



**T.C.**  
**SIVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI MODLARDA KULLANILAN İŞIK KAYNAKLARI İLE  
POLİMERİZE EDİLEN KÜTLESEL YERLEŞTİRİLEBİLEN KOMPOZİT  
REZİNLERİN PULPA ODASINDA OLUŞTURDUĞU SICAKLIK  
DEĞİŞİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Eda YILDIZ MOLLAOĞLU**  
**UZMANLIK TEZİ**  
**Olarak Hazırlanmıştır.**

**Tez Danışmanı**  
**Dr. Öğr. Üyesi Alper KAPTAN**

**SIVAS**  
**2018**

**T.C.**  
**SİVAS CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI MODLARDA KULLANILAN IŞIK KAYNAKLARI İLE  
POLİMERİZE EDİLEN KÜTLESEL YERLEŞTİRİLEBİLEN KOMPOZİT  
REZİNLERİN PULPA ODASINDA OLUŞTURDUĞU SICAKLIK  
DEĞİŞİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Dt. Eda YILDIZ MOLLAOĞLU**  
**UZMANLIK TEZİ**  
**Olarak Hazırlanmıştır.**

**Tez Danışmanı**  
**Dr. Öğr. Üyesi Alper KAPTAN**

**SİVAS**  
**2018**

**“Farklı Modlarda Kullanılan Işık Kaynakları İle Polimerize Edilen Kütlesel Yerleştirilebilen Kompozit Rezinlerin Pulpa Odasında Oluşturduğu Sıcaklık Değişimlerinin Değerlendirilmesi”** adlı **Uzmanlık** Tezi, jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında **Uzmanlık** tezi olarak kabul edilmiştir.

AD SOYAD

İMZA

Başkan

Prof.Dr.Feridun

HÜRMÜZLÜ

Üye

Doç. Dr. Emine

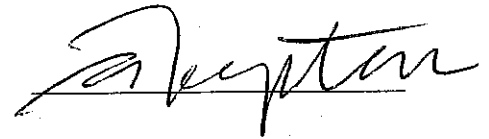
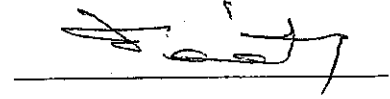
Şirin

KARAARSLAN

Üye

Dr.Öğr. Üyesi

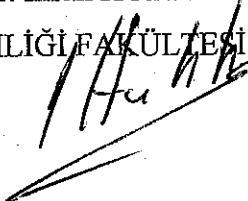
Alper KAPTAN



ONAY

Bu tez çalışması, 07.08.2018 tarihinde Fakülte Yönetim Kurulu tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANI



Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

Çalışmamı destekleyen Cumhuriyet Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na (CÜBAP) teşekkür ederim.

## ÖZET

# FARKLI MODLARDA KULLANILAN IŞIK KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE EDİLEN KÜTLESEL YERLEŞTİRİLEBİLEN KOMPOZİT REZİNLERİN PULPA ODASINDA OLUŞTURDUĞU SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

**Eda YILDIZ MOLLAOĞLU**

**Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı**

**Sivas, 2018**

Bu tez çalışmasında ışık kaynakları ile farklı rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişikliklerinin in vitro ortamda pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzenekler kullanılarak araştırılması amaçlanmıştır.

Bu çalışmada 120 adet çürüksüz daimi molar diş kullanıldı. Dişlere paralelometre cihazı ile 2x3 mm genişliğinde sınıf I kavite açıldı. Tüm numuneler; hassas kumpas yardımıyla pulpa odası ile kavite tabanı arasında 2 mm dentin kalınlığı kalacak şekilde ayarlandı. Kütleli yerleştirilebilen kompozitler olarak Venus Bulk Fill (Heraeus Kulzer, UK), Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Viva Ivoclar Vivadent, United States, Canada), Filtek Bulk Fill (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) ve geleneksel kompozit olan Filtek Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) kullanıldı. Materyaller; Valo LED (Ultradent, USA) (Standart mod, High mod, Ekstra Power Mod) Elipar S10 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (Standart Mod) ve Elipar Deepcure-S (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (Standart Mod) ışık kaynakları kullanılarak polimerize edildi. Resin restoratif materyallerin polimerizasyonunda pulpa odasında ortaya çıkan sıcaklık artışları, mikrosirkülasyonu olan düzenekler kullanılarak, j tipi termocupl ile ölçülerek kaydedildi.

Çalışmada kullanılan ışık kaynakları ile farklı restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında pulpa odasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu bulundu ( $p<0,05$ ). Genel olarak en düşük sıcaklık artış değerleri Valo Extra Power Modunda elde edildi. Restoratif materyallerin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık artışları arasındaki farklılık anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ). En yüksek sıcaklık artış değerleri

akışkan bir bulk fill kompozit olan Venus Bulk Fill' in polimerizasyonu sırasında elde edildi.

**Anahtar sözcükler:** Bulk fill kompozit, Işık kaynakları, Polimerizasyon, Pulpal mikrosirkülasyon, Pulpal ısı artışı



## SUMMARY

### EVALUATION OF TEMPERATURE CHANGES IN THE PULP CHAMBER OF THE BULK-FILL COMPOSITE RESINS POLYMERIZED BY LIGHT SOURCES USED IN DIFFERENT MODS

EDA YILDIZ MOLLAOĞLU

Restorative Dentistry Department

Sivas, 2018

In this thesis study, it is aimed to investigate the temperature changes occurring in the pulp chamber during the polymerization of the light sources and the different resin materials using the devices simulating pulpal microcirculation in vitro.

In this study 120 permanent non-carious teeth were used. The teeth were opened with a parallel-type instrument and 2x3 mm wide class I cavities were opened. All samples; with the help of precision digital calipers, the pulp chamber and the cavity base were adjusted to remain 2 mm dentin thickness. Venus Bulkfill, Tetric Evo Ceram Bulkfill, Filtek Bulkfill and the traditional composite Filtek Z250 were used as resin-based composites. Materials were polymerized using Valo LED (Standard mode, High mode, Extra Power Mode) Elipar S10 (Standard Mode) and Elipar Deepcure-S (Standard Mode) light sources. temperature increments in the pulp chamber in the polymerization of resin restorative materials were recorded by measuring with a thermocouple of type j using microcirculation assemblies.

There was a statistically significant difference between the light sources used in the study and the temperature changes occurring during the polymerization of the different restorative materials ( $p < 0,05$ ). In general, the lowest temperature rise values were obtained in Valo Extra Power Mode. The difference in temperature increases during the polymerisation of restorative materials was found to be significant ( $p < 0.05$ ). The highest temperature rise values were obtained during the polymerization of Venus Bulk Fill, a fluid bulk fill composite.

**Key words:** Bulk fill composite, Light sources, Polymerization, Pulp microcirculation, Pulp temperature rise



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca mesleki bilgisini ve manevi desteğini hiçbir şekilde esirgemeyen, yol gösteren, hakkını ödeyemeyeceğim değerli danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Alper KAPTAN' a teşekkürü bir borç bilirim.

Uzmanlık eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım değerli hocalarım Prof. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ, Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU, Doç. Dr. Özden Özel BEKTAŞ, Doç. Dr. Diğdem EREN ve Doç. Dr. Emine Gülşah Göktolga AKIN' a,

Çalışmamda fikir veren ve destekte bulunan Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyesi Doç.Dr.Arife KAPTAN' a

Tez çalışmalarım sırasında fikir alışverişinde bulunduğum, her türlü desteği veren Dt. Aynur Yıldız, Dt. Vahti Kılıç, Dt. Şükrü MEHRİCAN ve diğer asistan arkadaşlarıma, yardımlarını esirgemeyen bölüm personeline,

Tez çalışmamın istatistiksel değerlendirmesinde yardımlarını esirgemeyen Cumhuriyet Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Biyoistatistik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Dr.Öğr. Üyesi Ziyet ÇINAR' a,

Bugünlere gelmemde çok büyük katkıları olan, varlıklarıyla her zaman destek olan, arkamda duran çok sevgili anneme, babama, kardeşime,

Daima fedakarlığını ve desteğini hissettiğim eşime ve oğluma teşekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖZET.....	i
SUMMARY .....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
İÇİNDEKİLER .....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ix
TABLolar DİZİNİ .....	xi
KISALTMALAR DİZİNİ .....	xii
SİMGELER DİZİNİ .....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Diş Dokusunun Yapısı.....	4
2.1.1 Pulpa-Dentin Kompleksi .....	4
2.1.2 Dentin .....	4
2.1.3 Pulpa .....	9
2.1.4 Pulpanın vaskülarizasyonu .....	12
2.1.5 Pulpanın İnnervasyonu .....	12
2.2 Kompozit Reziner .....	13
2.2.1 Kompozit Rezinerin Yapısı .....	15
2.2.1.1 Organik Polimer Matriks Fazı .....	15
2.2.1.2 Ara Faz.....	18
2.2.1.3 İnorganik Faz .....	19
2.2.2 Kompozit Rezinerin Sınıflandırılması.....	20

2.2.2.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması .....	20
2.2.2.1.1 Megafil Kompozitler.....	21
2.2.2.1.2 Makrofil Kompozitler .....	21
2.2.2.1.3 Midifil Kompozitler .....	21
2.2.2.1.4 Minifil Kompozitler .....	21
2.2.2.1.5 Mikrofil Kompozitler .....	22
2.2.2.1.6 Nanofil Kompozitler .....	22
2.2.2.1.7 Hibrit kompozitler .....	23
2.2.2.2 Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	23
2.2.2.2.1 Akışkan Kompozitler .....	23
2.2.2.2.2 Kondanse Edilebilen Kompozitler .....	24
2.2.2.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması .....	24
2.2.2.3.1 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler .....	24
2.2.2.3.2 Işık İle Polimerize Olan Kompozitler .....	25
2.2.2.3.3 Hem Kimyasal Olarak Hem De Işık İle Polimerize Olan Kompozitler .....	25
2.2.2.4 Farklı Özellikteki Kompozitler .....	25
2.2.2.4.1 Ormoserler.....	25
2.2.2.4.2 İyon Salabilen Kompozitler (Smart ve Antibakteriyel Kompozitler).....	26
2.2.2.4.3 Siloranlar .....	27
2.2.2.4.4 Bulk fill kompozitler .....	27
2.3 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları .....	29
2.3.1 Ultraviyole (UV) Işık Cihazları.....	30

2.3.2 Argon Lazer .....	30
2.3.3 Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC) .....	30
2.3.4 LED Işık Kaynakları.....	31
2.3.5 Quartz-Tungsten Halojen Isık Kaynağı (QTH).....	34
2.3.6 Yüksek Enerji Yoğunluğuna Sahip Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları (HQTH) .....	34
2.4 Diş ve Isı.....	35
2.4.1 Termal Değişikliklere Dişin Cevabı .....	36
2.4.2 Isının Neden Olduğu Hasar .....	36
2.4.3 Dişin Isı Uyarısına Kan Akımı ve Dentinal Sıvı Akımı Bakımından Cevabı.....	37
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM.....</b>	<b>39</b>
3.1. Etik Kurul Onayı .....	39
3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	39
3.3. Örneklem Büyüklüğünün Saptanması ve Dişlerin Hazırlanması.....	41
3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması .....	42
3.4. İstatistiksel Değerlendirme.....	52
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>53</b>
4.1 Kompozit Materyallerinin Farklı Işık Kaynakları İle Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular .....	53
4.2. Kullanılan Işık Kaynakları ile Farklı Restoratif Materyallerin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular.....	58
4.3. Işık Kaynaklarından Bağımsız Restoratif Materyallere Göre Sıcaklık Farkı Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	60
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>62</b>

<b>6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER.....</b>	<b>77</b>
<b>KAYNAKÇA .....</b>	<b>79</b>
<b>ÖZ GEÇMİŞ.....</b>	<b>101</b>



## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa No

Şekil 2.1 Dentin dokusu (x425). Dentin tübülleri içerisinde bulunan odontoblast hücrelerinin sitoplazmik uzantıları yeşil ile gösterilmiştir [33]. .....	5
Şekil 2.2 Dentin tübülleri [43]. .....	7
Şekil 2.3 Peritübüler ve inter tübüler dentin[49, 50]. .....	8
Şekil 2.4 A.Dentinin şematik gösterimi B.Reaksiyonel (sklerotik) dentin ve reperatif (tamir) dentinin şematik gösterimi [52]. .....	9
Şekil 2.5 Bis-GMA, TEGDMA, HEMA,EGDMA'nın molekül yapısı.....	14
Şekil 2.6 UDMA'nın moleküler yapısı.....	16
Şekil 2.7 DX-511 molekülünün yapısı[82].....	17
Şekil 2.8 Silanın yapısı .....	18
Şekil 3.1 Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller .....	40
Şekil 3.2 Çalışmada kullanılan ışık cihazları.....	41
Şekil.3.3 Çalışmada kullanılan diş örnekleri .....	42
Şekil 3.4. İso met cihazıyla dişlerin okluzal aşındırma işlemi.....	44
Şekil 3.5. Paralelometre cihazı ile dişlere kavite hazırlanması.....	45
Şekil 3.6. Pulpa odası ile kavite tabanı arasındaki mesafenin kumpas yardımıyla ölçülmesi.....	45
Şekil 3.7 Pulpa odasında meydana gelen ısı artışını ölçmek için hazırlanan mikrosirkülasyon düzeneği.....	46
Şekil 3.8 Termal macun ve pulpa odasına uygulanışı.....	47
Şekil 3.9 Şırınga uçlarının akrilik plağa sabitlenmesi .....	47
Şekil 3.10 Çalışmada kullanılan su banyo cihazı.....	48
Şekil 3.11 Termocuplın plak üzerine sabitlenmesi .....	49
Şekil 3.12 Çalışmada kullanılan veri kaydedici cihaz .....	49
Şekil 3.13 Deney aşamalarının uygulaması .....	50

<b>Şekil 3.13</b> Restoratif materyalin kaviteye uygulanışı .....	51
<b>Şekil 3.14</b> Restorasyon materyalinin polimerizasyonu esnasında oluşan en yüksek ısı değeri .....	51
<b>Şekil 4.1</b> Işık cihazlarının, Venus Bulk Fill' in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri açısından karşılaştırılması. ....	54
<b>Şekil 4.2</b> Işık cihazlarının, Tetric Evo Ceram Bulk Fill'in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri açısından karşılaştırılması. .	55
<b>Şekil 4.3</b> Işık cihazlarının, Filtek Bulk Fill'in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri açısından karşılaştırılması. ....	56
<b>Şekil 4.4</b> Işık cihazlarının, Filtek Z250' nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri açısından karşılaştırılması. ....	57
<b>Şekil 4.5</b> Kullanılan Işık Kaynakları ile Farklı Restoratif Materyallerin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular .....	59
<b>Şekil 4.6</b> Işık Kaynaklarından Bağımsız Olarak Restoratif Materyallere Göre Sıcaklık Farkı Ölçümlerinin Karşılaştırılması.....	61

## TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
<b>Tablo 2.1.</b> Kompozit rezinlerin sınıflandırılması [68, 92].....	20
<b>Tablo 2.2.</b> Termal tedaviler ve oluşturdukları intrapulpal ısı artışı.....	35
<b>Tablo 3.1</b> Çalışmada kullanılan restoratif materyaller ve özellikleri .....	40
<b>Tablo 3.2</b> Çalışmada kullanılan ışık cihazları ve özellikleri .....	41
<b>Tablo 3.3.</b> Çalışma kapsamında oluşturulan deney grupları .....	43
<b>Tablo 4.1</b> Rezin esaslı materyallerin farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık farkı ( $\Delta t$ ) değerleri. ....	53
<b>Tablo 4.2.</b> Restoratif materyallere göre sıcaklık farkı ölçümlerinin karşılaştırılması .....	60



## KISALTMALAR DİZİNİ

<b>APS</b>	: 4-META 3 akriloksipropiltrimetoksilan
<b>ATEŞ</b>	: Alitrietoksilan
<b>BIS-EMA</b>	: Bisfenol A etoksi dimetakrilat
<b>BIS-GMA</b>	: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
<b>BP</b>	: Benzoil peroksit
<b>CQ</b>	: Kamforokinon
<b>ED</b>	: Enerji density
<b>EDMA</b>	: Etilen glikol dimetakrilat
<b>EOP</b>	: Energy for Optimum Polimerization
<b>GPS</b>	: $\gamma$ -plisidoksiprofil trimetoksilan
<b>HEMA</b>	: 2Hidroksietilmetakrilat
<b>HQTH</b>	: Yüksek Enerji Yoğunluğuna Sahip Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazı
<b>LED</b>	: Işık yayan diyot
<b>MDPB</b>	: 12-Methacryloyloxydodecyl pyridinium bromide
<b>MMA</b>	: Metil metakrilat
<b>MPTS</b>	: 3metakriloksipropiltrimetoksisilan
<b>OTMS</b>	: n-oktiltrimetoksilan
<b>QTH</b>	: Kuartz—tungsten halojen ışık cihazı
<b>PAC</b>	: Plazma ark ışık kaynağı
<b>PPD</b>	: 1-Fenil 1,2- Propandiyon
<b>SEM</b>	: Taramalı elektron mikroskobu
<b>TEGDMA</b>	: Trietilen glikol dimetakrilat

**TEM** : Transmisyon elektron mikroskobu  
**TPO** : Trimehtyl benzoyl phosphine oxide  
**UDMA** : Ürethan dimetakrilat  
**UTMA** : Üretan tetra metakrilat  
**UV** : Ultraviyole



## SİMGELER DİZİNİ

<b>mm</b>	: Milimetre
<b>Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub></b>	: Kalsiyum hidroksiapatit
<b>%</b>	: Yüzde
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>SiO<sub>2</sub></b>	: Silisyum dioksit
<b>pH</b>	: Power of Hydrogen
<b>mw/cm<sup>2</sup></b>	: Miliwatt/santimetrekare
<b>°C</b>	: Santigrat derece
<b>µm</b>	: Mikrometre
<b>cm H<sub>2</sub>O</b>	: Santimetre Su
<b>mmHg</b>	: Milimetre civa
<b>Å</b>	: Angström
<b>N</b>	: Toplam örnek
<b>n</b>	: Sayı
<b>n<sub>a</sub></b>	: Alt gruplar

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin temel işlevi, dişlerdeki çürük ve diğer defektleri, doku devamlılığını, bütünlüğünü koruyarak onarmak ve iyi bir estetik sonuç elde etmektir. Bu amaçla günümüzde diş dolgu malzemeleri olarak kullanılan inorganik ve organik maddelerin bir arada kullanıldığı son derece gelişmiş özellikleri bulunan kompozitler bulunmaktadır [1, 2]. Kompozit rezinler toplumun diş estetiğine olan ilgisinin artmasıyla birlikte, amalgama alternatif olarak üretilmiştir.

Kompozit rezinlerin niteliklerindeki ve performanslarındaki olumlu gelişmeler, bu materyallerin özellikle arka grup dişlerin restoratif tedavi işlemlerinde de sıklıkla kullanılmasını sağlamıştır.

