



**DENTAL DOKULARIN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN SİMÜLASYONU İLE
KOMPOZİT REZİNİN IŞIK CİHAZINA OLAN UZAKLIĞININ
ve
IŞIK UYGULAMA SÜRELERİNİN KOMPOZİT REZİNİN
MİKROSERTLİK DEĞERLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Esin ÇÖLTEKİN OLGUN

**UZMANLIK TEZİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

ŞUBAT 2022

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Esin ÇÖLTEKİN OLGUN
23/02/2022

DENTAL DOKULARIN OPTİK ÖZELLİKLERİNİN SİMÜLASYONU İLE KOMPOZİT
REZİNİN IŞIK CİHAZINA OLAN UZAKLIĞININ ve IŞIK UYGULAMA
SÜRELERİNİN KOMPOZİT REZİNİN MİKROSERTLİK DEĞERLERİ ÜZERİNE
ETKİSİ

(Uzmanlık Tezi)

Esin ÇÖLTEKİN OLGUN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Şubat 2022

ÖZET

Bu çalışmanın amacı dental dokuların optik özelliklerinin simülasyonu ile kompozit rezinin ışık cihazına olan uzaklığının ve ışık uygulama sürelerinin kompozit rezinin mikrosertlik değerleri üzerine etkisini incelemektir. Çalışmada 4 adet çekilmiş sağlam insan molar dişi kullanıldı. Çekilmiş dişlerin kron kısımları servikal hattan uzaklaştırılarak kron kısımlarına okluzal kavite preparasyonunu taklit edecek şekilde, merkezden diş dış yüzeyine doğru 5 mm çapında preparasyon yapıldı. Prepare edilen dişler; 2, 4, 6 ve 8 mm yükseklik sağlanacak şekilde kesildi ve ışık cihazı ucu ile kompozit rezin restoratif materyal arasındaki uzaklığı taklit etmek için kullanıldı. Kompozit rezin restoratif materyal, 2 mm kalınlığında ve 4 mm çapında teflon kalıplar içerisine yerleştirildi. Üzerlerine farklı kalınlıklarda hazırlanan çekilmiş dişlerden elde edilen modeller konumlandırılarak, model üst yüzeyinden LED ışık cihazıyla 20 sn ve 40 sn süre ile ışık ile polimerize edildi. Bu şekilde ara yüzeyde hazırlanan farklı derinliklerdeki kaviteler restore edilirken ışık cihazına olan mesafeleri standardize edildi. Kompozit rezin materyal ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe 0 mm olacak şekilde oluşturulan kontrol grubu 20 sn ve 40 sn ışık ile polimerize edildi. Her test örneğinin üst ve alt yüzeylerinden mikrosertlik ölçümleri Vickers mikrosertlik cihazı ile (50 gr yük / 15 s) üç adet olmak üzere gerçekleştirildi. Mikrosertlik sonuçları istatistiksel olarak değerlendirildi.

Bilim Kodu : 10101.08

Anahtar Kelimeler : Kompozit Resin, Işık Cihazı, İnsan Dişi, Mikrosertlik

Sayfa Adedi : 97

Danışman : Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

INFLUENCE OF LIGHT CURING TIP DISTANCE AND CURING TIME ON
MICROHARDNESS OF A COMPOSITE RESIN BY SIMULATION OF THE OPTICAL
PROPERTIES OF DENTAL TISSUES

(Thesis Residency)

Esin ÇÖLTEKİN OLGUN

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

February 2022

ABSTRACT

The aim of this study was to simulate the optical properties of dental tissues and the effect of the distance of the composite resin from the light device and the curing times on the microhardness values of the composite resin. In the study, 4 sound extracted human molar teeth used. Crown parts of the extracted teeth was removed from the cervical and a 5 mm diameter preparation was made from the center towards the outer surface of the tooth for imitating the occlusal cavity preparation. The prepared teeth were cut to provide a height of 2,4,6 and 8 mm, and used to standardize the distances of the tip of the light device to the composite resin restorative material to mimic the clinical environment. The composite resin restorative material was placed in 2 mm thick and 4 mm diameter teflon molds, and was polymerized by LED for 20 seconds and 40 seconds from the upper surface of the models obtained from the teeth that have been prepared in different thicknesses. In this way, the distances between the restorative material and the light curing unit tip was standardized. The control group formed with composite light curing tip distance of 0 mm was also polymerized with 20 seconds and 40 seconds. Microhardness measurements was performed from the lower and upper surfaces of each sample, from three different points with the Vickers microhardness device (50 g load / 15 s). Microhardness values were evaluated statistically.

Science Code : 10101.08
Key Words : Composite Resin, Light Curing Unit, Extracted Human Teeth, Microhardness
Page Number : 97
Supervisor : Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince gerek mesleki ve bilimsel gerekse sosyal konularda desteğini aldığım, vizyonu ile akademik anlamda beni geliştiren değerli tez danışmanım Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Mine Betül ÜÇTAŞLI'ya,

Çalışma hayatım süresince yardımlarını esirgemeyen bölümümüz hocaları Prof. Dr. Oya BALA, Prof. Dr. Hacer DENİZ ARISU, Doç. Dr. Suat ÖZCAN, Dr. Öğretim üyesi Cemile KEDİCİ ALP, Arş. Gör. Dr. Sinem AKGÜL ve Arş. Gör. Dr. Hanife ALTINIŞIK'a,

Klinik bilgi ve tecrübelerini büyük bir özveri ve sabırla benimle paylaşan Dt. Abdelrahman MUSTAFA'ya, iyi niyetleri ve değerli dostlukları ile her daim yanımda olan Öğr. Gör. Melike AYDOS EKİZ ve Dt. Sümeyye ÇOBAN'a, samimiyetleri ile aile sıcaklığını yaşatan Dt. Mohammed HWİDİ ve Dt. Amira AİSA'ya, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda birlikte emek verdiğimiz tüm meslektaş ve personelimize,

Sonsuz bir sevgi ve fedakarlıkla beni yetiştiren, bu satırları yazmama imkan veren, en değerli varlığım ailem; babam Gürbüz ÇÖLTEKİN, annem Hülya ÇÖLTEKİN ve hayattaki rol modelim, çok sevgili ablam Esra Ezgi ÇÖLTEKİN'e,

Ve uzmanlık sürecimin başından bu yana her anımda yanımda olup bana güç veren biricik eşim Mustafa OLGUN'a,

En içten teşekkürlerimle...

Bu araştırma “TDH-2021-6940” kodlu proje ile Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kompozit.....	5
2.2. Kompozit Resin Restoratif Materyal	5
2.3. Kompozit Resin Restoratif Materyallerin Yapısı.....	5
2.3.1. Organik matriks	5
2.3.2. İnorganik doldurucular	7
2.3.3. Bağlayıcı ajanlar	8
2.4. Kompozit Resin Restoratif Materyallerin Sınıflandırılması.....	9
2.4.1. Doldurucu partikül boyutuna göre sınıflama	9
2.4.2. Viskozitelerine göre sınıflama	12
2.4.3. Farklı özelliklerdeki kompozit resin restoratif materyaller	12
2.4.4. Polimerizasyon şekillerine göre sınıflama	15

2.5. Polimerizasyon	17
2.5.1. Başlatma	17
2.5.2. Yayılma	17
2.5.3. Sonlandırma	18
2.6. Dental Polimerizasyon Cihazları	18
2.6.1. UV ışık cihazları	21
2.6.2. Kuvars-Tungsten-Halojen ışık cihazları (QTH)	21
2.6.3. Plazma ark ışık cihazları (PAC)	21
2.6.4. Argon iyon lazerler	22
2.6.5. LED (Light Emitting Diode) ışık cihazları	22
2.7. Yüksek Güçlü Işık Cihazları ve Polimerizasyon Sırasındaki Stres Gelişimi	26
2.7.1. LED (Light Emitting Diode) ışık cihazları	27
2.8. Kompozit Resin Materyalin Polimerizasyonunu Etkileyen Faktörler	28
2.8.1. Polimerizasyon derinliği	28
2.8.2. Işık uygulama süresi	29
2.8.3. Kompozit Resin Materyal Kalınlığı	29
2.8.4. Doldurucu partiküller ve ışığın dalga boyu arasındaki etkileşim	30
2.8.5. Resin ve Doldurucu Partiküllerin Kırılma İndislerinin Eşleşmesi	30
2.9. Dönüşüm Derecesi	31
2.10. Dönüşüm Derecesi Belirleme Metodları	31
2.10.1. Kızılötesi spektroskopisi (FTIR)	32
2.10.2. Raman spektroskopisi	32
2.10.3. Mikrosertlik testleri	33

3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	41
3.1. Test Örneklerin Hazırlanması.....	41
3.2. Deney Grupları	51
3.3. Vickers Yüzey Sertlik Ölçümlerinin Uygulanması.....	52
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	52
4. BULGULAR.....	53
5. TARTIŞMA.....	63
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	77
KAYNAKLAR	79
ÖZGEÇMİŞ	95

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezin materyallerin avantaj ve dezavantajları	15
Çizelge 3.1. Clearfil Majesty ES-2 Classic kompozit rezin restoratif materyalin özellikleri	44
Çizelge 3.2. GC D-Light Pro LED ışık cihazının özellikleri.....	46
Çizelge 4.1. 20 sn ışık uygulama sonrası test örneklerinin üst ve alt yüzey sertlik değerleri	53
Çizelge 4.2. 20 sn ışık uygulama süresi ve ışık cihazına farklı uzaklıktaki test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerlerinin istatistiksel incelenmesi.....	54
Çizelge 4.3. 20 sn ışık uygulama süresi ve ışık cihazına farklı uzaklıktaki test örneklerinin alt yüzey mikrosertlik değerlerinin istatistiksel incelenmesi	54
Çizelge 4.4. 40 sn ışık uygulama sonrası test örneklerinin üst ve alt yüzey mikrosertlik değerleri.....	56
Çizelge 4.5. 40 sn ışık uygulama süresi ve ışık cihazına farklı uzaklıktaki test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerlerinin istatistiksel incelenmesi.....	57
Çizelge 4.6. 40 sn ışık uygulama süresi ve ışık cihazına farklı uzaklıktaki test örneklerinin alt yüzey mikrosertlik değerlerinin istatistiksel incelenmesi	57
Çizelge 4.7. Işık cihazına farklı uzaklık ayırımında ışık uygulama süreleri arasındaki farkın üst yüzeylerde incelenmesi.....	59
Çizelge 4.8. Işık cihazına farklı uzaklık ayırımında ışık uygulama süreleri arasındaki farkın alt yüzeylerde incelenmesi	60
Çizelge 4.9. Işık uygulama süreleri ve ışık cihazı ucuna olan uzaklıklar ile üst ve alt yüzeyler arasındaki farkın incelenmesi.....	61
Çizelge 4.10. Alt yüzey /üst yüzey sertlik oranları	62

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Makrofil kompozit rezin restoratif materyallerin cila öncesi ve sonrası yüzey profilleri.....	10
Şekil 2.2. Dental ışık cihazlarından bazılarının emisyon spektrumları	19
Şekil 2.3. İki ışık cihazının ışınım profillerinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüleri ile sıcak ve soğuk noktalar.....	19
Şekil 2.4. GC D-Light Pro LED ışık cihazının farklı üç modunun emisyon spektrumu ve yaygın olarak kullanılan foto başlatıcıların absorpsiyon spektrumu.....	25
Şekil 2.5. Farklı çaplarda ışık cihazı uçları ve birim alana düşen ışık demeti.....	29
Şekil 2.6. Brinell sertlik testi prensibi.....	34
Şekil 2.7. Rockwell sertlik testi prensibi	35
Şekil 2.8. Knoop sertlik testi prensibi.....	36
Şekil 2.9. Bazı materyallerin Knoop sertlik değerleri.....	36
Şekil 2.10. Vickers sertlik testi prensibi	37
Şekil 2.11. Farklı sertlikte 3 materyalin Vickers sertlik testi sonrası materyalde oluşan iz düşümler	38
Şekil 3.1. 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm kalınlığında 5 mm çapında hazırlanan diş modellerinin hazırlanma aşaması.....	42
Şekil 4.1. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 sn ışık uygulaması sonrası elde edilen üst ve alt mikrosertlik değerlerinin grafik sunumu	55
Şekil 4.2. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 40 sn ışık uygulaması sonrası elde edilen üst ve alt mikrosertlik değerlerinin grafik sunumu	58
Şekil 4.3. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 sn ve 40 sn ışık uygulama sonrası üst yüzey mikrosertlik değerleri	58
Şekil 4.4. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 sn ve 40 sn ışık uygulama sonrası üst yüzey mikrosertlik değerlerinin mesafelere karşılaştırılması	59
Şekil 4.5. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 sn ve 40 sn ışık uygulama sonrası alt yüzey mikrosertlik değerleri	60

Şekil 4.6. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 ve 40 sn ışık uygulama sonrası alt yüzey mikrosertlik değerlerinin mesafelere göre karşılaştırılması	61
--	----



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Üç kompozit rezin restoratif materyal türünün translusentlik karşılaştırması	11
Resim 2.2. PAC, QTH ve LED polimerizasyon cihazı örnekleri	20
Resim 2.3. Birinci nesil LED ışık cihazı.....	23
Resim 2.4. İkinci nesil LED ışık cihazları	24
Resim 2.5. Üçüncü nesil LED ışık cihazı ve cihazda kullanılan çoklu LED unsurlar ...	25
Resim 2.6. Elmas işaretleyici ucun büyütme altında görüntüsü	37
Resim 3.1. Dişler üzerindeki eklentilerin pomza-su karışımı ile uzaklaştırılması	42
Resim 3.2. Silindirik modellerin dijital kumpas yardımı ile kalınlıklarının ölçülmesi ..	43
Resim 3.3. Çekilmiş dişlerden elde edilen, her birinde oklüzal yüzeyin merkezinde 5 mm çapında kavite içeren farklı kalınlıklarda modeller	43
Resim 3.4. Clearfil Majesty ES-2 Classic kompozit rezin restoratif materyal	44
Resim 3.5. Test örneklerinin oluşturulmasında kullanılan 2 mm kalınlık ve 4 mm çapa sahip siyah teflon kalıplar.....	44
Resim 3.6. Kompozit rezin materyalin teflon kalıba yerleştirilmesi	45
Resim 3.7. Kalıp içinde hava kabarcığı oluşumunun önlenmesi için kompozit rezin restoratif materyalin fulvar yardımıyla kondanse edilmesi	45
Resim 3.8. Kompozit rezin materyal test örneği üzerine şeffaf bant ve cam yerleştirilerek şekillendirme.....	46
Resim 3.9. GC D-Light Pro LED ışık cihazı	46
Resim 3.10. İki bataryaya sahip olan GC D-Light Pro ışık cihazının şarj ünitesi	47
Resim 3.11. HP moduna alınan ışık cihazının şarj ünitesinde yer alan radyometre ile gücünün ölçülmesi	47
Resim 3.12. 0 mm mesafeden HP modunda ışık uygulanması.....	48
Resim 3.13. 8 mm kalınlıkta hazırlanan silindirik model üzerinden ışık uygulanması..	48

Resim 3.14. Işık uygulaması sonrası oluşturulan test örneği.....	49
Resim 3.15. Vickers sertlik ölçüm cihazı	49
Resim 2.16. Vickers sertlik ölçüm cihazıyla örnek ölçümü	50
Resim 3.17. Shimadzu HMT-2T mikrosertlik ölçüm cihazının ekran görüntüleri	50



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

Ag	Gümüş
Au	Altın
gr	Gram
J	Joule
J/cm²	Joule/ santimetrekare
m²	Metrekare
mAh	Miliamper-saat
mm	Milimetre
mN	Mili Newton
mW/cm²	Miliwatt/santimetrekare
N	Newton
nm	Nanometre
sn	Saniye
V	Volt
W	Watt
µm	Mikrometre

Kısaltmalar

Açıklamalar

ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
BHN, HB	Brinell Sertlik Numarası
BHT	Butil Hidroksitoluen
Bis-EMA	Bisfenol A- Etoksi Dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A- Glisidil Metakrilat

BPO	Benzoil Peroksit
CME	Clearfil Majesty ES-2 Classic
CQ	Kamforokinon
D₃MA	Dekandiol Dimetakrilat
DHEPT	Dihidroksietilparatoludine
DT	Teşhis Modu (Detection Mode)
FTIR	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
GaN	Galyum Nitrür
GPDM	Gliserofosfat Dimetakrilat
HEMA	2-Hidroksietil Metakrilat
HP	Yüksek Güç Modu (High power mode)
InN	İndiyum Nitrür
Irgacure 819	Bisasilfosfin Oksit
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
Kg-f	Kilogram-kuvvet
KHN, HK	Knoop Sertlik Numarası
LED	Işık Yayan Diyot
LP	Düşük güç modu (Low power mode)
MEHQ	4-metoksifenol
OH	Hidroksil
Ormocer	Organik Modifiye Edilmiş Seramikler
PAC	Plazma Ark
PMMA	Polimetil Metakrilat
PPD	Phenilpropanedion
QTH	Kuvars-Tungsten-Halojen
Ra	Yüzey pürüzlülüğü
RHN	Rockwell Sertlik Numarası
TCD Üretan	Trisiklodekan Üretan
TEGDMA	Trietilen Glikol Dimetakrilat
TiO₂	Titanyum Dioksit
TPO	Trimethylbenzoyl-diphenylphosphine Oxide
UDMA	Üretan Dimetakrilat

UV

Ultraviyole

VHN, HV

Vickers Sertlik Numarası

γ -MPS

Gama Metakriloksi Propiltrimetoksi Silan



1.GİRİŞ

Çürük, dünya çapında en yaygın hastalıklardan biri olarak kabul edilmektedir. Enfektif lezyonu dental dokulardan uzaklaştırıp; yerine hermetik bir kapama sağlayan dolgu materyalleri yerleştirilerek, zarar görmüş dişlere eski görünüm ve fonksiyonu kazandırılmaya çalışılır. Amalgam, yüz elli yıldan fazla süredir diş hekimliğinde çürük lezyonların restorasyonu için kullanılmaktadır. Amalgam, aşınmaya karşı yüksek direnç, yeterli marjinal adaptasyon, düşük hata eğilimi ve kolay işlenebilirlik avantajlarına sahiptir (Antony ve diğerleri, 2008). Ancak amalgam dolgular diş dokularına bağlanabilme özelliğine sahip olmadığından diş yüzeyine mekanik tutuculuk sağlayabilmek için sağlıklı diş sert dokusunda kayba neden olan kavitelere ihtiyaç duyar. Bu durum diş hekimlerini daha koruyucu metodlar aramaya yönlendirdi.

Buonocore'un (1955) mine yüzeyini fosforik asit ile pürüzlendirmesi diş hekimliği uygulamalarına yeni bir soluk getirdi ve adeziv çağını başlattı. Hemen ardından Rafael Bowen (1962) tarafından Bis-GMA içerikli kompozit rezin restoratif materyallerin geliştirilmesi adeziv diş hekimliğinde çok önemli bir adım oldu. Böylece daha koruyucu restoratif tedavilerin yapılmasına olanak sağlandı. Hastaların artan estetik gereksinimleri ve kompozit rezin restoratif materyallerin fiziksel, optik ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi sonucunda bu materyaller, diş hekimliğinde en çok kullanılan materyallerden biri haline geldi (Gonçalves ve diğerleri, 2012). Materyallerdeki gelişmelere bağlı olarak, ön bölgelerde sınırlı kalan kompozit rezin materyal endikasyonları arka bölgeler için de geçerli olmaya başladı.

Kompozit rezin restoratif materyallerden daha az büzülme, yüksek dönüşüm derecesi ve sertleşme derinliği ile düşük aşınma özelliği, üstün mekanik özellikler (Marovic, 2014) ve antimikrobiyal özellikler (Zhang, 2017) gibi spesifik özellikler istenir. Buna ilave olarak, renk uyumunun ve renk stabilitesinin sağlanması, cilalanabilirliğinin iyi olması, uzun dönemde parlaklığını yitirmemesi, kenar renklenmesi göstermemesi ve anatomik formunu kaybetmemesi de istenen diğer özelliklerdir (Hickel ve Mjör, 2007).

Işık ile aktive olan herhangi bir restorasyonun uzun süreli klinik başarısı için yeterli ışık uygulanması esastır. Yeterli ışık uygulaması ile polimerizasyon derecesinin artması, fiziksel özelliklerin de güçlenmesini sağlar (Pélissier ve diğerleri, 2011).

Işık ile polimerizasyondan beklenen; kısa sürede, yeterli ışık gücü sağlayarak tüm kavite derinliğinde uniform ve yüksek dönüşüm derecesi oluşturmaları, büzülme stresi ve aşırı ısınma etkilerini en aza indirmesidir. En iyi sonucun elde edilmesi; yeterli ışık uygulama süresi, materyal ve ışık cihazı arasındaki uzaklık gibi klinik durumlar (kavite konumu, erişim, derinlik) ve uygulayan hekimin tecrübesine bağlıdır (Pélissier ve diğerleri, 2011).

Unterbrink ve Muessner'e göre ışık yoğunluğu, kompozit rezin restoratif materyalin bükülme direnci ve mikrosertlik değerleri ile doğrudan ilişkilidir (Unterbrink ve Muessner, 1995). Rode ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ışık cihazı kompozit rezin yüzeyinden uzaklaştırıldığında, incelenen tüm ışık cihazı türleri için mikrosertlik değerleri ve dönüşüm derecelerinde düşüşe neden olmuştur (Rode ve diğerleri, 2007). Ayrıca mevcut ışık cihazları, rezinin 1 mm'den daha kalın olmaması ve ışık cihazı ile kompozit rezin restoratif materyal yüzeyi mesafesinin 3 mm'den fazla olmaması koşuluyla, benzer oranlarda dönüşüm dereceleri ve yüzey mikrosertlik değerleri sunmuştur. Mikrosertlik değerleri ile dönüşüm dereceleri arasında yüksek bir korelasyon bulunmuştur (Rode ve diğerleri, 2007).

Üretici firmalar, ışık cihazı ucunun kompozit rezin restoratif materyal ile direkt temasta ya da olabildiğince yakın kullanılmasını tavsiye eder. Çoğu zaman dişin arktaki durumu, tüberkül tepeleri ve anatomik yapıların izin vermemesi gibi nedenlerden dolayı önerildiği gibi uygulama yapılamaz. Hatta bazı koşullarda özellikle proksimal kavitelerde ışık cihazı ucu ile kompozit rezin restoratif materyal arasındaki uzaklığın 8 mm'nin üzerine çıktığı görülür (Hansen, 1997).

Tez çalışmamızın amacı; 2 mm kalınlıktaki kompozit rezin restoratif materyalin ışık cihazına olan farklı uzaklıklarda, iki farklı ışık uygulama sürelerinde gösterdiği yüzey mikrosertlik değerlerinin analiz edilmesi ile polimerizasyon derecesi özelliği hakkında fikir sahibi olmaktır. Klinik koşullarda özellikle arayüz kavitelerinde ışık cihazının kompozit rezin restoratif materyale 0 mm uzaklıkta direkt olarak uygulanması tam olarak sağlanamaz. Işık, kaviteyi çevreleyen dental dokularla etkileşim halindedir ve restoratif materyale ulaşım sırasında dental dokular tarafından bir miktar kırılmaya, yansımaya ve

soğurulmaya uğrar. Bu klinik koşulun taklidi amacıyla; ışık cihazı ucu ile kompozit rezin restoratif materyal yüzeyi arasındaki mesafe, çekilmiş dişlerden hazırlanan farklı kalınlıktaki modeller kullanılarak oluşturuldu. Özellikle derin sınıf II kavitelerde karşılaşılan, ışık cihazı ucu ile kompozit rezin restoratif materyal yüzeyi arasındaki artan mesafenin kompozit rezin restoratif materyalin yüzey sertlik değerlerini ne derece etkilediği konusunun araştırılması için 0 mm, 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm gibi değişen uzaklıklarda ışık uygulandı.



2.GENEL BİLGİLER

2.1.Kompozit

Kompozit, önemli ölçüde farklı fiziksel veya kimyasal özelliklere sahip iki veya daha fazla bileşenden oluşan ve birleştirildiğinde öncekilerden farklı özelliklere sahip olan bir bileşim malzemesidir (İn, Wikipedia).

2.2.Kompozit Rezin Restoratif Materyal

Dental kompozit rezin materyaller, yumuşak rezin matriks ile sert, inorganik doldurucular içerir ve genellikle üç ana bileşenden oluşur:

- 1.Organik matriks: Monomer sistemi, serbest radikallerin polimerizasyonu için başlatıcı sistem ve stabilizatörlerden oluşur.
- 2.İnorganik doldurucular: Silika cam, kuvars, seramik, metal, prepolimerize partiküller gibi yapılardan oluşur.
- 3.Bağlayıcı ajan (silan): Doldurucuları organik matrikse kimyasal olarak bağlar, genellikle organo-silan yapıdadır (Peutzfeldt, 1997).

2.3.Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Yapısı

2.3.1. Organik matriks

Organik matriks içerisinde monomerler, co-monomerler, polimerizasyon başlatıcı ajanlar, inhibitörler, pigmentler ve UV stabilizatörler yer almaktadır (Anusavice, 2012b).

Monomer ve co-monomerler: Polimerize edilebilen dental kompozit rezinin bileşenlerinden biri polimerik matrikstir. Polimer, monomer adı verilen birçok küçük birimin tekrar tekrar bağlanmasıyla oluşan büyük bir moleküldür. Diş hekimliğinde kullanılan monomerler genellikle sıvıdır ve polimerizasyon sürecinde katı hale dönüşür. Monomerlerin polimerlere dönüşmesine dönüşüm derecesi adı verilir (Peutzfeldt, 1997). Diş hekimliğinde kullanılan baz monomerler; Bisfenol A- Glisidil Metakrilat (Bis-GMA), Bisfenol A- Etoksi Dimetakrilat (Bis-EMA) ve Üretan Dimetakrilat (UDMA)'dır. En çok

kullanılan monomer Bis-GMA'dır. Yüksek moleküler ağırlık ve yüksek viskozitesi ile rezin matriksin mekanik özelliklerini artırır (Donovan ve diğerleri, 2017). Kompozit rezinin viskozitesini ayarlamak için seyreltici olarak, Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA), Dekandiol Dimetakrilat (D₃MA) ve 2-Hidroksietil Metakrilat (HEMA) kullanılır (Pratap ve diğerleri, 2019; Cho ve diğerleri, 2022).

İdeal kompozit rezini oluşturmak için monomer teknolojisi her geçen gün gelişmektedir. Bu yeni monomerlerden bazıları; spiro-ortokarbonatlar, siloranlar, dimer asit bazlı dimetakrilatlar, Trisiklodekan (TCD) üretilen, organik modifiye edilmiş seramikler (ormocerler), DuPont'un ortaya attığı yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerdir (Ilie ve Hickel, 2011).

Polimerizasyon başlatıcı ajanlar: Direkt kompozit rezin materyaller kimyasal yolla, ışıqla veya her ikisi ile aktive olabilir (Donovan ve diğerleri, 2017).

Kimyasal yolla aktive olan kompozit rezinlerde (otopolimerizan, self-cure) kullanılan başlatıcı ajanlar; benzoil peroksittir (BPO) ve aktivatör olarak üçüncül aminler (örn., Dihidroksietilparatoludine — DHEPT) kullanılır (Combe , 2000).

Işıqla aktive olan kompozit rezinler (fotopolimerizasyon) için kullanılan başlatıcı ajanlar: Kamforokinon (CQ), PPD (phenylpropanedion), Lucirin TPO (trimethylbenzoyl diphenylphosphine oxide) ve Irgacure 819 (bisasilfosfin oksit)'dur (Neumann ve diğerleri, 2005). Kamforokinon (CQ), 400 -500 nm dalga boylarındaki mavi ışığı absorbe eden bir fotobaşlatıcıdır. Kompozit rezin içinde ağırlıkça % 0.2 veya daha az miktarda CQ bulunur (Anusavice, 2012b).

İnhibitörler: Kompozit rezinlerin kendi kendilerine polimerize olmalarını önlemek, raf ömrünü uzatmak ve hekime çalışmak için yeterli zamanı sağlamak için eklenir. En yaygın olarak 4- metoksifenol (PMP) ve Butil Hidroksi Toluen (BHT) kullanılır (Craig, 1981).

Pigmentler ve Uv stabilizatörler: İnorganik oksitler, dişlere uygun renk tonları sağlamak için genellikle küçük miktarlarda eklenir. Floresan ajanlar, kompozit rezinin optik canlılığını artırır ve doğal diş görünümünü sağlar. UV stabilizatörler; reaksiyona girmeyen artık ürünlerin oksidasyonu ile oluşan renk değişikliklerini azaltmak için eklenir (Sakaguchi ve diğerleri, 2018).

2.3.2. İnorganik doldurucular

Kompozit rezin materyallere doldurucu eklenmesinin temel amacı; yüzey sertliği ve basınç dayanımının artırılması, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, termal genleşmenin azalması, manüpülasyon/viskozite kontrolü, su emiliminin azaltılması, radyoopasiteyi arttırma, hidrotermal yaşlanma dayanımı, antibakteriyel aktivite, estetik gibi önemli mekanik ve fiziksel özelliklerin iyileştirilmesidir (Anusavice, 2012b; Cho ve diğerleri, 2022). Doldurucu partiküllerin bu özellikler üzerindeki etkisi, doldurucunun tipine, boyutuna, şekline, oranına, dağılımına, yönüne ve yüzey modifikasyonuna bağlıdır. Farklı şekillerdeki silika bazlı camlar, seramikler, metaller, doğal mineraller, önceden polimerize edilmiş (prepolimerize) ve selüloz kristal partiküller kompozit rezin restoratif materyallere dahil edilmiştir (Cho ve diğerleri, 2022).

