korkmaz Y, Cakir F Y, Ak S S, **Kutuk Z B**, Gurgan S, Nathanson D. Bond Strength of Adhesive Luting Cements to Dentin. AADR Annual Meeting, March 3-6 March, 2010. Washington DC, USA. Poster Sunumu.
4. **Kutuk Z B**, Firat E, Gurgan S. Bond Strength to Intact/caries-affected Dentin after Caries Indicator Application. 88th General Session & Exhibition of the IADR. July 14-17, 2010. Barcelona, Spain. Poster Sunumu.
5. Gurgan S, Cakir F Y, Firat E, Ak S S, **Kutuk Z B**. 6-Month Clinical Comparison of a New Glass-Ionomer Restorative and a Micro-filled Composite. IADR 88th General Session, 14-17 July, 2010. Barcelona, Spain. Sözlü Sunum.
6. Gurgan S, Cakir F Y, Firat E, **Kutuk Z B**, Ak S S, Korkmaz Y. 12-Month Clinical Performance of a Glass-Ionomer Restorative System. IADR 89th General Session, 16-19 March, 2011. San Diego, USA. Poster Sunumu.
7. Gurgan S, Firat E, **Kutuk Z B**. Caries-Removal Effectiveness of Different caries-Excavation Techniques: A Diagnodent Investigation. World Federation

for Laser Dentistry, European Congress, June 9-11, 2011. Rome, Italy. Poster Sunumu.

8. **Kutuk Z B**, Firat E, Gurgan S. Effects of Different Remineralization Methods on Artificial Early Enamel Lesions. 41th AADR/CADR Annual Meeting & Exhibition. March 21-24, 2012. Tampa, Florida, USA. Poster Sunumu.

9. Gurgan S, Firat E, **Kutuk Z B**, Cakir F Y, Oztas S S. 24 Months Evaluation of a Posterior Glass-Ionomer Restorative Using Replication Technique. PER/IADR Congress, September 12-15, 2012. Helsinki, Finland. Poster Sunumu.

10. Firat E, **Kutuk Z B**, Oztas S S, Gurgan S, Cakir F Y. 6-Months Clinical Comparison of Two Resin Composites on Diastema Closure. 91th General Session& Exhibition of the IADR/AADR, March 20-23, 2013. Seattle, USA. Poster Sunumu.

11. Gurgan S, Firat E, Cakir F Y, **Kutuk Z B**, Oztas S S. 36-Months Clinical Performance of a Glass-Ionomer Restorative System. 91th General Session& Exhibition of the IADR/AADR, March 20-23, 2013. Seattle, USA. Sözlü Sunum.

12. Gurgan S, Cakir F Y, Firat E, **Kutuk Z B**, Ak S S, Ceylan Y K. 24-Month Clinical Performance of a Glass-Ionomer Restorative System. 90th General Session& Exhibition of the IADR, June 20-23, 2012. Iguaçú Falls, Brazil. Poster Sunumu.

13. **Kutuk Z B**, Ergin E, Gurgan S. Effects of Office-Bleaching Modified with Different Desensitizing Agents on Enamel. 45th CED-IADR September 4-7, 2013. Florance, Italy. Sözlü Sunum.

14. Gurgan S, **Kutuk Z B**, Ergin E, Cakir F Y, Oztas S S. 60 Months Clinical Performance of A Glass-Ionomer Restorative System 92nd General Session Exhibition of IADR. June 25-28, 2014. Cape Town, South Africa. Sözlü Sunum.

15. **Kutuk Z B**, Ergin E, Gurgan S, Cakir F Y, Oztas S S. 12-Months Clinical Comparison of Two Resin Composites on Diastema Closure. 92nd General

Session & Exhibition of the IADR, June 25-28, 2014. Cape Town, South Africa. Poster Sunumu.

16. **Kutuk Z B**, Hickel R, Gurgan S, Ilie N. Effects of Different Curing Modes and Softening on a Nanohybrid-composite. 7th IADR/PER September 10-13, 2014. Dubrovnik, Croatia. Sözlü Sunum.

17. Gurgan S, **Kutuk Z B**, Vural U K, Cakir F Y. Comparison of two at home whitening products with different delivery methods. IADR/PER Congress & Exhibition, September 10-13, 2014. Dubrovnik, Croatia. Poster Sunumu.

ULUSAL KONGRELERDE SUNULAN BİLDİRİLER:

1. Gurgan S, Çakır F Y, Fırat E, **Kütük Z B**, Öztaş S S. Yeni bir Cam-İyonemerin Restoratif Sistemin 6-Aylık Klinik Performansı. 15. Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalları Toplantısı, 25-27 Ekim 2010. Trabzon, Türkiye. Poster Sunumu.

2. **Kütük Z B**, Ergin E, Gurgan S. Farklı Hassasiyet Giderici Ajanlarla Modifiye Edilmiş Ofis Tipi Beyazlatma Ajanlarının Mine Üzerindeki Etkileri. 18. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalları Toplantısı ve Sempozyumu, 26-28 Ekim, 2013. Kayseri, Türkiye, Poster Sunumu

3. Ergin E, **Kütük Z B**, Öztaş S S, Çakır F Y, Gurgan S. Bir Cam-İyonomer Restoratif Sistemin Klinik Performansının Randomize Bir Klinik Çalışma ile Değerlendirilmesi. 18. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalları Sempozyumu, 26-28 Ekim, 2013. Kayseri, Türkiye. Poster Sunumu.

4. **Kütük Z B**, Kakyts J, Gurgan S. Mine Hipoplazili Dişlerin Minimal Estetik Yaklaşımlarla Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. TDB 20. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, 29-31 Mayıs, 2014. Kuşadası, Aydın, Türkiye. Poster Sunumu.

5. **Kütük Z B**, Vural U K, Çakır F Y, Gürkan S. Farklı yöntemle uygulanan iki beyazlatma sisteminin karşılaştırılması. Restoratif Diş Hekimliği Derneği 19. Uluslararası Bilimsel Kongresi, 27-28 Ekim 2014. İstanbul, Türkiye. Poster Sunumu.

VERDİĞİ KURSLAR:

1. Hacettepe Üniversitesi, 19 Kasım 2011, Ankara. Tabakalı Kompozit Uygulama Tekniği Kursu.

ULUSLARARASI BURSLAR/ÖDÜLLER:

1. Zeynep Bilge Kütük. CED-IADR Visiting Scholar Stipend 2012.