Kaviteletin, ışıkla sertleşen kompozit rezinlerle restorasyonu sırasında uygulama ve sertleştirmede altın standart olarak kabul edilen yaklaşım; rezin materyalin tabakalar halinde kaviteye uygulanması prensibine dayanır ve maksimum tabaka kalınlığı genellikle 2 mm olarak belirtilir [3]. Fakat özellikle derin kaviteletin restorasyonunda materyalin 2 mm' lik kalınlıklarla tabakalar halinde kaviteye uygulanması; fazla zaman gereksinimi, tabakalar arasında hava kabarcıklarının oluşumu ve kontaminasyon riski gibi olumsuzlukları da beraberinde getirmektedir. Bu nedenle son zamanlarda birçok üretici firma “bulk fill” olarak isimlendirilen, tek seferde 4-5 mm kalınlığında uygulanabilen yeni tip kompozitleri kullanıma sunmuşlardır.

Dental teşhiste ve tedavilerde kullanılan bir çok ürün ve prosedürün biyolojik dokular üzerinde kısmen zararlı etkileri bulunmaktadır [4]. Diş sert dokuları (mine ve dentin) termal yalıtıcıdır [5]. Diş yapılarının canlılığından sorumlu olan pulpa dokusu ise ısıya karşı hassastır [4].

Dental tedaviler sonucunda meydana gelen ısı artışının pulpa dokusu üzerindeki zararlı etkileri diş hekimliği için önemli bir kaygı teşkil etmektedir [6]. Damarlanması yüksek bir doku olan diş pulpasının canlılığı, kavite preparasyonu ve restoratif işlemler sonucu kaybolabilir. Kısmen termal yaralanmaya karşı olan bu duyarlılık mineden dentine doğru iletilen ısı artışına bağlı olmaktadır [7]. Dentinin ısı iletkenliği oldukça düşüktür [5], fakat derin kavitelelerde dentin tübüllerinin yüzey alanı arttığı için pulpanın hasara uğrama ihtimali de fazladır [8].

Zach ve Cohen yaptıkları in vivo bir araştırma sonucu; 5,5 °C' lik pulpa içi ısı artışının, pulpada histolojik değişikliklere neden olduğunu ve dişlerin pulpalarının %15' inin nekroz ile sonuçlandığını; 11 °C' lik pulpa içi ısı artışının dişlerin %60' ının ve 16 °C' lik pulpa içi ısı artışının ise %100' ünün pulpasında irreversible değişikliklere neden olduğunu bildirmişlerdir [9].

Pulpada meydana gelen ısı artışı; diş uygulanan enerjinin miktarına [10] ve bu enerjiye maruz kalınan süreye bağlıdır [11]. Isı artışında dentin ve geometrik yapısı önemli bir rol üstlenmektedir. Kalan dentin kalınlığının azaldığı durumlarda pulpa ısı artışına daha hassas hale gelmektedir [12, 13].

Klinik uygulamalarda, çürük veya travma nedeniyle dişler kompozit rezinler ile restore edilmektedir. Çürük lezyonlarının komşu olduğu dentin bölgesinde, dentinin mineralizasyon derecesinde değişimler olduğu iyi bilinen bir gerçektir. Pulpaya iletilen ısının in vitro olarak incelenmesinde dentinin mineral içeriği göz ardı edilmektedir. Pulpa odasında oluşan ısı artışını dentinin demineralizasyon derecesi etkileyebilmektedir [14].

Birçok araştırmacı pulpa odasında meydana gelen ısı artışının; ışık cihazının enerji yoğunluğu sonucu mu yoksa kompozitin polimerizasyonu sırasında oluşan ekzotermik reaksiyon sonucu mu olduğunu tartışmaktadır [7, 15-18] Görünür ışık cihazları, pulpada hasar oluşturabilecek bir ısı artışına neden olabilir [7, 19] . Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin ekzotermik reaksiyon hızları ve buna bağlı olarak meydana gelen ısı, ışık cihazının gücü yükseltildiğinde de artmaktadır [20]. Al-Qudah ve ark.; yaptıkları bir çalışmada kompozitin ekzotermik reaksiyonu sonucu oluşan ısının, pulpal etkisinin, ışık cihazından daha etkili olduğunu savunmaktadırlar [15]. Lloyd ve ark.' na göre ise; oluşan ısının en önemli kaynağı kompozit materyali değil, ışık cihazlarıdır [21].

Dişlerin, estetik restoratif materyaller ile tedavisi sırasında pulpa içi ısı artışını etkileyen faktörler üç grupta incelenebilir;

- Dişle ilgili faktörler
- Resin materyallerin özellikleri
- Işık cihazları ile ilgili faktörler [22]

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyonunda; uzun ömürlülük, pratik kullanım ve kısa uygulama süresi gibi avantajları nedeniyle çoğunlukla yüksek ışık yoğunluğuna sahip LED ışık kaynakları tercih edilmektedir [23, 24]. Bu ışık kaynaklarında, mevcut ihtiyaçları karşılamak üzere geliştirilmiş farklı uygulama modları mevcuttur. Örneğin yüksek ışık gücüne sahip hızlı polimerizasyon (turbo) modunda kısa uygulama süresi ve zaman kazancı hedeflenmektedir. Yavaş başlayan polimerizasyon (soft-start) modu kullanımındaki amaç ise; düşük ışık şiddeti ile başlatılan polimerizasyon sayesinde büzülmeyi azaltmaktır [24]. Yüksek yoğunlukta ışıkla gerçekleştirilen hızlı polimerizasyonun, özellikle derin kavitelerde, pulpa dokusunda termal hasar oluşturması olasıdır.

Bu çalışmada amaç, derin kavitelerde bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan üç farklı LED ışık kaynağının ve farklı polimerizasyon modunun, pulpa odasında meydana getirdiği sıcaklık değişimini incelemektir.

Çalışmanın sıfır hipotezi;

1- Farklı ışık kaynakları ve modlarında polimerizasyonu gerçekleştirilen bulk fill rezinler pulpa odasında farklı sıcaklık artışlarına sebep olurlar.

2- Farklı ışık kaynakları ve modlarında polimerizasyonu gerçekleştirilen bulk fill rezinler ve geleneksel kompozit arasında pulpa odasında oluşturdukları sıcaklık artışları açısından bir fark yoktur.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Diş Dokusunun Yapısı

#### 2.1.1 Pulpa-Dentin Kompleksi

Dentin ve pulpa dokularının embriyolojik kökenleri, anatomik, biyolojik ve kimyasal yapıları yönünden farklılık göstermelerine rağmen fizyolojik ve patolojik durumlar karşısında oldukça hassas bir denge içerisinde, tek bir doku gibi hareket ederler [25]. Dentini oluşturan odontoblast hücrelerinin gövdeleri pulpa odasında bulunurken, uzun silindirik şekilli sitoplazmik hücre uzantıları (Tomes Fibrilleri) ise mineralize dentin tübüleri içerisindedir. Bu odontoblastik hücre uzantıları nedeniyle dentin, fizyolojik ve patolojik uyarılara reaksiyon gösterebilen canlı bir doku olarak kabul edilir [26]. Sert ve yumuşak dokuların bu uyumu ve etkileşimi içindeki pulpa ve dentin dokuları, pulpo-dentinal kompleks olarak da isimlendirilmektedir [25].

#### 2.1.2 Dentin

Dentin, diş yapısının neredeyse tamamı boyunca uzanan, dişin en geniş kısmını oluşturan yapıdır. Dış kısmı anatomik kromda mine, kök kısmında ise sement ile kaplı iken iç kısımda dentin pulpa odası ve kanallarını çevreler [26]. Dentin; tübüler dentin, tübüleri saran yüksek oranda mineralize olmuş peritübüler dentin, intertübüler dentin ve kollajenden meydana gelen hidrate olmuş biyolojik bir komplekstir [27].

Hacim olarak % 45-50' si inorganik, % 30' u organik olan ve % 20-25 oranında su içeren dentin [28], ağırlık olarak ise % 70' i inorganik, % 20' si organik ve % 10' u sudan oluşan biyolojik bir dokudur [29, 30].

Pulpa-dentin kompleksinin mineralize bileşeni olan dentin; kendine özgü pöröz bir doku olup, kısmen mineralize olmuş kollajen bir matriks içinde, yüksek oranda mineralize olmuş peritübüler dentinle çevrelenmiş mikroçaplı tübüllerin gömüldüğü heterojen, biyolojik bir kompozit gibidir [31]. Bu mineralize matriks, gelişimsel olarak mine-dentin sınırında kollajen salgılamaya başlayan ve daha sonra merkezi olarak ilerleyerek odontoblast uzantılarını sürükleyen pulpa dokusunun en dış tabakasında tek sıra halinde dizilmiş olarak bulunan odontoblastlar tarafından

sentezlenen kollajen ağı üzerine hidroksiapatit kristallerinin yığılması ile oluşmaktadır (Şekil 2.1) [28, 32].



**Şekil 2.1** Dentin dokusu (x425). Dentin tübülleri içerisinde bulunan odontoblast hücrelerinin sitoplazmik uzantıları yeşil ile gösterilmiştir [33].

Dentinin inorganik kısmını oluşturan mineral faz, kalsiyumdan fakir karbonattan zengin apatit ve tabak şeklindeki kristallerle birlikte 50-60 nm uzunluğunda ve  $10,3 \pm 0,3$  nm kalınlığındaki intertübüler dentinden oluşmaktadır. Dentin kristalleri, mine kristallerinden daha küçüktür ve uzunlukları 200-1000 Å, genişlikleri ise 30 Å'dur. Dentinin inorganik yapısını, genellikle kalsiyum hidroksiapatit kristalleri ( $\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$ ) meydana getirir. Dentin dokusunun mineye oranla inorganik içeriği daha az ve hidroksiapatit kristallerinin boyutları daha küçük olduğu için mineye göre sertliği daha düşüktür [34].

Dentin dokusunun organik yapısının temelini kollajen oluşturur. Dentin dokusundaki kollajenin oranı % 93'tür ve büyük kısmı Tip I kollajendir, ancak az miktarda Tip V kollajen de mevcuttur [29, 35]. Organik yapının kollajen olmayan bileşenleri ise fosfoproteinler [30, 36], glikozaminoglikan [37], proteoglikanlar [37,

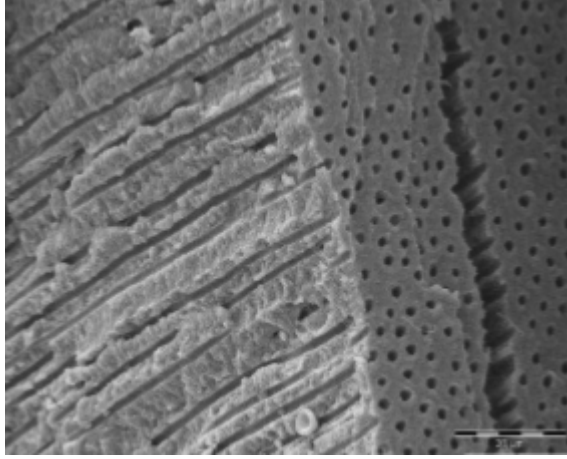


38], proteinler [38], asidik glikoproteinler [30, 39] , büyüme faktörleri [38] ve yağlardır [30, 38, 39].

Dentinin su içeriği bulunduğu bölgeye bağlı olarak da değişmekle birlikte % 8-16 arasındadır. Bu suyun çoğu, 120° C' de uzaklaştırılabilen bağlı olmayan sudur. Mevcut suyun % 1' den az bir miktarının da apatit kristalleri ve kollajenle birlikte olduğu düşünülmektedir [25].

Dentin derinliğindeki artışla birlikte, dentinin su içeriği de artmaktadır. Mine-dentin sınırında dentinin su içeriği hacimsel olarak %1 civarında iken, pulpa yakınlarında bu oran 20 kat artarak %22' lere ulaşmaktadır [25].

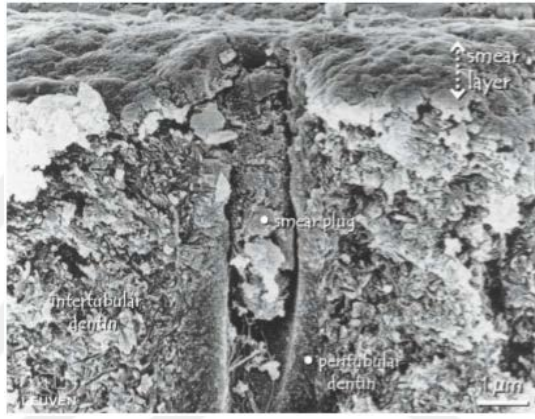
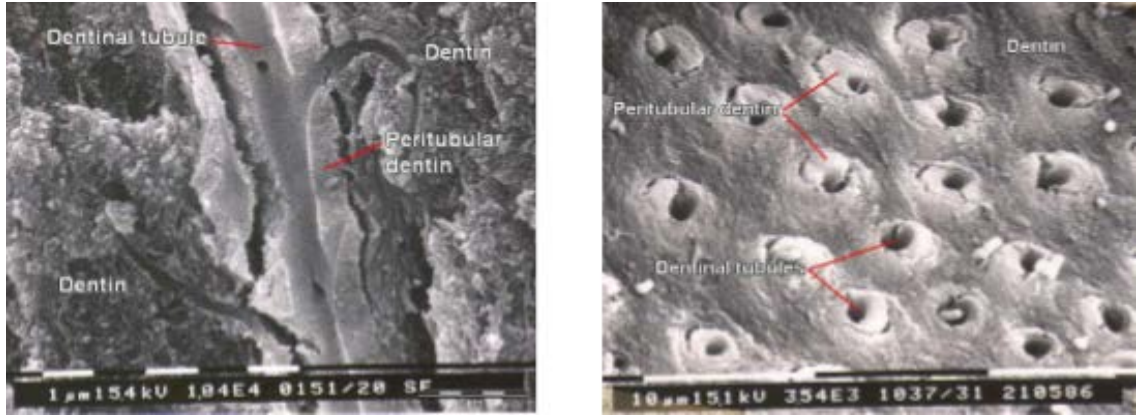
Dentin, mine sınırından pulpaya kadar uzanan ve dentin hacminin %20-30' unu oluşturan dentin tübüllerinden oluşur (Şekil 2.2). Çok sayıda dentin tübülü, dentini geçirgen hale getirecek şekilde pulpadan mine sınırına doğru diklemesine uzanır [34, 39-41]. Dentin kalınlığına bağlı olarak değişen ortalama dentin tübül çapı 0,63  $\mu\text{m}$ 'den 2,37  $\mu\text{m}$ ' ye transmisyon elektron mikroskobu (TEM) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile belirlenmiştir [42]. Koronal dentinde dentin tübüllerinin çapı; mine-dentin sınırında ortalama 0,5-0,9  $\mu\text{m}$  iken, pulpa sınırında ise ortalama 2-3  $\mu\text{m}$ ' dir[43]. Aynı şekilde tübüllerin sayısı pulpa yakınında 45.000/mm<sup>2</sup>, den mine-dentin birleşiminde 20.000/mm<sup>2</sup>, ye düşer[40, 41]. Pashley, dentin tübüllerinin oranını mineye yakın dentinde sadece % 1, pulpaya yakın derin dentinde ise % 22 olarak hesaplamıştır [44]. Dentin tübüllerinin sayı ve çaplarındaki bu artış, pulpaya yakın bölgedeki dentinin geçirgenliğinin artmasıyla sonuçlanır. Ayrıca, dentin tübülleri odontoplastik uzantıları içerir ve pulpaya direkt bağlantıyı oluşturur [41]. Dentin tübüllerinin sayısının, buldukları dentin bölgesine bağlı olarak değişiklik göstermesi, dentin geçirgenliğinde ve restoratif işlemlere karşı oluşan biyolojik reaksiyonların değerlendirilmesinde de önemlidir [25].



**Şekil 2.2** Dentin tübüleri [43].

Kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla satüre formda bulunan dentinal sıvı, pulpa dokusu içerisindeki kapiller damarlardan kaynaklanmakta ve dentin tübüleri içerisinde varlığını sürdürmektedir. Dentinal sıvının, dentin tübüleri boyunca dişin dış yüzeyine doğru yaptığı hareketin ortalama basıncı 14 cm H<sub>2</sub>O (10,3 mm Hg)'dur [45, 46].

Genel olarak dentin, “intertübüler dentin” ve “peritübüler dentin” olmak üzere iki farklı yapısal kısımda incelenebilir [28] (Şekil 2.3). Tüm dentin dokusunun esas kütleini oluşturan ve kollajen ağ üzerine çökelmiş hidroksiapatit kristallerinin meydana getirdiği dentin, “intertübüler dentin” olarak adlandırılır [25]. İntertübüler dentin mine-dentin sınırında % 96' lık bir alanı kaplarken, pulpaya yakın bölgelerde ise bu oran % 12' dir [8]. Her tübül hipermineralize peritübüler dentin ile çevrilidir. Tübüller arasında bulunan dentin daha az mineralizedir ve daha çok organik kollajen fibril içerir. Dentin tübüllerinin konik şekli nedeniyle yüzeyel dentinin % 96' sı tübüller arasında bulunan dentinden; % 1' i dentin tübüleri içindeki sıvıdan ve %3' ü peritübüler dentinden oluşur [40, 47, 48]. Pulpa yakınında peritübüler dentin % 66 iken, tübüller arasında bulunan dentin sadece % 12 ve dentin tübüleri içindeki sıvı da % 22' dir [42].

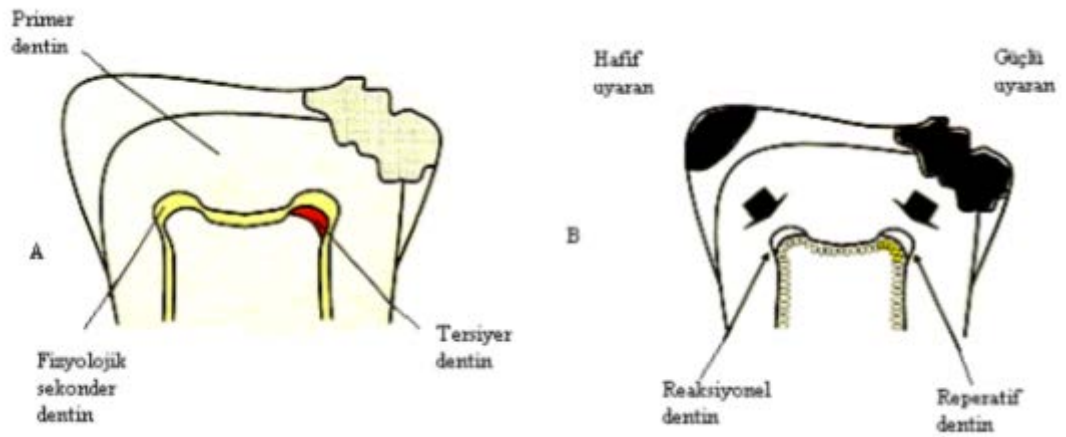


**Şekil 2.3** Peritübüler ve inter tübüler dentin[49, 50].

Mine dokusunun aksine, dentin dokusunun formasyonu dişin ağızda sürmesinin ardından pulpa canlı olduğu sürece devam eder. Dişin ilk şeklini oluşturan dentin dokusuna primer dentin adı verilir ve dişin sürmesinden 3 yıl sonra oluşumu tamamlanır (Şekil 2.4). Primer dentinin formasyonu tamamlandıktan sonra dentin oluşumu yavaşlayarak devam eder ve oluşan bu dentine sekonder dentin adı verilir (Şekil 2.4). Primer ve sekonder dentin arasındaki en büyük fark, sekonder dentinin primer dentine göre çok daha yavaş salgılanmasıdır [34]. Her iki dentin tipi de aynı odontoblastlar tarafından sentezlendiği için dentin tübülleri devamlılık göstermektedir. Bazı operatif işlemler, yavaş ilerleyen diş çürüğü, travma, erozyon, atrizyon ve abrazyon gibi hafif düzeydeki iritanlara karşı odontoblastların değişmesiyle oluşan dentine ise tamir dentini (reparatif dentin) denir (Şekil 2.4).