Silika bazlı cam partiküller, güçlü, sert ve kimyasallara karşı oldukça dayanıklı yapıda oldukları için kompozit rezin restoratif materyallere eklenen en popüler dolduruculardır. Ayrıca optik özellikleri sayesinde ışık, organik matriksin derin bölgelerine ulaşır ve ışık ile polimerizasyona katkıda bulunur. Bu özellikler karbon fiberler ve karbon nanotüplerde bulunmadığı için mekanik dayanım sağlamalarına rağmen dental uygulamalar için uygun değildir. Elastisite modülü, sertlik ve aşınma direncini arttırmak için zirkonya ve alümina bazlı seramik doldurucular kullanılır. Ancak, yüksek oranda seramik partiküller, abrazyon yoluyla karşıt doğal dişlerin aşınmasına neden olabilir (Wang ve diğerleri, 2012).

Son yıllarda, kompozit rezin materyal ve diş arayüzünde sekonder çürüklerin önlenmesi için materyalin antibakteriyel özelliğini artıran Ag, Au, TiO₂ (titanyum dioksit) gibi metalik tozlar üzerinde çalışılmıştır. Yüzeyden salınan metal iyonları, bakterileri öldürerek biyofilm oluşumunu engeller (Cho ve diğerleri, 2022).

Doldurucu partiküller ilk zamanlarda büyük partiküller (10 ~ 100 µm) halinde öğütülüyordu. Düzgün şekilli olmayan bu partiküller, rezin matriksin zaman içinde aşınmasıyla kompozit rezin materyalin dış yüzeyine ulaşır. Kompozit rezin materyal yüzeyinden çıkan keskin kenarlı, düzensiz şekilli partikül, karşıt dişin aşınmasına ve yanağın iç kısmı ve/veya dilde tahrişe neden olabilir (Cho ve diğerleri, 2022). Ayrıca 0,2 µm (Ra) eşiğinin üzerindeki pürüzlü yüzey, bakteri tutunmasını ve biyofilm oluşumunu artırır (Teughels ve diğerleri, 2006). Bu dezavantajların üstesinden gelmek için nano boyutlu silika doldurucular (10 ~ 100 nm) kullanılmıştır. Daha küçük partiküller,

geleneksel makro doldurucular ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde daha büyük yüzey alanına sahiptir. Büyük yüzey alanı, partiküllerin tüm yüzeyini kaplamak için daha fazla rezin gerektirir. Belirli partikül oranı sağlanması gereklidir ancak, doldurucu partiküllerin hepsi küçük partiküllerden oluşursa daha yüksek viskoziteye ve polimerizasyon sırasında radikallerin hareketliliğini azaltarak daha düşük dönüşüm derecesine neden olur. Bu özellikler, nano doldurucuların kompozit rezin materyallerde yüksek oranda bulunmasını sınırlar. Nano doldurucuların dezavantajlarını telafi etmek için mikro doldurucular ile (0,1~5 μm) karıştırılır ve bu durum hibrit kompozitler olarak isimlendirilir (Wu ve diğerleri, 2019). Kompozitlerin dayanım ve modülünün doldurucu oranı ile orantılı olduğunu gösteren çalışmalar vardır (Ilie ve Hickel, 2009).

Hibrit kompozit materyallere, dayanım, esneklik ve sertlik gibi mekanik özelliklerini iyileştirmek için mikro boyutlu fiberler eklenmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyallerde özellikle cam fiberler sıklıkla kullanılır. Kısa cam fiber içerikli kompozit rezin materyallerin kırılma dayanıklılığı ve kırılma tokluğu yüksektir (Huang ve diğerleri, 2018).

Hidroksiapatit, kalsiyum apatitin doğal bir mineral formu olan biyoaktif ve biyouyumlu bir partiküldür ve kompozit rezin materyallere doldurucu olarak eklendiğinde materyalin dayanım ve su emilimi özelliklerini iyileştirip iyileştirmeyeceği araştırılmaktadır. Doğal olarak oluşan düşük maliyetli, beyaz renkli, biyouyumlu mineraller olan halloysit sulu bazik alüminyum silikat materyallerin diş hekimliğinde kullanımı da son yılların araştırma konusudur (Cho ve diğerleri, 2022).

2.3.3. Bağlayıcı ajanlar (Silan)

Kompozit rezin materyallerin mekanik performansı büyük ölçüde, doldurucu partiküller ile rezin matriks arasındaki etkileşime bağlıdır. Mekanik ve fiziksel özelliklerin iyileştirilmesi için doldurucu partikülünün rezin matrikse bir madde aracılığıyla bağlanması önemlidir (Ravi ve diğerleri, 2013; Randolph ve diğerleri, 2018). Organik ve inorganik fazlar arasında kimyasal (kovalent) bağ oluşturmak için kompozit sistemlerde sentetik hibrit organik-inorganik bileşikler olan silan bağlayıcı ajanları yaygın olarak kullanılır (Matinlinna ve diğerleri, 2018). Silanların bir ucu, doldurucu yüzeyinin -OH gruplarıyla

reaksiyona girerek kovalent bağlar oluşturur. En yaygın olarak kullanılan ajan, organosilan yapıda gama metakriloksi propiltrimetoksi silandır (γ -MPS) (Ravi ve diğerleri, 2013).

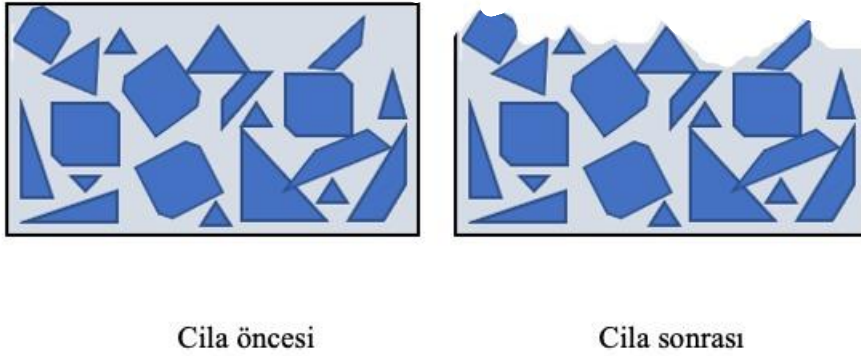
2.4. Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Sınıflandırılması

Kompozit rezin restoratif materyaller içindeki inorganik doldurucu partiküllerinin boyutu, miktarı, içeriği ve polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılır.

2.4.1. Doldurucu partikül boyutuna göre sınıflama

İlk kompozit rezin restoratif materyaller oldukça büyük doldurucu partiküllerden oluşuyordu ve "makro dolduruculu kompozit rezin materyaller (makrofil)" olarak adlandırıldı. Estetik restorasyonlar popüler hale geldikçe, üreticiler "mikro dolduruculu kompozit rezin restoratif materyaller (mikrofil)" adı verilen, çok küçük dolduruculara sahip kompozit rezin materyaller geliştirdiler. Modern kompozit rezin restoratif materyaller farklı boyutlarda doldurucu içerir ve "hibrit" kompozitler olarak adlandırılır. Günümüzde gittikçe küçülen dolduruculara sahip hibrit kompozit rezin materyaller geliştirmek amaçlanmaktadır. Bu nedenle, çağdaş hibrit kompozit rezin restoratif materyaller "mikrohibrit" ve "nanohibrit" kompozit rezin materyaller olarak alt gruplarına ayrılabilir (Donovan ve diğerleri, 2017).

1. Makro dolduruculu kompozit rezin restoratif materyaller (Makrofiller): İlk kompozit rezin restoratif materyaller makro dolduruculudur (Makrofil). Boyut olarak 4 - 40 μ m ve ağırlıkça yaklaşık %75'e yaklaşan yüksek doldurucu oranına sahiptir. Ancak cilanabilirlikleri iyi değildir. Doldurucu partikülleri cilalamada kullanılan aşındırıcılardan daha sert olduğu için cilalandıkça yumuşak matriks aşınarak sert ve büyük doldurucular açığa çıkar ve yüzey böylece daha pürüzlü hale gelir. Ayrıca büyük partiküller karşıt dişin tüberkül hareketleri ile restorasyon yüzeyinden kopmakta, bu da zayıf aşınma direnci ile sonuçlanmaktadır (Donovan ve diğerleri, 2017).



Şekil 2.1. Makrofil kompozit rezin restoratif materyallerin cila öncesi ve sonrası yüzey profilleri

2. Mikro dolduruculu kompozit rezin restoratif materyaller (Mikrofiller): Partikül boyutu yaklaşık $0,04\ \mu\text{m}$ 'dir ve ağırlıkça % 45-55 doldurucu oranına sahiptir. Makrofillere göre daha iyi cilalanabilirlik ve renk stabilitesi gösterir ve daha estetik restorasyonlar yapılmasına imkan sağlar. Ancak düşük doldurucu oranı, elastisite modülünün azalmasıyla sonuçlanır ve stresin yoğun olduğu posterior restorasyonlarda kullanımını sınırlar (Donovan ve diğerleri, 2017).

3. Hibrit kompozit rezin restoratif materyaller: Mikrofillerin yüzey düzgünlüğü ile makrofillerin mekanik özelliklerini bir araya getirmek amacıyla, küçük ve büyük partiküllerin bir arada olduğu materyallerdir. Çoğu hibrit kompozit rezin materyal; ağırlıkça %75 ila %80 doldurucu oranına sahiptir ve en büyük doldurucu partikül $1-2\ \mu\text{m}$ kadardır (Donovan ve diğerleri, 2017). Estetik kaygıların bulunduğu, yüksek stres altındaki hem posterior hem de anterior bölge restorasyonlarında kullanıma uygundur. Sınıf IV kavimler dahil olmak üzere anterior restorasyonlar için yaygın olarak kullanılır (Anusavice, 2012b).

4. Nano dolduruculu kompozit rezin restoratif materyaller: Kompozit rezin restoratif materyal teknolojisindeki en son gelişme, doldurucu üretiminde nanoteknolojinin kullanılmasıdır. Nanoteknoloji ile $1-100\ \text{nm}$ aralığında materyal üretilebilir (Sakaguchi ve diğerleri, 2018).

Nano dolduruculu kompozit rezin materyallerin partikül boyutu mikrofil kompozit rezin restoratif materyallere benzer, ancak mikrofil kompozit rezin restoratif materyallerdeki partiküller viskoziteyi artıran ağlar halindeyken, nano dolduruculu kompozit rezin

restoratif materyallerdeki partiküller çoğunlukla ayırıktır. Bu haliyle doldurucular bir katıdan çok sıvıya benzedikleri için, geleneksel doldurucularda olduğu gibi matriksi kalınlaştırmazlar. Uygulanan bu farklı yöntem viskozitedeki artışı azaltır ve doldurucu oranının hacimce %60 ve ağırlıkça %78'e kadar artmasına izin verir (Anusavice, 2012b).

Nano dolduruculu kompozit rezin restoratif materyaller; mikrohibrit kompozit rezin restoratif materyallerin mekanik dayanımına sahip olmasının yanında, mikrofil kompozit rezin restoratif materyaller gibi ağız ortamında yüzey pürüzsüzlüğünü koruyabilmektedir. (Sakaguchi ve diğerleri, 2018).

Nano dolduruculu kompozit rezin restoratif materyaller, kompozit rezin restoratif materyallerden istenen düşük opaklık kriterini yerine getirir. Nanomerik doldurucu partiküller ışığın dalga boyundan çok daha küçüktür, bu da onları kırılma indisi ile ölçülemez hale getirir. Işık geldiğinde, uzun dalga boylu ışık doğrudan geçer ve materyaller yüksek translusensi gösterir. Resim 2.1'de gösterildiği gibi, hibrit ve mikrofil kompozit rezin restoratif materyaller, nano dolduruculu kompozit rezin restoratif materyallere göre oldukça opaktır (Sakaguchi ve diğerleri, 2018).

	Hibrit	Mikrofil	Nanokompozit
0	11.7	22.5	11.9
100	88.3	77.7	88.1
2.3 (0.1)	87.4 (0.1)	93.3 (0.1)	94.6 (0.2)
			94.5 (0.3)
			96.8 (0.4)

Resim 2.1. Üç kompozit rezin restoratif materyal türünün translusentlik karşılaştırması (Mitra ve diğerleri, 2003)

Mikrohibrit kompozit rezin restoratif materyallere nano boyutta parçacıklar eklenmiş ve nanohibritler olarak tanımlanmıştır (Sakaguchi ve diğerleri, 2018). Doldurucu partikül boyutu yaklaşık 0,015–0,05 μm 'dir. Nanohibritler, mikrofil kompozit rezin restoratif materyallerin kullanım özellikleri ve parlatılabilirliği ile geleneksel bir hibritin dayanım ve aşınma direncini gösterir. Mikrohibritlerden daha küçük partiküllere sahip olduğu için cilalanabilirliği daha iyidir (Puckett ve diğerleri, 2007).

2.4.2. Viskozitelerine göre sınıflama

1. Kondanse edilebilen kompozit rezin restoratif materyaller: Bu materyaller, polimerize olmamış materyalin dayanıklılığı ve sertliğini artırmak ve amalgaminkine benzer bir kıvam ve işlenebilirlik elde edebilmek için doldurucu oran ve dağılımları ayarlanarak geliştirilmiştir (Rawls ve Upshaw, 2003). Esas olarak amalgama benzer şekilde kondanse edilebilen büyük doldurucuların eklendiği hibrit kompozit rezin restoratif materyallerdir. Ancak büyük doldurucuların eklenmesi, zayıf aşınma direnci ve bitirme-cila işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşumuyla sonuçlanmıştır (Donovan ve diğerleri, 2017).

2. Akışkan kompozit rezin restoratif materyaller: İçeriği ağırlıkça %35 ile %65 arasında değişir (Donovan ve diğerleri, 2017). Akıcılığı düşük doldurucu oranı ile viskozitenin azalmasından kaynaklanır. Bu sayede düzgün bir şekilde kaviteye yayılır ve uyum sağlar. Kullanımları çok pratiktir, düşük viskoziteleri sayesinde kaviteye enjekte edilebilir (Rawls ve Upshaw, 2003).

Özellikle sınıf II posterior restorasyonlarda ve erişimin kısıtlı olduğu diğer durumlarda, iyi uyumlandırılmış bir kavite tabanı oluşturmayı sağlamaktadır. Sınıf II restorasyonlarda kompozit rezin altında ilk tabaka olarak gingival tabana uygulandıklarında stres kırıcı olarak görev yaparlar. Kolay adaptasyonları ve elastikiyetleri nedeniyle, servikal bölge restorasyonlarında tercih edilebilir. Ayrıca çürükleri önlemek için fissür örtücü şeklinde minimal sınıf I restorasyonlarda kullanılabilir (Rawls ve Upshaw, 2003).

Akışkan kompozitler türlü kolaylıklar sağlamasına rağmen, beklendiği üzere, doldurucu içeriğindeki azalma, fiziksel özelliklerin de azalmasına ve polimerizasyon büzülmesinde artışa sebep olur (Donovan ve diğerleri, 2017).

2.4.3. Farklı özelliklerdeki kompozit rezin restoratif materyaller

1. Düşük büzülme gösteren kompozit rezin restoratif materyaller (Siloranlar): "Polimerizasyon büzülmesi", sıvı bir monomerin katı bir polimer haline geçerken daha az yer kaplamasıyla meydana gelir (Pitel, 2013). Restoratif materyal ile diş sert dokuları arasındaki bu fiziksel uyumsuzluk; mikrosızıntı, marjinal renklenme, boşluk oluşumu,

postoperatif hassasiyet, minede mikro çatlaklar veya tüberkül hareketi ile sonuçlanabilir (Calheiros ve diğerleri, 2004; González-López ve diğerleri, 2007).

Son yıllarda, oral kavitenin agresif ortamına dayanan, düşük büzülme gösteren, biyouyumlu kompozit hedef profili ile yeni katyonik halka açma monomer sistemleri araştırılmıştır ve siloranların kullanımı öne sürülmüştür (Schweikl ve diğerleri, 2004).

Maghaireh ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre; halka açma polimerizasyonu ile büzülmenin kesin olarak azaldığı kanıtlanmamıştır. Siloran bazlı kompozit rezin restoratif materyal hacimsel büzülme bakımından, geleneksel metakrilat bazlı kompozit rezin restoratif materyale göre bir avantaj sağlamamıştır. Bununla birlikte, siloran bazlı kompozit rezin restoratif materyaller, geleneksel metakrilat bazlı kompozit rezin restoratif materyallere kıyasla daha düşük su emilimi ve çözünürlük göstermiştir (Maghaireh ve diğerleri, 2017).

2. Bulk fill kompozit rezin restoratif materyaller: Bulk fill kompozit rezin restoratif materyaller 4 mm'ye kadar kalın tabakalar halinde kaviteye yerleştirilmeye izin verir. Transludent özellikleri artırılmış, böylece daha fazla ışık geçirgenliği ve sonuç olarak daha yüksek polimerizasyon derinliği sağlanmıştır (Van Ende ve diğerleri, 2017).

Bulk fill kompozit rezin restoratif materyaller akışkan ve yüksek viskoziteli olarak ikiye ayrılabilir. Düşük viskozite, erişimi zor alanlarda adaptasyonu kolaylaştırır. Daha büyük kavitelerde ise aşınma ve kırılmaya karşı direnç daha önemlidir, bu durumda doldurucu oranı daha fazla olan yüksek viskoziteli bulk fill kompozit rezin restoratif materyal kullanılmalıdır (Van Ende ve diğerleri, 2017).

3. Antibakteriyel kompozit rezin restoratif materyaller (İyon salabilen): Işık ile aktive olan alkali, nanocam dolduruculu restoratif materyallerdir. Oral ortam, kritik pH olan 5,5 değerinin altına düştüğünde kompozit rezin restoratif materyal; kalsiyum, florür ve hidroksil iyonlarını serbest bırakır ve diş yüzeyinin demineralizasyonuna karşı koyar, aynı zamanda remineralizasyona yardımcı olur (Xu ve diğerleri, 2007).

4. Ormoserler (Organik modifiye seramikler): Ormocer, inorganik-organik kopolimerler olan organik olarak modifiye edilmiş seramiklerin kısaltmasıdır. Organik,

reaktif monomerler, kompozit rezin restoratif materyali güçlendirmek, polimerizasyon büzülmesini azaltmak ve aşınma direncini artırmak için inorganik bir Si-O-Si ağına bağlanır (Anusavice, 2012c).

Ormoserler geleneksel kompozit rezin restoratif materyaller ile karşılaştırıldığında daha az hacimsel b z lme, daha düşük aşınma direnci; benzer oranlarda kırılma dayanımı ve elastisite modülü gösterirler (Klauer ve diğerleri, 2019). Viskoziteleri ve hidrofilitikleri kullanım özelliklerine ve doldurucu oranına izin verdiği sürece, BisGMA, TEGDMA ve diğer geleneksel dimetakrilatların yerini alabilirler (Moszner , 2002).

5. Self adeziv kompozit rezin restoratif materyaller: Son zamanlarda, hepsi bir arada (all in one) adeziv sistemler ile akışkan bir kompozit rezin restoratif materyali birleştiren yeni bir sistem olan self adeziv kompozit rezin sistemler geliştirilmiştir. Bu sistemler ek bir adeziv uygulaması ihtiya ını ortadan kaldırır. Mine ve dentin yüzeyini asitlemek için gliserofosfat dimetakrilat (GPDM) kullanılmıştır (Poss, 2010). Self adeziv kompozit rezinin polimerize monomerleri ile kollajen lifler ve smear tabakası arasında ise mikromekanik olarak bağlantı sağlanmaktadır (Bektas ve diğerleri, 2013).

Küçük sınıf I ve sınıf V kavitelerde, çürüksüz servikal lezyonlarda, fissür örtücü olarak sınıf I ve II restorasyonlarda ve porselen tamirinde kullanılabileceği  ng r lm ştir (Goracci ve diğerleri, 2013). Ayrıca nanohibrit kompozit rezin restoratif materyaller üzerinde yapılan araştırma sonuçlarına göre kompozit restorasyondaki sınırlı tamirler için de kullanılabilir (Peterson ve diğerleri, 2018).

6. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin restoratif materyaller: Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin restoratif materyaller, tüm mühendislik uygulamalarında uzun yıllar başarıyla kullanılmıştır (Mathew ve diğerleri, 2007). Cam fiberle güçlendirilmiş polimerik kompozit rezin materyaller diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan türdür. Uygun kompozisyonlar ve fiber liflerin oryantasyonu, kompozit rezin restoratif materyalin fonksiyonel özelliklerini geliştirmiştir (Awan ve diğerleri, 2010).

2.4.4. Polimerizasyon şekillerine göre sınıflama

1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezin restoratif materyaller (Otopolimerizan, Self-cure): Kimyasal olarak aktive olan kompozit rezin restoratif materyaller; benzoil peroksit (BPO) başlatıcı ve aromatik bir üçüncül amin aktivatör içeren iki pattan oluşur. Patlar karıştırıldığında, serbest radikaller oluşturmak üzere amin, benzoil peroksit ile reaksiyona girer ve katılma polimerizasyonunu başlatır (Anusavice, 2012b).

Kimyasal aktivasyonla ilgili bazı sorunlar kullanımlarını sınırlandırmıştır. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezin materyallerin avantajları ve dezavantajları Çizelge 2.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezin restoratif materyallerin avantajları ve dezavantajları (Anusavice, 2012b)

Avantajlar	Dezavantajlar
• Kolay ve basittir, ekipman gerektirmez. • Raf ömrü uzundur. • Düzgün karıştırıldığında materyalin her yerinde eşit derecede polimerizasyon sağlar. • Daha yavaş çapraz bağ oluşumu nedeniyle, marjinal stres oluşumu, ışıktaki aktive olanlara göre çok daha düşüktür.	• Karıştırma; malzemeyi zayıflatan ve lekelenmeye karşı duyarlılığı artıran gözeneklere sebep olan hava sıkışmasına neden olur. • Aromatik aminler zamanla oksitlenir ve sararır. • Eşit derecede karıştırılması zor olduğundan homojen olmayan derecelerde sertleşmeye ve buna bağlı olarak zayıf mekanik özelliklere neden olur.

Kimyasal yolla aktive olan kompozit rezin restoratif materyaller günümüzde aşırı hasar görmüş dişlerin restorasyonu ve kor materyali olarak kullanılır (Donovan ve diğerleri, 2017).

2. Işık ile polimerize olan kompozit rezin restoratif materyaller: Kimyasal aktivasyon problemlerinin üstesinden gelme amacıyla, ışığa duyarlı bir başlatıcı sistem ve aktivasyon

için bir ışık kaynağı kullanılarak; karıştırma gerektirmeyen kompozit rezin restoratif materyaller geliştirilmiştir (Anusavice, 2012b).

Spektrumun mavi bölgesinde (yaklaşık 468 nm dalga boyu) bir ışıkla etkileşim, kompozit rezin restoratif materyalin içinde bulunan fotobaşlatıcıyı uyarır ve katılma polimerizasyonunu başlatan serbest radikalleri oluşturur (Anusavice, 2012b).

Kimyasal yolla aktive olan kompozit rezin restoratif materyallerdeki gözeneklilik sorununun üstesinden gelmenin yanı sıra, çalışma süresi diş hekimine göre ayarlanabilir. Ancak ışık ile polimerize olan kompozit rezin restoratif materyallerin de önemli sınırlamaları vardır. İlk olarak, sınırlı ışık penetrasyonu nedeniyle kompozit rezin restoratif materyal tabakalar halinde yerleştirilmeli, tabakalar yaklaşık 2 ila 3 mm'yi aşmamalıdır. Bu nedenle, ışık ile polimerize olan kompozit rezin restoratif materyaller, büyük restorasyonlarda daha fazla zaman gerektirebilir. Diğer dezavantajlar ise polimerizasyon cihazı maliyeti ve kullanımıyla ilgili zorluklar ile göz korunmasına duyulan ihtiyaçlardır (Anusavice, 2012b).

3. Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan (dual cure) kompozit rezin restoratif materyaller: Işık ile polimerize olan kompozitlerde, derin kavite varlığında ışık cihazının tabandaki rezin materyale uzak kalması; ulaşan ışığın zayıflamasına ve yetersiz polimerizasyona sebep olmaktadır (Paula ve diğerleri, 2010; Tarle ve diğerleri, 2015). Bu sorunları çözmek için üreticiler hem ışık ile hem kimyasal yolla polimerize olan (dual cure) kompozit rezin materyalleri piyasaya sürmüşlerdir. Bu ürünler hem ışıkla sertleşen hem de kimyasal sertleşen bileşenler içerir. Işıkla sertleşen bileşen; rezinlerin üst katmanlarının ilk ve hızlı olarak polimerize olmasını sağlayarak restorasyonları stabilize eder, daha sonra yetersiz ışık alan daha derindeki katmanlar, kimyasal sertleşme reaksiyonu ile daha yavaş polimerize olur. Dual cure kompozit rezin materyallerin bazı avantajları, kitle halinde yerleştirilebilmesi, klinik zamandan tasarruf, kimyasal aktivasyon nedeniyle derin alanlarda polimerizasyon elde edilmesi ve daha düşük büzülme stresleri oluşturmalarıdır (Bolhuis ve diğerleri, 2006).

Önceki çalışmalarda, optimal bir polimerizasyon elde etmek için dual cure kompozit rezin restoratif materyallere ışık uygulanmasının gerekli olduğu ve tek başına kimyasal aktivasyon veya yetersiz ışık alımı ile dual cure kompozit rezinlerin maksimum mekanik

özelliklerinin elde edilemeyeceği kanıtlanmıştır (Rueggeberg ve Caughman, 1993; El-Mowafy ve Rubo, 2000; Santos ve diğerleri, 2004).

Dual cure kompozit rezin materyaller, günümüzde siman veya kor materyali olarak kullanılmaktadır (Donovan ve diğerleri, 2017).

2.5. Polimerizasyon

Polimerizasyon reaksiyonları çoğunlukla iki tiptir: hiçbir yan ürünün oluşmadığı katılma polimerizasyonu ve su veya alkol gibi düşük moleküler ağırlıklı yan ürünün oluştuğu kondensasyon polimerizasyonu. İlave polimerizasyon ile polimerize olan materyaller arasında protez yapımında kullanılan PMMA (polimetil metakrilat) ve kompozit rezin materyallerde bulunan Bisfenol A- Glisidil Metakrilat (Bis-GMA) bulunur. Serbest radikal ilaveli polimerizasyon reaksiyonundaki üç aşama aşağıda açıklanmıştır. Isı, ışık veya az miktarda peroksit ile hızlandırılabilirler (O'Brien, 2008b).

2.5.1. Başlatma

Başlatma adımı; polimer zincirlerinin büyümesini başlatan serbest radikallerin üretimidir. Serbest radikal moleküller, paylaşılmamış elektronlara sahip kimyasal gruplara sahiptir ve genellikle moleküllerin termal bozunması, foto-ayırışma veya redoks reaksiyonları ile oluşturulur. En yaygın başlatıcılar, termal başlatıcılardır, bunlar zayıf bir bağa sahiptir ve serbest radikaller oluşturmak için koparlar.

Üretim yöntemi farketmeksizin serbest radikaller; mevcut monomer moleküllerinin çift bağlarına saldırarak, paylaşılmamış elektronun monomerin sonuna kaymasını sağlar ve aktive edilmiş monomer molekülleri oluşur (O'Brien, 2008b).

2.5.2. Yayılma

Aktive edilmiş monomerler, ilave monomerlerin çift bağlarına saldırarak, monomer moleküllerinin serbest radikale hızlı bir şekilde eklenmesini sağlar. Bu ikinci aşama olan yayılma, zincir uzadıkça devam eder (O'Brien, 2008b).

2.5.3. Sonlandırma

Büyüyen serbest radikalin birkaç mekanizma ile sonlandırılmasıdır. Depolama ömrünü artırmak için monomere hidrokinon gibi az miktarda inhibitör eklenebilir. Hidrokinonlar serbest radikallerle reaksiyona girerek başlama hızını azaltır (O'Brien, 2008b).

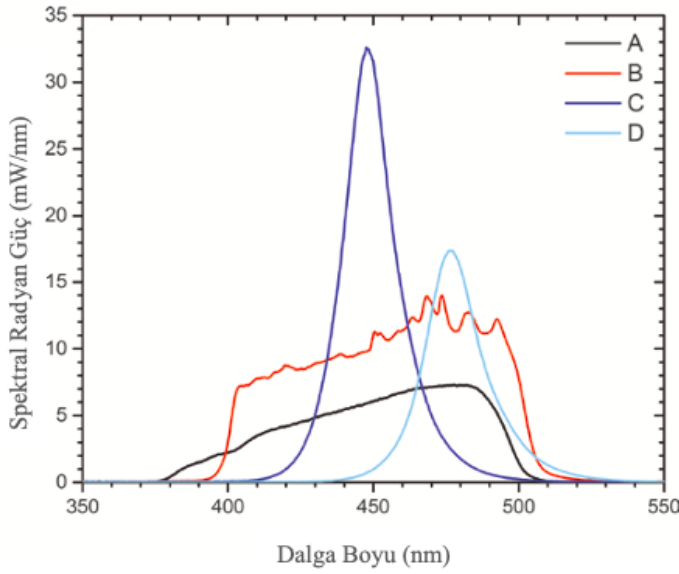
2.6. Dental Polimerizasyon Cihazları

Adeziv diş hekimliğindeki ilerlemeler, yeni materyaller ve koruyucu restoratif tedavi teknikleri ile birleştğinde, diş hekimliği uygulamalarında önemli gelişmeler kaydetmiştir. Polimerizasyon cihazları, polimerizasyon protokolünün yalnızca bir parçasıdır. Kompozit rezin materyallerin formülasyonu (renk ve opasite, polimerizasyon başlatıcı sistem, rezin matriks bileşimi, doldurucu tipi vb), kullanılan adeziv sistem ve polimerizasyon yöntemlerinin tümü, sonuç polimerizasyon üzerinde etkilidir (Pelissier ve diğerleri, 2011).

Işık ile polimerizasyonun amacı, en az ışık uygulama süresi ile kompozit rezin restorasyonun her tabakasında tam ve uniform bir dönüşüm sağlarken; büzülmeyi azaltmak ve materyal, diş dokuları ve çevre dokuların aşırı ısınmasını önlemektir. Optimum sonuçların elde edilmesi; yeterli ışık uygulama süresi, materyal (ürün, renk, opaklık) ve ışık cihazı parametrelerinin yanı sıra klinik durumlar (kavite konumu, erişim, derinlik) ve hekimin tecrübesi gibi değişkenlere bağlıdır (Pelissier ve diğerleri, 2011).