Tamir dentini, dişte hasarın olduğu bölgeye komşu olan pulpa odasının duvarında gözlenir ve neredeyse dentin kanalı içermediğinden çoğu irritandan etkilenmez [26].

Sklerotik dentin (reaksiyonel dentin), yaşlanmaya ve hafif iritasyona (yavaş ilerleyen çürük gibi) karşı oluşan ve primer dentinin yapısının değişimi ile meydana gelen bir yapıdır (Şekil 2.4). Bu oluşumda peritübüler dentin, dentin mine bileşimine doğru daha genişler ve yavaş yavaş tübüller kalsifiye materyal ile dolar veya intertübüler mineral depozisyonu meydana gelir [25, 26, 51]. Bu alanlar daha sert, yoğun, daha az hassas ve pulpayı devamlı iritanlara karşı daha koruyucu yapılardır. Yaşa bağlı olarak meydana gelen skleroza fizyolojik dentin sklerozu, hafif iritanlara karşı meydana gelen skleroza ise reaktif dentin sklerozu denir [26]. Tamir dentini ve sklerotik dentin oluşumunun her ikisi de tersiyer dentin oluşumlarıdır [25].



**Şekil 2.4** A.Dentinin şematik gösterimi B.Reaksiyonel (sklerotik) dentin ve reperiatif (tamir) dentinin şematik gösterimi [52].

### 2.1.3 Pulpa

Pulpa; hücreler, hücrelerarası esas madde, kan ve lenf damarları, sinir dokusu ve fibriller içeren son derece özelleşmiş ve mezodermden köken alan bir bağ dokusudur [53, 54]. Pulpa, içerik olarak % 25 organik yapı ve % 75 sudan oluşmaktadır [28]. Hücreler arası esas madde % 90 oranında su, % 10 oranında ise glikoproteinler, mukopolisakkaridler ve diğer proteinlerden oluşur. Pulpaya etki eden tüm biyolojik olaylarda etkili olan kollajen fibrillerle desteklenmiş olan bu hücreler, aracı bir rol üstlenirler [53].

Dişten dekalsifiye edilmiş bir kesit alındığında dıştan içe doğru dentin, preentin, odontoblast tabakası, hücreden fakir (Weil tabakası) tabaka, hücreden zengin (hücreli) tabaka ve santral bölgeden oluşur [55-57].

**Santral bölge;** pulpanın en iç tabakasıdır ve ana yapısını fibroblastlar ve farklılaşmamış hücreler oluştururlar. Ekstrasellüler matriks kollajenöz fibriller, elastin lifler ve ince lif demetleri, büyük kan damarları ve sinir gövdeleri içerir. Tüm bu pulpal yapılar jel benzeri bir madde içinde gömülmüşlerdir. Bu madde yüksek miktarda su ve bunun yanında çeşitli bileşenler içerir [58].

**Hücreden Zengin Tabaka;** kron pulpasında kök pulpasına oranla daha belirgin olan bu tabakada farklılaşmamış mezenşimal hücreler ve fibroblastlar ağırlıklı olarak bulunmaktadır. Makrofajlar, lenfositler, plazma hücreleri de bu tabakada bulunur. Genel olarak bu tabakanın görevi, farklılaşmamış mezenşimal hücrelerinin proliferasyon ve farklılaşması ile harabiyete uğramış odontoblast hücrelerinin yerlerine yenilerinin yapımıdır [39, 53, 55, 59].

Özellikle hücreden zengin tabakada kan damarları boyunca bulunan farklılaşmamış mezenşimal hücreler, hücre bölünmesi için uyarıldıklarında genetik ve çevresel faktörlere bağlı olarak olgun bağ dokusu hücrelerinden birine dönüşebilecekleri gibi; herhangi bir yaralanma ve enflamatuvar olay sırasında makrofaj veya osteoklast/odontoklastlara da dönüşebilirler. Yıkım sonucunda odontoblastlar tamamen harap olmuş ise, farklılaşmamış mezenşimal hücreler hücreden fakir tabakayı geçerek preentin civarına göç eder ve tamir dentinini meydana getirecek odontoblast benzeri hücreler haline dönüşürler [34].

Olgun ve sağlıklı bir pulpanın hücrelerinin çoğunluğunu kollajen yapımından sorumlu fibroblastlar teşkil etmektedir. Bununla birlikte esas madde sentezi ile fazla oluşan kollajeni elimine etmekten de sorumludurlar [60].

Pulpanın makrofajları (çoğu kez histiyosit denir), kan dolaşımını terketmiş dokunun içine girmiş monositlerdir. Bu hücreler çoğunlukla sağlıklı pulpada bulunurlar. Lenfositler iltihapsiz pulpada bulunmaz. Plazma hücreleri ve eozinofiller genellikle iltihapsiz pulpada bulunmaz; fakat yaralanan pulpada bulunurlar [55].

**Hücreden fakir tabaka;** 40 milimikron genişliğinde odontoblastik tabakanın hemen altında yer alan, zamanla genişliği azalan ve kuron pulpasında daha belirgin olarak ayırt edilen bir bölgedir. “Weil tabakası” olarak da adlandırılır. Bu tabakanın genişliği pulpanın fonksiyonuna bağlı olarak değişebilir. Hücreden zengin tabakada bulunan pek çok hücreye ait dallanmış sitoplazmik uzantılar, subodontoblastik kapiller kan damarları, duysal ve miyelin kılıfını kaybetmiş sinir liflerine ait terminal dallanmalar yaygın olarak bulunur [37, 61].

**Odontoblast tabakası;** pulpa ve dentin dokusu arasında yer alan odontoblast hücre gövdelerinden oluşan ve odontoblastların tek sıra halinde dizildiği bir tabakadır. Odontoblast gövdesinin devamı olan odontoblast uzantıları dentin tübülleri içinde yer almaktadır [37, 55].

Odontoblastlar, pulpayı bir kılıf gibi sarmaktadırlar. Dentin teşekkülünü hayat boyu devam ettirdiklerinden pulpa dentin kompleksi hücrelerinin büyük çoğunluğunu oluşturan en önemli hücrelerdir. Yüksek derecede diferansiye olan bu hücreler, dentinogenezis esnasında dentinin başlangıç mineralizasyonunda mineral kristallerini salgırlar. Oluşturulan mineral yapının ardından yalnızca matriks salgırlar ve dentin kanallarını yaparlar. Bu hücreler dentin ve preentinin organik matriksinin bileşenleri olan kollajen ve proteoglikanları üretirler. Bunların yanında non-kollajenöz proteinler de salgırlar [37, 61].

Odontoblastlar; dentin tübülleri içinde yer almakta ve odontoblastik uzantıları ile dış ortama yakın konumlanmaktadır. Pulpanın içindeki sinir uçları, odontoblastik hücrelerin sitoplazmaları ile dentin içinde her yöne dağılmaktadır. Çeşitli uyarıların pulpayı çabuk etkilemesi (restoratif materyaller, restoratif işlemler ve bakteri toksinleri) bu temele dayandırılarak açıklanmaktadır. Aynı zamanda odontoblastlar enfeksiyonun yan ürünlerini ve demineralizasyonda ortaya çıkan dentin matriks içeriğini ilk algılayan hücrelerdir. Altteki doku için invaze olacak bakterilere karşı koruyucu bir bariyer görevi üstlenen bu hücreler bir immünokomponent olarak enflamatuar cevapta yönetici rol oynarlar [55, 62].

#### **2.1.4 Pulpanın vaskülarizasyonu**

Pulpa dokusu arterioller ve venüller gibi çok küçük damar sistemine sahip olduğundan, pulpa dokusu içerisindeki kan dolaşımı gerçek anlamda bir mikrosirkülasyondur. Pulpada kollateral dolaşım sistemi bulunmadığından pulpa içerisinde meydana gelen mikrosirkülasyon apikal foramen aracılığıyla dışın içine giren 100 µm çapındaki arterioller ile gerçekleşmektedir [39, 61]. Arterioller ve venüller superior ve inferior alveol damarlarının dallarından oluşmaktadır. Bu damarlar foramen apikaleden radiküler pulpaya girip, koronal pulpaya yaklaştıkça dallanma gösterirler. Apikal foramen içinden kron pulpasına kadar yan dallar vererek uzanan arterioller odontoblastik tabaka altında küçülerek terminal arterioller ve prekapilleri oluşturarak kapiller ağ meydana getirirler. En fazla dallanma pulpa boynuzlarının olduğu bölgede, subodontoblastik tabakada izlenir. Odontoblastların ihtiyacı olan metabolitler bu küçük kapillerler sayesinde gelir. Koronal bölgedeki kan akımı, radiküler bölgedeki kapiller kan akımının iki katıdır [53, 63].

Pulpal mikrosirkülasyonda; sinir iletimi ve hormonal etkenler önemli rol oynamaktadır. Kan damarlarının içinde bulunan alfa reseptörler damar lümeninin daralmasına yol açarken, beta reseptörler damar lümeninin genişlemesine yol açmaktadır. Bu sayede pulpa içerisinde bulunan arterioller, gelen uyarılar karşısında genişleyip daralabilmektedirler [64].

Pulpa içinde meydana gelen 10-15 °C' lik sıcaklık artışları, arterlerde genişlemeye yol açmakta ve her bir santigrat derece artışı pulpa içi basıncın 2,5 mm Hg artmasına yol açmaktadır. Pulpa dokusunun 45 °C' de uzun süre tutulması durumunda, yükselen basıncın normale dönmediği ve irreversible değişiklikler meydana getirdiği görülmüştür [64].

#### **2.1.5 Pulpanın İnnervasyonu**

Pulpa içerisine apikal foramen vasıtasıyla trigeminal sinirden ayrılan afferent sinirler ile santral sinir sistemi arasında bilgi aktarımı meydana gelmektedir. Termal etkenler, mekanik yaralanmalar, fiziksel ve kimyasal irritanlar pulpa ile santral sistemi arasında ağrı iletiminin meydana gelmesine neden olmaktadır. Dış pulpası ise çok sayıda myelinli ve myelinsiz sinir lifleri tarafından innerve edilir. Uyarının tipi ne olursa olsun (termal, mekanik, kimyasal vb.) hemen hemen tüm impulslar pulpada

ağrı duyusu oluşturur. Pulpanın innervasyonunu, hem afferent hem de otonomik sinir lifleri dzenler. Olgunlaşmış bir dişin pulpasında iki çeşit duyu sinir lifi vardır. Bunlar miyelinli (A lifi) ve miyelinsiz (C lifi) sinir lifleridir. Her iki sinir lifi de somatik afferent lifler olmasına rağmen A lifleri, çaplarının geniş olmasından dolayı impulsları C liflerinden daha hızlı iletmektedirler. A lifleri mekanik ve termal uyarılarla ortaya çıkan keskin ve batıcı tipteki hızlı ağrıların iletiminden sorumludur. C lifleri ise çaplarının kısa olmasından dolayı yavaş ağrı ile bağlantılıdır [57, 61, 65].

Miyelinli A (delta) lifleri, A liflerinin büyük kısmını oluştururlar. Uyarı eşikleri dyktr. Dentin hassasiyeti ve reversible pulpa enflamasyonu ile ilişkilidir. Miyelinsiz C liflerinin ise uyarı eşikleri yüksektir. Bu lifler ilerlemiş irreversible pulpal enflamasyon durumunda oluşan künt ve şiddetli ağrının iletimini gerçekleştirirler [57, 61].

Duyusal sinirlere ek olarak superior servikal gangliondan köken alan sempatik lifler dental papilladaki vasküler sistem etrafında yerleşir. Olgunlaşmış bir dişe sempatik lifler, arterioller etrafında pleksuslar oluştururlar. Bu liflerin uyarılması arteriollerin konstrüksiyonuna ve kan akımının azalmasına neden olur [65].

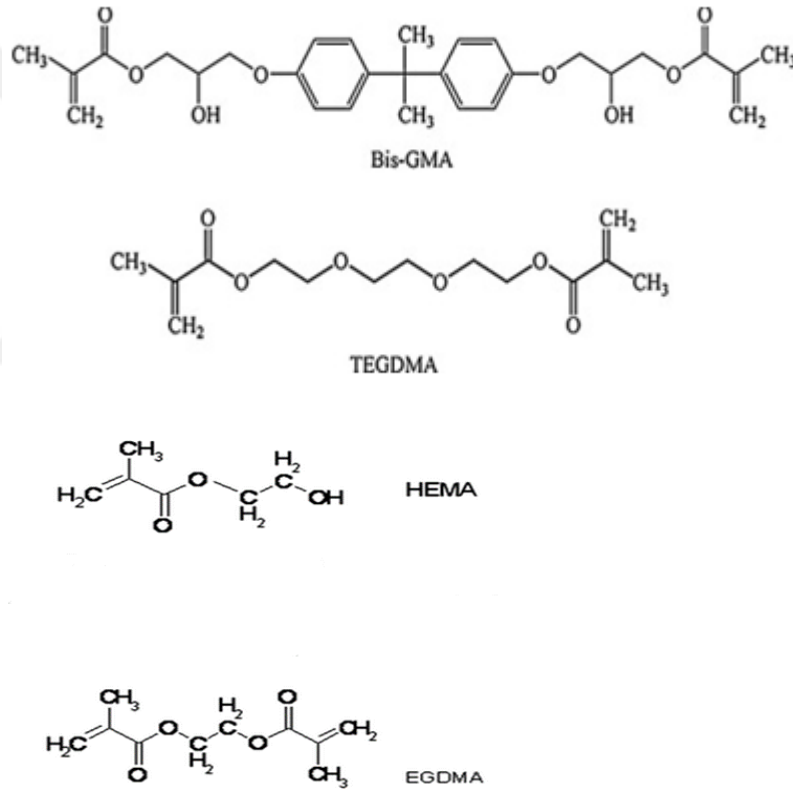
Diş dokusunun frez ile kesilmesi, sıcak veya soğuk hava, tatlı veya ekşi gıdaların alınması pulpa dokusunda ağrılı bir reaksiyona yol açmaktadır. Dentin yüzeyi açığa çıkmamış bölgenin sıcak uygulanmasına maruz kalması ile temel olarak C liflerinin aktive edildiği ve dentin kanalı içindeki sıvının pulpa yönündeki hareketine yol açarak ağrı oluşumuna yol açtığı bildirilmiştir [66]. Açığa çıkmış dentin yüzeyi üzerinde ise ısı oluşumu sonrası A liflerinin aktive edildiği bildirilmiştir [67].

## **2.2 Kompozit Rezinler**

Kompozit terimi, birbiri içinde çözünmeyen ve erimeyen, kimyasal olarak birbirinden farklı iki maddenin üç boyutlu kombinasyonu olarak tarif edilmektedir [68]. Daimi dolgu maddesi olarak kullanılan kompozit rezinler ilk olarak 1960' lı yılların başlarında R.L. BOWEN tarafından tanıtılmıştır [69].



R.L. BOWEN, epoksi rezinlerde bulunan epoks grupları yerine metakrilat grupları getirerek “Bisfenol-A Glisidil Metakrilat” (Bis-GMA) monomerini oluşturmuş ve bu monomeri inorganik gruplar ile birleştirmiştir [70]. Bis-GMA yüksek viskoziteyle beraber yüksek moleküler ağırlığa sahiptir [71]. Viskoziteyi azaltmak için düşük viskoziteye sahip olan “Trietilen glikol dimetakrilat” (TEGDMA), “Etilen glikol dimetakrilat” (EDMA), “2Hidroksietilmetakrilat” (HEMA) gibi monomerler eklenerek kompozitin monomer yapısı modifiye edilmiştir. En yaygın kullanılan monomer TEGDMA olmuştur, ama ne yazık ki düşük viskoziteye sahip monomerler yüksek büzülme göstermektedirler [72] (Şekil 2.5)



**Şekil 2.5** Bis-GMA, TEGDMA, HEMA,EGDMA'nın molekül yapısı

İlk kompozitler kimyasal olarak aktive olurken, bir sonraki jenerasyon ise ultraviyole (UV) dalgalar ile aktive olabilen kompozitlerdi. Daha sonra dalga boyundaki ışık ile polimerize olabilen kompozitler üretilmiştir [73]. Günümüze kadar piyasaya sürülmüş olan dental kompozitler metakrilatların polimerizasyonu temeline sahiptir [74].

### 2.2.1 Kompozit Rezınlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit, rezin matriks içerisinde dağılmış doldurucu partiküllerden meydana gelir [20]. Bu iki komponentin yanında, kompozitin özelliklerini güçlendirmek için başka maddeler de eklenmiştir. Bu maddeler inorganik doldurucu partikülleri ile rezin matriks arasındaki bağlantıyı sağlamak için bir bağlayıcı ajan (silan) ve rezini polimerize etmek için bir aktivatördür. Az miktardaki diğer maddeler renk stabilitesini artırmakta (ultraviyole ışık absorbe ediciler) ve kompozitin erken polimerize olmasını engellemektedir. Ayrıca diş dokusuna benzer renk sağlamak için pigmentler ilave edilmiştir. Kompozit rezin üç ana bileşenden oluşur [69, 75-78]:

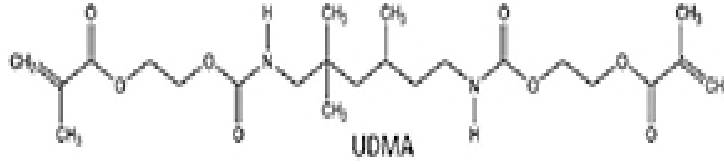
- Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz)
- Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Silan)
- İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz)

#### 2.2.1.1 Organik Polimer Matriks Fazı

Organik polimer matriks fazı, kompozitin kimyasal olarak aktif bileşenidir ve polimerizasyon sonucunda rijit bir polimere dönüşen kısımdır [77]. Resin sisteminin klinik performansını ve polimerizasyon derecesini belirleyen kısım organik matriks fazıdır. Kompozitlerin sertleşmesini sağlayan maddeler organik faz içinde değerlendirilir. Bu fazda monomer sistem (monomer ve ko-monomerler), polimerizasyon başlatıcılar (inisiyatörler), aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri bulunmaktadır [76].