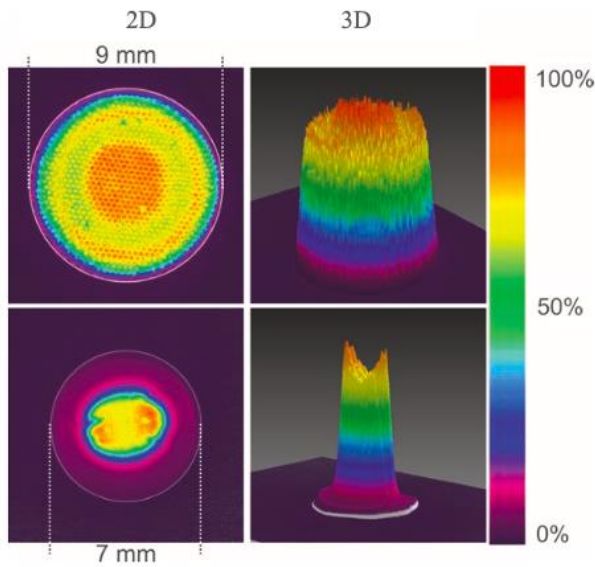
Spektral Işık Gücü : Dental ışık cihazlarının emisyon spektrumu çok farklı olabilir ve bu nedenle ışıkların diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezin materyallerde bulunan foto başlatıcılar üzerinde etkisi bilinmelidir. Hekimin kullandığı ışık cihazının polimerize etmek istediği kompozit rezin materyal için ideal olup olmadığına karar verebilmesi için, ışık cihazından gelen spektral ışık gücünün firmalar tarafından hekimlere belirtilmesi gerekir.

Şekil 2.2’de yaygın olarak kullanılan ışık cihazlarının emisyon spektrumu görülmektedir:



Şekil 2.2. Dental ışık cihazlarından bazılarının emisyon spektrumları (Price, 2018)

Işık Cihazı Homojenitesi : Lazer ışını profil kaydedici, ışığın uzamsal yoğunluk profilini kaydeder ve dental ışık cihazı homojenitesini ölçmek için kullanılabilir. Bu tür polimerizasyon ışıklarının görüntüleri, ışığın yüksek ışıyım bölgelerinde “sıcak noktalara” ve ışımanın düşük olduğu bölgelerde “soğuk noktalara” sahip olduğunu göstermektedir (Vandewalle ve diğerleri, 2008; Price ve diğerleri, 2010; Michaud ve diğerleri, 2014; Price ve diğerleri, 2014; AlShaafi ve diğerleri, 2016; C. A. Shimokawa ve diğerleri, 2016;). Farklı ışık cihazlarının ışık yayan uçları boyunca homojen olmayan ışıyım dağılımları Şekil 2.3’te görülmektedir.



Şekil 2.3. İki ışık cihazının ışıyım profillerinin 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüleri ile sıcak ve soğuk noktalar (Price, 2018)

Işın profili görüntüleri, hekim dikkatli olmadıkça, ışınının proksimal kutu kavitelelerin gingival kenarlarında adezivi veya rezin materyali polimerize etmek için yetersiz olabileceğini gösterir (Price ve diğerleri, 2014; AlShaafi ve diğerleri, 2016; Shimokawa ve diğerleri, 2016). Bu bölgelerdeki rezin materyal en az miktarda ışık alacaktır ve hekim, ışık cihazı ucunu doğru konumlandıramazsa ve rezin materyalin yeterli miktarda ışık alması için ışığı yeterince uzun süre uygulayamazsa polimerizasyon eksik olabilir (Price, 2018).

Dental ışık cihazlarının gelişimi

Diş hekimliğinde dört tip mavi ışık kaynağı kullanılmıştır:

- 1) Kuvars-Tungsten-Halojen (QTH)
- 2) Plazma Ark (PAC)
- 3) Argon-İyon Lazer
- 4) Işık Yayan Diyotlar (LED)

Yukarıdaki ışık cihazları haricinde ışıkla polimerizasyonda UV ışık cihazları da kullanılmıştır (Price, 2018).



Resim 2.2. PAC, QTH ve LED ışık cihazları (Price, 2018)

2.6.1. UV ışık cihazları (Ultraviyole)

UV ışık cihazları 1970 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır ve ışık ile polimerize olan kompozitlerin sertleştirilmesinde kullanılan ilk cihazlardır (R. G. Craig, 1981). UV ışık cihazları ($10-50 \text{ mW/cm}^2$) ile polimerize olan kompozit rezin restoratif materyallerin polimerizasyon derinliği yetersizdi ve cihazların kullanım ömürleri boyunca ışık çıkışında bozulmalar yaşanmaktaydı (Ruyter ve Oysaed, 1982). Ayrıca kullanıcı ve hastalar için sağlığa zararlı olabileceği ön görüşüyle bu cihazlardan vazgeçilerek görünür ışık kullanımına geçilmiştir (Yoon ve diğerleri, 2002).

2.6.2. Kuvars-Tungsten-Halojen ışık cihazları (QTH)

Kuvars-Tungsten-Halojen (QTH) ışık cihazları klor bazlı bir halojen gazı ve bir tungsten filaman içerir. Cihazdan gelen ışık ilk önce gümüşle kaplı parabolik yansıtıcıya yönlendirilir. Bu yansıtıcı, bazı kızılötesi dalga boylarının geçmesine izin verir böylece diğerlerinin ileriye yansıtılmasını önler. Sadece yaklaşık 400 ve 500 nm arasındaki dalga boylarındaki ışık, cihazın ucuna ulaşır (Rueggeberg, 1999). QTH ışık cihazına gelen ışık gücünün %70 kadarı ısıya dönüştürülür ve gücün yalnızca %10'u görünür ışık üretir. Bu ışığın da yalnızca %0,5-2'si mavi ışık olarak yayılır (Shortall ve diğerleri, 2016). Üretilen gücün büyük bir kısmı ısıya dönüştüğünden bunun azaltılması amacıyla güçlü ve gürültülü fanlar kullanılır.

QTH ışık cihazları geniş bir emisyon spektrumu sunar ancak düşük bir ışık gücü sağlar. 2 mm kalınlığında bir kompozit rezin tabakasının yeterli polimerizasyonu için 30 ila 60 saniye ışık uygulaması gerekir (Price, 2017).

Araştırmalar, QTH ışık cihazlarının yaklaşık %50' sinin minimum ışık gücü gereksinimlerini karşıladığını ve uygulayıcıların büyük ölçüde sorunun farkında olmadığını ortaya koyar (Pelissier ve diğerleri, 2011). Bu durum, ışık ile aktive olan çoğu restorasyonun klinik ömrünün kısa olmasını açıklayabilir.

2.6.3. Plazma ark ışık cihazları (PAC)

Işık uygulama sürelerini azaltmak amacıyla, yüksek güçlü plazma ark ışık cihazları üretilmiştir. 2 mm kalınlığında kompozit rezin restoratif materyali yalnızca 3-5 saniyelik

kısa bir uygulamayla polimerize ettiği iddia edilir. Cihaz, ksenon gazı ile çevrili 2 tungsten elektrot kullanır (Rueggeberg, 1999; Price, 2018).

Plazma ark ışık cihazları ışık güçleri çok yüksek olmasına rağmen bazı dezavantajlara sahiptir. Pahalı ampulleri, gürültülü fanları vardır, büyüktürler ve pille çalıştırılmazlar (Price, 2018). Yüksek ışık gücüne sahip olmaları ve ışık uygulama süresinin çok kısa olması, kompozit rezin materyalde ani bir büzölmeye ve dolayısıyla polimerizasyon büzölme stresinde artışa sebep olur (Caughman ve Rueggeberg, 2002).

2.6.4. Argon iyon lazerler

Argon iyon lazerler, PAC ışık cihazlarının piyasaya sürölmesiyle yaklaşık olarak aynı zamanda geliştirilmiş ve aynı şekilde kısa ışık uygulama süresi ve yüksek ışık gücü sağlamıştır. Lazer terimi (Laser); **Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation** yani uyarılmış radyasyon emisyonu ile ışık amplifikasyonu kelimelerinin kısaltılmasıyla oluşturulur. Lazerler, bir birimdeki belirli atomlara elektrik enerjisi vererek çalışır. Elektronlar "uyarılır" ve düşük enerjili bir yörüngeden daha yüksek enerjili bir yörüngeye geçer. Bu elektronlar daha sonra normal durumlarına döndüklerinde, hepsi aynı dalga boyuna sahip fotonlar yayarlar (Price, 2018).

Lazerlerin uygulama süreleri 10 saniyeden azdır. PAC ışık cihazları ile benzer sorunlar vardır. Pahalı olmaları, taşınabilir olmamaları, dar bir emisyon spektrumuna sahip olmaları ve pille çalıştırılmamaları nedeniyle yaygın olarak kullanılmamışlardır (Price, 2018).

2.6.5. LED (Light Emitting Diode) ışık cihazları

Mavi ışık yayan LED ışık cihazları, QTH ışık cihazlarına kıyasla çok daha verimli ve kompakttır. QTH ışık cihazlarının aksine, LED ışık cihazları pilin deşarj döngüsü boyunca kararlı bir ışık çıkışı sağlar (Shortall ve Harrington, 1997). LED ışık cihazları tarafından üretilen enerjinin büyük bir kısmı, en yaygın dental foto başlatıcı olan kamforokinonun (CQ) absorpsiyon spektrumu içinde yer alır (Rueggeberg, 2011). QTH ışık cihazlarının ampul ömrü yaklaşık 50-100 saattir, yüksek kaliteli LED ışık cihazları ise üretici firma yönergelerine göre kullanılır ve bakım yapılırsa binlerce saat ömre sahiptir (Pelissier ve diğerleri, 2011).

Birinci nesil LED ışık cihazları (1999–2002): İlk LED ışık cihazları $100\text{--}280\text{ mW/cm}^2$ düşük ışık gücüne sahiptiler. 2 mm kalınlığında kompozit rezin restoratif materyali polimerize etmek için 60 saniyeye kadar uzun ışık uygulama süreleri gerektiriyordu ve dar spektral aralığa sahiptiler. Bu cihazların ana teknik özellikleri; düşük enerji tüketmesi, uzun ömürlü bir pil ve düşük ısı nedeniyle fan kullanmaya gerek kalmamasıdır (Pelissier ve diğerleri, 2011).

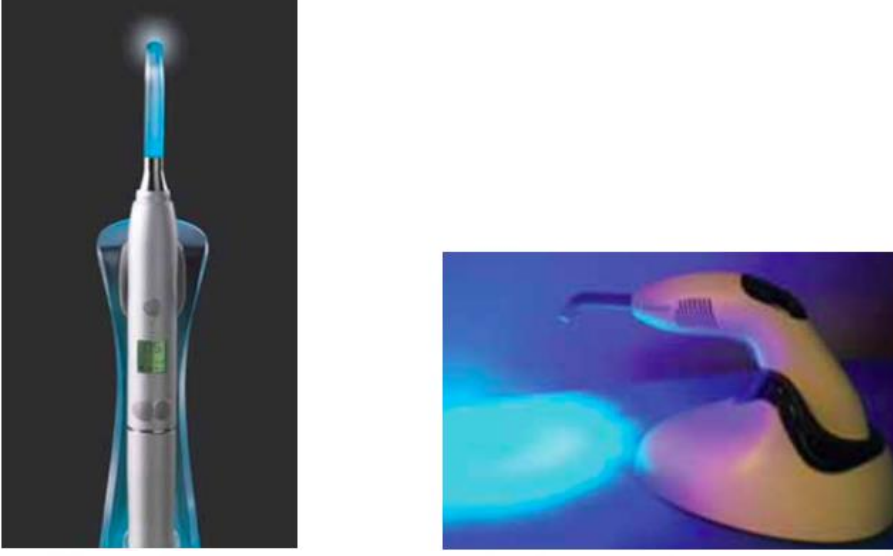


Resim 2.3. Birinci nesil LED ışık cihazı (Pelissier ve diğerleri, 2011)

Birinci nesil LED ışık cihazları, yeterince güçlü veya güvenilir değildi. 15'ten 60 saniyeye kadar uzayan ışık uygulama süreleri ile eksiklikleri telafi edilmeye çalışılmıştır. Fakat kısa süre sonra bu cihazların polimerizasyon için yetersiz güce sahip olduğu ortaya çıkmıştır (Pelissier ve diğerleri, 2011).

İkinci nesil LED ışık cihazları (2002–2004): Birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazları arasındaki en büyük gelişme, 'çip' tasarımında olmuştur. Cihazlara 1W veya 5W'luk minyatürize çipler yerleştirilerek daha fazla güç çıkışı sağlanmıştır (Pelissier ve diğerleri, 2011). Polimerizasyon derinliği, ikinci nesil cihazın ışık uygulama süresinin yarısında bile QTH ışık cihazlarının ışık gücüne yaklaşmıştır (Shortall, 2005).

İkinci nesil LED ışık cihazları küçük ve fansızdır. Ayrıca yüksek fiyatlarına rağmen inanılmaz derecede basit ve kompakt olmaları ile QTH ışık cihazları ile rekabet etmektedir (Pelissier ve diğerleri, 2011).



Resim 2.4. İkinci nesil LED ışık cihazları

Üçüncü nesil LED ışık cihazları / Çok dalgalı (Multiwave, Multipeak) (2004-2011):

Birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazlarındaki dar emisyon spektrumu sorununu çözmek için LED ışık cihazlarına ek bir renk yayıcı (emitter) eklenmiştir. Böylece birkaç farklı renk yayıcı dahil edilerek 380 ila 500 nm spektral aralıkta ışık iletilebilmiştir. Bu ışık cihazlarına “üçüncü nesil” LED ışık cihazları denir ve mor ile mavi ışığın bir kombinasyonunu yayarlar. Üçüncü nesil ışık cihazları (Resim 2.5), aynı zamanda, çok dalgalı (multiwave veya multipeak) olarak tanımlanmıştır (Price, 2017).

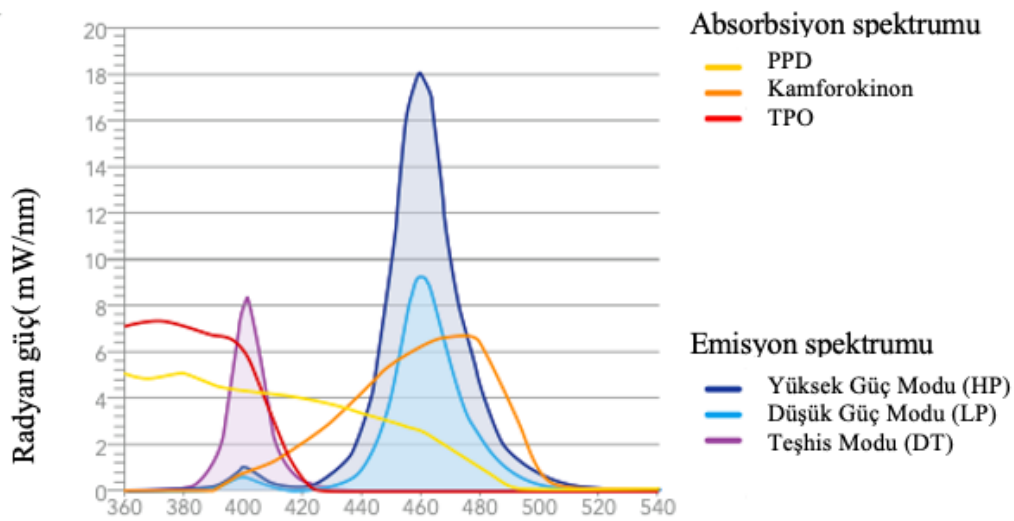
Üçüncü nesil LED ışık cihazları standart bir uçla 1000 ila yaklaşık 3000 mW/cm² arasında değişen ışık gücüne sahiptir. Boyut ve ağırlığı düşük olmasına rağmen çalışma süresi yaklaşık bir saatten fazla olan yüksek kapasiteli bir pile sahiptir (Pelissier ve diğerleri, 2011).

Günümüzde kompozit rezin materyallerde bulunan parlak sarı renkli CQ foto başlatıcı, yerini alternatif foto başlatıcılara bırakmaya başlamıştır (Rueggeberg, 2011). Bu alternatif foto başlatıcıların aktive olabilmesi için spektrumun mor (410 nm veya altında) bölgesindeki kısa dalga boylarında ışık gerekmektedir. İkinci nesil LED cihazlar 420 nm'nin altında çok az ışık yaydıkları için bu dalga boyuna uygun cihazlar değildiler (Price, 2017).



Resim 2.5. Üçüncü nesil LED ışık cihazı ve cihazda kullanılan çoklu LED unsurlar

Tez çalışmamızda kullanılan GC D-Light Pro LED ışık cihazı, çift dalga (Dual-wave) özelliğine sahiptir. Işık cihazının mavi LED unsurları 460-465 nm dalga boyuna sahip olup kamforokinonun optimal aktivasyonunu sağlar. 400-405 nm dalga boyuna sahip mor LED unsurları, Lucirin TPO (trimethylbenzoyl-diphenylphosphine oxide) veya PPD (phenylpropanedione) gibi diğer başlatıcıların verimli bir şekilde polimerize olmasını sağlamaktadır. Böylece tüm ışıkla sertleşen dental materyallerin verimli bir şekilde polimerize olması hedeflenmiştir (Şekil 2.4) (D-Light Pro from GC, 2017).



Şekil 2.4. GC D-Light Pro LED ışık cihazının farklı üç modunun emisyon spektrumu ve yaygın olarak kullanılan foto başlatıcıların absorpsiyon spektrumu (D-Light Pro from GC, 2017)

GC D-Light Pro LED ışık cihazı, iki farklı ışık yoğunluğunda kullanılabilir. Yüksek güç modu (High Power= HP), 1400 mW/cm^2 ışık şiddeti uygulamasına sahiptir. 20 saniyelik döngüler halinde çalışır ve yüksek ışık gücü sayesinde kompozit rezin restoratif materyallerin yeterli polimerizasyonunu sağlar.

Düşük güç modu (Low Power=LP), 700 mW/cm^2 ’lik azaltılmış güç çıkışına sahip 20 saniyelik döngülerle polimerizasyon sağlar. Düşük güç modu, derin kavite preparasyonlarının restorasyonunda, ışık cihazına bağlı olası ısı yükselmeleri nedeniyle oluşabilecek pulpa hasarını önlemeye yöneliktir. Bu mod, polimerizasyon sırasında açığa çıkan ısı miktarını sınırlandırır (D-Light Pro from GC, 2017).

D-Light Pro ışık cihazı ile polimerizasyon işlevlerinin yanı sıra UV’ye yakın ışık kullanımı ile Teşhis moduna (Detection = DT) sahiptir. 60 saniye devamlı ışık uygulamasına sahip bu mor ışık modu; enfekte dentin, bakteri plağı, mikrosızıntı, çatlak derinliği, kompozit restorasyon sınırları gibi çıplak gözle görülmesi zor bölgelerin tespit edilmesini sağlar (D-Light Pro from GC, 2017).

GC D-Light Pro, 95gr ağırlığında, ergonomik tasarıma sahip kablosuz tabanca ve şarj istasyonundan oluşur, 100-240 volt, 50/60 Hz çıkış gücüne sahiptir. Lityum polimer batarya $>350 \text{ mAh}$, 3.7 V güce sahip olup 75 dakikada tam şarj olur. Pili hariç otoklavlanabilen cihaz, paslanmaz çelik gövdeye sahiptir. Işık cihazı ucu 8 mm çapında ve 210 mm uzunluktadır. Işık, cihazın başlığı çevrilerek ilgili moda ayarlanabilir.

2.7. Yüksek Güçlü Işık Cihazları ve Polimerizasyon Sırasındaki Stres Gelişimi

Kompozit rezin restoratif materyallerin hızlı polimerizasyonunun hem polimer ağının mekanik özelliklerini hem de rezinin fiziksel özelliklerini olumsuz etkilediği düşünülmektedir (Burdick ve diğerleri, 2003; Feng ve diğerleri, 2009; Rueggeberg ve diğerleri, 2009). Polimerizasyonda sistem sıvı olduğu sürece fiziksel olarak deformasyonlar oluşabilir ve çok az stres oluşur. Bununla birlikte, "jel noktası"nı geçince rezin katı hale gelir ve polimerizasyon büzülmesi rezini deforme eder. Böylece hem ağ içinde hem de bağlanan ara yüzlerde gerilim meydana gelir. Sistem yüksek bir ışık gücüyle jel noktasına çok hızlı bir şekilde ulaşırsa, stres artar, bağlantılarda bozulma ve diş ile restoratif materyal arasında boşluklar oluşabilir (Tauböck ve diğerleri, 2014). Hızlı

polimerizasyonun zarar verici etkilerini azaltmak için bir dizi farklı polimerizasyon protokolleri önerilmiştir.

2.7.1. Polimerizasyon protokolleri

1.Soft start modu

Kompozit rezin restoratif materyal yüzeyine kısa süreyle düşük şiddette bir ışık uygulayıp ardından hemen cihazın tam çalışma seviyesine yükseldiği prosedüre “soft start” polimerizasyon modu denir (Kanca ve Suh, 1999). Bu tekniğin amacı, kısmen polimerize olmuş rezinin deforme olmasına izin vermek ve sertleşmiş kompozit rezin içinde gelişen stresleri hafifletmektir.

2. Pulse-delay modu

Diğer bir yöntem olan pulse-delay modunda, başlangıçta düşük seviyeli, kısa süreli bir ışık uygulanır ve ardından ışık kapatılır. Yaklaşık 3-5 dakika bekledikten sonra, tam ışık gücü seviyesinde ışık çıkışıyla son polimerizasyon sağlanır (Kanca ve Suh, 1999). Böylece materyalin reaksiyona girme hızının azalacağı ve reaksiyona girmemiş veya kısmen girmiş rezin içinde harekete izin vererek, daha sonra polimerizasyon büzülme stresinin toplam miktarını azaltacağı düşünülmüyordu (Kanca ve Suh, 1999; Ilie ve diğerleri, 2011; Tauböck ve diğerleri, 2014). Fakat bu modda polimerize olmuş rezin içinde daha düşük çapraz bağ oluşumu bildirildi (Soh ve Yap, 2004).

3. Ramped-up modu: Soft start tekniğinin bir diğer varyasyonu olan ramped-up modunda, ışık uygulaması sırasında yoğunluk kademeli olarak artırılır. Pulse-delay ve Ramped-up modları polimerizasyon büzülmesinde bir azalma sağlıyor gibi görünmektedir, ancak daha fazla zaman alan yöntemlerdir (Anusavice, 2012c). Klinik olarak, polimerizasyon büzülme oranını ve stres gelişimini kontrol etmeye yönelik bu girişimlerin hiçbirinin, devamlı ışık uygulamasına kıyasla önemli ölçüde daha iyi performans sağladığı bulunamamıştır (Rueggeberg, 2011; Dijken ve Pallesen, 2012);.

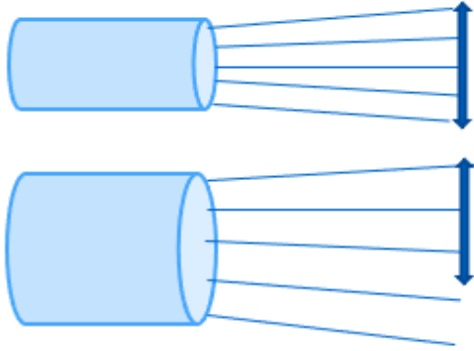
2.8. Kompozit Rezin Materyalin Polimerizasyonunu Etkileyen Faktörler

2.8.1. Polimerizasyon derinliği

Kompozit rezin materyallerde monomerin polimere dönüştürülme derecesi (dönüşüm derecesi) ve polimerizasyon derinliği; kompozit rezin materyal tarafından alınan foton sayısı ile ilişkilidir. Yetersiz ışık uygulaması, kompozit rezin materyalin yetersiz polimerizasyonuna neden olur. Polimerize olmuş ve olmamış kompozit rezin materyal sınırı polimerizasyon derinliği olarak adlandırılır. Optimum koşullar altında bu sınır, geleneksel kompozit rezin materyal için yüzeyden 1.5 ila 2 mm derinlikte iken, bulk fill kompozit rezin materyallerde 4 ila 6 mm arasındadır (Price, 2017).

Işık kaynağı bir nesnenin yüzeyinden uzaklaştıkça ışık yoğunluğu azalır. Ayrıca, kompozit rezin restoratif materyaller gibi doldurucu partiküller içeren bir ortamdan geçerken saçılarak da ışık yoğunluğu azalır. Işık penetrasyonunun derinliği, ışığın dalga boyuna, yansımasına ve restorasyon içinde meydana gelen saçılıma bağlıdır. Kompozit rezin restoratif materyal yapısındaki foto başlatıcı veya ışık absorban konsantrasyonu, uygun dalga boyunda reaksiyona girecek şekilde yeterli konsantrasyonda olmalıdır. Hem doldurucu içeriği hem de partikül boyutu, ışığın dağılması için önemlidir. Bu nedenle, küçük ve çok sayıda partikül içeren mikrofil kompozit rezin materyaller, büyük ve az cam partikül içeren mikrohibrit kompozit rezin materyallerden daha fazla ışık saçar. Bu yüzden mikrofilkompozit rezin materyallerde yeterli polimerizasyonu elde edebilmek için daha uzun ışık uygulama sürelerine ihtiyaç vardır (Sakaguchi ve diğerleri, 2018).

Bir diğer önemli husus, kullanılan kompozit rezin restoratif materyalin rengi ve opasitesidir. Birçok renk tonu kasıtlı olarak opaklaştırılır. Çünkü çürük doku uzaklaştırıldıktan sonra kalan yapının maskelenmesine ihtiyaç duyulur. Bunlar daha yüksek konsantrasyonda opaklaştırıcı ajanlara ve daha fazla ışık saçan pigmentlere sahiptir. Daha opak ve koyu renkler, ışık iletimini azaltır ve yalnızca sıg yüzeyde (1 mm) polimerizasyon olur, başka bir ifade ile polimerizasyon derinliği azalır. Bu gibi durumlarda, kompozit rezin restoratif materyalin küçük tabakalar halinde yerleştirilmesi ve uygulama süresinin uzatılması gerekmektedir (Sakaguchi ve diğerleri, 2018).



Şekil 2.5. Farklı çaplarda ışık cihazı uçları ve birim alana düşen ışık demeti

Çoğu dental ışık cihazının kaviteyi kapsayabilmesi için daha büyük uçlar üretilmiştir. Bununla birlikte, ışık demeti daha geniş bir yüzeye dağıldığından, belirli bir noktadaki yoğunluk azalır (Şekil 2.5). Daha büyük uçlar kullanıldığında 60 saniyeye kadar daha uzun bir ışık uygulama süresi tercih edilmelidir (Sakaguchi ve diğerleri, 2018).

2.8.2. Işık uygulama süresi

2 mm kalınlığındaki bir kompozit rezin restoratif materyal tabakasını polimerize etmek için; 1000 mW/cm^2 ışık gücüne sahip, 8 ila 10 mm çapında ucu olan bir ışık cihazı ile 20 sn ışık uygulama (20 J/cm^2) yeterlidir. Genel olarak 20 saniye, ışık cihazı ucunun restorasyon yüzeyine hemen bitişik olduğu varsayılarak, kompozit rezin restoratif materyalin açık rengini 2 veya 2.5 mm derinliğe kadar polimerize etmek için yeterlidir (Sakaguchi ve diğerleri, 2018). Kompozit rezin materyal matriksindeki foto başlatıcı konsantrasyonunun artırılması, inhibitör konsantrasyonunun düşürülmesi, kompozit rezin ve doldurucunun kırılma indislerinin birbirine yakın olması ve ışık gücünün artırılması bu süreyi kısaltabilir. Kullanılan ışık cihazının gücünün az olduğu ve/veya kompozit rezin restorasyon ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafenin fazla olduğu durumlarda ışık gücünün zayıflığı, uygulama süresi artırılarak telafi edilebilir (Price ve Rueggeberg, 2017).

2.8.3. Kompozit rezin restoratif materyal kalınlığı

Kompozit rezin restoratif materyalin derin kısımlarına ulaşan ışık fotonlarının sayısı, kompozit rezin materyal tabaka kalınlığı, iletilen ışığın dalga boyları, kompozit rezin ve doldurucu bileşenlerinin kırılma indisleri, kompozit rezin materyalin opaklığı, doldurucu

içeriği ve boyutu gibi birçok faktöre bağlıdır (Ruyter ve Oysaed, 1982). Kompozit rezin restoratif materyalin kalınlığı arttıkça, daha az foton alt tabakalara ulaşır, bu da dönüşüm derecesini azaltır. Kompozit rezin restoratif materyal tabaka kalınlığındaki çok küçük artışlar bile iletilen ışığın miktarı ve kompozit rezin restoratif materyalin polimerizasyonu üzerinde büyük bir etkiye sahiptir, öyle ki uygulama süresinin iki katına çıkarılması, kompozit rezin restoratif materyal tabaka kalınlığının iki katına çıkarılmasını telafi edemez (Price ve Rueggeberg, 2017).

2.8.4. Doldurucu partiküller ve ışığın dalga boyu arasındaki etkileşim

Doldurucu partikül boyutu, ışığın dalga boyuna eşit veya daha küçük olduğunda (yani 460 nm veya 0.46 μm 'den küçük) saçılma daha fazla olur. Üreticiler genellikle aynı kompozit rezin restoratif materyalin farklı tonlarında, azalan ışık penetrasyonunu telafi etmek ve uygulama süresini optimize etmek için; foto başlatıcıların, inhibitörlerin ve doldurucu partiküllerin tipini ve konsantrasyonunu ayarlarlar. Fakat buna rağmen, beyaz ve opak tonlar; sarı ve translusent tonlardan daha uzun ışık uygulama süresi gerektirebilir (Price ve Rueggeberg, 2017).