Diş hekimliğinde ilk olarak kullanılan monomerler metil metakrilat rezinlerdir. Polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ve aşınmaya dayanıksız olmaları nedeniyle; önce epoksi rezinler, ardından da ilk defa Bowen tarafından 1965' te geliştirilen ve yapısı bisfenol-A ve glisidilmetakrilatın oluşturduğu, günümüzde en çok kullanılan monomer olan BIS-GMA geliştirilmiştir. Bu aromatik monomerin, kendinden önceki monomerlere göre polimerizasyon büzülmesinin azaltılmış olması ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı kurabilme yeteneği gibi avantajları olmasına karşın, akışkanlığının az olması nedeniyle seyreltici monomer katılımı gerektirmesi, havanın polimerizasyonda kuvvetli bir inhibisyon etkisi yapması, bu

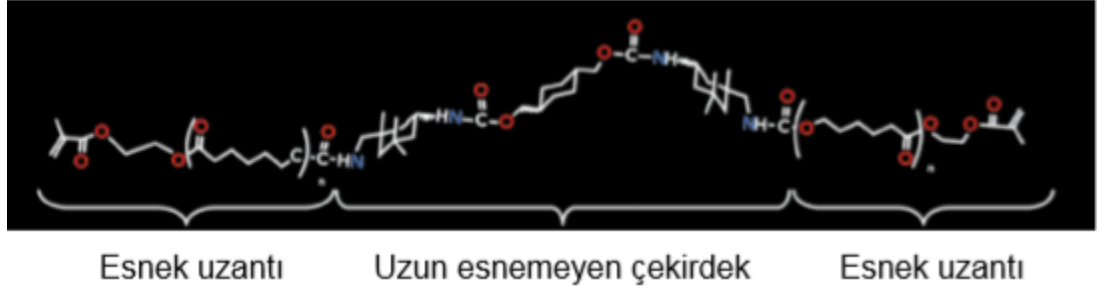
formülden elde edilen rezin yapının yüksek viskozite özelliği, saf bir yapısal sentezin oluşturulamaması gibi dezavantajlarının ortaya çıkmasından sonra çalışmalar yeni bir rezin matriks geliştirme yönünde ilerlemiştir. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA (ürethan dimetakrilat) monomer olarak kullanılmaya başlanmıştır (Şekil 2. 6). Düşük viskoziteye bağlı olarak dilüe edilmeden kullanılır, iyi adezyon sağlar ve renk değişimine daha dirençlidir. Hidroksil grubu içermediği için düşük su absorpsiyonu sergilemektedir. BIS-GMA ve UDMA, günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin rezin matrikslerini oluşturur [76, 77, 79, 80] .



**Şekil 2.6** UDMA'nın moleküler yapısı

Her iki monomerin de viskozitesi yüksek olduğundan dilüe edilmek için daha az viskoziteye sahip olan ko-monomerler ile karıştırılırlar. Bu amaç için en fazla TEGDMA kullanılmaktadır [81]. Etilen glikol dimetakrilat (EDMA), metilmetakrilat (MMA), bisfenol A etoksi dimetakrilat (Bis-EMA), üretan tetra metakrilat (UTMA) gibi ko-monomerler de vizkoziteyi kontrol etmek için organik matrikse ilave edilen diğer ko-monomerlerdir [26, 71, 77].

Günümüzde, üretici firmalar kompozit rezinlerin farklı monomer yapılarını geliştirmeye devam etmektedirler. Bunlardan biri de üretandimetakrilat kimyasını esas alan DX-511 monomeridir (Şekil 2.7). Bu monomer tüm kompozit rezin ve bağlayıcı sistemler ile uyumludur. DX-511 monomeri uzun, esnemeyen bir çekirdek yapıdan ve reaksiyona giren esnek uzantılardan oluşmaktadır. Bu uzantıların mevcut hacmi korumadaki yetersizliği, çekirdek tarafından kompanze edilmektedir. Bu sayede, monomer deformasyonunun önüne geçilir. Uzun monomer zincirlerinin sebep olduğu, reaksiyona girme kabiliyetinin azalması sorunu, uzantıların esnek olmasıyla aşılmaktadır [82].



**Şekil 2.7** DX-511 molekülünün yapısı[82].

Metil metakrilatlar ve dimetil metakrilat monomerleri; serbest radikaller tarafından başlatılan ilave polimerizasyon mekanizması ile polimerize olmaktadır. Serbest radikaller kimyasal aktivasyon ya da eksternal enerji aktivasyonu (ısı ya da ışık) ile oluşturulabilir [69, 83]. Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde reaksiyon 365 nm dalga boyunda UV ışıkla ya da 420—450 nm dalga boyunda görünür ışıkla başlatılır. UV ışıkla başlatılan sistemlerde benzoin alkil eter gibi organik bileşenler UV ışık etkisi ile serbest radikalleri oluştururlar. Görünür ışık ile polimerize olan sistemlerde ise serbest radikalleri oluşturmak için ışığı absorbe eden diketon bileşikler bulunmaktadır. Bu amaçla en çok kullanılan bileşik kamforokinon (CQ)'dur. Aktivatör olarak da alifatik amin bulunur. Işığın etkisi ile harekete geçen CQ aminle reaksiyona girerek serbest radikalleri oluşturur [75, 77]. Kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerde genellikle kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir (BP), aktivatör olarak da aromatik tersiyer amin kullanılır. Isı, ışık ve bazı kimyasallar BP'in ayrışarak polimerizasyonu başlatan serbest radikallere dönüşmesini sağlarlar. Bu nedenle kompozit rezinlerin soğuk, karanlık, temiz ortamlarda saklanması önerilmektedir [75].

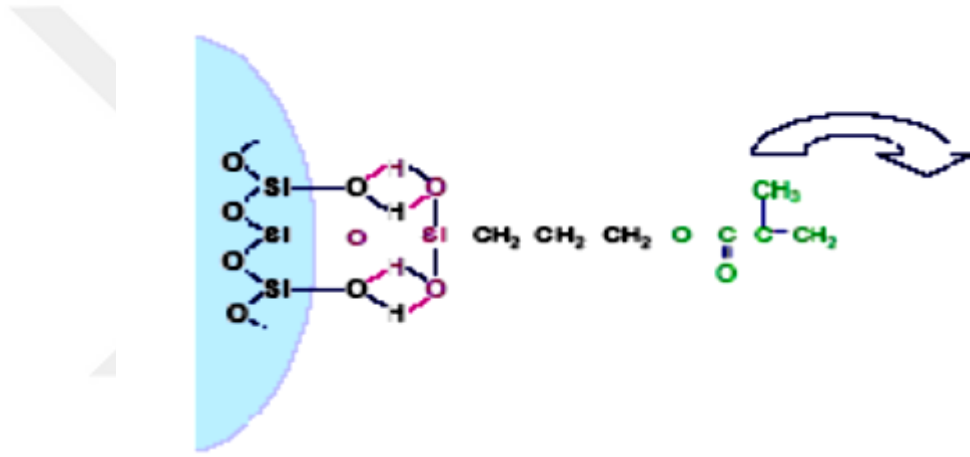
Organik matriks fazı ayrıca; UV stabilizatörler, rezinin ısı, ışık ve diğer yollarla polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü uzatmak için 4-metoksifenol ve 2, 4, 6-terciyerbütülfenol inhibitörler, plastizite ediciler (dibütülfitalat) ve kıvam azaltıcılardan (metakrilat asit monomer) oluşmaktadır [69].

Organik rezin matriks, kompozit rezin materyalin en zayıf ve aşınma direncinin en düşük olduğu fazdır. Suyu emebilir, boyanabilir ve renklenebilir. Bu olumsuz özelliklerden ötürü üreticiler kompozit rezin materyalin matriks içeriğini azaltıp

doldurucu içeriğini artırarak daha güçlü kompozit rezinler oluşturmayı hedeflemektedir [84].

### 2.2.1.2 Ara Faz

Kompozit rezinlerde, organik polimer matriks fazı ile inorganik faz arasındaki bağlantıya ara faz denir [85]. Kompozit rezinlerde, organik rezin matriks ve inorganik doldurucular arasındaki adeziv bağlantı materyalin fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi ve kimyasal yapının devamlılığının sağlanması açısından esastır. Bu bağlanma silika doldurucuların yüzeyini kaplayan ve Silan adı verilen organik silisyum bileşikleri ile sağlanır (Şekil 2.8).



Şekil 2.8 Silanın yapısı

Silanlar iki fonksiyonlu moleküller olup bir taraftan silika partiküllerinin yüzeyindeki hidroksil grubuyla bağ kurarken, diğer taraftan organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kurmaktadır [86]. Günümüzde en çok olarak kullanılan Silan bağlama ajanı, reaktif bir silan olan ve rezin matriksiyle kovalent bağ ve hidrojen bağlarıyla etkileşime giren 3metakriloksipropiltrimetoksisilan (MPTS)' dir [87]. Diğer bir silan bağlama ajanı olan n-oktiltrimetoksisilan (OTMS) ise reaktif değildir ve rezin matriksiyle direk etkileşime girmeyip zayıf Van Der Waals kuvvetleri yardımıyla matrikse tutunur. MPTS rezine güç ve direnç sağlarken, OTMS hidrofobik özelliğiyle su emilimini azaltır ve hidrolitik dengeyi sağlar [71, 78]. Nanodoldurucu içeren kompozit rezinlerde OTMS ve MPTS birlikte kullanılır ve birlikte kullanma rezinin polimerizasyonu sırasında çift bağ dönüşümünü artırır, sulu ortamda dayanıklılığını 4 kat artırır ve bağlanmamış nanodoldurucuların

arasındaki polimerizasyon büzülmesi sonucu meydana gelen stresi azaltır [78, 87]. 4-META 3 akriloksipropiltrimetoksilan (APS),  $\gamma$ -plisidoksipofil trimetoksilan (GPS), organosilan alitrietoksilan (ATEŞ) da silan bağlama ajanı olarak kullanılan diğer moleküllerdir [71, 87].

### 2.2.1.3 İnorganik Faz

Organik matriks içerisine dağılmış olan çeşitli Şekil ve büyüklükteki kuartz, kolloidal silika, yitrium cam, boraksilat cam, stronsiyum, lityum, baryum, aliminyum silikat, zirkonyum oksit, stronsiyum aliminyum silikat, baryum aliminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerdir [69, 88]. İnorganik doldurucular kompozit rezinlere bazı özellikler kazandırır. Zirkonyum oksit, aliminyum oksit, lityum aliminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, baryum aliminyum silikat ve yitrium gibi inorganik doldurucular rezinin fiziksel özelliklerini geliştirirler. Bu inorganik partiküller kompozit rezinin translüsensi özelliğinin gelişmesini, termal genleşme katsayısının düşmesini, rezin materyalin aşınmaya karşı direncinin artmasını ve polimerizasyon büzülmesinin azalmasını sağlarlar [26]. Bunun yanında çinko, yitrium, baryum ve stronsiyum rezine radyoopaklık özelliği katarlar [88]. Silika partikülleri rezinin mekanik özelliklerini güçlendirirken ışığın geçirilip yayılmasında da rol oynar [69, 88].

İnorganik doldurucular, kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi yönünde, basıncı ve çekme direncinin artırılması, elastisite modülü değerlerinin olumlu yönde geliştirilmesi ve aynı zamanda ısısız genleşme katsayısının ve su emiliminin azaltılması amacıyla ilave edilmişlerdir [76].

Doldurucu içeriği, boyutu ve dağılımı kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Kompozit rezinlerin dayanıklılığı, elastisite modülleri ve kopma dayanımları, doldurucu hacmi ve ağırlığı ile ilişkilidir [89, 90].

Günümüzde, yüksek yoğunluklu radyoopak, önceden polimerize edilmiş doldurucu partiküller yeni doldurucu sistemler olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu doldurucular 400 nm boyutunda modifiye edilmiş stronsiyum cam ve radyoopasiteyi artırma amacıyla 100 nm boyutunda Lantanoid florid içermektedirler. Modifiye edilmiş stronsiyum camın, doldurucuların dayanıklılığlarını ve yüzey sertliğini güçlendirdiği ve yüksek polisajlanabilirlik sağladığı ne sürülmektedir [82].

## 2.2.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Günümüzde kompozit rezinler polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine, inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre sınıflandırılabilir [83, 84, 91].

**Tablo 2.1.** Kompozit rezinlerin sınıflandırılması [68, 92]

<b>İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre;</b>	
<b>Lutz ve Philips (1983)</b>	<b>Bayne (1994)</b>
Geleneksel kompozitler (Makrofil kompozit)	Megafil Kompozitler (50-100 µm) %70-80
Hibrit kompozitler	Makrofil Kompozitler (10-100 µm) %70-80
Homojen mikrofil kompozitler	Midifil Kompozitler (1-10 µm) %75-80
Heterojen mikrofil kompozitler	Minifil Kompozitler (0,1-1 µm) %75-85
	Mikrofil Kompozitler (0,01-0,1 µm) %35-60
	Hibrit Kompozitler (0,04-1 µm) %70-80
	Nanofil Kompozitler (0,005-0,01µm) %72-87
<b>Viskozitelerine Göre;</b>	
<b>Kondanse olabilen kompozit rezinler (Condansable)</b>	
<b>Akışkan kompozit rezinler (Flowable)</b>	
<b>Polimerizasyon Yöntemine Göre;</b>	
<b>Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (Chemical-Cured)</b>	
<b>Işık ile polimerize olan kompozit rezinler (Light-cured)</b>	
<b>Hem kimyasal hemde ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (Dual-cured)</b>	

### 2.2.2.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre; megafil, makrofil, midifil, minifil, mikrofil, hibrit ve nanofil diye sınıflandırılır [26]. Doldurucu boyutunun oranı ve yüzdesinin bilinmesi kompozit rezinin dayanıklılığı ve polisajlanabilirliği açısından bilgi verir [93].

### **2.2.2.1.1 Megafil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinlerdir. Okluzal yükün ve aşınmanın fazla olduğu yüzeylere yerleştirilmesi önerilir ve insert diye adlandırılan cam partiküller (0.5-2 µm) içerir [69, 94].

### **2.2.2.1.2 Makrofil Kompozitler**

Doldurucu partiküller 10-100 µm büyüklüğündedir. Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucu miktarı ağırlıkça yaklaşık % 70-80' dir. İnorganik doldurucu olarak kuartz veya ağır metal cam partikülleri kullanılmıştır. Doldurucu partiküllerin büyük ve çok sert olması organik matriksin inorganik partiküllere göre daha fazla aşınmasına neden olur. Bu durum da yüzey pürüzlülüğüne ve renklenmelere yol açmaktadır. Bu yüzden anterior dişlerde yeterli estetiği sağlayamazlar [69, 94]. Makrofil kompozit rezinlerde boyanma ve plak birikimi kompozitin farklı tiplerine göre daha yüksek oranda görülür. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı bu grubun klinik kullanımı diğer doldurucu kompozit rezin gruplarına göre daha azdır [93, 95].

### **2.2.2.1.3 Midifil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 1-10 µm arasında olan kompozit rezinlerdir. Bu kompozitler makrofil kompozitlerden daha iyi polisajlanabilme özelliğine sahiptir. Makrofil ve midifil kompozitler geleneksel veya büyük partiküllü kompozitler (conventional veya traditional) olarak da adlandırılmaktadır [69, 93].

### **2.2.2.1.4 Minifil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm arasında olan kompozit rezin grubudur. Partikül yüzdesi ağırlıkça %75-85' e ulaşmıştır. İnorganik doldurucular, baryum ve stronsiyum gibi ağır metalleri içeren, cam ile yoğunlaştırılmış partiküllerdir. Bu partiküller sayesinde aşınmaya direnç artırılmış, materyal daha radyopak hale gelmiş ve midifil kompozitlerden daha iyi polisajlanabilme özelliği kazanmıştır [69, 93, 94].



### **2.2.2.1.5 Mikrofil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm arasında olan kompozit rezinlerdir. Mikrofil kompozitlerde partikül miktarları makrofil kompozitlerden daha az olup partikül yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %35-60' dır [96]. İnorganik doldurucu olarak kolloidal silika partikülleri içermektedir. Doldurucu partiküller organik matriks ile hemen hemen aynı hızda aşınmaktadır. Bu nedenle bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra makrofil kompozitlere oranla daha düzgün bir yüzey elde edilebilmektedir. Bu sayede anterior dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler. Doldurucu partikül miktarında azalma ve buna bağlı olarak organik matriks oranının artması nedeniyle bu tür kompozitlerin su absorpsiyonu artmış, ısıl genleşme katsayısı yükselmiş ve elastisite modülü azalmıştır. Ancak, küçük partiküllerin ışığı kırma indeksinin mineye yakın olması estetik bir görünüm kazanmalarını sağlar [69, 94, 97, 98].

### **2.2.2.1.6 Nanofil Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0.01 µm civarında olan kompozit rezin grubudur [18]. Nanofil kompozit materyallerin organik yapısı diğer kompozit rezinlere benzer polimerik yapılardan meydana gelmektedir. İnorganik yapıyı meydana getiren partiküller ise iki ayrı kısımdan oluşurlar. Bunlar; silika nano doldurucular (Nanomer) ve nanomer gruplarıdır (Nanocluster) [99].

Nanomer yapısı kümeleşmemiş partikülleri ifade eder ve kompozit rezinin organik yapısında ayrı ayrı bulunurlar. Nanomer grupları ise, 50 nm' den küçük nanomerlerin gevşek bağlar ile bir araya gelerek oluşturdukları yapılardır. Bu gruplar tek bir birim gibi mekanik, optik ve termal özellikler gösterir. Bu denli küçük kompozit rezin doldurucularından beklenen hedef; daha az artık monomer, daha az polimerizasyon büzülmesi, daha iyi bitirme ve cila, daha az su emilimi, daha yoğun inorganik dış yüzey ve daha az renklenmedir [92, 100]. İlaveten mikrofil kompozitlerin ısıl genleşme katsayısı yükselmiş ve elastisite modülü azalmıştır. Çiğneme kuvvetlerine karşı dirençli değillerdir. Bu yüzden sadece ön bölgedeki dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler [69, 83, 94].

### **2.2.2.1.7 Hibrit kompozitler**

Hibrit kompozitler farklı büyüklüklerde doldurucu içeren yapılardır. Bu kompozitler mikrofil kompozitlerin gelişmiş yüzey düzgünlüğü özelliğinden, makro molekülü kompozitlerin de fiziksel ve mekanik özelliklerinden yararlanmak amacıyla iki farklı doldurucu büyüklüğünün karıştırılması ile oluşturulmuştur [26]. Hibrit kompozitlerin doldurucu partikül büyüklükleri 0,04-1 µm arasında değişmektedir. Toplam ağırlığın yaklaşık %75-85' ini kolloidal silikadan oluşan doldurucu partiküller meydana getirmiştir. İnorganik partikül büyüklükleri makropartiküllü kompozitlerden daha küçüktür. Miktar olarak ise mikropartiküllü kompozitlerden daha fazla inorganik partikül bulundurur. Bu durum hibrit kompozitlerin her iki kompozitten de daha iyi mekanik özellik kazanmasını sağlamıştır. Hibrit türünün belirlenmesi büyük partikülün adına göre olmaktadır. Örneğin, büyük partiküller minifil boyuttaysa kompozit minifil hibrit adını alır. Küçük partiküller karışımının genellikle ikinci komponentidir [69, 94].

Pürüzsüz yüzeyleri ve aşınmaya karşı dirençlerinin fazla olması nedeni ile günümüzde gerek anterior gerekse posterior dişlerin restorasyonlarında başarı ile kullanılmaktadır [101].

Küçük partiküllü kompozitlerde doldurucu partiküllerin monomer matrikse eklenmesiyle karışımın viskozitesinde artış meydana gelmektedir. Bu problemi çözmek adına monomer matrikse doldurucu olarak önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kütlesi eklenmiştir. Bu küttele 1-20 µm büyüklüğünde partikül elde edilebilecek şekilde öğütülmüş partiküller yer almaktadır. Doldurucu partiküllerde yapılan bu modifikasyonla bu tür kompozitlere heterojen kompozitler adı verilmektedir [92, 102].

### **2.2.2.2 Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması**

#### **2.2.2.2.1. Akışkan Kompozitler**

Akışkan kompozit rezinlerde doldurucu oranının yaklaşık olarak hacimce %45' in altına düşürülmesi ile viskozite azaltılmış buna bağlı olarak ise akışkanlık artırılmıştır [91, 92, 103, 104]. Düşük viskozite, kompozit rezinin şırınga formunda tutulabilmesine ve kavite preparasyonu içine akmasına olanak sağlamaktadır.

Doldurucu içeriğin azaltılması materyalin zayıflamasına ve abrazyona direncinin düşmesine yol açabilmektedir. Bu kriterler göz önünde bulundurularak akışkan kompozit rezinler düşük stres alanlarındaki restorasyonlarda, kaide materyali olarak kompozit rezin restorasyonların altında, fissürlerin örtülmesinde, servikal defektlerde, pediatrik restorasyonlarda ve restorasyon tamirlerinde kullanılabilir [91, 92, 104].

#### **2.2.2.2.2 Kondanse Edilebilen Kompozitler**

İnorganik doldurucu partikül miktarının artırılması ile kondanse edilebilen visköz kompozit rezinler elde edilmiştir. Hacimce % 66-70 oranında doldurucu içeren bu kompozit rezinler aşırı basınç altındaki posterior restorasyonlarda amalgama benzer şekilde uygulanmaktadırlar. Hibrit kompozit rezinlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermelerinden dolayı bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riskinin fazla olduğu ileri sürülmektedir [75, 91, 103-106]. Amalgama alternatif olarak posterior dişlerde kullanma amacıyla geliştirilen bu kompozitlerin özellikle sınıf 2 kavitelere kontakt oluşturmada kolaylık sağlaması, okluzal anatominin daha rahat işlenmesi, basınç uygulamaya izin vermesi gibi avantajları bulunmaktadır [107, 108].

#### **2.2.2.3 Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması**

##### **2.2.2.3.1 Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler**

Bu sistemde, pat-pat ya da pat-likit gibi kullanım şekilleri vardır. İki patlı sistem pat-likit sistemine göre daha yaygın kullanılır. Patların birinde polimerizasyonu başlatan BP, diğesinde ise polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunur. İki pat karıştırıldığında BP ve amin reaksiyona girer ve polimerizasyon başlar. Kompozit kitlesinin merkezinde başlayan sertleşmeyle beraber merkeze doğru bir büzülme gerçekleşir [69]. Pratikte renk stabilitelerini koruyamadıkları ve kullanım kolaylığı sağlamadıkları için klinik kullanımları önerilmemektedir [104].

### **2.2.2.3.2 Işık İle Polimerize Olan Kompozitler**

Işıkla polimerize olan kompozit rezinler tek pat şeklinde üretilmişlerdir. İlk olarak 1972 yılında kullanıma sunulan kompozit rezinlerin polimerizasyonunda UV ışığı kullanılmış ancak zamanla hastaya ve hekime zararlı olabileceği düşüncesiyle UV ışıktan vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonu için kuartz—tungsten halojen (QTH), light emitting diode (LED), plazma ark (PAC) ışık kaynakları, diyot lazer ve argon lazer kullanılmaktadır [109-113].

Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık 420-470 nanometre (nm) dalga boyundadır. Bu nedenle kompozit rezinlerin yapısında 400-470 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlı polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak CQ bulunur [69]. Fotoaktivatör olarak CQ' nun kullanıldığı rezin materyallerde en uygun dalga boyunun 468nm olduğu ifade edilmiştir [114].

### **2.2.2.3.3 Hem Kimyasal Olarak Hem De Işık İle Polimerize Olan Kompozitler**

Hem ışık hem de kimyasal yolla polimerize olabilen kompozit rezinlerdir. İki pat şeklindedirler. Karıştırılmalarından sonra uygulandıkları bölgelerde polimerizasyon önce ışık ile başlatılır. Işığın ulaşmadığı bölgelerde ve polimerize olmayan bölgelerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirme hızından çok daha yavaştır [106].

### **2.2.2.4 Farklı Özellikteki Kompozitler**

#### **2.2.2.4.1 Ormoserler**

Ormoser, organik-modifikasyon-seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşturulmuş bir tanımlamadır[69]. Yeni organik modifiye seramik veya ormoser teknolojisi kondanse edilebilen restoratif materyaller örnek alınarak geliştirilmiştir. Bu yapı 3 boyutlu sertleşen anorganik-organik polimer zincirleri, alifatik ve aromatik dimetakrilatları içerir. Ormoserler çok fonksiyonlu üretan ile tioeter oligo metakrilat alkoksi silanın organik ve inorganik kopolimerlerinden oluşur [115]. Silanın alkoksisisil grupları hidroliz ve polikondensasyon reaksiyonları ile inorganik Si-O-Si

ağını, metakrilat grupları da kimyasal yolla organik polimerizasyonu gerçekleştirir [116]. Çapraz bağlı dimetakrilat monomer ve silika/cam doldurucu birleşiminden oluşan farklı organik matriks yapısına sahip ormoserler, geleneksel rezinlerin polimerizasyon büzülmesi, aşınma direnci, biyouyumluluk ve optik özelliklerini geliştirmek amacıyla üretilmiştir [117].

Geleneksel polimerlerden farklı olarak ormoserler, üzerinde polimerize edilen organik ünitelerin eklendiği, SiO<sub>2</sub> üzerine kurulan inorganik bir iskeletten oluşurlar. Doldurucu partiküller bu çapraz bağlı inorganik ve organik matriks ağı ile birleştirilmiştir. Doldurucu materyal özel cam, seramik ve yüksek düzeyde silikadan oluşan kompozitlerdeki dolduruculara benzer bir yapıdır. Ormoser esaslı restoratif materyallerin kompozit esaslı restoratif materyallerden daha yüksek aşınma direncine sahip oldukları bildirilmiştir [118, 119]. Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine mükemmel adezyon, biyo uyumluluk, kullanım rahatlığı, iyi estetik, kondanse edilebilir ve kolay manüple edilebilir olması ve polimerizasyon büzülmesinin düşük olmasıdır [103].

#### **2.2.2.4.2 İyon Salabilen Kompozitler (Smart ve Antibakteriyel Kompozitler)**

1998 yılında üretilmiş olan bu kompozitlerin yapısında bulunan özel kimyasallardan serbestleşen florür, kalsiyum ve hidroksil gibi fonksiyonel iyonlar, mikroorganizmaları ve üretilen asitleri etkileyebilme özelliğine sahiptir. Restorasyona komşu diş sert dokularının demineralizasyondan korunmasını sağlar [120]. Açığa çıkan iyonların miktarı, restoratif materyalin dış tabakasındaki pH değerine bağlıdır. Aktif dental plak nedeniyle azalan pH, koruyucu iyonların salınımını artırır ya da pH arttığında iyon salınımı yavaşlar. Antibakteriyel özelliğe sahip kompozitler iki şekilde elde edilebilir:

- Rezin matriksinin içine çözünebilir antimikrobiyaller ilave edilir, bu materyal klorheksidindir. Dolgu maddesinden salınarak etkili olur.
- Antimikrobiyal ajanın, rezin matriks içinde sabit kalması sağlanarak üretilen kompozit rezinler bu gruba dahildir. 12-Methacryloyloxydodecyl pyridinium bromide (MDPB) denilen yeni bir monomer geliştirilmiştir.

Matriks içinde sabit kalan bu ajan dışarı salınmaz, bakteri üremesi ve materyal birikimine karşı engelleyici etki gösterir [119, 120].

#### **2.2.2.4.3 Siloranlar**

Siloksan ve oksiran moleküllerinin kombinasyonu ile üretilen ve yüksek hidrofobik özellikler sergileyen bir organik matrikse sahip oldukları bilinmektedir. Diğer kompozit rezinlere oranla daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi gösterdikleri bildirilmiştir [121].

#### **2.2.2.4.4 Bulk fill kompozitler**

Işık ile polimerize edilen kompozitlerin polimerizasyon derinliğinin sınırlı olması ve tabakalı olarak uygulama gereksinimi, klinik çalışma zamanının kısaltılmaya çalışıldığı günümüz şartlarında önemli bir dezavantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu kalınlık, ışığın penetrasyon derinliği dikkate alınarak en fazla 2 mm olarak belirlenmiştir [122]. Bu durum derin kaviteelerde işlem süresinin uzamasına ve kompozit eklemeleri sırasında oluşabilecek hava kabarcığı riskinin artmasına neden olmaktadır. Çeşitli üreticiler bu sorunu gidermek için bulk fill olarak adlandırılan yeni tip kompozitleri üretmişlerdir [123]. Derin ve geniş kaviteelerde bulk fill kompozitlerin kaviteye 4-5 mm kalınlığında tek tabaka olarak yerleştirilmesi, klinikte geçen süreyi azaltarak diş hekimleri için önemli bir avantaj sağlamaktadır [124].

Bulk fill kompozit adı verilen bu rezin materyallerin düşük büzülme stresi ve buna bağlı olarak iyi kenar uyumu göstermesi, yeterli radyoopasiteye sahip olması, posterior bölgede çigneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç göstermesi ve estetik özellik olarak iyi cilalanabilir özellikte olması gibi olumlu özellikleri hekimler tarafından tercih edilmelerini sağlamaktadır. Bu materyallerin kaviteye yerleştirilmesi geleneksel kompozitlere göre daha kolay olmaktadır. Ortam ışığı altında çabuk polimerize olmaması restorasyonun şekillendirilmesi için hekime yeterli zaman sunmaktadır. Bulk fill kompozitlerde ışık penetrasyonunun daha iyi gerçekleşmesi translusensi özelliklerinin artırılmasıyla ve 10 sn içinde 4 mm' ye kadar hızlı bir şekilde yeterli polimerizasyon derinliği sağlayan fotobaşlatıcılar

içermeleri sayesinde olmaktadır. Bu sayede daha kalın tabakalarda daha derin bir polimerizasyon sağlanır [125-128].

Bulk fill kompozitler yeni nesil bir nanohibrit kompozit rezin türüdür. Üretici firmalara göre değişmekle beraber genel olarak; yiterbiyum triflorid, baryum cam, karmaoksit, proakrilat, zirkonyum/silika partikülleri içerirler. Bu partiküller, radyoopasiteyi artırarak ışık cihazının etkisinin materyalin daha derin bölgelerine ulaşabilmesini sağlamaktadır. Ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük de sağlar [69, 129, 130].

Bulk fill kompozitlerin yapısındaki modifiye edilmiş metakrilat rezinleri sayesinde polimerizasyonun yavaş gerçekleştiği rapor edilmiştir [131]. Günümüzde geleneksel kompozit rezinlerdeki eğilim, inorganik doldurucu oranını artırmaktan ve daha iyi bir estetik sağlayabilmek için doldurucuların boyutunu küçültmekten yanadır [125]. Fakat bulk fill kompozitlerin inorganik doldurucu oranı genel olarak geleneksel kompozitlere oranla daha düşük iken, doldurucuların boyutu da daha büyüktür. Bu durum da polimerizasyon derinliğini artıran bir faktör olarak sayılmaktadır. İnorganik doldurucu miktarının daha düşük ve boyutlarının daha büyük olması, doldurucu-matriks ara yüzeyinin toplam alanının daha düşük olmasını sağlar. Bu durum da ışığın saçılmasını azaltarak daha derinlere penetre olabilmesini kolaylaştırır. Bulk fill kompozitlerde de polimerizasyon başlatıcısı olarak CQ kullanılmıştır. Ancak diğer bulk fill kompozitlerden farklı olarak yalnızca Tetric Evo Ceram Bulk Fill kompozitte polimerizasyon derinliğini artırmak için organik matrikse CQ' a ek olarak, germanyum bazlı bir başlatıcı olan "Ivocerin" ilave edilmiştir. Bu yeni başlatıcı CQ' a göre ışığı daha iyi absorbe eder ve daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesi gösterir [132].

Bulk fill kompozitlerin mekanik özellikleri, içerdikleri inorganik doldurucu miktarına bağlı olarak değişmektedir. Bu nedenle bu tür kompozit rezinler düşük viskoziteli (akışkan) bulk fill kompozit rezinler ve yüksek viskoziteli (kondanse edilebilir) bulk fill kompozitler olarak ikiye ayrılır. Kavitenin restorasyonu esnasında, düşük viskoziteli bulk fill kompozitlere kıyasla daha fazla inorganik doldurucu oranına sahip olan yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler kullanılarak, kavite tamamen doldurulup restorasyon bitirilebilir. Akışkan bulk fill kompozit

rezinler kullanıldığında, restorasyonun son tabakasına kondanse edilebilen bir kompozit rezin yerleştirilerek restorasyonun bitirilmesi gerekmektedir [123]. Bunun yanı sıra akışkan bulk fill kompozitler özellikle ulaşımı zor kavitelere kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca, yüksek fleksibiliteleri ve fotoaktif grup içeren üretilen esaslı metakrilat rezin içerikleriyle polimerizasyon büzülme stresini azaltarak okluzal ve posterior aproksimal restorasyonlarda örtücü olarak kullanılabilmekte [133] ve stres kırıcı olarak görev yapmaktadırlar [134].

### **2.3 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları**

Kimyasal olarak sertleşen kompozitler zaman içerisinde yerini ışıkla sertleşen kompozitlere bırakmıştır. Kompozit rezinlerin, ışık ile polimerize edilebilmesi hekimlere yeterli çalışma zamanı, istenilen morfolojiyi sağlayabilme ve farklı tonlardaki kompozitlerin tabaka halinde uygulanması gibi birçok kolaylık sağlamıştır [135].

Işıkla polimerizasyon 400-500 nm' lik elektromanyetik dalga boylarında başlamaktadır. En sık kullanılan foto başlatıcı olan CQ' nun ışık absorpsiyon spektrumunu da bu aralıktadır ve 470 nm' de pik yapar [136, 137].

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu, polimerizasyon başlatıcılar tarafından absorbe edilen enerjiyle başlamaktadır. Enerji, uygulanan bölgedeki ışığın gücü ve ışık uygulama süresini içeren bir birimdir. Geleneksel kompozitlerde, 40 s boyunca 400 mW/cm<sup>2</sup> ışık gücündeki ışığın uygulaması ile yeterli enerji sağlanır ve polimerizasyon gerçekleşir. Bu enerji; uygulanan ışığın gücüyle, uygulama süresinin çarpılması sonucu hesaplanır (400 mW/cm<sup>2</sup> x 40 s = 16 joule/cm<sup>2</sup>) ve enerji density (ED) olarak adlandırılır [138]. Kompozit rezininin maksimum polimerizasyonu için gereken minimum enerji yoğunluğuna ise Energy for Optimum Polymerization (EOP) denir [139].

Kompozit rezinlerin, adezivlerin, fissür sealentlerin ve rezin içerikli simanların ışıkla polimerizasyonunu sağlayabilmek amacı ile çeşitli görünür ışık cihazları geliştirilmiştir [18]. Üreticiler ışık ile polimerizasyonun sağlanması amacı ile ultraviyole (UV), Argon Lazerler, Kuartz Tungsten Halojen(QTH), Light Emitting Diode(LED), Plazma ark (PAC), Yüksek Enerji Yoğunluğuna Sahip Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları (HQTH) gibi farklı ışık cihazlarının gelişimine



katkıda bulunmuşlardır. Günümüzde en yaygın kullanılan ışık cihazları QTH ve LED ışık cihazlarıdır [135].

### **2.3.1 Ultraviyole (UV) Işık Cihazları**

Işık ile aktive olan ilk kompozitlerde UV ışığı kullanılmıştır. Bu ışığın dalga boyu 320-365 nm arasındadır. UV ışığı ile aktive edilen kompozitlerin foto başlatıcıları benzoin metil eterdir. Kompozitlerin polimerizasyon derinliği bu sistemlerde yetersiz olduğu için UV ışık kaynaklarının yerini görünür mavi ışık kaynakları almıştır. Ayrıca, UV ışığın hem hekim hem de hasta için cilt ve göz dokuları üzerine zararlı fototoksik etkileri olabileceği düşünülmektedir [83, 140].

### **2.3.2 Argon Lazer**

Diş hekimliğinde, kompozit rezinler ve bağlayıcı ajanların polimerizasyonunda, 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyan, 454-514 nm dalga boyunda emilim gösteren Argon lazerler kullanılmaktadır [141]. 500 nm dalga boyu civarında enerji üretirler. Kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve ağız dokularında ısı artısına sebep olmazlar. Polimerizasyon süresini kısaltmış olmaları en büyük avantajlarıdır. Lazer ışık cihazları, 1980' lerin sonundan itibaren mevcut olmasına rağmen, pahalı olmaları nedenlerle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır [142].

### **2.3.3 Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC)**

PAC ışığı, iyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlaması ile ortaya çıkmaktadır. Gaz olarak genelde xenon gazı kullanılır. PAC lambaları xenon gazını iyonize ederek bir plazma oluşturur. Yüksek yoğunluktaki beyaz ışık filtre edilerek ısı uzaklaştırılır ve 400-500 nm arasındaki mavi ışığın salınımı sağlanır. PAC, standart QTH cihazlara göre kayda değer miktarda yüksek enerji seviyeleri meydana getirirler. Bu artmış yoğunluğun amacı, kompozit rezinlerin polimerizasyon oranının da artırılmasıdır. Yüksek yoğunluklu ışık gücüne sahip olmaları ve kısa uygulama süreleri başlangıçta avantaj gibi görünse de, polimerizasyon sırasında oluşan büzülmenin ani bir şekilde olması, kullanım sırasında açığa çıkan ısı miktarının fazlalığı, dalga boyu aralığının dar olması ve maliyetinin fazla olması kullanımlarını sınırlamıştır. Oluşan gereksiz ve zararlı dalga

boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir [112, 143]. PAC ışık kaynaklarının sürekli ve yüksek güçte ışık vermeleri ve kullandıkları fiberoptik ucun yüzey alanının dar olması diğer dezavantajlarıdır [144]. PAC cihazlar işlevsel olarak halojen ışıklarla hemen hemen aynı özelliklere sahip olmaları ve ışığı daha karmaşık ve pahalı bir metotla üretmeleri sebebiyle günümüzde rutin olarak kullanılmamaktadırlar [145].