2.8.5. Rezin ve doldurucu partiküllerin kırılma indislerinin eşleşmesi

Rezin ve doldurucu partiküllerin kırılma indisleri birbirlerine yaklaştıkça, kompozit rezin restoratif materyal içerisinden ışık iletimi artar ve polimerizasyon derinliği daha fazla olur (Shortall ve diğerleri, 2008). Mükemmel bir eşleşme olursa, doldurucu partikülleri optik olarak kaybolacaktır. Bu durum translusentlik değerlerinin artması anlamına gelir. Polimerize olmamış kompozit rezin materyalin kırılma indisi genellikle doldurucunun indisinden daha düşüktür. Polimerizasyon ilerledikçe kompozit rezinin kırılma indisi artar. Sonuç olarak, hepsi olmasa da çoğu kompozit rezin restoratif materyal, polimerizasyondan sonra daha translusent hale gelir. Bu nedenle kompozit rezin restoratif materyalin renk seçimi kompozit rezin restoratif materyalin küçük bir kısmı polimerize edilerek yapılmalıdır (Price ve Rueggeberg, 2017).

2.9. Dönüşüm Derecesi

Dönüşüm derecesi (Degree of Conversion, DC), monomerlerin polimer oluşturmak üzere reaksiyona girme derecesi veya C=C çift bağlarının tek bağlara oranı olarak tanımlanabilir (Yoshida ve Greener, 1993). Dönüşüm derecesinin yüksek olması optimal fiziksel ve mekanik özelliklerin ve biyouyumluluğun elde edilmesi için temel bir materyal özelliğidir (Knežević ve diğerleri, 2001; Calheiros ve diğerleri, 2008; Ferracane, 2011). Dönüşüm derecesinin düşük olması rezinin yeteri kadar polimerize olmadığını gösterir ve zayıf fiziksel özellikler, restorasyonun bozulması, artık monomerlerin dokuya sızarak pulpaya zarar vermesi ve olumsuz biyolojik reaksiyonlara sebep olabilir (Kovarık ve Ergle, 1993).

Doldurucu partikül boyutu ve oranı, monomer tipi ve miktarı, polimerizasyon başlatıcı ajan ve konsantrasyonu, kompozit rezin restoratif materyalin rengi ve translusentliği, ışık kaynağının gücü ve ışık uygulama süresi gibi çeşitli faktörler, kompozit rezin restoratif materyalin dönüşüm derecesini etkileyebilir (Uctasli ve diğerleri, 2005; Miletic ve Santini, 2012).

Polimerizasyon reaksiyonu sırasında tüm kompozit rezin monomerlerinin polimere dönüştürülmesi ideal olacaktır. Ancak, dönüşüm hiçbir zaman tam olmaz ve geleneksel kompozitler için yaklaşık oran %50 ile %75'e ulaşır (Tarle ve diğerleri, 2006). Bulk-fill kompozit rezin restoratif materyallerde bu oran %50 ile %81 arasında değişir (Czasch ve Ilie, 2013). Polimerizasyondan sonraki 24 saatte değerler %68 ile %86 arasında değişirken, amorf kalsiyum fosfat bazlı deneysel remineralize edici kompozit rezin restoratif materyal için dönüşüm derecesi %87'ye kadar ulaşabilir (Par ve diğerleri, 2015).

2.10. Dönüşüm Derecesi Belirleme Metodları

Dönüşüm derecesi belirlemede kullanılan direkt metodlar; Kızılötesi (infrared) ve Raman spektroskopidir. Bu yöntemler pahalı, kompleks ve zaman alıcı olduklarından rutin olarak kullanılmazlar (Rueggeberg ve Craig, 1988). İndirekt metodlar ise; görsel, kazıma ve mikrosertlik testleridir. İndirekt dönüşüm derecesi belirleme metodu olan Knoop sertlik test değerleri ve direkt dönüşüm derecesi belirleme metodu olan kızılötesi spektroskopi arasında iyi bir korelasyon bulunur (DeWald ve Ferracane, 1987).

2.10.1. Kızılötesi spektroskopi (FTIR)

Kızılötesi spektroskopi; test örneğini kızılötesi ışıyla aydınlatır ve örneğe iletilen veya ondan yansıyan radyasyonu kaydetme prensibiyle çalışır. Kalan radyasyon, belirli bir dalga boyu için gelen radyasyonun ne kadarının emildiğini gösterir ve vibrasyonel kızılötesi spektrumu üretmek için kullanılır. Çağdaş kızılötesi spektrometrelerin çoğu bir interferometreye dayanır ve bir interferogramı spektruma dönüştürmek için Fourier dönüşümünü kullanır, bu nedenle Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopi (Fourier-transform infrared, FTIR) terimi kullanılır (Smith, 2011).

Dönüşüm derecesini hesaplamak için aşağıdaki titreşim bandı yoğunluğu formülü kullanılır:

$$DC = 1 - \frac{\left(\frac{I_{C=C}}{I_{Referans}} \right)_{\text{Polimerize}}}{\left(\frac{I_{C=C}}{I_{Referans}} \right)_{\text{Polimerize olmayan}}}$$

Dönüşüm derecesi formülasyonu;

$I_{C=C}$, alifatik C=C bağlarının, $I_{referans}$, referans bandının yoğunluğunu temsil etmektedir. Kesir içinde yer alan ifade polimerizasyondan sonra kalan alifatik C=C bağlarının oranını temsil ederken, bu değer eşitlikten çıkarılması tüketilen çift bağların yüzdesini verir ki bu dönüşüm derecesinin (DC) tanımıdır (Ruyter ve Svendsen, 1978).

2.10.2. Raman spektroskopisi

Raman spektroskopisi, inelastik Raman saçılmalarının moleküler titreşimlerini araştırır. Raman saçılması, bir molekülün sanal bir enerji durumuna uyarılması ve ardından orijinal durumundan daha yüksek veya daha düşük bir enerji durumuna gevşemesi ile indüklenir (Tarle ve Par, 2018).

Raman ve kızılötesi spektroskopisi birbirini tamamlayıcı tekniklerdir. Genel olarak, kızılötesi spektroskopisi polar bağlar için daha hassastır, oysa Raman spektroskopisi, apolar bağları incelemek için daha uygundur. Dönüşüm derecesi değerlendirmesi için kullanılan alifatik C=C ve aromatik C=C ile ilgili titreşim bantları hem Raman spektroskopisi hem de FTIR' da iyi saptanabilir; bu nedenle, her iki yöntem de birbirinin yerine kullanılabilir. Raman spektroskopisinde de DC hesaplaması için kızılötesi spektroskopideki aynı denklem kullanılır (Tarle ve Par, 2018).

Raman spektroskopisi, çok daha basit numune hazırlığı gerektirdiği ve ortam nemini kontrol etme ihtiyacını ortadan kaldırdığı için kızılötesi spektroskopiye göre avantajlı olabilir (Par ve diğerleri, 2015).

Raman kullanımının dezavantajlarından biri, saçılımının düşük yoğunluğu nedeniyle, kızılötesi ölçümlere kıyasla iyi bir sinyal oranı elde etmek için daha uzun toplama sürelerine ihtiyaç olması ve gerçek zamanlı dönüşüm derecesi izlemeyi önlemesidir (Par ve diğerleri, 2014). Bu nedenle Raman spektroskopisi, genellikle ışık ile sertleşmeden 24 saat sonraki dönüşüm derecesini değerlendirmek için daha uygundur (Pilo ve Cardash, 1992). Raman spektroskopisi ile ilgili diğer bir endişe lokalize sıcaklık artışıdır (Marigheto ve diğerleri, 1996).

2.10.3. Mikrosertlik testleri

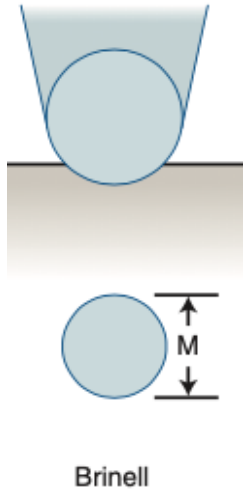
Mineral biliminde, bir maddenin göreceli sertliği, çizilmeye direnç yeteneğine dayanır. Metalurji ve diğer birçok disiplinde, en genel kabul gören kavram “çentiklenmeye (indentation) karşı direnç” kavramıdır. Modern sertlik testlerinin çoğu bu süreç temelinde tasarlanır (Anusavice, 2012a).

Sertlik testleri, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (American Dental Association, ADA) tarafından geliştirilen dental materyaller için çok sayıda spesifikasyona ve Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organisation for Standardization, ISO) tarafından belirlenen standartlara uymaktadır. Birkaç çeşit yüzey sertliği testi vardır. Çoğu sertlik testi, bir materyalin yüzeyinin, belirli bir yük altında bir elmas uç veya çelik bilye tarafından penetrasyon kabiliyetine dayanmaktadır. Dental materyallerin sertliğini

belirlemede en sık kullanılan testler Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop'tur. Test seçimi, ölçülen materyale göre belirlenmelidir (Anusavice, 2012a).

Knoop ve Vickers mikrosertlik testlerinde 9,8 N'den daha az yükler kullanır. Oluşan girintiler küçüktür ve 19 μm 'den daha az derinliklerle sınırlıdır. Bu nedenle, ince nesnelerin küçük bölgelerindeki sertliği ölçebilirler. Rockwell ve Brinell sertlik testleri, çok daha geniş alanlarda ortalama sertlik değerleri verir. Shore ve Barcol sertlik testleri, kauçuk ve plastik tipteki dental materyallerin sertliğini ölçmek için kullanılır. Bu testlerin prensibi de çentiklenmeye karşı dirence dayanmaktadır. Sertlik numarası, çentikleyicinin materyalde oluşturduğu derinliğe bağlıdır (Anusavice, 2012a).

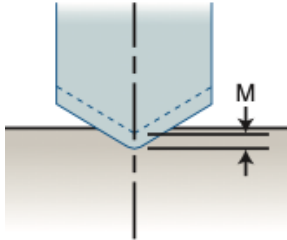
Brinell sertlik testi :Diş hekimliğinde kullanılan metallerin ve metalik malzemelerin sertliğini belirlemek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Brinell sertlik numarası, dental altın alaşımlarının orantısal limiti ve gerilme dayanımı ile ilgilidir. Brinell sertlik testi, metallerin sertliğini belirlemek için kullanılan en eski testlerden biridir, HB veya BHN olarak kısaltılan Brinell sertlik numaralarıyla tanımlanır (Anusavice, 2012a).



Şekil 2.6. Brinell sertlik testi prensibi (Anusavice, 2012a)

Bu testte, çelik bir bilye, belirli bir yük altında materyalin cilalı yüzeyine bastırılır ve oluşan çentik ne kadar küçükse, sayı o kadar büyük ve materyal o kadar sert olur (Şekil 2.6) (Anusavice, 2012a).

Rockwell sertlik testi : Bir çelik bilye veya konik bir elmas işaretleyici kullanılması bakımından Brinell testine benzemektedir. Materyale çıkan izin çapını ölçmek yerine, cihazdaki bir komparatörle penetrasyon derinliği doğrudan ölçülür (Şekil 2.7) (Anusavice, 2012a).



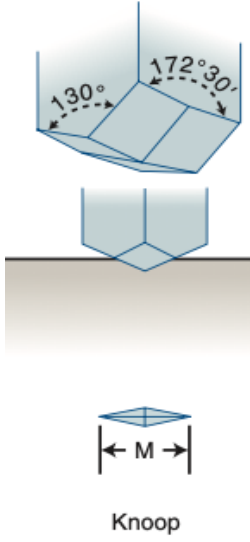
Rockwell
(Brale)

Şekil 2.7. Rockwell sertlik testi prensibi (Anusavice, 2012a)

Küçük yük (kesikli çizgi) ve büyük yük (düz çizgi) altında yüzeyde konik bir çentik oluşturulur. M; iki penetrasyon derinliği arasındaki farktır (Anusavice, 2012a).

Çeşitli malzemeleri test etmek için farklı boyutlarda çentikleycileri vardır. Rockwell sertlik numarası RHN olarak kısaltılır. İz düşümü derinliğinin doğrudan okunması kolaylığı Rockwell testinin endüstride yaygın olarak kullanılmasını sağlamıştır. Ancak Brinell ve Rockwell testleri kırılgan materyaller için uygun değildir (Anusavice, 2012a).

Knoop sertlik testi : Geometrik konfigürasyonda kesilmiş elmas uçlu bir alet kullanılır. İz düşüm ana hatlarıyla eşkenar dörtgendir ve en büyük köşegenin uzunluğu ölçülür (Şekil 2.8) (Anusavice, 2012a).



Şekil 2.8. Knoop sertlik testi prensibi (Anusavice, 2012a)

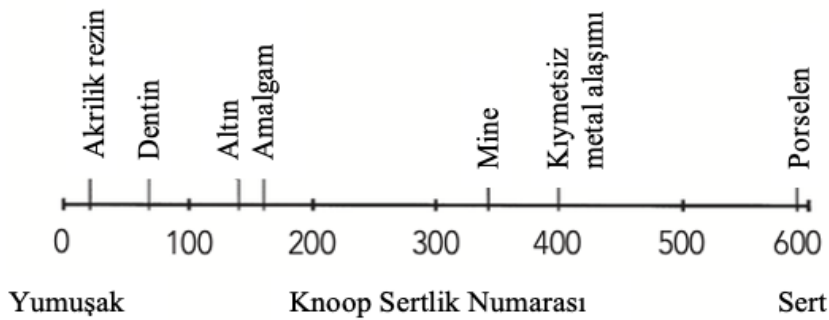
Yük, Knoop sertlik numarasını (genellikle HK veya KHN olarak kısaltılır) vermek için iz düşüm alanına bölünür.

Knoop sertlik numarası (HK) aşağıdaki formül ile hesaplanmaktadır:

$$HK = 14.229(F/D^2)$$

F uygulanan yük (kilogram-kuvvet olarak ölçülür) ve D^2 iz düşüm alanıdır (milimetre kare olarak ölçülür) (İn., Britannica, 2010).

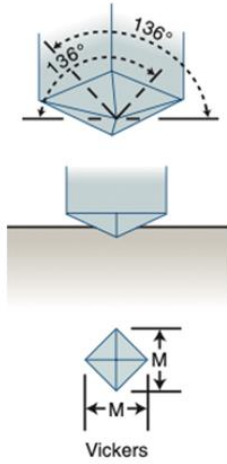
Diş minesinin sertliği altın, porselen, rezin ve diğer restoratif materyallerinkiyile karşılaştırılabilir. Ayrıca yük, 0.1 kgf'den 1 kgf'ye kadar geniş bir aralıkta değiştirilebilir, böylece hem aşırı sert hem de çok yumuşak materyaller test edilebilir (Anusavice, 2012a).



Şekil 2.9. Bazı materyallerin Knoop sertlik değerleri (O'Brien, 2008a)

Vickers sertlik testi: Vickers sertlik testi 1921 yılında Robert L. Smith ve George E. Sandland tarafından Vickers Ltd' de materyallerin sertliğini ölçmek için Brinell yöntemine alternatif olarak geliştirildi. Temel olarak, bir malzemenin standart bir kaynağın oluşturduğu plastik deformasyona direnç kabiliyetini ölçmeyi amaçlar (İn., Wikipedia).

Brinell testinde kullanılan aynı sertlik testi prensibi kullanılır. Ancak çelik bilye yerine kare tabanlı bir piramit kullanılır (Resim 2.6.) (Anusavice, 2012a) . Elmas işaretleyici karşı yüzler arasında 136° 'lik bir açığa sahip bir piramit şeklindedir ve 1gf ile 100 kgf arasında bir kuvvet uygulamaktadır (Resim 2.10). Tam yük normalde 10-15 saniye uygulanır. Yükün kaldırılmasından sonra malzemenin yüzeyinde kalan iz düşümünün iki köşegeni bir mikroskop kullanılarak ölçülür ve ortalaması hesaplanır (Ilie ve diğerleri, 2017).



Şekil 2.10. Vickers sertlik testi prensibi



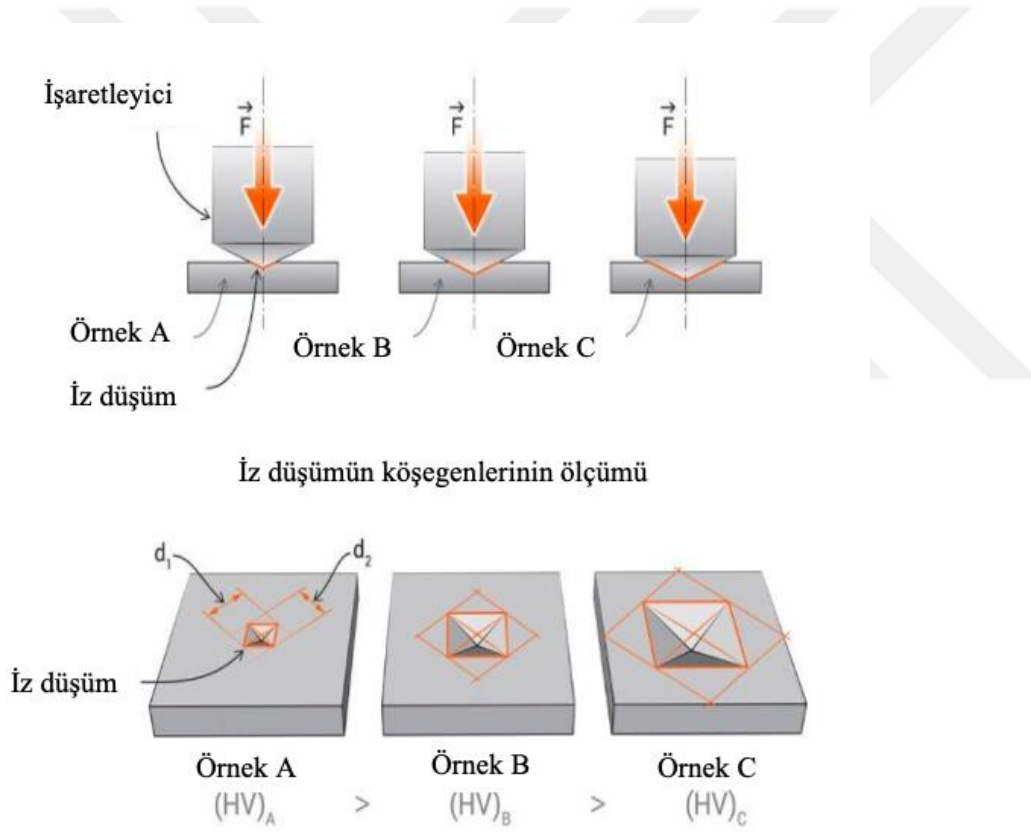
Resim 2.6. Elmas işaretleyici ucun büyütme altında görüntüsü

Materyalde oluşan iz düşüm karedir ve Vickers sertlik numarası genellikle HV veya VHN olarak kısaltılır (Anusavice, 2012b). Vickers sertlik değeri, uygulama kuvveti ve bekleme süresi ile rapor edilmelidir (İlie ve diğerleri, 2017).

Vickers sertlik değeri, yükün iz düşümü alanına bölünmesiyle elde edilmektedir.

$$HVN=1.845(F/D^2)$$

F uygulanan yüküdür (kilogram-kuvvet olarak ölçülür) ve D^2 izdüşüm alanıdır (milimetre kare olarak ölçülür) (Britannica, 2018).



Şekil 2.11. Farklı sertlikte 3 materyalin Vickers sertlik testi sonrası materyalde oluşan iz düşümler

Şekil 2.11’de Vickers mikrosertlik testi ile ölçüm yapılan 3 örnek görülmekte. Her birine eşit yük uygulanan örneklerde oluşan iz düşümler incelendiğinde, en büyük yüzey alanına sahip C örneği sertliği en düşük materyal, A örneği ise en sert materyaldir [$(HV)_A > (HV)_B > (HV)_C$] (İn., Vickers Hardness Test: What it is and how it’s measured).

Vickers testi, kırılğan malzemelerin sertliğini belirlemek için uygundur; bu nedenle, dental yapıların yanı sıra diğer döküm alaşımların sertliğini ölçmek için de kullanılır (Anusavice, 2012a). Test prosedürü gereği, köşegenlerin optik okunması üzerinde operatör etkisi kaçınılmazdır ve okuma kişiden kişiye değişebilmektedir. Ancak modern cihazlar, otomatik ölçüm yapmaktadır (Ilie ve diğerleri, 2017).

Tez çalışmamızın amacı; LED ışık cihazı ile (1400mW/cm^2), iki farklı ışık uygulama süresinde (20 sn ve 40sn), 2mm kalınlığında kompozit rezin restoratif materyale, 5 farklı uzaklıktan (0, 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm) ışık uygulandıktan 10 dakika sonra kompozit rezin restoratif test materyalinin üst ve alt yüzeylerinden ölçülen Vickers yüzey mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılmasıdır.



3. GEREÇ ve YÖNTEM

İn vitro tez çalışması, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Tez çalışmamız için Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 27.08.2020 tarih ve E.19953 evrak sayılı etik kurul onayı alındı.

Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından 'TDH-2021-6940' kodlu projesi ile desteklendi.

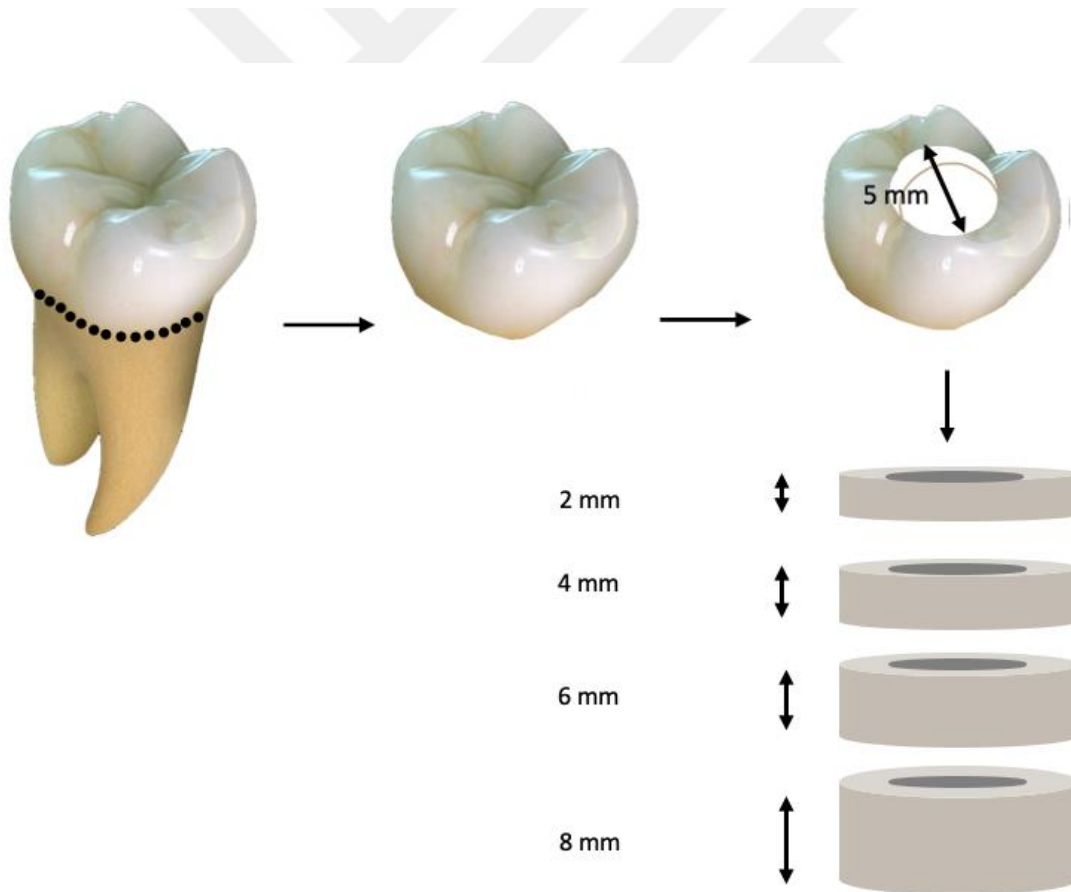
Dental dokuların optik özelliklerinin taklit edilmesi amacıyla kompozit rezin restoratif materyal yüzeyine ışık cihazının farklı uzaklıklardan uygulanması için 4 adet çekilmiş dişin kron kısımları 2 mm, 4 mm, 6 mm ve 8 mm kalınlıkta olacak şekilde aerotor ve su soğutması altında elmas frezler kullanılarak hazırlandı. Daha sonra dişlerin okluzal yüzeylerinin merkezinde 5 mm çapında daire şeklinde içi boş silindirik modeller elde edildi (Şekil 3.1) (Resim 3.3). Kompozit rezin restoratif materyal test örneklerinin mikrosertlik ölçümlerini yapmak için Ana Bilim Dalı Laboratuvarımızda bulunan Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı (İn., Shimadzu HMV-2T, Shimadzu Japonya) kullanıldı.

3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

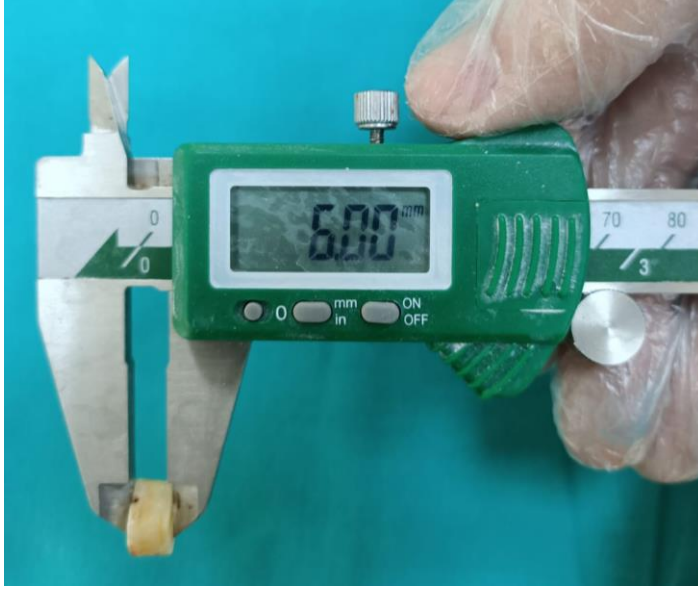
Çürük, restorasyon, çatlak veya defekt bulunmayan çekilmiş 4 adet sağlam insan molar dişi kullanıldı. Dişler üzerindeki eklentiler el aletleri ile uzaklaştırıldıktan sonra düşük turla çalışan mikromotora uygulanan fırça ve su-pomza karışımı ile temizlendi (Resim 3.1) ve kullanılıncaya kadar distile su içinde bekletildi.



Resim 3.1. Dişler üzerindeki eklentilerin pomza-su karışımı ile uzaklaştırılması

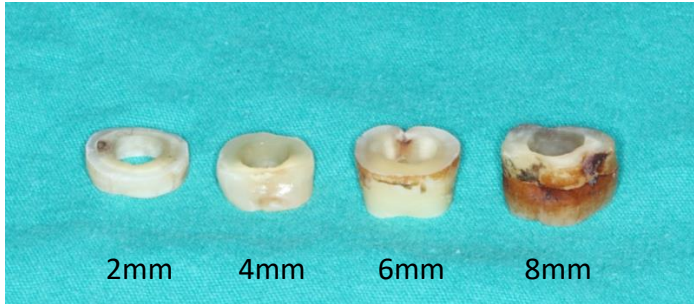


Şekil 3.1. 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm kalınlığında 5 mm çapında hazırlanan diş modellerinin hazırlanma aşaması



Resim 3.2. Silindirik modellerin dijital kumpas yardımı ile kalınlıklarının ölçülmesi

Işık cihazı ucu ile restoratif materyal arasındaki uzaklığı sağlayan doğal diş modelleri klinik uygulama işlemlerinin taklit edilmesini sağlar.



Resim 3.3. Çekilmiş dişlerden elde edilen, her birinde oklüzal yüzeyin merkezinde 5 mm çapında kavite içeren farklı kalınlıklarda modeller

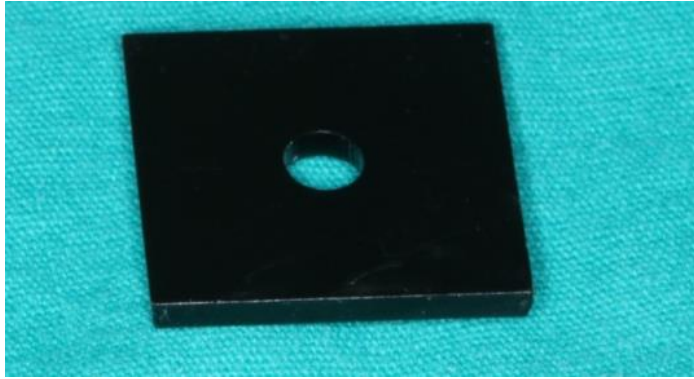
Test örneklerinin hazırlanması için ışııkla sertleşen, radyoopak, universal nanohibrit, A2 renginde, kompozit rezin restoratif materyal (Clearfil Majesty™ ES-2 Classic, Kuraray Noritake Dental Inc. / Japonya) kullanıldı (Resim 3.4) (Çizelge 3.1).