### 2.3.4 LED Işık Kaynakları

LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 nm dalga boyudur [146]. Bu aralık, başlatıcı olarak CQ kullanan kompozit rezinlerde ideale yakındır [147]. Yapılarında elektronların birbirine geçişini sağlayan iki yarı iletken aracılığı ile elektronların geçişi sonucunda ışık oluşmaktadır. Işık üretimi sırasında ısı açığa çıkarmadıkları ve gereken dalga boyunda ışık ürettikleri için filtre edilmelerine gerek duyulmamaktadır. LED ışık cihazları, ışık gücü 1200 mW/cm<sup>2</sup> düzeyinde ışık üretebilmektedir. Filtre gerektirmeyen tek ışık kaynağı olarak bilinmektedir. LED ışık kaynağı uzun ömürlüdür (yaklaşık 10.000 saat) ve lambanın ışık şiddeti daima sabittir. Hafif, kablosuz ve ergonomik olmaları klinik kullanımları açısından büyük kolaylık sağlamaktadır [24]. Piyasada kullanılmakta olan LED ışık kaynakları 1. Nesil, 2. Nesil, 3. Nesil olarak sınıflandırılmışlardır. 1. nesil LED ışık kaynakları daha düşük güç çıkışına sahiptirler (400 mW/cm<sup>2</sup> den az). Buna bağlı olarak da 40 saniye veya daha uzun polimerizasyon süresi gerektirmektedir [143, 148]. Birinci nesil cihazlarda gücün düşük olmasının sebebi, kullanılan yarı iletkenlerin yapısı ve bunların dar alanda ancak belli sayıda kullanılabilmesidir. Günümüzde yeni geliştirilen 2. Nesil LED' ler yüksek şiddette mavi ışık üretebilen ileri teknoloji ürünleridir. İlk jenerasyonlar çok sayıda diyot içermelerine rağmen güçleri az polimerizasyon etkinlikleri çok zayıf olduğundan takip eden jenerasyonda, az ama daha güçlü diyotlar kullanılmış böylece daha büyük güç çıkışı ve uygun spektral dağılım elde edilmiştir. Bu yüzden iyi performans ve kısa ışınlama süresi sağlanmıştır. Yani 2. Nesil LED ışık kaynakları daha büyük güç çıkışıyla farklı spektral dağılıma sahiptirler (1,200-1,500 mW/cm<sup>2</sup>), böylece daha iyi performans gösterirken daha kısa ışıklama süresi sağlarlar [143]. İlk iki nesil LED ışıklı

cihazları 450 ile 480 nm dalga boyları arasında spektral dağılım göstermekte ve CQ' u aktive etmenin yanında yardımcı polimerizasyon başlatıcıları da başarılı bir şekilde aktive etmektedir [149-151].

Üreticiler LED diyotlarını geliştirmek amacıyla ve bunları tek bir dalga boyundan daha fazla dalga boylarında ayarlayabilmek için çalışmalar yapmışlardır, Yapılan çalışmalarda ilk olarak 5w mavi LED etrafında dört, düşük güçte mor LED bulunan cihazlar üretilmiştir. Diğer üreticiler ise mavi ve mor LED' ler ile çoklu dalga boyları elde etmişlerdir. Bu LED diyotlarından çoklu dalga boyları elde etme olayı LED cihazlarında 3. Nesil olarak adlandırılmaktadır. Geliştirilen 3. Nesil LED ışık cihazları içerdikleri ekstra LED' ler ile daha düşük dalga boylarındaki foto başlatıcıları aktive etmekte, yüksek güçteki geniş tabanlı yarı iletken içeren ana LED lambası ile de dar spektrumda CQ' u aktive etmek için kullanılmaktadır [152]. Bu sebepten 3. Nesil LED cihazları çoklu diyotlar (mor/mavi diyotlar, polywave) şeklinde üretilmişlerdir. Son olarak piyasaya sürülen 3. Nesil LED ışık cihazlarında 3 farklı dalga boyu birleştirilmiş ve daha yüksek ışık gücü elde edilmiştir. Elde edilen 3. Nesil LED cihazları 3,200-4,500 mW/cm<sup>2</sup> maksimum güç üretebilme kapasitesine sahiptirler [153]. Yeni nesil 3. Jenerasyon ışık cihazları çoklu dalga boyunda ışıklar üreterek bazı kompozitlerin yapısında bulunan mono asilfosfin oksit (Lucirin TPO), İvocerin ve 1-Fenil 1,2- Propandiyon (PPD) gibi foto-iniyatörlere de etki edebilmektedir [154].

Bunun yanında polimerizasyon teknikleri ile ilgili yapılan çalışmalarda; ışığın uygulanma biçiminin de polimerizasyon etkinliğinde önemli rol oynadığı belirtilmiştir. Işık gücü arttıkça; polimerizasyon etkinliğinin artması, polimerizasyon derinliğinin artması ve daha düşük bir uygulama süresi beklenir. Ancak LED ışık kaynaklarının gücü yükseldikçe ilk anda oluşan polimerizasyon büzülmesi artmaktadır. Bunun önüne geçmek için üreticiler farklı polimerizasyon başlangıç modları ayarlamışlardır [155].

Birinci nesil LED cihazlarında sabit ışık şiddetinin devamlı (standart) uygulanması dışında 2. nesil LED cihazlarında dört farklı ışık uygulama tekniği geliştirilmiştir:

- Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama tekniği (Step-curing)

Başlangıçta belirli bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir. İlk uygulama ile polimerizasyon stresleri ve polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılır.

- Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği (Soft-Start)

Başlangıç ışık yoğunluğu ayrı bir basamak değildir. Polimerizasyon işlemi ilk olarak düşük ışık şiddeti ile başlar, daha sonra süreyle orantılı olarak ışık şiddeti artarak en yüksek seviyeye ulaşır. Bu teknikle kompozitin yavaş sertleşmesi sağlanır ve böylece polimerizasyon stresleri azalır.

- Aralıklı ışık uygulama tekniği (Pulse-delay)

Bir saniyelik periyotlar içerisinde, ışığın kompozite uygulandığı süre boyunca 0,5 sn ışık tam güç açık, 0,5 sn ışık kapalı olacak şekilde yüksek güçte ışık uygulama tekniğidir.

Son olarak geliştirilen 3. Nesil LED cihazı ile daha kısa sürede polimerizasyon amaçlanmıştır. Üretici firmanın önerilerine göre 3 farklı ışık uygulama modu bulunmaktadır.

- Standart güç modü (1000 mW/cm<sup>2</sup>)

Her tabaka için 10 sn' lik polimerizasyon ve son polimerizasyon için 20 sn.

- Yüksek güç modü (1400 mW/cm<sup>2</sup>)

Her tabaka için 8 sn' lik polimerizasyon ve son polimerizasyon için 12 sn' lik polimerizasyon

- Ekstra güç modü (3200 mW/cm<sup>2</sup>)

Her tabaka için 3 sn' lik bir polimerizasyon ve son polimerizasyon için 3 sn'lik iki polimerizasyon önerilmektedir.

Işık kaynakları kullanım açısından avantaj sağlayarak gelişmeler kaydetse de ışık kaynağı ve süresinin kompozit rezinler üzerinde yeterli polimerizasyon sağlayıp sağlamadığı konusunda araştırmalar yapılmaya devam etmektedir.

### **2.3.5 Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı (QTH)**

Polimerizasyon amacıyla sıklıkla tercih edilen QTH ışık kaynakları tungsten filamentte sahip kuartz lambadan oluşmaktadır. Yaklaşık olarak 380-520 nm dalga boyları arasında, 300-800 mW/cm<sup>2</sup> yoğunluğunda ışık yaymaktadır [36, 74]. Halojen ışık kaynaklarından elde edilen kızılötesi enerji, materyal tarafından absorbe edildiğinde ısı açığa çıkmaktadır. Isının dışa ulaşmasını önlemek için ısı absorbe edici filtreler kullanılır. Filtre, kızılötesi ışığı tutarak görünür ışık elde edilmesini sağlar. Filtreler özelliklerini yitirdiklerinde, dış yüzeyine daha fazla enerji ulaşmakta ve filtre edilemeyen kızılötesi ışık, pulpada ve mukozada ısıya neden olmaktadır. Bu nedenle halojen ışık kaynaklarının bütün aksamaları ve ışık verimi düzenli olarak test edilmelidir [24].

Işık üretimi esnasında yüksek miktarda ısı oluşmakta ve bu ısı lambanın ömrünü azaltmaktadır. Halojen ışık kaynaklarına ısıyı düşürmek için fan yerleştirilmiştir. Fan ayrı bir enerji gereksinimi demektir. Ayrıca havalandırma delikleri kontaminasyona neden olmakta ve dezenfeksiyonu zorlaştırmaktadır [24]. Lambanın ömrü yaklaşık olarak 100 saattir ve ışık çıkışı sürekli kullanım ile azalmaktadır [156]. QTH cihazları diğer ışık kaynaklarına göre daha az maliyetli sistemlerdir. Geniş dalga boyu özelliği ile farklı polimerizasyon başlatıcılarla birlikte kullanılabilirler. QTH cihazlarının aşırı ısı oluşturması, lamba ömürlerinin saatlerle sınırlı olması, filtrelerin dezenfeksiyonunun zorluğu, zamanla reflektörün, filtrelerin etkinliğini kaybetmesi ve ışık yoğunluğunun azalması gibi olumsuz özellikleri nedeniyle yeni ışık kaynakları geliştirilmeye çalışılmaktadır [24, 135].

### **2.3.6 Yüksek Enerji Yoğunluğuna Sahip Kuartz Tungsten Halojen Işık Cihazları (HQTH)**

Gelişen teknoloji ile halojen ampullerin güçlerinin artırılmasına paralel olarak, ışık gücü 800-1000 mW/cm<sup>2</sup>' nin üzerinde yüksek enerji yoğunluğu meydana getiren, daha kalın kompozit tabakalarının daha kısa sürede polimerizasyonunu sağladığı iddia edilen halojen ışık cihazları geliştirilmiştir [16, 157]. Işığın odak noktasını değiştirerek mercek etkisiyle gücün artmasını sağlayan Turbo ışık uçları da ışık gücünün artmasını sağlayan diğer bir yeniliktir [16, 158]. Bu ışık uçlarında ışık yoğunluğu ışık ucunun hemen önünde oluşur ve uzaklık arttıkça ışık gücü azalır.

Yüksek güç çıkışı ile hızlı polimerizasyonun zamandan tasarruf sağladığı iddia edilse de, kompozit rezininin polimerizasyon büzülme kuvvetlerini artırdığını savunan çalışmalar da bulunmaktadır [159, 160].

## 2.4 Diş ve Isı

İnsan dişinde ısı transferi hem günlük hayatta hem de klinik diş hekimliğinde görülen yaygın bir durumdur [17, 161]. Modern diş hekimliğinde yüksek enerji çıkışlı aletler (dental lazerler [162, 163], ışıkla polimerizasyon üniteleri [16, 19, 164] ve yüksek hızlı el aletleri [165, 166] kullanılmaktadır. Bu aletlerde uygulanan tedaviler esnasında pulpa odasında meydana gelen ısı artış değerlerine dair örnekler Tablo 2.2' de listelenmiştir:

**Tablo 2.2.** Termal tedaviler ve oluşturdukları intrapulpal ısı artışı

Uygulanan işlem	Oluşan Isı Artışı
Lazerle diş kesimi	2,3-24,7 °C
Lazerle çürük önleme	1,2-4,0 °C
Beyazlatma (ışık kaynağı ile)	1,1-16,0 °C
Beyazlatma (lazer ile)	1,1-16 °C
Kompozit polimerizasyonu	2,9-7,8 °C
Kavite preperasyonu( yüksek hızda, susuz)	16,4-19,7 °C
Kavite preperasyonu( düşük hızda, susuz)	7,1-9,5 °C
Kavite preperasyonu( yüksek hızda, sulu)	2,2-5,9 °C
Kavite preperasyonu( düşük hızda, sulu)	-1,8-5,0 °C

Bu işlemlerle oluşan ısı dişin sert ve yumuşak dokularında hasar meydana getirir [9, 167]. Isı artışı dişte diş ısı ağrısına neden olur [168, 169]. Dişin termal davranışı hakkındaki bilgi yetersizliği, klinik uygulamalarda oluşturulacak tasarım ve optimizasyonu engellemektedir. İnsan dişinin termal davranışı hakkında araştırma yapılması önemlidir.

Restoratif diş hekimliğinde kompozit rezinlerin polimerizasyonunu aktive etmek amacıyla ışık kaynakları kullanılmaktadır. Resin kompozitin foto başlatıcı molekülü, CQ ve foton absorbe ederek aktive edilir. Fotonun absorbe ettiği enerji, radikal şekillendiren moleküler yapıyı değiştirmek için kullanılır. Foto aktivasyon sırasında oluşan radikal, monomere bağlanır ve ilave polimerizasyonla bağlanan monomerler, polimer ağ yapısını oluşturur. Monomerlerin yaklaşması kompozitte kontraksiyonla sonuçlanırken, aynı zamanda ekzotermik reaksiyon ile birlikte ışık kaynağından yayılan enerji kompozit ve çevreleyen yapılarda da ısı artışına neden olmaktadır [16, 170]. Meydana gelen bu ısı kimyasal reaksiyonlardan veya kullanılan ışık cihazlarından kaynaklanmaktadır. Isı yüksek derecelere ulaştığında diş dokularını etkileyerek pulpada harabiyete neden olabilmektedir [171]. Özellikle derin kavitelere uygulanacak restorasyonlarda oluşabilecek ısı artışlarının önemli olduğu rapor edilmiştir

#### **2.4.1 Termal Değişikliklere Dişin Cevabı**

Dişin termal davranışı dişin fizyolojik özelliklerine bağlıdır ( Dentin Sıvı Akışı, Pulpal Kan Akışı). Dişin termofiziksel özellikleri, dişin değişik tabakalarında mikrostrüktüel yapılarına göre değişiklik gösterir [168, 172, 173]. Mesela; termal geçirgenlik (dentin çaplarının hacmiyle ters orantılıdır; dentin çaplarının hacmi büyüdükçe bu geçirgenlik azalır [4]. Isınma ya da soğuma sırasında dentin tübüllerindeki dentinal sıvı akışı; pulpada da ısı transferini etkiler. Ayrıca, intrapulpal ısı 42 °C' nin üstüne çıktığında veya soğutma esnasında pulpadaki kan akımı artar [172]. Ayrıca dolaşan kan pulpal yumuşak dokunun termal regülasyonunda önemli bir rol oynar, ısıtma esnasında soğutucu, soğutma esnasında ısıtıcı görevi vardır [174].

#### **2.4.2 Isının Neden Olduğu Hasar**

Dişteki ani ısı değişiklikleri dişte ısı ağrısına neden olabilir ve dişte sert dokularda (mine, dentin), yumuşak pulpa dokusunda ve restoratif materyal diş birleşiminde (diş ve dental restoratif materyal arasında kopma) hasara neden olur [167, 175].

Mine ve dentin farklı termal ve mekanik özelliklere sahiptir. Örneğin minenin termal ısı dağılımı ve Young's modülü yaklaşık 3,5-4 defa dentinden büyüktür [176]. Bu değişiklikler, diş ısıya maruz bırakıldığında, termal stres ve dişte kırılmayla sonuçlanabilir. Ayrıca lazer tedavisi sonucunda oluşan ısı, karbonizasyona, erimeye ve diş yapısında kırıklara neden olabilir [161].

Dentin kollejeninin termal denatürasyonu genellikle kök kanal dentininin ısıya maruz kaldığı endodontik tedavi sonucunda oluşur. Demineralize dentin matriksinin suyla, metanolle, etanol ya da aseton ve bonding ile denatürasyon derecesi sırasıyla; 65,6 °C, 148,5 °C, ve 166,8-172,7 °C olarak belirtilmiştir [177].

Dişin canlılığından sorumlu olan pulpa ısıya karşı dayanıksızdır. İntrapulpal ısı artışı yaklaşık 5,5 °C arttığında geri dönüşümsüz pulpal hasar meydana gelir (örn/ pulpada ölü hücre) [161]. Ancak hücreler bu hasardan kurtulabilir. Bu ısı şok proteinlerin artışıyla meydana gelebilir [178, 179]. Amano ve ark, 42 °C' lik ısı uyarının, pulpa hücre canlılığını azalttığını ancak ısı şok proteininin pulpa vitalitesinin iyileşmesine yardımcı olduğunu bulmuşlardır [180].

### **2.4.3 Dişin Isı Uyarısına Kan Akımı ve Dentinal Sıvı Akımı Bakımından Cevabı**

Pulpa yüksek vaskülerize yapıda olan (93), dişin apeksinden girip kron kısmına kadar uzanan arter ve venlere sahiptir. Dental pulpadaki mikrosirkülasyon dişin beslenmesinde etkili olduğu kadar, termal uyarılara karşı verdiği cevapta da etkilidir [161]. Histofizyolojik deneylerde, dişte meydana gelen intrapulpal ısı 33-42 °C arasında olduğunda pulpal kan akış oranı sabit kalmış , ısı 42 °C üzerine çıktığında kan akışı hızlanmış, diş soğutulduğunda ise hemen azalmıştır [181, 182]. Bu özellik pulpal yumuşak dokularının termoregülasyonunda önemli bir rol oynar; pulpal kan akışı ısınma ve soğuma karşısında bir ısı musluğu görevi görür. Ancak pulpal kan akışının ısı transferine etkisi düşünüldüğünde klinik olarak az bir damarlanmaya sahip olduğu için göz ardı edilebilir olarak yorumlanmıştır [183].

Araştırmacılar, görünür ışıkla aktive olan kompozitlerin oluşturduğu sıcaklığın pulpa odasında 42,5 °C' ye kadar ulaştığını ve bu sıcaklığın geri dönüşümsüz olarak pulpada hasara neden olabileceğini bildirmişlerdir [184]. Isı artışı; ışığın uygulanma süresi, ışığın yoğunluğu, ışık ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafe, kompozit



rezinin kompozisyonu, kompozit rezinin rengi, kompozit rezinin kalınlığı ve kullanılan ışık cihazının tipine bağılıdır.

Bu tez çalışmasında ışık kaynakları ve modları ile farklı resin materyallerin polimerizasyonu sırasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişikliklerinin in vitro ortamda pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzenek kullanılarak araştırılması amaçlanmıştır.



### **3. GEREÇ VE YÖNTEM**

Bu tez çalışmasında daimi dişlerin restorasyonunda kullanılan rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu esnasında meydana gelen sıcaklık artışları değerlendirildi.