Resim 3.4. Clearfil Majesty ES-2 Classic kompozit rezin restoratif materyal

Çizelge 3.1. Clearfil Majesty ES-2 Classic kompozit rezin restoratif materyalin özellikleri

Materyal ve Üretici Firma	Tip	Organik Matriks	İnorganik Doldurucu	Doldurucu Oranı	Doldurucu Büyüklüğü
Clearfil Majesty ES-2 Classic Kuraray Noritake Dental INC./Japonya	Nanohibrit	Bis-GMA, Hidrofobik Aromatik Dimetakrilat, Hidrofobik Alifatik Dimetakrilat, dl-Kamforokinon	Silanize Baryum cam, prepolimerize doldurucu	Hacimce %66 Ağırlıkça %78	0,37 μ m-1,5 μ m

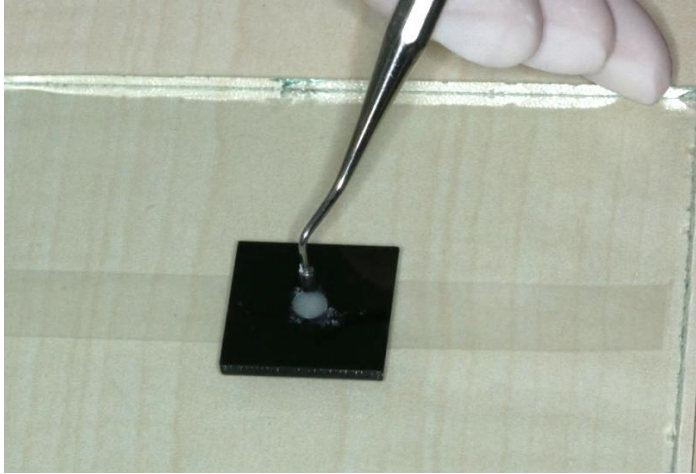


Resim 3.5. Test örneklerinin oluşturulmasında kullanılan 2 mm kalınlık ve 4 mm çapa sahip siyah teflon kalıplar

Cam lamelin üzerine şeffaf bant (S. S. White Limited, İngiltere) konulduktan sonra üzerine 2 mm kalınlık ve 4 mm çapında içi boş teflon kalıp (Resim 3.5) yerleştirildi. Teflon kalıpta bulunan silindirik boşluğa kompozit rezin restoratif materyal (Clearfil Majesty ES-2 Classic) siman fulvarı ve ağız spatülü yardımıyla yerleştirildi ve kondanse edildi (Resim 3.6) (Resim 3.7).

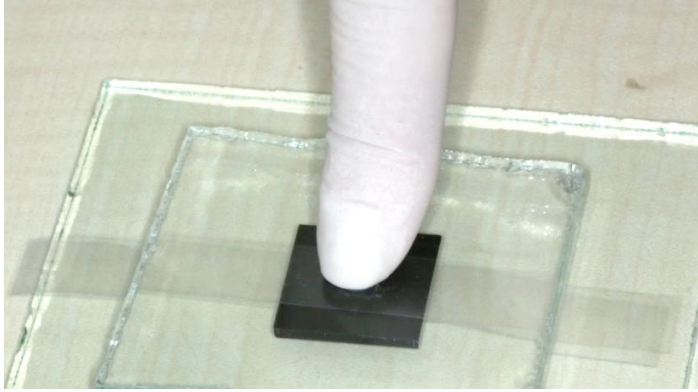


Resim 3.6. Kompozit rezin materyalin teflon kalıba yerleştirilmesi



Resim 3.7. Kalıp içinde hava kabarcığı oluşumunun önlenmesi için kompozit rezin restoratif materyalin fulvar yardımıyla kondanase edilmesi

Teflon kalıbın üst yüzeyine tekrar şeffaf bant ve üzerine cam lamel yerleştirildi. Test örneklerinin üst ve alt yüzeylerinin düzgün şekillenmesi için 15 saniye süre ile parmak basıncı uygulandı (Resim 3.8).



Resim 3.8. Kompozit rezin test örnekleri üzerine şeffaf bant ve cam yerleştirilerek şekillendirme

Test örneklerinin polimerizasyonu sırasında GC D-Light Pro LED ışık cihazı kullanıldı (Resim 3.9).



Resim 3.9. GC D-Light Pro LED ışık cihazı

Çizelge 3.2. GC D-Light Pro LED ışık cihazının özellikleri

Cihaz ve Üretici Firma	Işık Yoğunluğu (mW/cm ²)	Dalga Boyu
GC D-Light Pro LED Işık Cihazı	High Power 1400 (mW/cm ²)	400-480 nm
GC Europa N.V. / Belçika	Low Power 700 (mW/cm ²)	

Işık cihazının bataryasının kullanım öncesinde tam olmasına dikkat edildi (Resim 3.10).

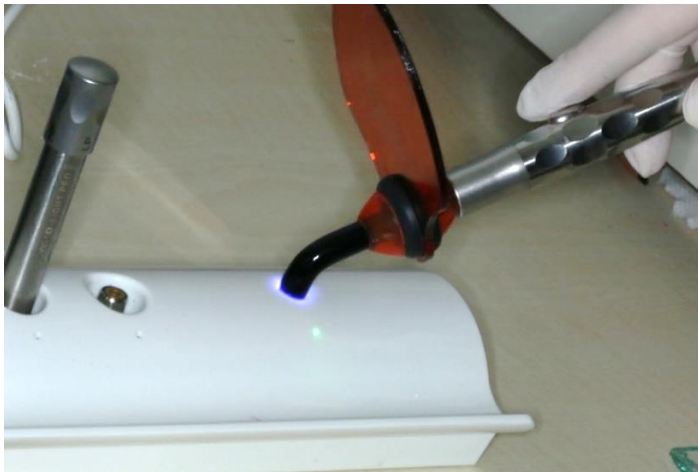


Resim 3.10. İki bataryaya sahip olan GC D-Light Pro LED ışık cihazının şarj ünitesi

Bataryanın karşısındaki yeşil ışık göstergesi pilin tam şarj olduğunu göstermektedir.

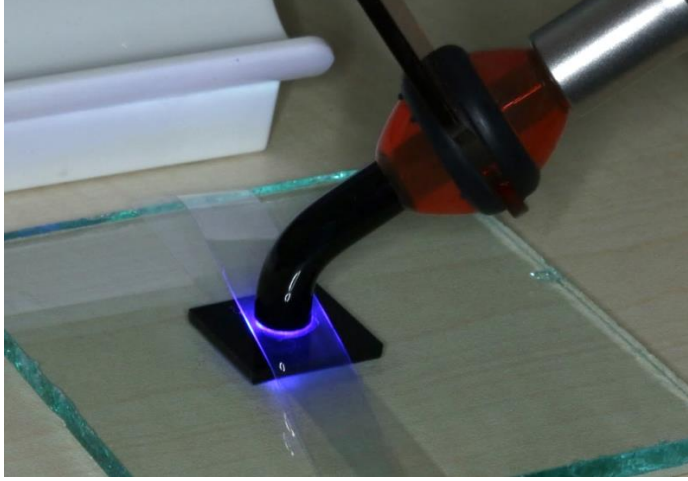
Işık gücü, ışık cihazının şarj ünitesi üzerindeki radyometreye konumlandırılıp Yüksek Güç (HP) modunda çalıştırılarak her test örneğinin polimerizasyonu öncesinde kontrol edildi (Resim 3.11).

Yeşil ışık yeterli güç çıkışını, kırmızı ışık yetersiz güç çıkışını ifade eder.



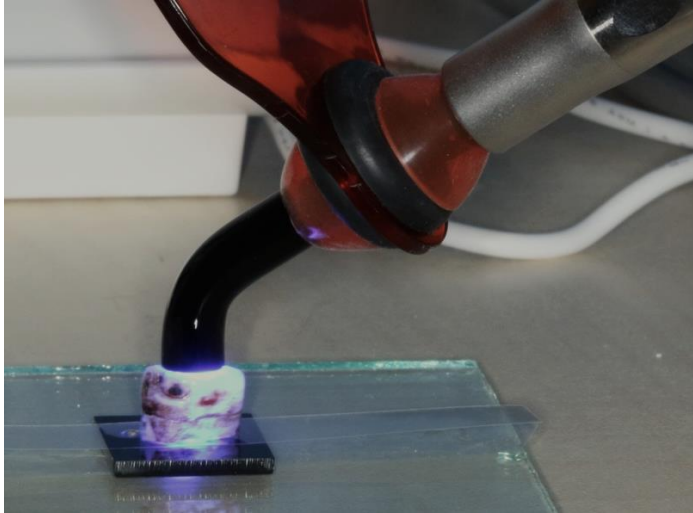
Resim 3.11. HP moduna alınan ışık cihazının şarj ünitesinde yer alan radyometre ile gücünün ölçülmesi

GC D-Light Pro LED ışık cihazı HP moduna alınarak, cihaz ucu şeffaf bant ile temas edecek şekilde 0 mm mesafeden, dik şekilde yönlendirildi. a grubu örneklere 20 sn, b grubu örneklere 40 sn süre ile ışık uygulandı (Resim 3.12).

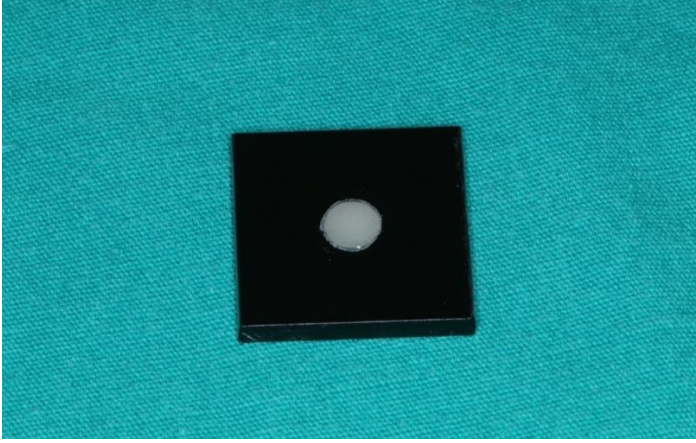


Resim 3.12. 0 mm mesafeden HP modunda ışık uygulanması

Kompozit rezin restoratif materyalin üst yüzeyine 2 mm, 4 mm, 6 mm ve 8 mm kalınlıklarda oluşturulan diş modelleri şeffaf bant üzerine yerleştirildi ve a grubu örneklere 20 sn, b grubu örneklere 40 sn süre ile ışık uygulandı (Resim 3.13).



Resim 3.13. 8 mm kalınlıkta hazırlanan silindirik model üzerinden ışık uygulanması



Resim 3.14. Işık uygulaması sonrası oluşturulan test örneği

Test örneklerinin yüzey mikrosertlik ölçümleri, Vickers sertlik ölçüm cihazıyla (Shimadzu HMV-2T, Shimadzu / Japonya) gerçekleştirildi (Resim 3.15).



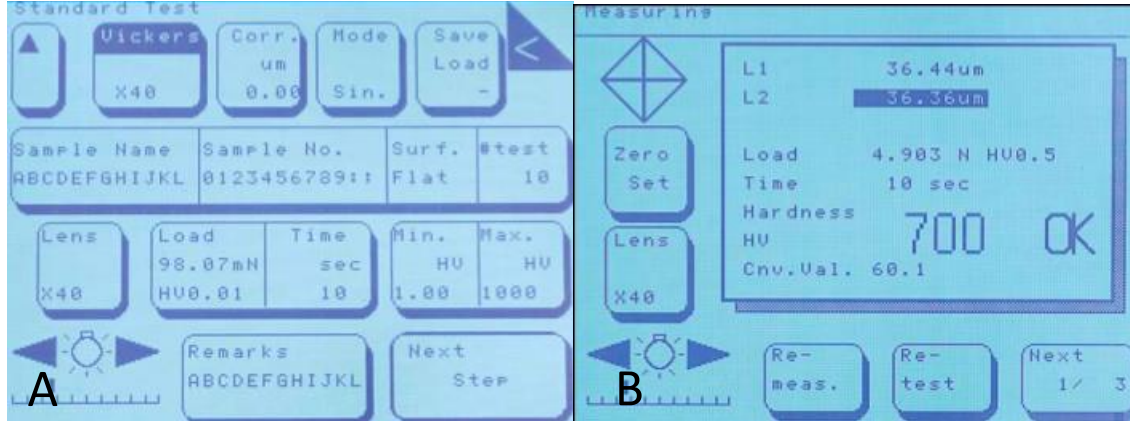
Resim 3.15. Vickers sertlik ölçüm cihazı

Test örnekleri ışık uygulanmasından 10 dk sonra test örnekleri sertlik cihazına yerleştirildi (Resim 3.16).



Resim 3.16. Vickers sertlik ölçüm cihazıyla oluşturulan iz düşümün x40 büyütmede incelenmesi

Cihazın minimum diyagonal uzunluk ölçüm birimi $0,01 \mu\text{m}$ 'dir (objektif lens x40 büyütme). Bu durum, yüksek doğrulukta ölçüm yapılmasına olanak tanır. LCD dokunmatik panel ile test koşulu ayarları ve sonuçların görüntülenmesi sağlanır (İn., Shimadzu HMV-2 Brochure).



Resim 3.17. Shimadzu HMV-2T mikrosertlik ölçüm cihazının ekran görüntüleri A; Test koşulları ayar ekranı, B; Test sonucu ekranı

Maksimum 19.61 N, minimum 98.07 mN aralığında 9 farklı ağırlıkta yük uygulayabilen cihazın, yükleme süreleri ise 5 - 999 sn arasında değişir. x10 ve x40 büyütme olmak üzere 2 adet oküler büyütme modunda kullanılabilir (İn., Shimadzu HMV-2 Brochure).

3.2. Deney Grupları

Her test grubunda çalışma örnek sayısı G* Power 3.1 (Erdfelder, Faul ve Buchner, 1996) analiz sonucuna göre 10 olarak hesaplandı (n=10). Çalışmamızda ışık uygulama uzaklığına göre 5 ana grup ve ışık uygulama sürelerine göre 2'şer alt grup olacak şekilde toplam 10 grup bulunur. Her grupta 10 adet test örneği olmak üzere, toplamda N=100 adet örnek test edildi. Ayrıca her test örneğinin biri merkez diğerleri merkezden uzak 2 nokta olmak üzere üst ve alt yüzeylerinden 3 kez mikrosertlik ölçümleri gerçekleştirildi.

1. grup (0 mm, kontrol grubu)

- a. 0 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
- b. 0 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)

2. grup (2 mm)

- a. 2 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
- b. 2 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)

3. grup (4 mm)

- a. 4mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
- b. 4mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)

4. grup (6 mm)

- a. 6 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
- b. 6 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)

5. grup (8 mm)

- a. 8 mm mesafeden 20 sn ışık uygulama (n=10)
- b. 8 mm mesafeden 40 sn ışık uygulama (n=10)

3.3. Vickers Yüzey Sertlik Ölçümlerinin Uygulanması

Hazırlanan test örneklerinin üst ve alt yüzeylerinden ayrı ayrı 3 kez ölçüm, Vickers mikrosertlik cihazıyla (HMV- 2T, Shimadzu, Japonya) yapıldı. Test örneklerine, mikrosertlik ölçüm cihazı ile 50 gr (490,3 mN) yük, 15 saniye süre ile uygulandı ve oluşan izdüşüm köşeleri x40 büyütmede ölçülerek Vickers Sertlik Numarası elde edildi. Ölçümler biri merkez diğer ikisi birbirinden uzak iki nokta olmak üzere 3 noktadan yapıldı.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmada SPSS 21.0 programı kullanıldı ve %95 güven aralığında çalışıldı. Değerlendirmelerde Kruskal Wallis, Mann Whitney ve Wilcoxon testleri kullanıldı. Işık uygulama süresi değişkeninde ışık cihazına olan uzaklıklar arasındaki farkın incelenmesi Kruskal Wallis testi ile analiz edildi. Işık cihazına olan uzaklık ayrımında ışık uygulama süreleri arasındaki farkın incelenmesi Mann Whitney testi ile analiz edildi. Işık uygulama süreleri ayrımında ışık cihazına olan uzaklıkları için üst-alt arasındaki farkın incelenmesi ise Wilcoxon testi ile analiz edildi.

4.BULGULAR

Işık cihazının ucuna 0, 2, 4, 6 ve 8 mm uzaklıktaki mesafelerden 20 sn ışık uygulaması sonucu test örneklerinin üst ve alt yüzeylerinden elde edilen yüzey mikrosertlik değerleri çizelgede verildi.

Çizelge 4.1. 20 sn ışık uygulama sonrası test örneklerinin üst ve alt yüzey sertlik değerleri

0 mm 20 sn Işık Uygulama	Üst	Alt	2 mm 20 sn Işık Uygulama	Üst	Alt
1a1	52,4	31,23	2a1	51,63	37,03
1a2	55,66	34,86	2a2	56,16	32,83
1a3	54,23	32,6	2a3	50,7	33,8
1a4	55,23	32,35	2a4	53,43	32,8
1a5	54,5	35,1	2a5	53,1	33,26
1a6	55,6	31,54	2a6	55,23	32,16
1a7	53,9	30,66	2a7	50,53	30,56
1a8	55,06	34,13	2a8	53,73	30,1
1a9	52,66	33,83	2a9	52,3	32,23
1a10	53,23	34,6	2a10	50,43	31,23
4 mm 20 sn Işık Uygulama	Üst	Alt	6 mm 20 sn Işık Uygulama	Üst	Alt
3a1	52,46	25,96	4a1	48,2	25,2
3a2	49,83	28,03	4a2	49,73	28,66
3a3	49,4	26,26	4a3	48,63	26,73
3a4	44,23	29,06	4a4	46,5	27,56
3a5	47,36	27,1	4a5	49,4	29,73
3a6	48,86	27,76	4a6	49,2	27,63
3a7	52,26	28,76	4a7	45,46	25,56
3a8	52,13	25,5	4a8	50,06	24,3
3a9	48,6	26,83	4a9	49	26,93
3a10	45,83	26,76	4a10	48,3	26,94
4 mm 20 sn Işık Uygulama	Üst	Alt			
5a1	46,23	24,16			
5a2	43,8	24,3			
5a3	50,33	25,9			
5a4	43,76	24,23			
5a5	42,63	25,96			
5a6	48,1	28,8			
5a7	47,33	27,73			
5a8	47,16	25,23			
5a9	42,93	23,16			
5a10	45,93	25,43			

Işık cihazının ucuna 0 ve 2 mm uzaklıkta 20 saniye ışık uygulanan test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerleri incelendiğinde, test örneklerinin ortalaması, 4 mm, 6 mm ve 8 mm uzaklıkta olanlara göre anlamlı şekilde daha yüksek tespit edildi ($p<0,05$).

Çizelge 4.2. 20 sn ışık uygulama süresi ve ışık cihazına farklı uzaklıktaki test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerlerinin istatistiksel incelenmesi

Işık Uygulama Süresi	Işık Cihazına Olan Uzaklık	Üst			Kruskal Wallis Testi		İkili Karşılaştırmalar
		X	ss	Median	χ^2	P değeri	
20 sn	0 mm	54,25	1,18	54,37	36,510	0,000*	0-4 mm
	2 mm	52,72	1,98	52,70			0-6 mm
	4 mm	49,10	2,77	49,13			0-8 mm
	6 mm	48,45	1,45	48,82			2-4 mm
	8 mm	45,82	2,51	46,08			2-6 mm
							2-8 mm

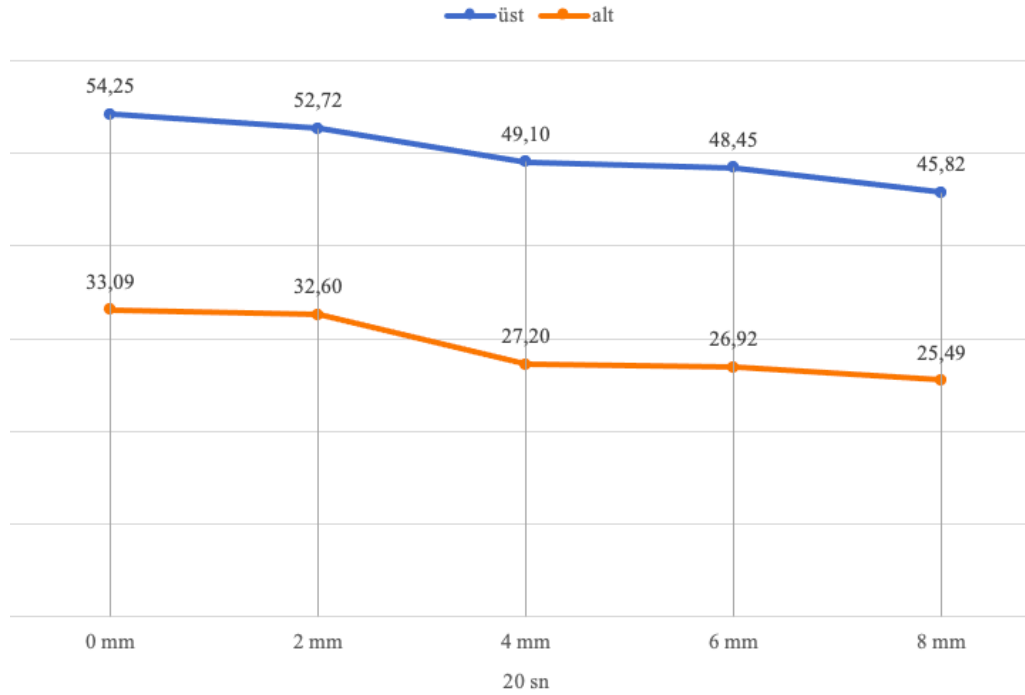
20 saniye ışık uygulanan test örneklerinin alt yüzey mikrosertlik değerleri incelendiğinde, ışık cihazına olan uzaklıklar arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$). Sonuçlar değerlendirildiğinde uzaklığı 0 ve 2 mm olanların ortalaması, 4 mm, 6 mm ve 8 mm uzaklıktan ışık uygulamalarına göre anlamlı şekilde daha yüksek tespit edildi.

Çizelge 4.3. 20 sn ışık uygulama süresi ve ışık cihazına farklı uzaklıktaki test örneklerinin alt yüzey mikrosertlik değerlerinin istatistiksel incelenmesi

Işık Uygulama Süresi	Işık Cihazına Olan Uzaklık	Alt			Kruskal Wallis Testi		İkili Karşılaştırmalar
		X	ss	Median	χ^2	P değeri	
20 sn	0 mm	33,09	1,62	33,22	37,696	0,000*	0-4 mm
	2 mm	32,60	1,95	32,52			0-6 mm
	4 mm	27,20	1,18	26,97			0-8 mm
	6 mm	26,92	1,62	26,94			2-4 mm
	8 mm	25,49	1,72	25,33			2-6 mm
							2-8 mm

20 saniye ışık uygulanan test örneklerinden elde edilen tüm farklı mesafelerde üst-alt yüzey mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$). Üst

yüzey mikrosertlik ortalama değeri alt yüzey mikrosertlik ortalama değerinden ölçüm yapılan her mesafede daha yüksek tespit edildi.



Şekil 4.1. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 sn ışık uygulaması sonrası test gruplarından elde edilen üst ve alt mikrosertlik değerlerinin grafik sunumu

Işık cihazının ucuna 0, 2 mm, 4 mm, 6 mm ve 8 mm uzaklıktaki mesafelerden 40 sn ışık uygulama sonucu test örneklerinin üst ve alt yüzeylerinden elde edilen yüzey mikrosertlik değerleri çizelgede verildi.

Çizelge 4.4. 40 sn ışık uygulama sonrası test örneklerinin üst ve alt yüzey sertlik değerleri

0 mm 40 sn Işık Uygulama	Üst	Alt	2 mm 40 sn Işık Uygulama	Üst	Alt
1b1	58,46	38,86	2b1	60,16	38,3
1b2	56,63	45,13	2b2	54,86	34,86
1b3	54,7	39,43	2b3	58,6	37,36
1b4	59,23	43,33	2b4	57,13	37,96
1b5	57,4	46,76	2b5	57,23	37,3
1b6	58,76	38,5	2b6	56,33	32,26
1b7	58,46	35,56	2b7	54,96	39,33
1b8	54,56	33,73	2b8	56,83	38,76
1b9	59,33	37,43	2b9	52,36	33,93
1b10	53,9	38,33	2b10	54,5	32,36
4 mm 40 sn Işık Uygulama	Üst	Alt	6 mm 40 sn Işık Uygulama	Üst	Alt
3b1	54,56	33,76	4b1	42,23	28,53
3b2	55,4	39,33	4b2	41,16	30,16
3b3	54,93	36,06	4b3	41,66	35,33
3b4	57,53	38,66	4b4	49,1	28,83
3b5	56,93	33,66	4b5	48,9	30,1
3b6	57,33	34,66	4b6	49,46	31,96
3b7	55,76	35,76	4b7	45,96	30,9
3b8	55,16	37,16	4b8	50,46	33,8
3b9	56,8	35,2	4b9	49,4	32,53
3b10	55,33	35,36	4b10	51,03	28,8
4 mm 40 sn Işık Uygulama	Üst	Alt			
5b1	47,76	26,8			
5b2	46,36	31,3			
5b3	45,9	29,43			
5b4	45,8	28,23			
5b5	47,4	29,93			
5b6	45,8	27,93			
5b7	47,86	31,36			
5b8	42,66	23,06			
5b9	48,33	25,1			
5b10	44,26	25,83			

Işık cihazının ucuna 0, 2 mm ve 4 mm uzaklıkta 40 saniye ışık uygulanan test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerleri incelendiğinde, 6 mm ve 8 mm uzaklıkta olan örneklere göre anlamlı şekilde daha yüksek tespit edildi ($p < 0,05$).

Çizelge 4.5. 40 sn ışık uygulama süresi ve ışık cihazına farklı uzaklıktaki test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerlerinin istatistiksel incelenmesi

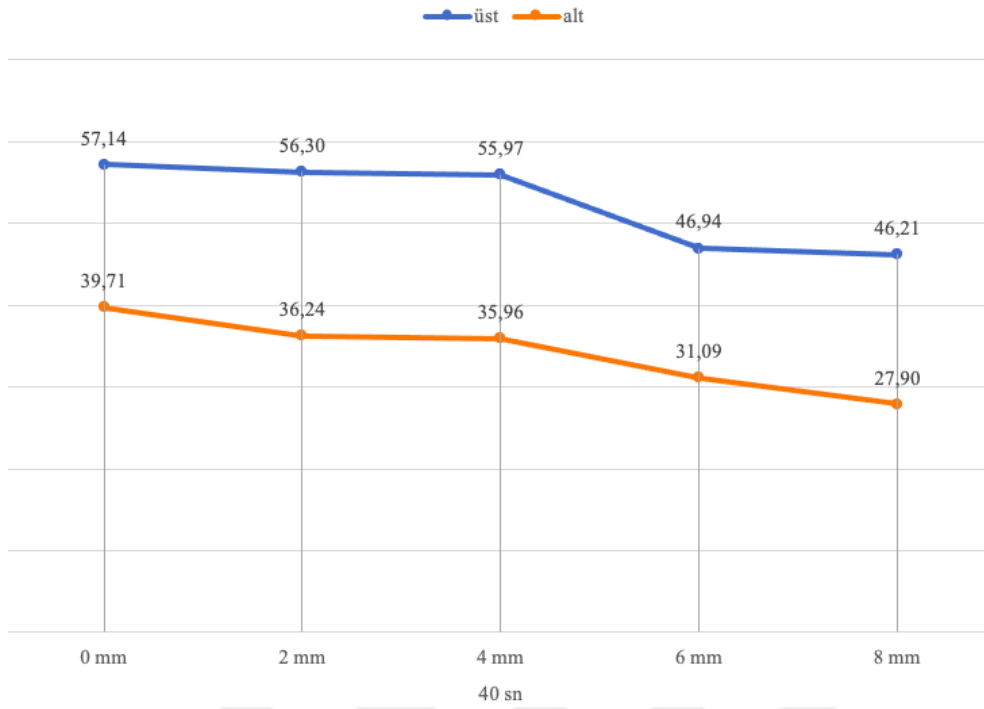
Işık Uygulama Süresi	Işık Cihazına Olan Uzaklık	Üst			Kruskal Wallis Testi		İkili Karşılaştırm a
		X	ss	Median	χ^2	P değeri	
40 sn	0 mm	57,14	2,07	57,93	36,066	0,000*	0-4 mm
	2 mm	56,30	2,23	56,58			0-6 mm
							0-8 mm
	4 mm	55,97	1,07	55,58			2-4 mm
	6 mm	46,94	3,87	49,00			2-6 mm
	8 mm	46,21	1,76	46,13			2-8 mm

40 saniye ışık uygulanan test örneklerinin alt yüzey mikrosertlik değerleri incelendiğinde, ışık cihazına olan uzaklıklar arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$). Sonuçlar değerlendirildiğinde uzaklığı 0, 2 mm ve 4 mm olan örneklerin ortalaması, uzaklığı 6 mm ve 8 mm olan örneklerle göre anlamlı şekilde daha yüksek tespit edildi.

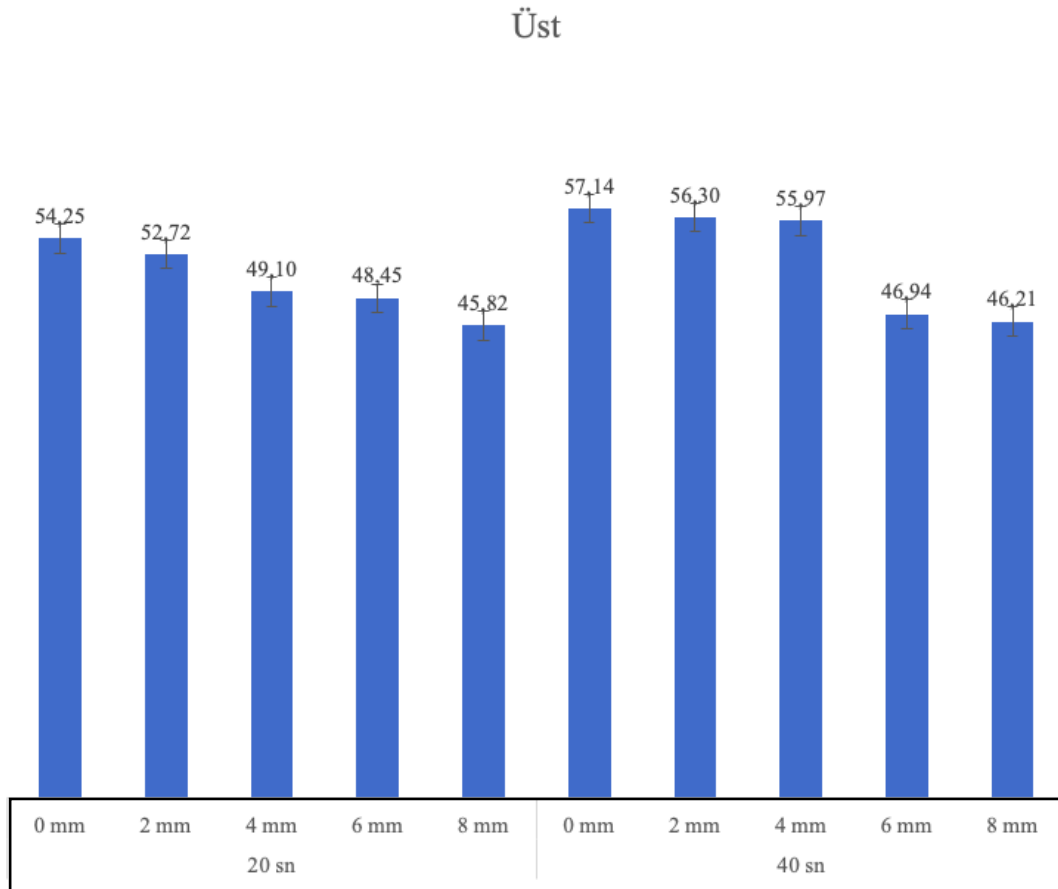
Çizelge 4.6. 40 sn ışık uygulama süresi ve ışık cihazına farklı uzaklıktaki test örneklerinin alt yüzey mikrosertlik değerlerinin istatistiksel incelenmesi

Işık Uygulama Süresi	Işık Cihazına Olan Uzaklık	Alt			Kruskal Wallis Testi		İkili Karşılaştırm a
		X	ss	Median	χ^2	P değeri	
40 sn	0 mm	39,71	4,14	38,68	35,651	0,000*	0-4 mm
	2 mm	36,24	2,66	37,33			0-6 mm
							0-8 mm
	4 mm	35,96	1,91	35,56			2-4 mm
	6 mm	31,09	2,28	30,53			2-6 mm
	8 mm	27,90	2,73	28,08			2-8 mm

40 saniye ışık uygulanan test örneklerinden elde edilen tüm farklı mesafelerde üst-alt yüzey mikrosertlik değerleri arasında istatistiksel anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$). Üst yüzey mikrosertlik ortalama değerleri, alt yüzey mikrosertlik ortalama değerlerinden ölçüm yapılan her mesafede daha yüksek tespit edildi.