#### **3.1. Etik Kurul Onayı**

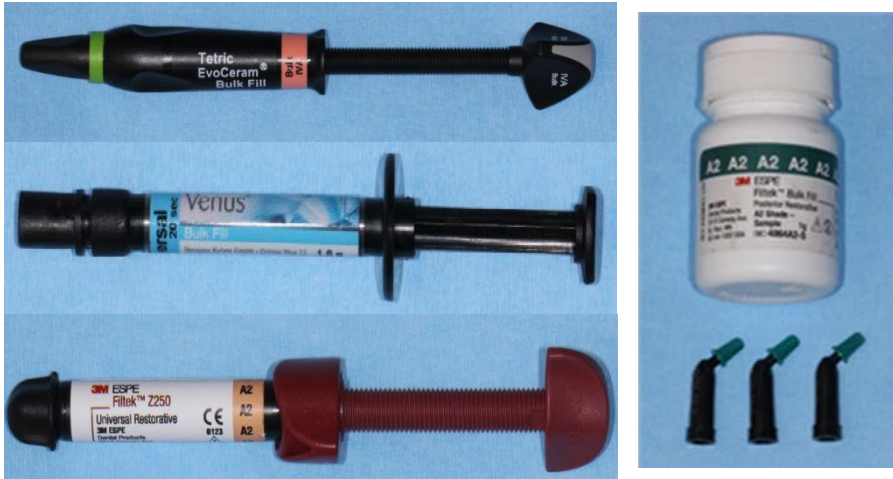
Araştırmamız için gerekli olan etik kurul onayı Cumhuriyet Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı'ndan 04.10.2017 tarih ve 2017-10/25 sayılı karar ile alınmıştır. Araştırmada kullanılacak, çekim endikasyonu konulan dişlerin toplanabilmesi için hastalara araştırma hakkında bilgi verilmiş ve aydınlatılmış onam formları imzalatılmıştır.

#### **3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller**

Çalışmamızda; kondanse edilebilen iki farklı bulk fill kompozit, akışkan bir bulk fill kompozit, geleneksel bir kompozit rezin ve 2 . ve 3. jenerasyona ait üç farklı ışın cihazı kullanıldı. Kullanılan materyaller, ışık cihazları ve özellikleri Tablo 3.1 ve Tablo 3.2' de belirtilmiştir (Şekil 3.1, 3.2).

**Tablo 3.1** Çalışmada kullanılan restoratif materyaller ve özellikleri

RESTORATİF MATERYAL	RESTORATİF MATERYAL TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA	REZİN TİPİ	DOLDURUCU İÇERİĞİ	DOLDURUCU ORANI	DOLDURUCU BOYUTU
<b>VENUS BULK FİLL</b>	Akışkan Bulk Fill Kompozit	Heraeus Kulzer, UK	UDMA EBADMA	Baryum silikat cam, silika	Ağırlıkça %65 Hacimce %38	0,02-5 µm
<b>TETRİC EVO CERAM BULK FİLL</b>	Nanohibrit Bulk Fill Kompozit	Ivoclar Vivadent, United States, Canada	BİS-GMA UDMA	Baryum camı, itterbiyum triflorür, karışık oksit, prepolimer	Ağırlıkça %76-77 Hacimce %53-54	40 nm-3 µm
<b>FİLTEK BULK FİLL</b>	Kondanse edilebilir Bulk Fill Kompozit	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	AUDMA AFM UDMA DMA	Zirkonya silika İtterbiyum triflorür	Ağırlıkça %76,5 Hacimce %58,4	4-11 µm (silika) 100 nm (İtterbiyum Triflorür)
<b>FİLTEK Z250 KOMPOZİT</b>	Mikrohibrit Geleneksel Kompozit	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	BİS-GMA BİS-EMA UDMA	Zirkonya silika	Ağırlıkça %78 Hacimce %60	0.01-3.5 µm



**Şekil 3.1** Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller

**Tablo 3.2** Çalışmada kullanılan ışık cihazları ve özellikleri

İŞIK CİHAZLARI	ÜRETİCİ FİRMA	TÜRÜ	DALGA BOYU	İŞIK YOĞUNLUĞU	POLİMERİZASYON SÜRESİ
<b>VALO STANDART MOD</b>	Ultradent, USA	LED	395-480 nm	1000 mW/cm <sup>2</sup>	Her tabaka 1x10 sn Son tabaka 2x10 sn
<b>VALO HIGH MOD</b>	Ultradent, USA	LED	395-480 nm	1400 mW/ cm <sup>2</sup>	Her tabaka 2x4 sn Son tabaka 3x4 sn
<b>VALO EXTRA POWER MOD</b>	Ultradent, USA	LED	395-480 nm	3200 mW/ cm <sup>2</sup>	Her tabaka 1x3 sn Son tabaka 2x3 sn
<b>ELİPAR S10</b>	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	LED	430- 480 nm	1200 mW/cm <sup>2</sup>	20 sn
<b>ELİPAR DEEPCURE-S</b>	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	LED	430- 480 nm	1470 mW/cm <sup>2</sup>	20 sn



**Şekil 3.2** Çalışmada kullanılan ışık cihazları

### 3.3. Örneklem Büyüklüğünün Saptanması ve Dişlerin Hazırlanması

Deney aşamalarına başlamadan önce, çalışma gruplarının sayılarını tespit etmek amacıyla “Power Analiz” testi uygulanmıştır. Bu analiz sonuçları

doğrultusunda  $\alpha= 0.05$ ,  $\beta= 0.20$ ,  $(1-\beta)= 0.80$  alındığında her bir gruba 30 diş alınmasına karar verildi ve testin gücü  $p=0.80663$  olarak bulundu. Daha sonra 4 ana grup kendi içerisinde 5 alt gruba ayrıldı ve her bir alt grupta 6 diş ( $n=6$ ) olacak şekilde toplam 120 adet dişin çalışmaya dahil edilmesine karar verildi. Örneklem büyüklüğü saptama işlemi PASS (NCSS, Kaysville, UT) kullanılarak yapıldı.

Çalışmada, Cumhuriyet Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndan toplanan, gömülü, kök gelişimini tamamlamış, gelişimsel defektlerin bulunmadığı 120 adet, çürüksüz alt ve üst üçüncü büyük azı dişleri kullanıldı (Şekil 3.3). Seçilen dişlerin üzerinde bulunan yumuşak doku artıkları akan su altında bir bistüri yardımıyla uzaklaştırılarak kıl fırça yardımıyla temizlendi ve kullanım zamanına kadar % 0.9 izotonik sodyum klorür solüsyonu içerisinde  $+4\text{ }^{\circ}\text{C}$  bekletildi. Solüsyon haftada bir kez değiştirildi.



**Şekil.3.3** Çalışmada kullanılan diş örnekleri

### **3.4. Deney Gruplarının Oluşturulması**

Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyallere göre 120 adet diş herbir grupta 30 adet diş olacak şekilde rastgele 4 ana gruba ayrıldı. Her bir ana grup polimerizasyonda kullanılacak ışık cihazına göre 5 alt gruba ayrıldı ( $n_a=6$ ) (Tablo 3.3).

**Tablo 3.3.** Çalışma kapsamında oluşturulan deney grupları

ANA GRUP (KOMPOZİT MATERYAL)	ÖRNEK SAYISI	ALT GRUP (IŞIK CİHAZI)	ÖRNEK SAYISI	POLİMERİZASYON SÜRESİ
<b>Venus Bulkfill (Heraeus)</b>	n=30	<b>Valo standart mod</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	20 sn
		<b>Valo high mod</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	3x4 sn
		<b>Valo extra power</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	2x3 sn
		<b>Elipar S10</b>	<b>n<sub>a</sub>=6</b>	20 sn
		<b>Elipar Deepecure-S</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	20 sn
<b>TetricEvoCeram Bulkfill (Vivadent)</b>	n=30	<b>Valo standart mod</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	20 sn
		<b>Valo high mod</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	3x4 sn
		<b>Valo extra power</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	2x3 sn
		<b>Elipar S10</b>	<b>n<sub>a</sub>=6</b>	20 sn
		<b>Elipar Deepecure-S</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	20 sn
<b>Filtek Bulkfill (3M ESPE)</b>	n=30	<b>Valo standart mod</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	20 sn
		<b>Valo high mod</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	3x4 sn
		<b>Valo extra power</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	2x3 sn
		<b>Elipar S10</b>	<b>n<sub>a</sub>=6</b>	20 sn
		<b>Elipar Deepecure-S</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	20 sn
<b>Filtek Z250 (3M ESPE)</b>	n=30	<b>Valo standart mod</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	İlk tabaka: 10 sn Son tabaka:20 sn
		<b>Valo high mod</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	İlk tabaka: 2x4 sn Son tabaka:3x4 sn
		<b>Valo extra power</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	İlk tabaka: 1x3 sn Son tabaka:2x3 sn
		<b>Elipar S10</b>	<b>n<sub>a</sub>=6</b>	20 sn
		<b>Elipar Deepecure-S</b>	<b>n<sub>a</sub>= 6</b>	20 n

- *Kavitelerin hazırlanması*

Dişlerin okluzal kısımları su soğutması altında düşük hızda çalışan kesit alma cihazı (Isomet, Buhler Ltd., Lake Bluff, IL, ABD) kullanılarak, diş yüzeyinde mine kalmayacak şekilde dişin meziodistal aksına paralel olarak uzaklaştırıldı. Pulpa odasındaki sıcaklık ölçümlerinin yapılabilmesi için dişlerin kökler bölgesi mine-ment birleşiminin 2 mm apikal bölgesinden dişlerin uzun aksına dik, bukkolingual yönde su soğutması altında düşük hızda çalışan elmas bıçak (Isomet, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kullanılarak kesildi (Şekil 3.4).



**Şekil 3.4.** İso met cihazıyla dişlerin okluzal aşındırma işlemi

Ölçümlerin yapılacağı dişlerin pulpa odasında bulunan pulpa dokusu periodontal küret, ekskavatör ve düşük hızda çalışan döner alet (NAC-EC, Angldruva, NSK, Japonya) ile uzaklaştırıldı. Daha sonra pulpa odası önce %5.25' lik NaOCI, ardından salin solüsyonuyla temizlendi.

Standart kaviteler elde etmek amacıyla dişlerin okluzal yüzeylerine paralelometre cihazı (Schutz-Dental 61191, Almanya) yardımıyla ile 35000

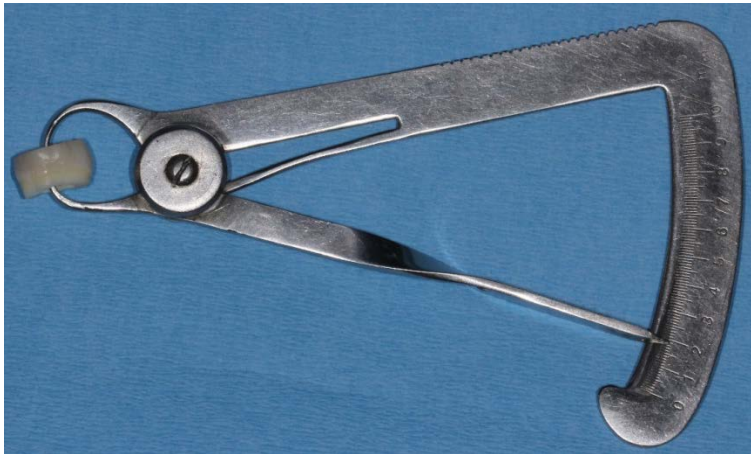


dakika/devir' de elmas rond frez (Meisinger, Almanya) kullanılarak 2x3 mm yüzey alanına ve 4 mm derinliğe sahip kaviteler hazırlandı (Şekil 3.5).



**Şekil 3.5.** Paralelometre cihazı ile dişlere kavite hazırlanması

Kavite tabanı ile pulpa tavanı arasındaki 2 mm'lik kalınlık kumpas ( Iwanson, Jensen, Pakistan) ile ölçülüp doğrulandı. İlgili kalınlıkları  $2\pm 0,05$  mm sınırları içerisinde olan dişler çalışmaya dahil edildi (Şekil 3.6).

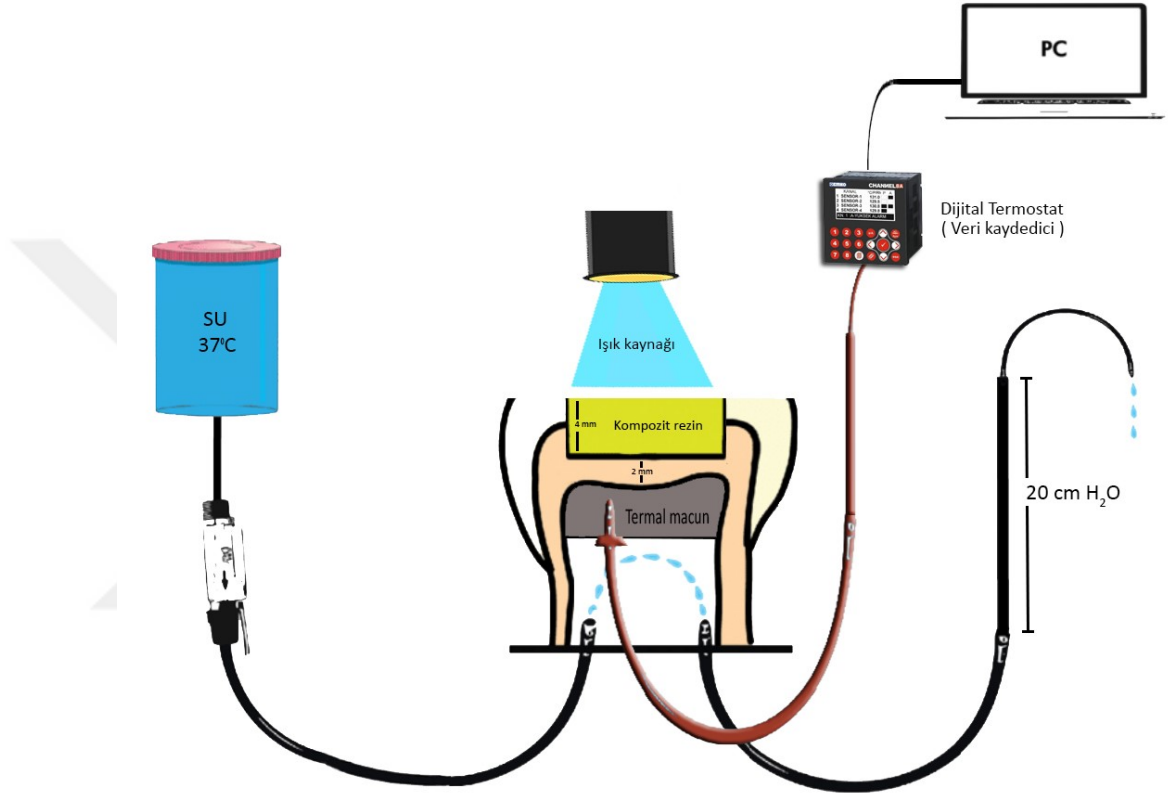


**Şekil 3.6.** Pulpa odası ile kavite tabanı arasındaki mesafenin kumpas yardımıyla ölçülmesi



- *Pulpal mikrosirkülasyonu taklit eden düzeneğin hazırlanması*

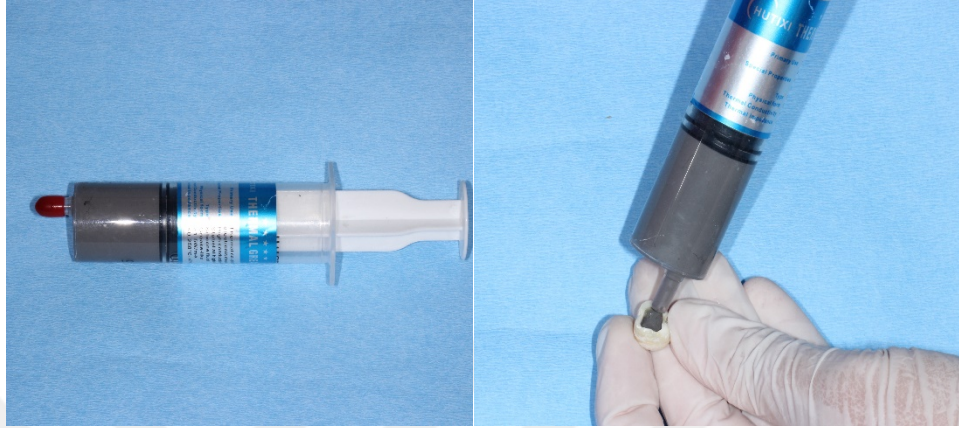
Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirmek için; mikrosirkülasyonlu ölçümler yapıldı. Kan dolaşımını taklit etmek amacıyla Savaş ve ark. [185] tarafından tarif edilen pulpal mikrosirkülasyon düzeneği kullanıldı (Şekil 3.7).



**Şekil 3.7** Pulpa odasında meydana gelen ısı artışını ölçmek için hazırlanan mikrosirkülasyon düzeneği

Deney aşamalarında dişlerin ve sirkülasyon düzeneğinin sabitlenmesi için akrilik plak kullanıldı. Akrilik plak üzerinde birbirlerine çok yakın konumda iki adet delik açıldı. Sıvı sirkülasyonunun sağlanması amacıyla açılan bu iki deliğe şeffaf siringa uçları yerleştirildi ve plak üzerinde 1mm olacak şekilde kısaltılarak akışkan kompozit ile sabitlendi (Şekil 3.9). Plak üzerinde açılan üçüncü delik ise ısı ölçümünde kullanılan J tipi termocuplun yerleştirilmesi için kullanıldı (Şekil 3.11).

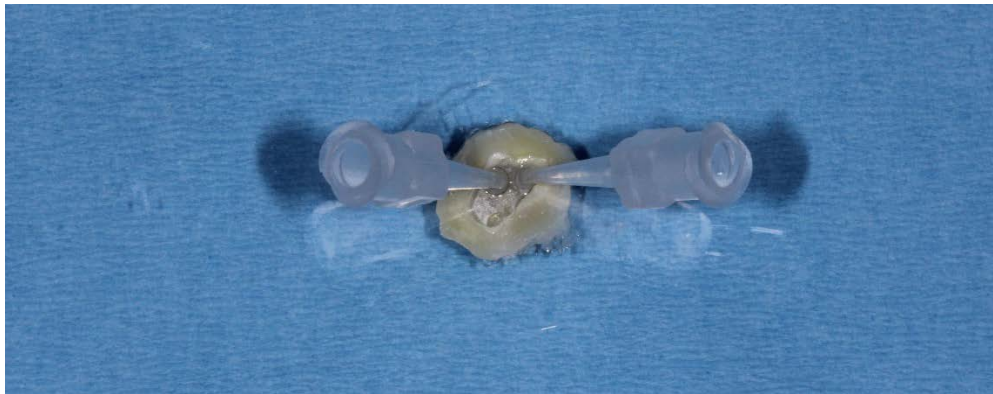
Kavite preparasyonları tamamlanmış diş örneklerinde sıcaklık ölçümünü kolaylaştırmak amacıyla, pulpa odası tavanına -40 ile +250 °C arasında çok yüksek ısı iletimine sahip olan termal macun (Hutixi HT-GY260, Çin) enjekte edildi (şekil 3.8)



**şekil 3.8** Termal macun ve pulpa odasına uygulanışı

- *Pulpa odasında oluşan sıcaklık değişikliklerinin ölçülmesi*

İn vivo koşullardaki pulpal sirkülasyonu taklit etmek amacıyla, 37 °C serum fizyolojik solüsyonunun pulpa odasına bir taraftan 1 mL/dk akış hızıyla girip sirküle olduktan sonra tekrar dışarı çıkmasını sağlayacak sabit bir düzenek hazırlandı. Düzeneğin sıvı basıncı 20 cm H<sub>2</sub>O olacak şekilde düzenlendi. Birinci şırınga ucu ile pulpa odasına sıvı girişi, ikinci şırınga ucu ile sıvının direnaji sağlandı (şekil 3.9)



**şekil 3.9** şırınga uçlarının akrilik plağa sabitlenmesi

Pulpa odasına 37 °C sabit sıcaklıkta sıvı girişi olabilmesi için su haznesi, sıcaklığı +5 °C - +95 °C arasında ayarlanabilen ve çıkış haznesi bulunan su banyosu (Nüve BM402, Belçika) cihazında sabit 37 °C derecede bekletildi (Şekil 3.10).