Şekil 4.2. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 40 sn ışık uygulaması sonrası test gruplarından elde edilen üst ve alt mikrosertlik değerlerinin grafik sunumu

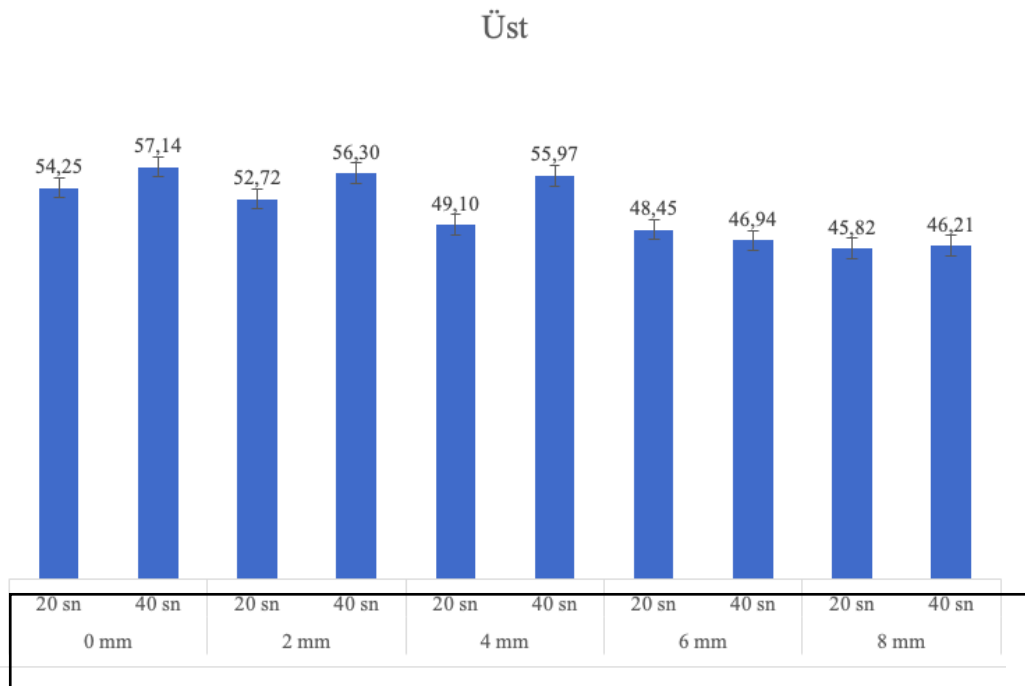


Şekil 4.3. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 sn ve 40 sn ışık uygulama sonrası üst yüzey mikrosertlik değerleri

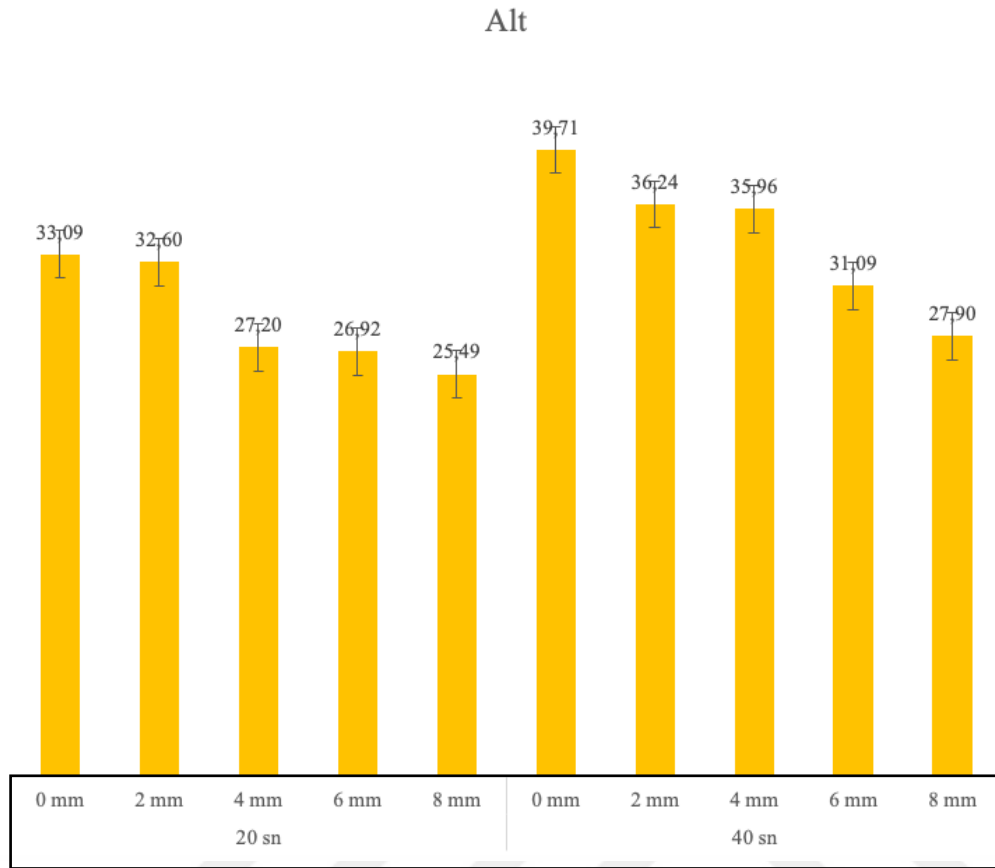
Çizelge 4.7. Işık cihazına farklı uzaklık ayarımında ışık uygulama süreleri arasındaki farkın üst yüzeylerde incelenmesi

Işık cihazına Olan Uzaklık	Işık Uygulanma Süresi	Üst			Mann Whitney Testi	
		X	ss	Median	Z	p
0 mm	20 sn	54,25	1,18	54,37	-2,686	0,007*
	40 sn	57,14	2,07	57,93		
2 mm	20 sn	52,72	1,98	52,70	-2,948	0,003*
	40 sn	56,30	2,23	56,58		
4 mm	20 sn	49,10	2,77	49,13	-3,780	0,000*
	40 sn	55,97	1,07	55,58		
6 mm	20 sn	48,45	1,45	48,82	-0,189	0,850*
	40 sn	46,94	3,87	49,00		
8 mm	20 sn	45,82	2,51	46,08	-0,454	0,650*
	40 sn	46,21	1,76	46,13		
*p>0,05: Anlamlı fark bulunmamaktadır.						

Işık cihazı ucuna 0, 2 mm ve 4 mm uzaklıkta 20 sn ve 40 sn ışık uygulanan test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerlerinde ışık uygulama süreleri arasında anlamlı farklılıklar saptandı ($p<0,05$). Sonuçlar incelendiğinde, 40 sn ışık uygulanan örneklerin ortalaması anlamlı şekilde daha yüksek tespit edildi. 6 mm ve 8 mm uzaklıklarda üst yüzey mikrosertlik değerlerinde, 20 sn ve 40 sn ışık uygulama arasında fark gözlenmedi ($p>0,05$).



Şekil 4.4. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 sn ve 40 sn ışık uygulama sonrası üst yüzey mikrosertlik değerlerinin mesafelere göre karşılaştırılması



Şekil 4.5. Farklı uzaklıklardan test örneklerine 20 sn ve 40 sn ışık uygulama sonrası alt yüzey mikrosertlik değerleri

Çizelge 4.8. Işık cihazına farklı uzaklık ayarımında ışık uygulama süreleri arasındaki farkın alt yüzeylerde incelenmesi

Işık cihazına Olan Uzaklık	Işık Uygulanma Süresi	Alt			Mann Whitney Testi	
		X	ss	Median	Z	p
0 mm	20 sn	33,09	1,62	33,22	-3,402	0,001*
	40 sn	39,71	4,14	38,68		
2 mm	20 sn	32,60	1,95	32,52	-2,873	0,004*
	40 sn	36,24	2,66	37,33		
4 mm	20 sn	27,20	1,18	26,97	-3,780	0,000*
	40 sn	35,96	1,91	35,56		
6 mm	20 sn	26,92	1,62	26,94	-3,477	0,001*
	40 sn	31,09	2,28	30,53		
8 mm	20 sn	25,49	1,72	25,33	-1,965	0,049*
	40 sn	27,90	2,73	28,08		
*p>0,05: Anlamlı fark bulunmaktadır.						

Işık cihaz ucuna 0, 2 mm, 4 mm, 6 mm ve 8 mm uzaklıkta 20 sn ve 40 sn ışık uygulanan test örneklerinin alt yüzey mikrosertlik değerlerinde ışık uygulama süreleri arasında

20 saniye ve 40 sn ışık uygulanan gruplarda, ölçüm yapılan tüm uzaklıklarda üst ve alt yüzeyler arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0,05$). Sonuçlar incelendiğinde üst yüzey mikrosertlik değerleri daha yüksek tespit edildi.

Tüm deney grupları için alt yüzey/üst yüzey mikrosertlik değerleri arasındaki oran, üreticinin tavsiye ettiği polimerizasyon süresinden iki kat fazla olmasına rağmen ideal kabul edilen değerden (0,8 veya daha büyük) daha düşük tespit edildi.

Çizelge 4.10. Alt yüzey / Üst yüzey sertlik oranları

Işık uygulama süresi (sn)		Uzaklık (mm)
20	40	
0,61	0,69	0
0,62	0,64	2
0,55	0,64	4
0,55	0,66	6
0,56	0,60	8

Tez çalışmamızın sonucunda elde edilen bulgulara göre ışık uygulama süresi ve uzaklık faktörleri yüzey mikrosertlik değerlerinde değişikliğe sebep oldu. Her koşulda test örneklerinin üst yüzey mikrosertlik değerleri alt yüzey mikrosertlik değerlerinden daha yüksek saptandı.

5. TARTIŞMA

Işık ile aktive olan kompozit rezin restoratif materyallerin geliştirilmesi diş hekimliği uygulamalarında devrim yarattı. Kompozit rezin materyallerin ilk geliştirildikleri tarihten günümüze kadar klinik davranışlarının iyileştirilmesi için çalışmalar yapıldı. Uzun süreli klinik başarının bir faktörü de ışık ile polimerize olan kompozit rezin restoratif materyallerde maksimum polimerizasyonun sağlanmasıdır. Yeterli polimerizasyon sağlanması için uygun dalga boyu aralığında yeterli yoğunlukta ve yeterli sürede ışık uygulanmalıdır (Rueggeberg ve diğerleri, 1994).

Optimum mekanik ve fiziksel özelliklerin elde edebilmesi için yeterli polimerizasyon şarttır. Kompozit rezin restorasyonların derin kısımlarında olası eksik polimerizasyon, restorasyonda kütsel ve/veya marjinal kırılma riskini artırır. Yetersiz polimerizasyonun diğer komplikasyonları arasında sekonder çürük oluşumu ve doku reaksiyonları da yer alır (Shortall ve diğerleri, 1995).

Polimerizasyon derinliği; kompozit rezin restoratif materyalin üst yüzeyinden itibaren yeterli polimerizasyonun gözlemlendiği en derin nokta olarak ifade edilebilir (Garoushi ve diğerleri, 2013). Polimerizasyon derinliği başka bir deyişle polimerizasyon dönüşüm derecesinin yüksek olması materyalin optimal fiziksel ve mekanik özelliklerinin ve biyoyumluluğunun elde edilmesi için gereklidir. Kompozit rezin materyalin polimerizasyonu sertlik, dayanıklılık, elastisite modülü, su emilimi, çözünürlük, renk stabilitesi, mikro sızıntı, boyutsal kararlılık, sekonder çürük ve olası pulpa reaksiyonları gibi özelliklerini güçlü bir şekilde etkiler (Knežević ve diğerleri, 2001; Calheiros ve diğerleri, 2008; Ferracane, 2011).

Polimerizasyon reaksiyonu sırasında, tüm rezin monomerlerin polimerlere dönüşmesi beklenir ancak bu durum hiçbir zaman gerçekleşmez. Işık ile aktive olan kompozit rezin restoratif materyaller belirli bir derinliğe kadar polimerize olur. Dönüşümün geleneksel kompozit rezin restoratif materyaller için yaklaşık %50-75 olduğu rapor edilir (Tarle ve diğerleri, 2006).

Kompozit rezin restoratif materyalin polimerizasyon derinliği; materyalin doldurucu tipi, rengi, tabaka kalınlığı, kullanılan ışık cihazı, ışık uygulama süresi, kavite büyüklüğü ve konumu, restoratif materyal yüzeyi ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe, ışığın bir substrat (örneğin mine, dentin, seramik) içinden geçmesi gibi birçok faktörden etkilenir (AlQahtani ve diğeri, 2013; Chang ve Kim, 2014).

Çalışmamızda, LED ışık cihazı ucunun restoratif materyal yüzeyine uzaklığı ve iki farklı ışık uygulama süresinde kompozit rezin restoratif materyalin polimerizasyonu üzerindeki etkisi mikrosertlik ölçümü ile araştırıldı. Kompozit rezin restoratif materyal, rengi ve tabaka kalınlığı ile kullanılan ışık cihazı faktörleri sabit tutuldu, ışık cihazı ucu ile kompozit rezin restoratif materyal mesafesi ve ışık uygulama süresi değişkeninde polimerizasyon derinliği indirekt ölçüm tekniği; başka bir deyişle, yüzey mikrosertlik ölçüm tekniği ile incelendi.

Çalışmamızda diğeri çalışmalardan farklı olarak ele alınan konu; klinik uygulama işleminin taklit edebilmesi amacıyla, çekilmiş dişlerden 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm gibi farklı kalınlıklarda hazırlanan kalıpların, restorasyon ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe ölçümünde kullanılması ile ışığın kompozit rezine ulaşırken izlediği yolda mine ve dentin gibi dental dokulara temas etmesi sonucu karşılaştığı saçılma, yansıma, soğurma gibi optik olayların, materyalin polimerizasyonu üzerindeki etkilerinin incelenmesidir.

Işık cihazının restorasyona olan uzaklığını, doğal dişler yoluyla elde ettiğimizde, ışık dental dokuların yüzeyine gelir, daha sonra dentin içinde saçılmaya uğrayarak kompozit rezin restoratif materyale ulaşır ve polimerizasyona katkıda bulunabilir. Dentinin ışık iletimi kompozit rezin restoratif materyallerden daha düşük olmasına rağmen saçılma daha fazladır. Bu durum kompozit rezin restoratif materyale direkt gelen ışığa bir miktar daha ışık enerjisinin eklenmesi anlamına gelir (Watts ve Cash 1994; Price ve diğeri, 2000). Ayrıca, tasarladığımız farklı kalınlıklardaki diş modelleri, ışık cihazı ucundan aldığı ışık demetlerini toplayarak kompozit rezin restoratif materyale ulaştırır. Böyle bir yönlendirici kalıp olmadan, aynı mesafeden gönderilen ışık demetinin yoğunluğu diğeriyle aynı olduğu halde ışığın saçılmasından dolayı kompozit rezin restoratif materyale ulaşan foton miktarı daha düşük olur.

Çalışmamızda, daha önce literatürde yüzey mikrosertlik değerleri araştırılmamış olan Clearfil Majesty ES-2 Classic (CME) kompozit rezin restoratif materyal kullanıldı. Bu materyal, silanize baryum cam partikülleri ile prepolimerize (önceden polimerize edilmiş); hacimce %66, ağırlıkça %78 inorganik doldurucu içeriğine sahip nanohibrit kompozit rezin restoratif materyaldir.

CME kompozit rezin test örnekleri, 2 mm kalınlık 4 mm çapa sahip siyah teflon kalıplara yerleştirilerek hazırlandı. Test örneğinin hazırlanması sırasında siyah teflon kalıpların üst ve alt yüzeylerine şeffaf bant (mylar strip) yerleştirildi. Bu sayede test örneklerinin üst ve alt yüzeylerinde pürüzsüz yüzeyler elde edildi ve kompozit rezin restoratif materyal dış ortamdan izole edildi (Bala ve diğerleri, 2005; Arısu ve diğerleri, 2008). Üst yüzeye yerleştirilen şeffaf bantların üzerlerine arada hava kabarcığı oluşumunun önlenmesi amacıyla cam lamel yerleştirildi ve parmak basıncı uygulandı.

Şeffaf bant uygulaması düzgün yüzeyler oluşturulması için gereklidir. Yazıcı ve arkadaşları yaptığı çalışmalarında şeffaf bant ile bitirilen grubun yüzey sertlik değerlerinin bitirme ve polisaj işlemi uygulanan gruplara göre anlamlı derecede düşük çıktığını bildirir (Yazıcı ve diğerleri, 2010). Bu duruma şeffaf bantlar ile bitirilmiş yüzeylerdeki rezin matriks oranının yüksek olması ve doldurucu miktarının düşük olması sebep olabilir (Quance ve diğerleri, 2001). Kaminedi ve arkadaşları da yüzeydeki rezin miktarını azalatacak şekilde uygulanan bitirme ve polisaj işlemlerinin yüzey mikrosertlik değerini artırmada önemli bir faktör olduğunu ifade eder (Kaminedi ve diğerleri, 2014). Bitirme ve polisaj işlemleri restorasyonlarda en üst tabakaya uygulandığı için ve çalışmamızda, kaviteye yerleştirilen alttaki tabakaların da sertliğinin ölçülmesi amaçlandığından herhangi bir bitirme ve polisaj işlemi uygulanmadı.

Pilo ve Cardash, kompozit rezin restoratif materyallerin ilk polimerize oldukları andan itibaren 72 saate kadar sertlik değerlerindeki değişimleri incelediler (Pilo ve Cardash, 1992). Üst ve alt yüzeylerde ışık uygulama sonrası mikrosertlik değerlerinin ilk 1 saat içinde hızla arttığı ve 24 saat boyunca az miktarda devam ettiği ve 24 saatten sonra çok fazla artış göstermediğini saptadı. Bu bilgiler ışığında, kompozit rezin restoratif materyallerin en yüksek yüzey sertlik değerlerine 24 saat sonra ulaştığı ifade edilebilir. Çalışmamızda, araştırılması istenen konu, kavitenin daha derin tabakalarına yerleştirilen (4 mm, 6 mm, 8 mm gibi) kompozit rezin restoratif materyalin o anki yüzey mikrosertlik değerlerinin saptanması olduğu için, kompozit rezin test örnekleri, oluşturulmalarını

takiben 10 dakika içinde sertlik ölçümüne alındı. Tez çalışmamızda, ışık uygulamasından hemen sonra yüzey sertlik ölçümü yapıldığı için ölçülen sertlik değerleri 24 saat sonra ölçümlerine göre daha düşük değerde olabilir.

Kompozit rezin restoratif materyalin polimerizasyon derecesi (dönüşüm derecesi), direkt ve indirekt yöntemlerle ölçülebilir. Lazer Raman Spektroskopi (Louden ve Roberts, 1983) ve kızılötesi spektroskopi (Asmussen, 1982) gibi direkt yöntemler pahalı ve zaman alıcı oldukları için rutin kullanımları kısıtlıdır. İndirekt yöntemler arasında kazıma (Cook, 1980), görsel (Murray ve diğerleri, 1981) ve yüzey sertliği (Asmussen, 1982) yöntemleri yer almaktadır. Yüzey sertliği testi, birçok çalışmada kızılötesi spektroskopi ile ölçülen dönüşüm derecesi ile iyi korelasyon gösterdiği (DeWald, 1987; Ferracane, 1987; Bouschlicher ve diğerleri, 2004; Rode ve diğerleri, 2007) ve uygulaması kolay olduğu için çalışmamızda tercih edildi ve Vickers mikrosertlik testi kullanıldı. Mikrosertlik ölçümü ile ilgili daha önce yapılan çalışmalar incelendiğinde test örneklerine 15s süre ile 50 gr kuvvet uygulandığı tespit edildi ve Vickers sertlik değerleri ölçüldü (Dalli'Magro ve diğerleri, 2008; Ribeiro ve diğerleri, 2017; Barcellos ve diğerleri, 2011).

Geleneksel kompozit rezin restoratif materyallerde inorganik doldurucular öğütülerek elde edilir ve düzensiz formdadır. Nano dolduruculu kompozit rezin restoratif materyallerde ise doldurucular sol-jel işlemi ile küresel formda düzgün yüzeylerin elde edilmesini sağlayan özel bir teknoloji ile üretilir. Küresel formda doldurucular kompozit rezin matrisi içinde doldurucu oranını artırarak kompozitlerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesini sağlar (Sideridou ve diğerleri, 2011). Nanokompozit materyaller hibrit kompozit materyallere benzer mekanik dayanım ve aşınma direnci ile mikrofil kompozit materyallere benzer üstün cilalanma ve parlatılma özelliklerine sahiptir. Nanokompozit materyal içinde yer alan nanomerik doldurucular; basınç dayanımı, elastisite modülü gibi mekanik özellikleri iyileştirir (Lyapina ve diğerleri, 2016). Nanomerik partiküllerin boyutu, görünür ışığın (400 ila 800 nm) altındadır, bu nedenle yüksek oranda translusent yapıdadır (Mitra ve diğerleri, 2003; Sakaguchi ve diğerleri, 2018). Bu durum ışığın rezinin alt tabakalarına geçişini kolaylaştırır ve polimerizasyon derinliğini artırır.

Organik ve inorganik fazlar kompozit rezin materyallerin klinik davranışları üzerinde etkilidir. Doldurucu partikül içeriği ve oranları; kompozit rezin restoratif materyallerin mekanik özelliklerini etkileyen en önemli faktörlerden biridir (Ferracane, 1985; Bala ve

diğerleri, 2005). Kompozit rezin materyallerin doldurucu oranı materyal dayanımı, elastisite modülü ve kırılma dayanımı ile ilişkilidir (Germain ve diğerleri, 1985; Braem ve diğerleri, 1989). Yüksek oranda doldurucu içeren kompozit rezin materyallerde rezin matriks miktarı azalır (Ünlü ve Çetin, 2008). Azalan organik matris miktarı, daha düşük su absorpsiyonu sağlamasının yanı sıra, aşınmaya karşı daha yüksek direnç gösterir (Mohsen ve Craig, 1995).

Doldurucu içeriğinin artması ve ortalama doldurucu boyutunun küçülmesi, özellikle yüksek stres altındaki posterior sınıf II kavitelerde çığneme kuvvetlerine dayanıklı kompozit rezin restoratif materyal üretilmesini sağlar. Yüksek oranda doldurucu içeren kompozit rezin materyallerin, iyi klinik performans sergilediği belirtilir (Scheibenbogen ve diğerleri, 1997).

Manhart ve arkadaşları 2000 yılında yaptıkları çalışmada, en sert yüzeye sahip materyalin ağırlıkça en yüksek oranda doldurucu içeren materyaller olduğunu belirtir (Manhart ve diğerleri, 2000). Aynı şekilde, Knobloch ve arkadaşları da yaptıkları çalışmada; ağırlıkça %84-78 arasında değişen yüksek oranda doldurucu içeren kompozit rezin materyallerin, ağırlıkça %65-66 arasında düşük oranda doldurucu içeren kompozit rezin materyallere göre yüzey sertlik ve dönüşüm derecelerinin daha yüksek olduğunu gösterdi (Knobloch ve diğerleri, 2004). Çalışmamızda kullanılan CME nanofil kompozit rezin materyal de ağırlıkça yüksek oranda doldurucu içerir.

Kim ve arkadaşları 2002 yılında yaptıkları bir çalışmada, doldurucu morfolojisi ve oranlarının kompozit rezin materyal sertliği üzerindeki etkilerini inceledi. Çalışma sonucunda, doldurucu oranlarının morfolojiden etkilendiği gözlemlendi. En düşük doldurucu oranı prepolimerize partiküllerde, en yüksek oran ise küresel partiküllü kompozit rezin materyallerde gözlemlendi. Hacimce en yüksek doldurucu oranlarına sahip olan kompozit rezin restoratif materyaller en yüksek yüzey sertlik değerlerine sahiptir (Kim ve diğerleri, 2002).

Başka bir çalışmanın sonuçları, kompozit rezin materyale prepolimerize doldurucular eklenmesinin mekanik dayanıklılığı artırdığını, strese dayanıklı ve tatmin edici estetik restorasyon uygulamalarına imkan sağladığını, aynı zamanda polimerizasyon büzülmesini

azalttığını gösterdi (Angeletakis ve diğerleri, 2005). Çalışmamızda kullandığımız CME kompozit rezin materyalde prepolimerize doldurucular içerir.

İnorganik doldurucu silanizasyonu, doldurucu ve organik matriks arasında kovalent bağlar oluşturarak kompozit rezin materyallerin mekanik özelliklerini iyileştirir. Silanize doldurucu partiküller kullanılan kompozit rezin materyaller, silan bağlayıcı ajan olmadan formüle edilen kompozit rezin materyallere kıyasla, eğilme, çekme ve basınç dayanımı daha iyi sonuçlar verir (Lung, 2012; Matinlinna, 2012; Aydınoglu, 2017; Yoruç, 2017). Ayrıca silanizasyon, suyun silika-matriks arayüzüne girmesini önleyen bir işlemdir (Nishiyama ve diğerleri, 1995). Birçok çalışmada, hidrofobik fonksiyonel grupların kullanılması kompozit rezin materyalin hidrolitik stabilitesinde artışa neden olur (Craig ve Dootz, 1996).

Ticari dental kompozit rezin materyallerde kullanılan baskın baz monomer, bu çalışmada da kullandığımız materyalde bulunan Bisfenol A-Glisidil Metakrilattır (Bis-GMA). Büyük moleküler boyutu ve sert yapısı nedeniyle Bis-GMA, yüksek viskoziteye sahiptir. Düşük polimerizasyon büzülmesi, hızlı sertleşme ve daha güçlü ve sert restorasyonların üretilmesini sağlar (Peutzfeldt, 1997).

De Araújo ve arkadaşları, kompozit rezin restoratif materyalin renk tonunun mikrosertlik değerleri üzerine etkilerini incelediler. Koyu tonlu test örneklerinde alt yüzeylere ulaşan ışık miktarının azaldığı ve yüzey sertlik değerlerinin açık tonlu test örneklerinden daha düşük olduğunu bildirdi (de Araújo ve diğerleri, 2008). Çalışmamızda renk pigmentlerinin polimerizasyon üzerindeki etkisinin elimine edilmesi ve sadece ışık cihazı ile kompozit rezin arasındaki mesafenin ve ışık uygulama sürelerinin etkilerinin değerlendirilmesi için klinikte yaygın olarak tercih edilen A2 rengi tek renk olarak kullanıldı.

Kompozit rezin materyallerde yaygın kullanılan fotobaşlatıcı, yaklaşık 468 nm dalga boyuna sahip kamforokinondur (Ceballos ve diğerleri, 2009). Ancak, daha düşük dalga boylarında (410-430 nm) aktive olan foto başlatıcılar da kullanılmaktadır. Daha dar spektrumları nedeniyle önceki nesil LED ışık cihazları ile polimerizasyonun şüpheli sonuçlar verdiği rapor edilir (Esmaeili ve diğerleri, 2014). Uhl ve arkadaşları farklı başlatıcılar içeren kompozit rezin restoratif materyallerde QTH ışık cihazı yerine LED ışık cihazı kullanıldığında önemli ölçüde daha düşük sertlik değerleri elde ettiğini ifade eder

(Uhl ve diğerleri, 2003). Esmaili ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise kamforokinon içeren kompozit rezin materyallerin polimerizasyonunda LED ışık cihazları QTH ışık cihazlarına göre daha yüksek değerler sergilemiştir (Esmaili ve diğerleri, 2014). Mavi LED ışık cihazlarında yarı iletken malzeme, galyum nitrür (GaN) ve indiyum nitrür (InN) karışımından meydana gelir. Doğru GaN ve InN oranlarının seçilmesi, LED ışık cihazlarında emisyon spektrumu, dental kompozit rezin materyallerde kullanılan foto başlatıcıların spesifik dalga boylarına uyacak şekilde ayarlanabilmekte ve bu sorunun üstesinden gelinebilmektedir (Price, 2018). Ayrıca, üçüncü nesil LED ışık cihazlarına eklenen mor diyotlar sayesinde spektrumun hem mor hem de mavi bölgesindeki tüm foto başlatıcıların aktive olabilmesi amaçlanır (Price, 2017).

Sonuç olarak, kullanıma sunulan dental ışık cihazları çok farklı aralıklarda spektral radyan güçlere sahip olabilmektedir (Bkz.Şekil 2.2). Bu nedenle, polimerize edilmesi istenen kompozit rezin materyalin fotobaşlatıcı bilgileri bilinmeli ve yeterli polimerizasyon için uygun çıkış aralıklarına sahip ışık cihazı kullanılmalıdır. Çalışmada kullanılan ışık cihazı GC D-Light Pro 400 - 480 nm aralığında ışık gücü sağlamaktadır. Test edilen kompozit rezin restoratif materyal ise CQ fotobaşlatıcı içermektedir ve ışık cihazı kompozit rezin materyali polimerize edebilmek için gerekli dalga boyuna sahiptir.

Işık cihazlarının fiber optik uçlarında otoklav ile sterilizasyon, dezenfeksiyon işleminin eroziv etkileri, debris birikimi, kırılma gibi sebeplerle oluşan hasarlara bağlı ışık gücünde azalma olacaktır. (Strassler ve Price, 2014). 2016 yılında yapılan bir çalışmada, muayenehanelerde kullanılan ışık cihazlarının çıkış güçleri ölçülerek kaydedildi. İncelenen 100 ışık cihazından sadece 25 ışık cihazının kompozit rezin materyalin polimerizasyonu için yeterli güce sahip olduğu ve kullanıcıların %50'sinin ışık çıkış gücünü hiç kontrol etmedikleri bildirildi (Madhusudhana ve diğerleri, 2016). 2018 yılında Almanya'da muayenehanelerde yapılan çalışmada, kullanılan ışık cihazlarının yaklaşık %10'u yetersiz polimerizasyona sebep olabilecek 400mW/cm^2 'den daha düşük ışık gücüne sahip olduğu tespit edildi. Ayrıca, bu muayenehanelerde klinisyenlerin %50'sinin ışık çıkış gücünü düzenli olarak kontrol etmediği saptandı (Ernst ve diğerleri, 2018). Bu çalışmalar klinisyenlerin ışık cihazlarının üreticilerin belirttiği ışık gücünü sağlayıp sağlamadıklarını radyometre ile düzenli olarak kontrol etmelerini tavsiye eden Shimokawa ve arkadaşlarını haklı çıkardı (Shimokawa ve diğerleri, 2016). Çalışmamızda, GC D-Light Pro ışık

cihazının çıkış gücü her kullanımdan önce cihazın standı üzerinde bulunan radyometre ile ölçüldü ve cihaz ucunda olası debris oluşumu engelledi.

Işık cihazlarının ışınım profilleri homojen değildir (Bkz. Şekil 2.3). Tek bir ışınım değeri tüm ışık cihazı ucundaki ışınımı tanımlamamaktadır. Merkezi kısımlar sıcak noktaları oluştururken, daha periferler soğuk noktalar düşük ışınım gösterir (Price, 2018). Bu nedenle, hazırlanan kompozit rezin disk test örneklerinde merkezde kalan kısımlar, yüksek sertlik değerleri gösterirken perifer kısımlarda bu değer azalmaktadır (Vandewalle ve diğerleri, 2008). Çalışmamızda kullanılan GC D-Light Pro ışık cihazı ucu 8 mm çapında olup kompozit disklerin çapından (4 mm) daha geniştir. Böylece hem merkez hem de perifer kısımlarda etkin polimerizasyon sağlanır ve tutarlı yüzey sertlik ölçümleri yapılmasına imkan sağlar. Ayrıca test örneklerinin yüzey sertlik ölçümleri üç ayrı yerden uygulandı ve her yüzeyde üç ölçümün ortalamaları alındı (Lima ve diğerleri, 2012).

Tüm ışık kaynakları için, kompozit rezin materyalin kalınlığındaki artışın, ışık kaynağı ile olan mesafeden bağımsız olarak mikrosertlik ve dönüşüm derecesi değerlerini azalttığı bildirilir (Rode ve diğerleri, 2007). Rueggeberg ve arkadaşları, farklı kalınlıklardaki kompozit rezin test örneklerinin mikrosertliklerini inceledikleri çalışmalarında 2 mm kalınlığa kadar mikrosertlik değerinde hiçbir fark olmadığını bildirdi (Rueggeberg, 1994). Yap ve arkadaşları Rueggeberg'in bulgularını destekleyecek şekilde homojen ve etkin bir polimerizasyon sağlanması için, kompozit rezin materyal tabaka kalınlığının 2 mm'den fazla olmaması gerektiğini belirtir (Yap, 2000). Tsai ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada LED ışık cihazı kullanarak 2 mm ve daha az kalınlıktaki kompozit rezin materyallerde yeterli polimerizasyon derinliği ve mikrosertlik sağlandığını bildirir (Tsai ve diğerleri, 2004). Emami ve Söderholm yaptıkları çalışmada, 2 mm kalınlığa sahip test örneklerinde 4 mm ve 6 mm kalınlığa sahip olanlara göre dönüşüm derecelerinin daha yüksek olduğunu rapor eder (Emami ve Söderholm, 2003). Yapılan araştırmalar göz önüne alındığında, çalışmamızda 2 mm kalınlığında kompozit rezin test örnekleri hazırlandı.

Prati ve arkadaşları, ışık cihazı ucu ile kompozit rezin materyal arasındaki mesafenin ışık yoğunluğunu etkileyebileceğini ve 1 mm havanın ışık yoğunluğunu yaklaşık %10 oranında azalttığını ve ayrıca 2 mm kompozit kalınlığının ışık yoğunluğunun başlangıç değerinin % 6' sına düşürdüğünü gösterdi (Prati ve diğerleri, 1999). Kompozit rezin materyal içerisinde bulunan doldurucu partiküller ve organik matriks nedeniyle yüzeye gelen ışık dağılır ve

saçılır, böylece ışık yoğunluğu azalır (Sobrinho ve diğerleri, 2000). 2 mm kalınlığında kompozit rezin test örneklerinin polimerizasyonu için 400 ila 500 nm dalga boyunda 400 mW/cm² gücünde 40 saniye ışık uygulaması gerektiği bildirilir (Rueggeberg ve diğerleri, 1994; Mills ve diğerleri, 1999). Çalışmamızda, 1400 mW/cm² yüksek güçlü LED ışık cihazı ile polimerizasyon sırasında iki farklı (20 sn ve 40 sn) ışık uygulama süresi araştırıldı. Yüksek güçlü ışık cihazı uygulamasında da 40 sn ışık uygulamasının daha uygun olduğu tespit edildi.

Kompozit rezin materyalin polimerizasyonu dönüşüm yoluyla gerçekleştirilir. Resin monomer molekülleri birbirlerine yaklaşarak sıkı bir şekilde kümelenir ve böylece polimer ağına dönüşür (Friedl ve diğerleri, 2000). Polimerizasyonun enerji birimi joule'dür (J). 400 mW/cm² ışık yoğunluğunda 40 saniye ışık uygulaması 16 J enerji sağlar. 2 mm kalınlığında bir rezin kompozit tabakasının tam polimerizasyonu için 16 J enerji gereklidir. Aynı enerji, 20 saniye 800 mW/cm² veya 10 saniye 1600 mW/cm² polimerizasyon işlemleri ile elde edilebilir (Tarle ve diğerleri, 1998; Peutzfeldt ve diğerleri, 2000). Polimerizasyon için daha güçlü ışık enerjisi kullanıldığında, fotobaşlatıcı moleküllere daha fazla foton ulaşarak aktive olur ve polimerizasyon süreci başlatılır (Price ve diğerleri, 2002).

Günümüzde kullanılan ışık cihazları genellikle tavsiye edilen minimum ışık gücünden çok daha fazlasını sağlamaktadır. Çalışmamızda 1400 mW/cm² ışık gücü sağlayan GC D-Light Pro, yüksek güç modunda kullanıldı. Üretici firma 20 sn ışık uygulandığında 28 joule ve 40 sn ışık uygulandığında 56 joule ışık gücü sağladığını bildirir. Ancak, üreticiler tarafından belirtilen ışık gücü değerleri genellikle ışık cihazının ucundan ölçülen değerlerdir (Catelan ve diğerleri, 2015). Bu nedenle, ışık cihazının ucundan uzaklaşan farklı mesafelerde 20 sn ve 40 sn ışık uygulamasının, kompozit rezin restoratif materyal üzerindeki yüzey mikrosertlik değerleri incelendi.

Hansen ve Asmussen bir grup hasta üzerinde yaptıkları araştırmada, kavite derinliklerini alt premolarlarda genellikle en fazla 4-5 mm, üst premolar ve alt molarlarda 5-6 mm, üst azılarda 5-7 mm, diğer dişlerde de 8 mm olarak saptadı (Hansen ve Asmussen, 1997). Çalışmamızda klinik uygulama sırasında olası muhtemel en derin mesafe baz alındı ve ışık cihazı ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafenin 8 mm olması sağlandı.

Kompozit rezin restoratif materyal ile ışık cihazı ucu mesafesi 8 mm olduğunda, cihaz ucunda ölçülen ışık yoğunluğunun yalnızca %25 veya daha azının iletilildiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (Price ve diğerleri, 2000; Vandewalle ve diğerleri, 2005). Polimerizasyon derecesi, kavite derinliğinin artması ile önemli ölçüde azalma gösterebilir. Rode ve arkadaşlarının ışık cihazlarının kompozit rezin restoratif materyale olan mesafesinin polimerizasyon ve mikrosertlik üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmada; ışık kaynağı ile kompozit rezin materyal yüzeyi arasındaki mesafe artışının incelenen tüm ışık kaynaklarında mikrosertlik değerlerinde ve dönüşüm derecesinde düşüşe neden olduğu belirtilmiştir (Rode ve diğerleri, 2007). Derin kavite preparasyonlarında polimerizasyon süresinin artırılmasını tavsiye edilir (Atmadja ve Bryant, 1990; Prati ve diğerleri, 1999).

Xu ve arkadaşları 600 mW/cm² ışık gücüne sahip cihaz kullandıkları çalışmalarında, derin proksimal kutu kavitelerinde kompozit rezin materyallerin polimerizasyonu için ışık uygulama süresinin 20 saniyeden 60 saniyeye çıkarılması gerektiğini bildirir. 1000 mW/cm² ışık gücüne sahip ışık cihazı uygulamalarında bile proksimal kutu kavitelerinde kompozit rezin restoratif materyalin ilk tabakası için uygulama süresinin artırılması önerilir (Xu ve diğerleri, 2006).

Çalışmamızda en yüksek mikrosertlik değerleri 0 mm mesafeden 40 sn ışık uygulanan üst yüzeylerde (57,14 VHN) elde edildi. Ayrıca 20 sn ve 40 sn olmak üzere her iki ışık uygulama süresinde üst yüzeylerde mikrosertlik değerleri alt yüzeylerdeki mikrosertlik değerlerinden daha yüksek tespit edildi. Bu sonuç, ışık kaynağından gelen enerjinin en büyük kısmının üst yüzeylerin aldığını belirten Poggio ve arkadaşlarının çalışmalarını destekler (Poggio ve diğerleri, 2012).

Barakah 2021 yılında yaptığı çalışmada; farklı mesafeler ve farklı ışık uygulama sürelerinin, yüksek güçlü LED ışık cihazları ile polimerize edilen nano dolduruculu kompozit rezin restoratif materyallerin mikrosertliği üzerinde etkisini inceledi. En yüksek mikrosertlik değerleri en yüksek ışık gücüne sahip (1570 mW/cm²), çok dalga (multiwave) özelliğine sahip ışık cihazıyla ve uzaklığın 0 olduğu durumda elde edildi. 2 mm kalınlıkta hazırlanan kompozit rezin test örneklerin üst yüzey sertlikleri incelendiğinde 20 sn ışık uygulama süresinde 0 mm, 2 mm ve 4 mm uzaklıkta anlamlı farklılık gözlenmedi. 40 sn ve 60 sn ışık uygulama süreleri ise 20 sn ışık uygulama süresine kıyasla yüzey sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar oluşturmadi (Barakah, 2021). Tez çalışmamızda 20 sn

ışık uygulama süresinde üst ve alt yüzeylerde, 0 ve 2 mm mesafeler ile 4 mm, 6 mm ve 8 mm mesafeler arasında anlamlı farklılıklar saptandı. Işık uygulama süresi 2 katına çıkartıldığında, 0 mm, 2 mm ve 4 mm mesafeler ile 6 mm ve 8 mm arasında fark gözlemlendi. Çalışmamıza benzer sonuçlar elde eden Barakah'ın çalışmasında gözlenen bazı farklılıklar ise kullanılan ışık cihazının ışıyım değerinin (1400 mW/cm^2) daha düşük olması ve kullanılan kompozit rezin materyal içeriğinin farklı olmasından kaynaklanabilir.

Tanthanuch ve Kukiattrakoon (2019) yüksek güçlü LED ışık cihazlarıyla farklı sürelerde ışık uygulanmasının kompozit rezin restoratif materyalin dönüşüm derecesi ve yüzey mikrosertlik değerleri üzerindeki etkilerini değerlendirdi. Çalışmada, 1417 mW/cm^2 ve 1911 mW/cm^2 ışık gücüne sahip LED ışık cihazları kullanıldı. Her iki ışık cihazında 40 sn ışık uygulanan gruptaki alt/üst sertlik oranları ve dönüşüm dereceleri, 20 sn ışık uygulanan gruptaki alt/üst sertlik oranları ve dönüşüm derecelerinden yüksek tespit edildi (Tanthanuch ve Kukiattrakoon, 2019).

Aguiar ve arkadaşlarının çalışmalarında kullandıkları kompozit rezin materyal için üretici firmanın tavsiye ettiği polimerizasyon süresinin üç katı, önerilen sürenin iki katından önemli ölçüde daha yüksek alt yüzey sertlik değerleri gösterdi (Aguiar ve diğerleri, 2007).

Çalışmamızda 20 ve 40 sn ışık uygulama sürelerinde yüzey mikrosertlik alt/üst sertlik oranları bakımından fark bulundu. 40 sn ışık uygulanan gruptaki sertlik değerleri 20 sn ışık uygulanan gruptan anlamlı derecede daha yüksek saptandı. Bunun sebebi ışık uygulama süresinin arttırılması ile kompozit rezin materyale verilen toplam enerjinin artması ile açıklanabilir. Bu artış, kompozit rezin materyal ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafenin artmasıyla ışığın dağılmasından kaynaklanan enerji kaybını kısmen telafi etmesine bağlanır (Aguiar ve diğerleri, 2007). Çalışmamızda, üretici firmanın tavsiye ettiği ışık uygulama süresi ve bu sürenin 2 katı süre ışık uygulanması arasındaki fark incelendiğinde, tavsiye edilen sürenin 8 mm uzaklıktaki kompozit rezin materyalin polimerizasyonu için yeterli olmadığı gözlemlendi. Bununla birlikte, ışık uygulama süresi 2 katına çıkarıldığında özellikle alt yüzey sertlik değerlerinde anlamlı bir artış olduğu görüldü. Segal ve arkadaşları, maksimum yüzey sertliği elde edebilmek için ışık cihazı ucu ile restorasyon arasındaki uzaklığın 6 mm'den fazla olmaması gerektiğini rapor eder (Segal ve diğerleri, 2015). Çalışmamızda 8 mm uzaklıktaki örneklerin yeterli polimerize olamaması uzaklığın 6 mm'den fazla olmasına bağlı olabilir.

Rode ve arkadaşlarının 2007 yılında yaptıkları bir çalışmada 2 mm kalınlığında kompozit rezin test örneklerinde, aynı ışık uygulama sürelerinde 0 ve 3 mm mesafelerin istatistiksel farklılık göstermediği rapor edildi. Ancak, 6 mm ve 9 mm uzaklıklarda benzer kalınlıklarda daha düşük sertlik değerleri bildirildi (Rode ve diğerleri, 2007).

Kompozit rezin materyal ile ışık cihazı ucu arasındaki mesafe artışının kompozit rezinin yüzey sertliği üzerine etkisini inceleyen bir başka çalışmada 2 mm ve 4 mm uzaklıktan 20 saniye ışık uygulanması ile test örneklerinin alt yüzeyinde sertlik değerleri, 8 mm uzaklıktaki test örneklerinden önemli ölçüde daha yüksek değerler gösterdi (Aguiar ve diğerleri, 2005). Çalışmamızda, 20 sn ışık uygulanan test örneklerinin alt yüzeyleri arasındaki anlamlı fark 2 mm, 40 sn ışık uygulanan gruplarda ise 4 mm'den sonra gözlemlendi. Tüm bu çalışmalar, kompozit rezin restoratif materyalin polimerizasyonunda ışık cihazı ucu ile kompozit rezin arasındaki uzaklığa büyük ölçüde bağlı olduğunu belirten Caldas ve arkadaşları, Pires ve arkadaşlarının ortaya koyduğu sonuçlarla uyumludur (Pires ve diğerleri, 1993; Caldas ve diğerleri, 2003).

Vickers sertlik ölçümlerinin hangi değerde optimal kabul edileceği konusunda hala fikir birliği yoktur. Bazı araştırmacılar, kompozit rezin restoratif materyaller için 50 VHN 'yi aşan yüzey sertlik değerinin ideal kabul edilebileceğini ifade eder (Sharkey ve diğerleri, 2001). Çalışmamızda, 20 sn süreyle ışık uygulanan gruplarda üst yüzeylerde 0 ve 2 mm mesafede VHN değerleri 50 ve üzerinde iken, 40 sn ışık uygulamasında 0, 2 mm ve 4 mm mesafede 50 ve üzeri değerler gözlemlendi. Alt yüzey VHN ölçümlerinde ise her bir uygulama süresi ve mesafede 50 değerinin altında kaldı.

Yap ve arkadaşları (2003), etkin bir polimerizasyon için alt/üst yüzey sertlik oranlarının "1" olması gerektiğini, ancak "0,8 civarında" bir oranın yeterli polimerizasyon için kabul edilebilir değer olduğunu belirtir (Yap ve diğerleri, 2003). Işıkla sertleşen kompozit rezin restoratif materyallerin yeterli polimerizasyonu için sertlik değeri azalması %10-20'den fazla olmamalıdır. Başka bir deyişle, sertlik oranı 0,8'den düşük olmamalıdır (Pilo ve Cardash, 1992). GC D-Light Pro ile HP modunda (1400 mW/cm^2) 20 ve 40 sn ışık uygulaması CME kompozit rezin materyalde bu kriteri yerine getiremedi. Işık cihazı ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafe 0 mm iken 20 sn ışık uygulamasında 0,61; 40 sn ışık uygulamasında ise 0,69 olduğu, artan mesafeyle birlikte bu değerlerin daha da azaldığı gözlemlendi. CME kompozit rezin restoratif materyalin polimerizasyonu sırasında daha

yüksek ışık gücüne sahip (örneğin; 1800-2000 mW/cm²) ışık cihazı kullanılması daha uygun olabilir.

Literatür incelendiğinde kompozit rezin restoratif materyallerin mikrosertlik testlerinin farklı test yöntemleri, farklı yük ve sürelerde uygulandığı saptanır. Test yöntemi ve koşulları üzerinde bir fikir birliğinin olmaması farklı çalışmaların sonuçlarının karşılaştırılmasını zorlaştırır (Yoldas ve diğerleri, 2004). Yap ve arkadaşlarının farklı doldurucu oranına sahip kompozit rezin restoratif materyallerin yüzey mikrosertlik değerlerini değerlendirdiği çalışmalarında, Knoop sertlik test ölçümünde, 500g yük 15 s boyunca uygulanır ve oranları 0,97'ye ulaşan değerler elde edilir (Yap ve diğerleri, 2003). Yazıcı ve arkadaşlarının farklı ışık cihazları kullanarak kompozit rezin materyallerin yüzey sertlik değerlerini karşılaştırdığı çalışmalarında, Knoop sertlik testi ölçümünü 500 g yük ve 15 s uygulaması ile elde eder ve %94' e ulaşan değerler bulunur (Yazici ve diğerleri, 2007). Başka bir çalışmada kompozit örneklerle Knoop sertlik testi ölçümü için 50 g yük 15 s uygulanmış ve % 41-84 arası değişen oranlar bulunmuştur (Torno ve diğerleri, 2008). Bir diğer çalışmada ise örneklerle 10 g yük 30 s boyunca uygulanır %36-81 arasında değerler elde edilir (Fujita ve diğerleri, 2011). Tüm bu çalışmalarda ışık cihazları, uygulama süreleri ve kullanılan kompozit rezin materyaller ve kalınlıkları standart olmadığı gibi test yöntemleri de (Vickers veya Knoop gibi) farklılıklar gösterir ve konu hakkında kesin bilgi vermez.

Çalışmamızda alt yüzey sertlik değerlerinin üst yüzeylere göre her mesafe ve sürede anlamlı olarak daha düşük çıkması, alt/üst yüzey sertlik oranlarının düşük çıkmasında etkili oldu. Işık kompozit rezin materyal kütlesinden geçerken, yoğunluğu saçılma nedeniyle büyük ölçüde azalır ve polimerizasyon da buna bağlı olarak azalır (Ruyter ve Øysæd, 1982). Arikawa ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, kompozit rezin materyallerde doldurucu oranının artışı ile alt tabakalara ışık geçirgenliğinin azaldığını rapor eder (Arikawa ve diğerleri, 2007). Bu sonuçlar; çalışmamızda yüksek doldurucu oranına sahip kompozit rezin restoratif materyal kullanımına bağlı alt yüzey sertlik değerlerinin üst yüzeylere oranının düşük olmasını açıklayabilir. Bucuta ve Ilie polimerizasyon derinliğinin artırılması için materyalin translusent özelliğinin artırılması fikrini öne sürer (Bucuta ve Ilie, 2014). Aksi halde, yeterince polimerize olmamış kompozit rezin materyaller elde edilebileceğini bildirir.

Yetersiz polimerizasyon kompozit rezin materyalin bağlanma gücünü ve restorasyonunun biyouyumluluğunu azaltabilir. Aşınma, bozulma, mikrosızıntı, pulpal toksisite, tekrarlayan çürük ve renk değişimlerine sebep olabilir. Ancak, uzun süre çok fazla ışık enerjisi verilmesi de pulpanın termal hasara uğramasına sebep olabilir. Ayrıca, ışık cihazı ucunun yanlış ve/veya açılı yerleştirilmesi de yumuşak dokunun ışığa maruz kalmasına ve termal irritasyonlara neden olabilir (Knezevic ve diğerleri, 2008; Santini ve diğerleri, 2008). Bu yüzden, ışık uygulama süresi ve cihaz ucu ile kompozit rezin materyal arasındaki uzaklık önemlidir. Diş hekimi, kullandığı ışık cihazı ve restoratif materyaller hakkında bilgi sahibi olmalı, uyguladığı tekniğin doğruluğundan emin olmalıdır. Ayrıca, düzenli aralıklarla ışık cihazlarının bakımı ve kalibrasyonu yapılmalıdır.

Çalışmamızda kliniği taklit eden farklı uzaklıklarda farklı ışık uygulama sürelerinden elde edilen laboratuvar sonuçlarının desteklenmesi için klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. 1400 mW/cm² ışık gücündeki LED ışık cihazının ucu ile nanohibrit kompozit rezin restoratif materyal test örnekleri arasındaki uzaklık artışı ile hem üst yüzey hem de alt yüzey mikrosertlik değerleri doğru orantılı olarak azaldı.
2. Işık cihazı ucu ile restoratif materyal arasındaki farklı tüm uzaklık ve farklı ışık uygulama sürelerinde, üst yüzey mikrosertlik değerleri, alt yüzey mikrosertlik değerlerinden anlamlı olarak daha yüksek tespit edildi.
3. 20 sn ışık uygulandığında ışık cihazı ucu ve restoratif materyal arasında 2 mm mesafeden sonra üst ve alt yüzey mikrosertlik değerlerinde istatistiksel anlamlı azalmalar gözlemlendi.
4. 40 sn ışık uygulandığında ışık cihazı ucu ve restoratif materyal arasında 4 mm mesafeden sonra üst ve alt yüzey mikrosertlik değerlerinde istatistiksel anlamlı azalmalar gözlemlendi.
5. Işık uygulama sürelerinin 20 sn'den 40 sn'ye artırılması ile her uzaklıkta üst ve alt yüzeylerde mikrosertlik değerleri arttı.
6. Çalışmada kullanılan Clearfil Majesty ES-2 Classic kompozit rezin materyalin alt /üst yüzey sertlik oranı, üretici firmanın tavsiye ettiği ışık uygulama süresi ve bu sürenin iki katı sürede ideal kabul edilen %80 oranının altında tespit edildi.
7. Üst yüzey ve alt yüzey sertlik değerleri karşılaştırıldığında; 0 uzaklıktan 20 sn ışık uygulama ile 8 mm uzaklıktan 40 sn ışık uygulama sonrası yüzey sertlikleri benzer değerler sergilediği için restoratif materyale uzaklık arttığında, ışık uygulama süresi artırılmalıdır.
8. Çalışmamızın bütünü değerlendirildiğinde elde edilen bulgulara göre nanohibrit yapıda bir kompozit rezin restoratif materyalin mikrosertliği; polimerizasyon süresinden ve ışık cihazı ucu ile olan uzaklıktan etkilendi. En yüksek sertlik değerlerine ışık cihazı ucunun restorasyona en yakın olduğu uzaklık ve tavsiye edilen polimerizasyon süresinin iki katı uygulandığı durumda ulaşıldı.
9. İn vitro tez çalışmamızın sonuçlarına göre, ışık ile polimerize edilen kompozit rezin restoratif materyallerde klinik uygulamalar sırasında, ışık uygulama süresinin 40 sn olması tavsiye edilir.

10. Test edilen kompozit rezin materyalin alt/üst yüzey sertlik oranlarının istenilen düzeyde olmaması, fiziksel ve mekanik kuvvetlerin fazla olduğu posterior bölgede kullanımının uygun olmadığını gösterir.



KAYNAKLAR

- Aguiar, F., Braceiro, A., Lima, D., Ambrosano, G., and Lovadino, J. R. (2007). Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(6), 1-8.
- Aguiar, F., Lazzari, C. R., Lima, D. A., Ambrosano, G. M., and Lovadino, J. R. (2005). Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite. *Brazilian Oral Research*, 19(4), 302-306.
- AlQahtani, M. Q., AlShaafi, M. M., and Price, R. B. (2013). Effects of single-peak vs polywave light-emitting diode curing lights on the polymerization of resin cement. *Journal of Adhesive Dentistry*, 15(6), 547-551.
- AlQahtani, M. Q., Michaud, P. L., Sullivan, B., Labrie, D., AlShaafi, M. M., and Price, R. B. (2015). Effect of high irradiance on depth of cure of a conventional and a bulk fill resin-based composite. *Operative Dentistry*, 40(6), 662-672.
- AlShaafi, M., Harlow, J., Price, H., Rueggeberg, F., Labrie, D., AlQahtani, M., and Price, R. (2016). Emission characteristics and effect of battery drain in “budget” curing lights. *Operative Dentistry*, 41(4), 397-408.
- Antony, K., Genser, D., Hiebinger, C., and Windisch, F. (2008). Longevity of dental amalgam in comparison to composite materials. *GMS Health Innovations and Technologies*, 4, DOC12.
- Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2012a). General Classes and Properties Of Dental Materials. In *Phillips' Science of Dental Materials* . Elsevier, 12th edition, 48-68.
- Anusavice, K.J., Shen, C., Rawls, H.R. (2012c). Resin-Based Composites. In *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier, 12th edition, 275-307.
- Arikawa, H., Kanie, T., Fujii, K., Takahashi, H., and Ban, S. (2007). Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental Materials Journal*, 26(1), 38-44.
- Arısu, H. D., Bala, O., ve Üçtaşlı, M.B. (2008). Halojen veya LED ışık kaynakları ile sertleştirilen farklı restoratif materyallerin Barcoll sertlikleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(2), 19-23.
- Asmussen, E. (1982). Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 90(6), 490-496.
- Asmussen, E. (1982). Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. *European Journal of Oral Sciences*, 90(6), 484-489.
- Atmadja, G., and Bryant, R. W. (1990). Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Australian Dental Journal*, 35(3), 213-218.

- Awan, G. H., Ali, L., Ghauri, K. M., Ramzan, E., and Ehsan, E. (2010). Effect of various forms of glass fiber reinforcements on tensile properties of polyester matrix composite. *Journal of Faculty of Engineering & Technology*, 16, 33-39.
- Aydinoğlu, A., and Yoruç, A. B. H. (2017). Effects of silane-modified fillers on properties of dental composite resin. *Materials Science and Engineering: C*, 79, 382-389.
- Bala, O., Olmez, A., and Kalayci, S. (2005). Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(2), 134-140.
- Bala, O., Uctasli, M. B., and Tuz, M. (2005). Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED). *Operative Dentistry*, 30(1), 69-74.
- Barakah, H. (2021). Effect of different curing times and distances on the microhardness of nanofilled resin-based composite restoration polymerized with high-intensity LED light curing units. *The Saudi Dental Journal*, 33(8), 1035-1041.
- Barcellos, D. C., Batista, G. R., Araújo, M. A. M. d., Rocha, J. C. d., Nicoló, R. D., and Pucci, C. R. (2011). Evaluation of hardness of the silorane-based composite resin cured with different photoactivators and after use of mouthwashes. *Revista de Pós-Graduação*, 18(4), 253-259.
- Bolhuis, P. B., de Gee, A. J., Kleverlaan, C. J., El Zohairy, A. A., and Feilzer, A. J. (2006). Contraction stress and bond strength to dentin for compatible and incompatible combinations of bonding systems and chemical and light-cured core build-up resin composites. *Dental Materials*, 22(3), 223-233.
- Bouschlicher, M. R., Rueggeberg, F. A., and Wilson, B. M. (2004). Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Operative Dentistry*, 29(6), 698-704.
- Braem, M., Finger, W., Van Doren, V., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (1989). Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dental Materials*, 5(5), 346-349.
- Bucuta, S., and Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations*, 18(8), 1991-2000.
- Burdick, J. A., Lovestead, T. M., and Anseth, K. S. (2003). Kinetic chain lengths in highly cross-linked networks formed by the photoinitiated polymerization of divinyl monomers: A gel permeation chromatography investigation. *Biomacromolecules*, 4(1), 149-156.
- Caldas, D. B. d. M., de Almeida, J. B., Correr-Sobrinho, L., Sinhoreti, M. A. C., and Consani, S. (2003). Influence of curing tip distance on resin composite Knoop

- hardness number, using three different light curing units. *Operative Dentistry*, 28(3), 315-320.
- Calheiros, F. C., Daronch, M., Rueggeberg, F. A., and Braga, R. R. (2008). Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA: TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 84(2), 503-509.
- Calheiros, F. C., Sadek, F. T., Braga, R. R., and Cardoso, P. E. C. (2004). Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *Journal of Dentistry*, 32(5), 407-412.
- Catelan, A., de Araujo, L. S., da Silveira, B. C., Kawano, Y., Ambrosano, G. M., Marchi, G. M., and Aguiar, F. H. (2015). Impact of the distance of light curing on the degree of conversion and microhardness of a composite resin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(4), 298-301.
- Caughman, W. F., and Rueggeberg, F. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*, 27(6), 636-638.
- Ceballos, L., Fuentes, M., Tafalla Pastor, H., Martínez, Á., Flores, J., and Rodríguez, J. (2009). Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 14(1), E51-E56.
- Chang, H., and Kim, J. (2014). Early hardness and shear bond strength of dual-cure resin cement light cured through resin overlays with different dentin-layer thicknesses. *Operative Dentistry*, 39(4), 398-406.
- Cho, K., Rajan, G., Farrar, P., Prentice, L., and Prusty, B. G. (2022). Dental resin composites: A review on materials to product realizations. *Composites Part B: Engineering*, 230(1), 109495.
- Combe EC, B. F. (2000). Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables, and others. *Dental Update*, 27(7), 326-336.
- Cook, W. D. (1980). Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *Journal of Dental Research*, 59(5), 800-808.
- Craig, R., and Dootz, E. (1996). Effect of mixed silanes on the hydrolytic stability of composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23(11), 751-756.
- Craig, R. G. (1981). Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dental Clinics of North America*, 25(2), 219-239.
- Czasch, P., and Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 227-235.

D-Light Pro from GC (2017). GC Europe N.V.

Dalli'Magro, E., Sinhoret, M. A. C., Correr, A. B., Consani, R. L. X., Sicoli, E. A., Mendoça, M. J., and Correr-Sobrinho, L. (2008). Effect of different modes of light modulation on the bond strength and knoop hardness of a dental composite. *Brazilian Dental Journal*, 19(4), 334-340.

De Araújo, C. S., Schein, M. T., Zanchi, C. H., Rodrigues Jr, S. A., and Demarco, F. F. (2008). Composite resin microhardness: the influence of light curing method, composite shade, and depth of cure. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 9(4), 43-50

DeWald, J., and Ferracane, J. (1987). A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *Journal of Dental Research*, 66(3), 727-730.

Dijken, V., Jan, W., and Pallesen, U. (2012). A 7-year randomized prospective study of a one-step self-etching adhesive in non-carious cervical lesions. The effect of curing modes and restorative material. *Journal of Dentistry*, 40(12), 1060-1067.

El-Mowafy, O. M., and Rubo, M. H. (2000). Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *Journal of the Canadian Dental Association*, 66(3), 1-5.

Emami, N., and Söderholm, K. J. M. (2003). How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *European Journal of Oral Sciences*, 111(6), 536-542.

Erdfelder, E., Faul, F. and Buchner, A. (1996). GPower: A general power analysis program. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers* 28, 1–11.

Ernst, C.P., Price, R. B., Callaway, A., Masek, A., Schwarm, H., Rullmann, I., Willershausen, B., and Ehlers, V. (2018). Visible light curing devices: irradiance and use in 302 German dental offices. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 20(1), 41-55.

Esmaeili, B., Safarcherati, H., and Vaezi, A. (2014). Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED. *Journal of Dental Research*, 8(1), 40-44.

Feng, L., Carvalho, R., and Suh, B. I. (2009). Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dental Materials*, 25(3), 283-289.

Ferracane, J. L. (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental Materials*, 1(1), 11-14.

Ferracane, J. L. (2011). Resin composite--state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38.

- Friedl, K., Schmalz, G., Hiller, K., and Märkl, A. (2000). Marginal adaption of Class V restorations with and without "soft start-polymerization". *Operative Dentistry*, 25(1), 26-32.
- Fujita, K., Ikemi, T., and Nishiyama, N. (2011). Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dental Materials*, 27(11), 1079-1085.
- Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., and Lassila, L. (2013) Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*, 29(8), 835-841.
- Germain, H. S., Swartz, M., Phillips, R., Moore, B., and Roberts, T. (1985). Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content. *Journal of Dental Research*, 64(2), 155-160.
- González-López, S., Díaz, M. A. V., Haro-Gasquet, D., Ceballos, L., and Haro-Muñoz, D. (2007). Cuspal flexure of teeth with composite restorations subjected to occlusal loading. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(1)11-15.
- Goracci, C., Margvelashvili, M., Giovannetti, A., Vichi, A., and Ferrari, M. (2013). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clinical Oral Investigations*, 17(2), 609-617.
- Hansen, E.K., Asmussen, E. (1997). Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontologica Scandinavica*, 55(3), 162-166.
- Hickel, R., Roulet, J., Bayne, S., Heintze, S.D., Mjör, I.A., Peters, M., Rousson, V., Randall, R., Schmalz, G., Tyas, M. and Vanherle, G. (2007). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 298–FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 9(1) 121-147.
- Huang, Q., Qin, W., Garoushi, S., He, J., Lin, Z., Liu, F., Vallittu, P. K., and Lassila, L. V. J. (2018). Physicochemical properties of discontinuous S2-glass fiber reinforced resin composite. *Dental Materials Journal*, 37(1), 95-103.
- Ilie, N., and Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral Investigations*, 13(4), 427-438.
- Ilie, N., and Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56(s1), 59-66.
- Ilie, N., Hilton, T. J., Heintze, S. D., Hickel, R., Watts, D. C., Silikas, N., Stansbury, J. W., Cadenaro, M., and Ferracane, J. L. (2017). Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dental Materials Journal*, 33(8), 880-894.

Ilie, N., Jelen, E., and Hickel, R. (2011). Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units? *Clinical Oral Investigations*, 15(1), 21-29.

Internet: Britannica, T. Editors of Encyclopaedia (2010). Knoop hardness. *Encyclopedia Britannica*. Web: <https://www.britannica.com/science/Knoop-hardness>

Internet: Britannica, T. Editors of Encyclopaedia (2018). Vickers hardness. *Encyclopedia Britannica*. Web: <https://www.britannica.com/science/Vickers-hardness>

Internet: *Knoop Hardness Test*. Wikipedia, Web: https://en.wikipedia.org/wiki/Knoop_hardness_test

Internet: *Shimadzu HMV-2 Brochure*. Web: <https://pdf.directindustry.com/pdf/shimadzu-europa/catalogue-hmv-2-series/25210-151360.html>

Internet: *Vickers Hardness Test*. Wikipedia, Web: https://en.wikipedia.org/wiki/Vickers_hardness_test

Internet: *Vickers Hardness Test: What it is and how it's measured*. Web: <https://matmatch.com/learn/property/vickers-hardness-test>

Kaminedi, R. R., Penumatsa, N. V., Priya, T., and Baroudi, K. (2014). The influence of finishing/polishing time and cooling system on surface roughness and microhardness of two different types of composite resin restorations. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 4(2), 99-104.

Kanca 3rd, J., and Suh, B. I. (1999). Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *American Journal of Dentistry*, 12(3), 107-112.

Ke Zhang, N. Z., Michael D. Weir, Mark A. Reynolds, Yuxing Bai, Hockin H.K. Xu. (2017). Bioactive Dental Composites and Bonding Agents Having Remineralizing and Antibacterial Characteristics. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 669-687.

Kim, K. H., Ong, J. L., and Okuno, O. (2002) The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(6), 642-649.

Klauer, E., Belli, R., Petschelt, A., and Lohbauer, U. (2019). Mechanical and hydrolytic degradation of anOrmocer®-based Bis-GMA-free resin composite. *Clinical Oral Investigations*, 23(5), 2113-2121.

Knežević, A., Tarle, Z., Meniga, A., Šutalo, J., Pichler, G., & Ristić, M. (2001). Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(6), 586-591.

Knezevic, A., Zeljezic, D., Kopjar, N., and Tarle, Z. (2008). Cytotoxicity of composite materials polymerized with LED curing units. *Operative Dentistry*, 33(1), 23-30.

- Knobloch, L. A., Kerby, R. E., Clelland, N., and Lee, J. (2004). Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *Operative Dentistry*, 29(6), 642-649.
- Kovarik, R. E., and Ergle, J. W. (1993) Fracture toughness of posterior composite resins fabricated by incremental layering. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(6), 557-560.
- Lima, A. F., de Andrade, K. M. G., da Cruz Alves, L. E., Soares, G. P., Marchi, G. M., Aguiar, F. H. B., Peris, A. R., and Mitsui, F. H. O. (2012). Influence of light source and extended time of curing on microhardness and degree of conversion of different regions of a nanofilled composite resin. *European Journal of Dentistry*, 6(02), 153-157.
- Louden, J., and Roberts, T. (1983). Cure profiles of light-cured dental composites by Raman spectroscopy. *Journal of Raman spectroscopy*, 14(5), 365-366.
- Lung, C. Y. K., and Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials*, 28(5), 467-477.
- Lyapina, M., Cekova, M., Krasteva, A., Dencheva, M., Yaneva-Deliverska, M., and Kisselova, A. (2016). Physical properties of nanocomposites in relation to their advantages. *Journal of IMAB–Annual Proceeding Scientific Papers*, 22(1), 1056-1062.
- Madhusudhana, K., Swathi, T., Suneelkumar, C., and Lavanya, A. (2016). A clinical survey of the output intensity of light curing units in dental offices across Nellore urban area. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, 7(2), 64-68.
- Maghaireh, G., Taha, N., and Alzraikat, H. (2017). The silorane-based resin composites: A Review. *Operative Dentistry*, 42(1), E24-E34.
- Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y., and Hickel, R. (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 53(4), 353-361.
- Marigheto, N., Kemsley, E., Potter, J., Belton, P., and Wilson, R. (1996). Effects of sample heating in FT-Raman spectra of biological materials. *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*, 52(12), 1571-1579.
- Marovic, D., Tarle, Z., Hiller, K.A., Müller, R., Rosentritt, M., Skrtic, D. (2014). Reinforcement of experimental composite materials based on amorphous calcium phosphate with inert fillers. *Dental Materials*, 30(9), 1052–1060.
- Mathew, M., Padaki, N. V., Rocha, L., Gomes, J., Alagirusamy, R., Deopura, B., and Fanguiero, R. (2007). Tribological properties of the directionally oriented warp knit GFRP composites. *Wear*, 263(7-12), 930-938.

- Matinlinna, J. P., Lung, C. Y. K., & Tsoi, J. K. H. (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*, 34(1), 13-28.
- Michaud, P. L., Price, R. B., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., and Sullivan, B. (2014). Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *Journal of Dentistry*, 42(2), 129-139.
- Miletic, V., and Santini, A. (2012). Optimizing the concentration of 2, 4, 6-trimethylbenzoyldiphenylphosphine oxide initiator in composite resins in relation to monomer conversion. *Dental Materials Journal*, 31(5), 717-723.
- Mills, R., Jandt, K., and Ashworth, S. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal*, 186(8), 388-391.
- Mitra, S. B., Wu, D., & Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 134(10), 1382-1390.
- Mohsen, N., and Craig, R. (1995). Hydrolytic stability of silanated zirconia-silica-urethane dimethacrylate composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(3), 213-220.
- Moszner N, V. T., Cramer von Clausbruch S, Geiter E, Batliner N, Rheinberger V. (2002). Synthesis and hydrolytic condensation of new cross-linking alkoxysilane methacrylates and light-curing composites based upon the condensates. In *Macromolecular Materials and Engineering*, (287), 339–247.
- Murray, G. A., Yates, J. L., and Newman, S. M. (1981). Ultraviolet light and ultraviolet light-activated composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(2), 167-170.
- Neumann, M. G., Miranda Jr, W. G., Schmitt, C. C., Rueggeberg, F. A., and Correa, I. C. (2005). Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *Journal of Dentistry*, 33(6), 525-532.
- Nishiyama, N., Komatsu, K., Fukai, K., Nemoto, K., and Kumagai, M. (1995). Influence of adsorption characteristics of silane on the hydrolytic stability of silane at the silica-matrix interface. *Composites*, 26(4), 309-313.
- O'Brien, W. J. (2008a). Physical Properties and Biocompatibility. In B. Goates (Ed.), *Dental Materials and Their Selection* (4th edition) Quintessence Publishing Co, Inc., 12-24
- O'Brien, W. J. (2008b). Physical Properties and Biocompatibility. In B. Goates (Ed.), *Dental Materials and Their Selection* (4th edition) Quintessence Publishing Co, Inc., 75-91
- Ozel Bektas, O., Eren, D., Akin, E. G., and Akin, H. (2013). Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(3-4), 541-546.

- Par, M., Gamulin, O., Marovic, D., Klaric, E., and Tarle, Z. (2014). Effect of temperature on post-cure polymerization of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 42(10), 1255-1260.
- Par, M., Gamulin, O., Marovic, D., Klaric, E., and Tarle, Z. (2015). Raman spectroscopic assessment of degree of conversion of bulk-fill resin composites—changes at 24 hours post cure. *Operative Dentistry*, 40(3), E92-E101.
- Paula, A. B. d., Tango, R. N., Sinhoreti, M. A. C., Alves, M. C., and Puppim-Rontani, R. M. (2010). Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement. *Brazilian Dental Journal*, 21(2), 117-122.
- Pélessier, B., Jacquot, B., Palin, W., and Shortall, A. (2011). Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: From past to present. *Dental Update*, 38(10), 660-662, 664-666, 668-670.
- Peterson, J., Rizk, M., Hoch, M., and Wiegand, A. (2018). Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology*, 106(2), 171-180.
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), 97-116.
- Peutzfeldt, A., Sahafi, A., and Asmussen, E. (2000). Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dental Materials*, 16(5), 330-336.
- Pilo, R., and Cardash, H. (1992). Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dental Materials*, 8(5), 299-304.
- Pires, J. A., Cvitko, E., Denehy, G. E., and Swift, E. J. (1993). Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence International*, 24(7), 517-521.
- Pitel, M. L. (2013). Low-shrink composite resins: a review of their history, strategies for managing shrinkage, and clinical significance. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(8), 578-590.
- Poggio, C., Lombardini, M., Gaviati, S., and Chiesa, M. (2012). Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. *Journal of Conservative Dentistry*, 15(3), 237.
- Poss, S. D. (2010). Utilization of a new self-adhering flowable composite resin. *Dentistry Today*, 29(4), 104-105.
- Pratap, B., Gupta, R. K., Bhardwaj, B., and Nag, M. (2019). Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. *Japanese Dental Science Review*, 55(1), 126-138.

- Prati, C., Chersoni, S., Montebugnoli, L., and Montanari, G. (1999). Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *American Journal of Dentistry*, 12(5), 231-234.
- Price, R.B., Dérand, T., and Dos, M. (2002). Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *American Journal of Dentistry*, 15(1), 47-53.
- Price, R.B., Dérand, T., Sedarous, M., Andreou, P., and Loney, R. (2000). Effect of Distance on the Power Density from Two Light Guides. *Journal of Esthetic Dentistry*, 12(6), 320-327.
- Price, R.B., and Rueggeberg, F. (2017). Light Curing of Restorative Materials. In *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (7th edition) Mosby, 170-200.
- Price, R. B.(2018). Polymerization. In V. Miletic (Ed.), *Dental Composite Materials for Direct Restorations*, Springer, 43-63.
- Price, R.B., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., and Felix, C. M. (2010). Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 363-377.
- Price, R. B., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., Sullivan, B., Kostylev, I., and Fahey, J. (2014). Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dental Materials*, 30(12), 1345-1357.
- Price, R. B., Murphy, D. G., and Dérand, T. (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence International*, 31(9), 659-667.
- Price, R. B. (2017). Light Curing in Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 751-778.
- Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C., and Gamblin, J. (2007). Direct composite restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 659-675.
- Quance, S. C., Shortall, A. C., Harrington, E., and Lumley, P. J. (2001). Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *Journal of Dentistry*, 29(8), 553-560.
- Randolph, L.D., Palin, W., Gaetane, L., Julian, G. (2018). Composition of Dental Resin-Based Composites for Direct Restorations In V. Miletic (Ed.), *Dental Composite Materials for Direct Restorations*. Springer, 11-24.
- Ravi, R. K., Alla, R. K., Shammash, M., and Devarhubli, A. (2013). Dental Composites-A Versatile Restorative Material: An Overview. *Indian Journal of Dental Sciences*, 5(5), 111-115.
- Rawls, H., and Upshaw, J. E. (2003). Restorative resins. In *Phillip's Science of Dental Materials* (11th edition edition). Saunders, 399-441.

- Ribeiro, J. S., Peralta, S. L., Salgado, V. E., and Lund, R. G. (2017). In situ evaluation of color stability and hardness' decrease of resin-based composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(5), 356-361.
- Rode, K. M., Kawano, Y., and Turbino, M. L. (2007). Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Operative Dentistry*, 32(6), 571-578.
- Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*.(Jamesburg, NJ: 1995). Supplement(25), 4-15.
- Rueggeberg, F., and Caughman, W. F. (1993). The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Operative Dentistry*, 18(2), 48-55.
- Rueggeberg, F., Caughman, W. F., and Curtis, J. (1994). Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative Dentistry*, 19(1), 26-32.
- Rueggeberg, F., and Craig, R. (1988). Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *Journal of Dental Research*, 67(6), 932-937.
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: dental photocuring—a review. *Dental Materials*, 27(1), 39-52.
- Rueggeberg, F. A., Cole, M. A., Looney, S. W., Vickers, A., and Swift, E. J. (2009). Comparison of manufacturer-recommended exposure durations with those determined using biaxial flexure strength and scraped composite thickness among a variety of light-curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(1), 43-61.
- Ruyter, I. E., and Øysæd, H. (1982). Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 40(3), 179-192.
- Ruyter, I. E., and Svendsen, S. A. (1978). Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontologica Scandinavica*, 36(2), 75-82.
- Sakaguchi, R., Ferracane, J., and Powers, J. (2018). Restorative materials: Resin composites and polymers. *Craig's Dental Restorative Materials* (14. Edition) Mosby, 135-156.
- Santini, A., Watterson, C., and Miletic, V. (2008). Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources. *The Operative Dentistry Journal*, 5(2), 137-141.
- Santos, G., El-Mowafy, O., Rubo, J. H., and Santos, M. (2004). Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *Journal Canadian Dental Association*, 70(5), 323-327.

- Scheibenbogen, A., Manhart, J., Kunzelmann, K.-H., Kremers, L., Benz, C., and Hickel, R. (1997). One-year clinical evaluation of composite fillings and inlays in posterior teeth. *Clinical Oral Investigations*, 1(2), 65-70.
- Schweikl, H., Schmalz, G., and Weinmann, W. (2004). The Induction of Gene Mutations and Micronuclei by Oxiranes and Siloranes in Mammalian Cells in vitro. *Journal of Dental Research*, 83(1), 17-21.
- Segal, P., Lugassy, D., Mijiritsky, E., Dekel-Steinkeller, M., Ben-Amar, A., Ormianer, Z. and Matalon, S. (2015). The effect of the light intensity and light distances of LED and QTH curing devices on the hardness of two light-cured nano-resin composites. *Materials Sciences and Applications*, 6(11), 1071-1083.
- Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., and Hannigan, A. (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence International*, 32(5), 401-405.
- Shimokawa, C. A., Turbino, M. L., Harlow, J. E., Price, H. L., and Price, R. B. (2016). Light output from six battery operated dental curing lights. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 1(69), 1036-1042.
- Shimokawa, C. A. K., Harlow, J. E., Turbino, M. L., and Price, R. B. (2016). Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. *Journal of Dentistry*, 54, 48-55.
- Shortall, A. (2005). How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(12), 906-911.
- Shortall, A., and Harrington, E. (1997). Effectiveness of battery powered light activation units. *British Dental Journal*, 183(3), 95-100.
- Shortall, A., Palin, W., and Burtscher, P. (2008). Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *Journal of Dental Research*, 87(1), 84-88.
- Shortall, A., Price, R., MacKenzie, L., and Burke, F. (2016). Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units-Part 1. *British Dental Journal*, 221(8), 453-460.
- Shortall, A., Wilson, H., and Harrington, E. (1995). Depth of cure of radiation-activated composite restoratives-Influence of shade and opacity. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(5), 337-342.
- Sideridou, I. D., Karabela, M. M., and Vouvoudi, E. C. (2011). Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dental Materials*, 27(6), 598-607.
- Smith, B. C. (2011). *Fundamentals of Fourier Transform Infrared Spectroscopy*. (2nd edition).CRC press.

- Sobrinho, L. C., de Lima, A. A., Consani, S., Sinhoreti, M. A., and Knowles, J. C. (2000). Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. *Brazilian Dental Journal*, 11(1), 11-17.
- Soh, M., and Yap, A. U. (2004). Influence of curing modes on crosslink density in polymer structures. *Journal of Dentistry*, 32(4), 321-326.
- Strassler, H. E., and Price, R. B. (2014). Understanding light curing, Part I. Delivering predictable and successful restorations. *Dentistry Today*, 33(5), 114-121
- Suh, B., Feng, L., Wang, Y., Cripe, C., Cincione, F., and de Rjik, W. (1999). The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. *Compendium of Continuing Education In Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 20(2 Suppl), 4-12.
- Tanthanuch, S., and Kukiattrakoon, B. (2019). The effect of curing time by conventional quartz tungsten halogens and new light-emitting diodes light curing units on degree of conversion and microhardness of a nanohybrid resin composite. *Journal of Conservative Dentistry*, 22(2), 196-200.
- Tarle, Z., Attin, T., Marovic, D., Andermatt, L., Ristic, M., and Tauböck, T. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clinical Oral Investigations*, 19(4), 831-840.
- Tarle, Z., Knezevic, A., Demoli, N., Meniga, A., Sutalo, J., Unterbrink, G., Ristic, M., and Pichler, G. (2006). Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Operative Dentistry*, 31(2), 219-226.
- Tarle, Z., Meniga, A., Ristic, M., Sutalo, J., Pichler, G., and Davidson, C. (1998). The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(6), 436-442.
- Tarle, Z., and Par, M. (2018). Degree of Conversion. In V. Miletic (Ed.), *Dental Composite Materials for Direct Restorations*, Springer, 63-80.
- Tauböck, T. T., Feilzer, A. J., Buchalla, W., Kleverlaan, C. J., Krejci, I., and Attin, T. (2014). Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *European Journal of Oral Sciences*, 122(4), 293-302.
- Donovan, T., Oliveira, G.M.S., Bayne, S.C., Thompson, J.Y. (2017). Dental Biomaterials. In *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (7th edition), Mosby, 453-510.
- Teughels, W., Van Assche, N., Sliepen, I., and Quirynen, M. (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research*, 17(S2), 68-81.

- Torno, V., Soares, P., Martin, J. M., Mazur, R. F., Souza, E. M., and Vieira, S. (2008). Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 85(1), 166-171.
- Tsai, P. C. L., Meyers, I. A., and Walsh, L. J. (2004). Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dental Materials*, 20(4), 364-369.
- Unterbrink, G.L., Muessner, R. (1995). Influence of light intensity on two restorative systems. *Journal of Dentistry*, 23(3), 183-189.
- Uctasli, S., Tezvergil, A., Lassila, L., and Vallittu, P. (2005). The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources. *Dental Materials*, 21(5), 469-475.
- Uhl, A., Mills, R. W., and 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.
- Ünlü, N., ve Çetin, A. (2008). Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 14(3), 156-167.
- Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D. P., and Van Meerbeek, B. (2017). Bulk-fill composites: A review of the current literature. *The Journal of Adhesive Dentistry* 19(2), 95-109.
- Vandewalle, K., Roberts, H., Andrus, J., and Dunn, W. (2005). Effect of Light Dispersion of LED Curing Lights on Resin Composite Polymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 17(4), 244-254.
- Vandewalle, K. S., Roberts, H. W., and Rueggeberg, F. A. (2008). Power distribution across the face of different light guides and its effect on composite surface microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 20(2), 108-117.
- Wang, L., Liu, Y., Si, W., Feng, H., Tao, Y., and Ma, Z. (2012). Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. *Journal of the European Ceramic Society*, 32(11), 2599-2606.
- Watts, D., and Cash, A. (1994). Analysis of optical transmission by 400–500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *Journal of Dentistry*, 22(2), 112-117.
- Wu, Y. R., Chang, C. W., Chang, K. C., Lin, D. J., Ko, C. L., Wu, H. Y., and Chen, W. C. (2019). Effect of micro-/nano-hybrid hydroxyapatite rod reinforcement in composite resins on strength through thermal cycling. *Polymer Composites*, 40(9), 3703-3710.

- Xu, H., Weir, M., Sun, L., Takagi, S., and Chow, L. (2007). Effects of calcium phosphate nanoparticles on Ca-PO₄ composite. *Journal of Dental Research*, 86(4), 378-383.
- Xu, X., Sandras, D., & Burgess, J. (2006). Shear Bond Strength with Increasing Light-Guide Distance from Dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 18(1), 19-27.
- Yap, A. U. (2000). Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Operative Dentistry*, 25(2), 113-120.
- Yap, A. U., Wong, N. Y., and Siow, K. S. (2003). Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Operative Dentistry*, 28(4), 357-364.
- Yazici, A. R., Kugel, G., and Gul, G. (2007). The Knoop hardness of a composite resin polymerized with different curing lights and different modes. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(2), 52-59.
- Yazici, A. R., Tuncer, D., Antonson, S., Onen, A., and Kilinc, E. (2010). Effects of delayed finishing/polishing on surface roughness, hardness and gloss of tooth-coloured restorative materials. *European Journal of Dentistry*, 4(1), 50-56.
- Yoldas, O., Akova, T., and Uysal, H. (2004). Influence of different indentation load and dwell time on Knoop microhardness tests for composite materials. *Polymer Testing*, 23(3), 343-346.
- Yoon, T. H., Lee, Y. K., Lim, B. S., and Kim, C. W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1165-1173.
- Yoshida, K., and Greener, E. (1993). Effects of two amine reducing agents on the degree of conversion and physical properties of an unfilled light-cured resin. *Dental Materials*, 9(4), 246-251.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇÖLTEKİN OLGUN, Esin

Uyruğu : T.C

Doğum tarihi ve yeri

Medeni hali.

Telefon

E-mail

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	Devam ediyor
Lisans	Ankara Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Yıldırım Beyazıt Anadolu Lisesi	2011

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2018-Halen	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce

Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler:

-Restoratif Diş Hekimliği Derneği (RDD), Üye, 2020

Katıldığı Kongreler:

1. 25. Tdb Uluslararası Diş Hekimliği Derneği Kongresi, İstanbul, Türkiye, 2019
2. 2. Uluslararası Sempozyum 'Çürümeden Korumak', İstanbul, Türkiye, 2019
3. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1.Genç Akademisyenler Kongresi, Ankara, Türkiye,2020
4. 3. UTYAB Uluslararası Tıp, Yaşam Bilimleri ve Sağlık Hizmetleri Kongresi, Online, 2022

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitaplarında (Proceedings)

Basılan Poster Sunumları:

1. Çöltekin, E., Üçtaşlı M. B. (2019). “Kama Şekilli Lateral Dişlerin Tek Seans Direkt Kompozit Rezin ile Estetik Rehabilitasyonu”, *2.Uluslararası Çürümeden Korumak Sempozyumu, İstanbul, Türkiye (Özet Bildiri/Poster)*.
2. Çöltekin, E., Üçtaşlı M. B. (2019). “Travmaya Uğramış Anterior Dişlerde Oluşan Komplike ve Komplike Olmayan Kron Kırıklarının Restorasyonu” , *TDB 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye (Özet Bildiri/Poster)*
3. Çöltekin Olgun, E., Altuğ Yıldırım, A. (2022) “Anterior Diş Eksikliklerinin Fiberle Güçlendirilmiş Direkt Kompozit Rezin Köprü ile Tedavisi: Olgu Sunumu”, *3. UTYAB Uluslararası Tıp, Yaşam Bilimleri ve Sağlık Hizmetleri Kongresi, Online, (Özet Bildiri/Poster)*

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında (proceedings) basılan poster sunumları:

1. Çöltekin, E., Üçtaşlı, M. B. (2020). “Tek Seansla Direkt Kompozit Rezin Restoratif Tedavi ile Anterior Diastema Kapatılması”, *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1.Genç Akademisyenler Kongresi, Ankara, Türkiye (Özet Bildiri/Poster)*

Ulusal/Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan sözlü sunumlar:

1. Demir, G., Kılıç, S., Çöltekin, E., Yıkıcı, C., Üçtaşlı, M. B., Özcan, S. (2019).” Kompozit Rezin Restoratif Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü ve Renk Değişikliğinin

Değerlendirilmesi”, *Restoratif Diş Hekimliği 23. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Antalya, Türkiye (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)*

2. Altuğ Yıldırım, A., Çöltekin Olgun, E., (2022) “Travmaya Uğramış Komplike Olmayan Kron Kırığı Bulunan Anterior Dişlerin Estetik Rehabilitasyonu: 2 Olgu Sunumu”, 3. *UTYAB Uluslararası Tıp, Yaşam Bilimleri ve Sağlık Hizmetleri Kongresi, Online, (Özet Bildiri/ Sözlü Sunum)*

Kurs ve Sertifikalar

1. “Adezyondan Polisaja Diastema Restorasyonları” Kursu, TDB 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, İstanbul Kongre Merkezi, Kurs, 07.09.2019 (Uluslararası)

Projelerde Yaptığı Görevler:

1. “TDH-2021-6940” kodlu Dental Dokuların Optik Özelliklerinin Simülasyonu ile Kompozit Resinin Işık Cihazına Olan Uzaklığının ve Işık Uygulama Sürelerinin Kompozit Resinin Mikrosertlik Değerleri Üzerine Etkisi, Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi, Araştırmacı

Hobiler

Yağlı boya, keman



GAZİ GELECEKTİR...