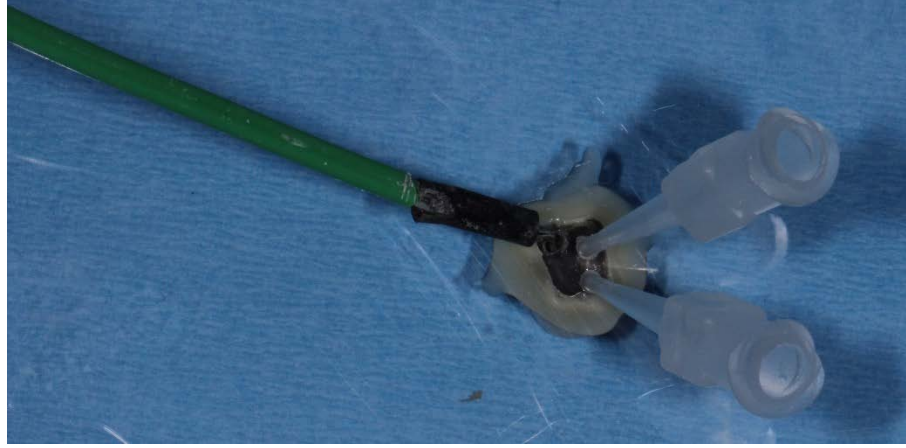


**Şekil 3.10** Çalışmada kullanılan su banyo cihazı

Su banyosu cihazı bir metre yüksekliğe sahip masa üstüne yerleştirildi. Su banyosu cihazından çıkan sıvının pulpa odası içinde sirkülasyonunun sağlanması için serum damla ayar seti kullanıldı. Serum damla ayar setinin bir ucu su banyosu cihazının çıkış haznesine diğer ucu ise akrilik tabla üzerinde sabitlenen dişin içerisine yerleştirilen şeffaf şırınga ucuna bağlandı. Serum damla ayar setinin su çıkışını sağlayan kısmı örneklerden 20 cm yukarda olacak şekilde ayarlandı.

- *Pulpa odasında oluşan sıcaklık değişikliklerinin ölçülmesi*

Çalışmada pulpa odasında oluşabilecek ısı değişikliklerinin belirlenmesi için -200 ile +800 °C arasında ısı ölçümü yapabilen 1 mm çapında J tipi (DemirKonsantan) termocupl (Schneider, Almanya) kullanıldı. Termocuplın ucu plak üzerinde açılan 1 mm çapındaki delikten pulpa odasına yerleştirildi ve konumu pulpa odası tavanında ve termal macun içerisinde kalacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11** Termocuplın plak üzerine sabitlenmesi

Termocupl bilgisayar ortamıyla veri alışverişi yapabilen ve her 200 milisaniyedeki sıcaklık artışını ölçerek kaydedebilen bir veri kaydediciye (EMKO PID Quadro, Türkiye) bağlandı (Şekil 3.12).



**Şekil 3.12** Çalışmada kullanılan veri kaydedici cihaz

Işık kaynağı ile örnekler arasındaki mesafenin standardizasyonu, örnekler için pürüzsüz yüzeyler sağlayan şeffaf bandın kalınlığı ile elde edildi. Işık kaynağının çıkış gücü, her üç örnekte bir radyometre kullanarak doğrulandı.

Termocupların pulpa tavanına ve ışık kaynaklarının da dış yüzeyine temas edecek şekilde konumlandırılmasından sonra mikrosirkülasyonlu ölçümler yapıldı

(Şekil 3.13).



Şekil 3.13 Deney aşamalarının uygulaması

Rezin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonu aşamasında pulpa odasının içerisinde ulaşılan sıcaklık değerleri her bir örnek için veri kaydedici tarafından kaydedildi. Her bir örnek için polimerizasyon öncesi (başlangıç) ve ışık uygulama esnasında ulaşılan en yüksek sıcaklık değerleri arasındaki farklar alınarak ( $\Delta t$ ) hesaplamalar yapıldı.

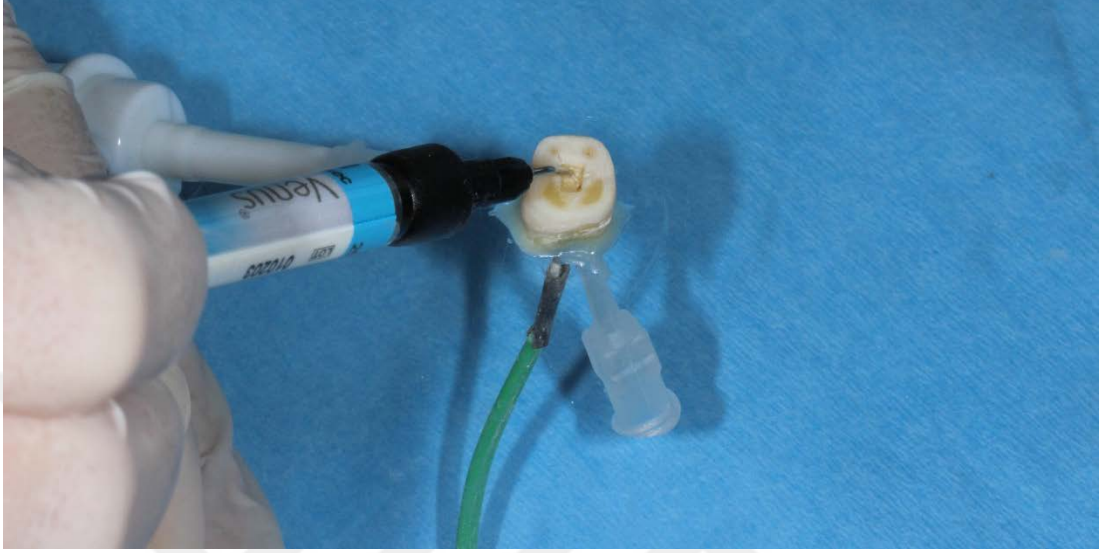
Restoratif materyal tiplerine göre oluşturulan 4 ana grup kullanılacak olan ışık cihazı ve modlarına göre 5 alt gruba ayrıldı ve toplamda 20 alt grup elde edildi.

### 1. Grup: Venus Bulk Fill

Dişler üzerinde hazırlanmış olan kavitelere Venus Bulk Fill kompozit (Şekil 3.13) tek seferde uygulandı. Valo Standart Mod ( 20 sn), Valo High Mod (3x4 sn), Valo Extra Power Mod (2x3 sn), Elipar S10 ( 20 sn) ve Elipar Deepcure-S ( 20 sn) ışık cihazlarıyla her bir ışık cihazı için 6 örnek olacak şekilde polimerize edildi.



Başlangıç sıcaklık değeri ile ışık uygulama esnasında oluşan en yüksek ısı değeri kaydedildi (Şekil 3.14).



Şekil 3.13 Restoratif materyalin kaviteye uygulanışı



Şekil 3.14 Restorasyon materyalinin polimerizasyonu esnasında oluşan en yüksek ısı değeri

## **2. Grup: Tetric Evo Ceram Bulk Fill**

Dişler üzerinde hazırlanmış olan kavitelere Tetric Evo Ceram Bulk Fill kompozit tek seferde uygulandı. Valo Standart Mod ( 20 sn), Valo High Mod (3x4 sn), Valo Extra Power Mod (2x3 sn), Elipar S10 ( 20 sn) ve Elipar Deepcure-S ( 20 sn) ışık cihazlarıyla her bir ışık cihazı için 6 örnek olacak şekilde polimerize edildi. Başlangıç sıcaklık değeri ile ışık uygulama esnasında oluşan en yüksek ısı değeri kaydedildi.

## **3. Grup : Filtek Bulk Fill**

Dişler üzerinde hazırlanmış olan kavitelere Filtek Bulk Fill kompozit tek seferde uygulandı. Valo Standart Mod ( 20 sn), Valo High Mod (3x4 sn), Valo Extra Power Mod (2x3 sn), Elipar S10 ( 20 sn) ve Elipar Deepcure-S ( 20 sn) ışık cihazlarıyla her bir ışık cihazı için 6 örnek olacak şekilde polimerize edildi. Başlangıç sıcaklık değeri ile ışık uygulama esnasında oluşan en yüksek ısı değeri kaydedildi.

## **4. Grup: Filtek Z250 (Kontrol Grubu)**

Dişler üzerinde hazırlanmış olan kavitelere Filtek Z250 kompozit materyali 2 tabaka halinde uygulandı. Valo Standart Mod ( ilk tabaka 10, son tabaka 20 sn), Valo High Mod (ilk tabaka 2x4 sn, son tabaka 3x4 sn), Valo Extra Power Mod (ilk tabaka 1x3 sn, son tabaka 2x3 sn), Elipar S10 (ilk tabaka 20 sn, son tabaka 20 sn) ve Elipar Deepcure-S (ilk tabaka 20 sn, son tabaka 20 sn) ışık cihazlarıyla her bir ışık cihazı için 6 örnek olacak şekilde polimerize edildi. Başlangıç sıcaklık değeri ile ışık uygulama esnasında oluşan en yüksek ısı değeri kaydedildi.

### **3.4. İstatistiksel Değerlendirme**

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) (Ver:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımlar yerine getirildiğinde (Kolmogorof- Simirnov) tek yönlü Varyans Analizi, Tukey testi kullanıldı ve yanılma düzeyi  $p < 0.05$  olarak alındı.

## 4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında restoratif diş hekimliğinde kullanılan kütleli yerleştirilebilen Venus Bulk Fill, Tetric Evo Ceram Bulk Fill ve Filtek Bulk Fill kompozit materyalleri ile mikrohibrit bir kompozit olan Filtek Z250 materyalinin farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu esnasında pulpa odasında oluşan sıcaklık değişiklikleri değerlendirildi.

### 4.1 Kompozit Materyallerinin Farklı Işık Kaynakları İle Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

Işık kaynakları ve kullanılan restoratif materyaller, polimerizasyon esnasındaki ısı değişimlerine göre değerlendirildiğinde, rezin polimerizasyonun başlangıcı aşamasında sahip olduğu sıcaklık ile polimerizasyon sonrası sahip olduğu sıcaklık değerleri arasındaki fark ( $\Delta t$ ) değerlerinin karşılaştırılması ile elde edilen bulgular Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

**Tablo 4.1** Resin esaslı materyallerin farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık farkı ( $\Delta t$ ) değerleri.

GRUPLAR	Venus Bulk Fill	Tetric Evo Ceram	Filtek Bulk Fill	Filtek Z250	
Valo standart mod	2,31 <sup>Aa</sup>	1,85 <sup>Ba</sup>	1,81 <sup>Ba</sup>	1,53 <sup>Bab</sup>	F=15,69 p=0,001*
Valo High Power Mod	2,13 <sup>Aa</sup>	1,83 <sup>Aa</sup>	1,78 <sup>ABa</sup>	1,46 <sup>Ba</sup>	F=8,86 p=0,001*
Valo Extra Power Mod	2,38 <sup>Aa</sup>	1,80 <sup>Ba</sup>	1,66 <sup>BCa</sup>	1,41Ca	F=31,00 p=0,001*
Elipar S10	2,51 <sup>Aa</sup>	1,86 <sup>Ba</sup>	1,86 <sup>Ba</sup>	1,55 <sup>Bab</sup>	F=14,02 p=0,001*
Elipar Deepcure-S	2,51 <sup>Aa</sup>	2,11 <sup>Ba</sup>	1,93 <sup>Ba</sup>	1,78 <sup>Bb</sup>	F=10,05 p=0,001*
	F=1,68 p=0,184	F=2,45 p=0,072	F=1,38 p=0,269	F=4,03 p=0,012*	

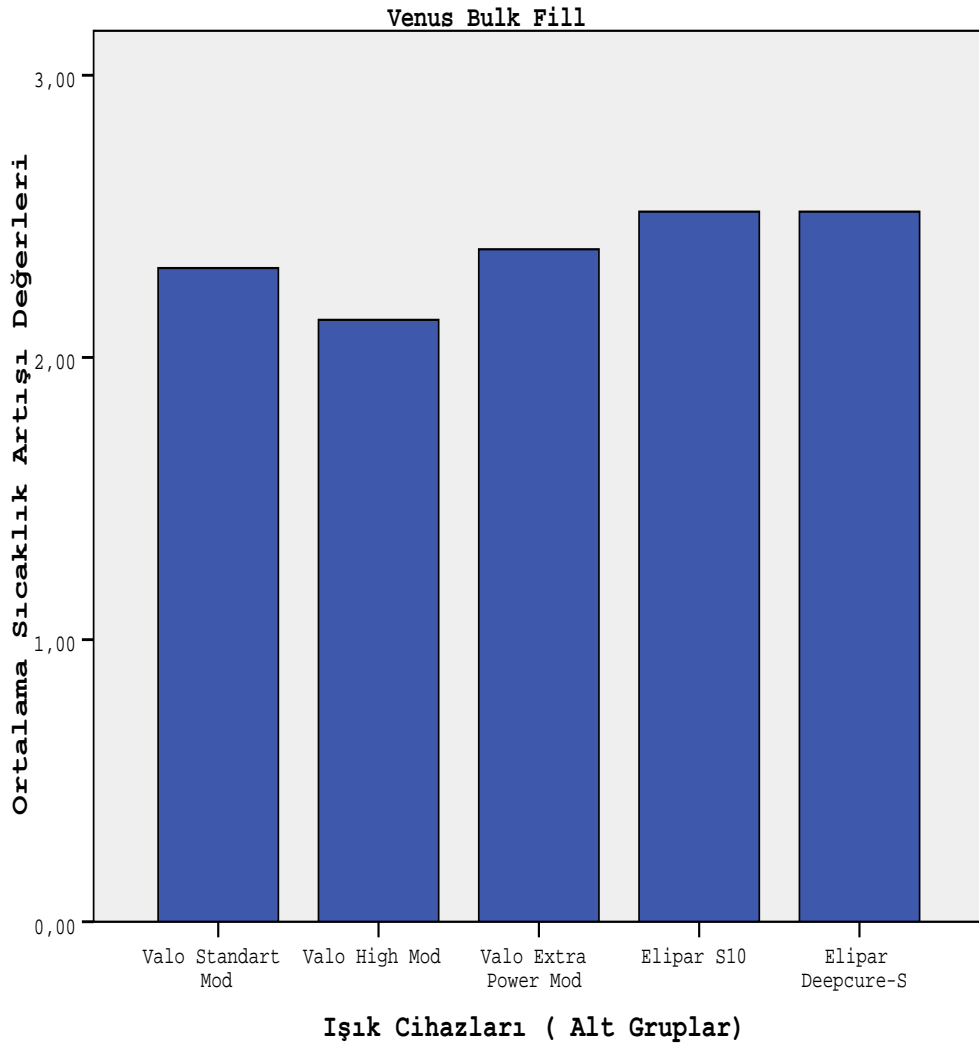
\*  $p < 0,005$  istatistiksel olarak anlamlı

\*\*Büyük harfler aynı satırdaki farklılıklarının birbirlerine göre karşılaştırılmasını gösterirken, küçük aynı sütundaki farklılıklarının birbirlerine göre karşılaştırılmasını simgelemektedir.



Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; 3 farklı ışık kaynağı 5 farklı modda kullanıldığında Venus Bulk Fill' in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamsız olduğu bulundu. ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.1).

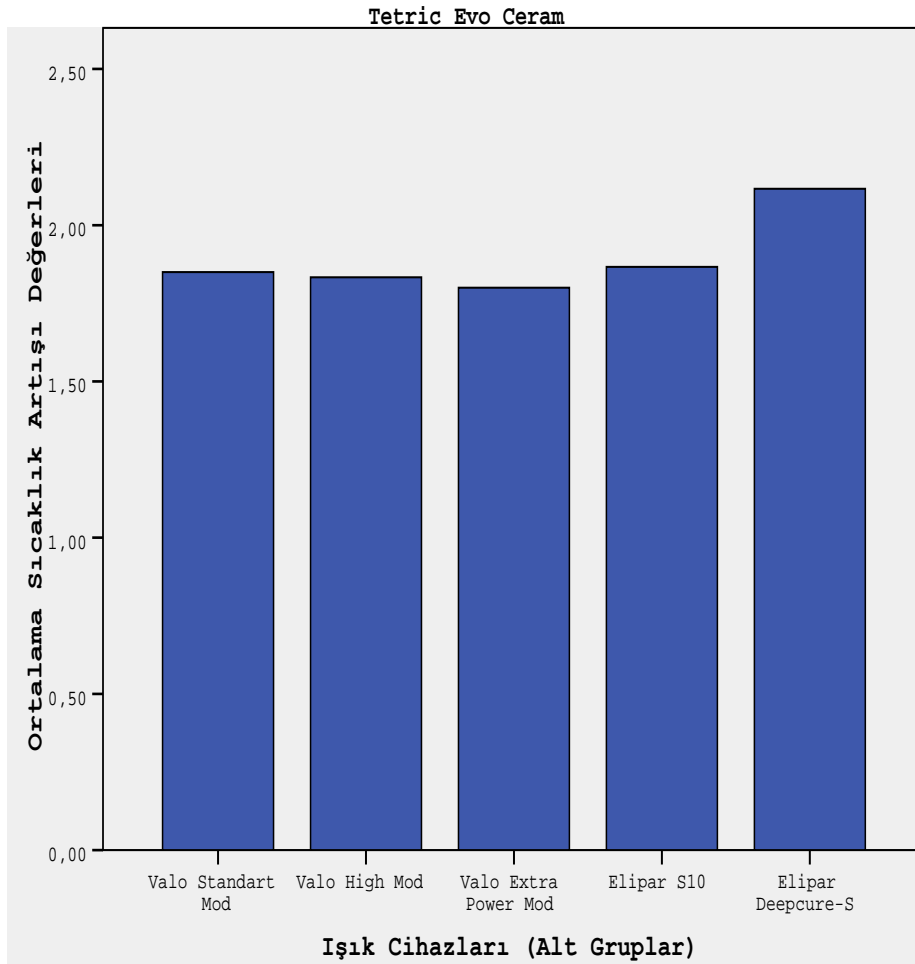
En düşük sıcaklık artışı Valo ışık kaynağının High modunun kullanıldığı grupta ortaya çıkarken en yüksek sıcaklık farkı ise Elipar S-10 ve Elipar DeepCure-S gruplarında görülmüştür. (Şekil 4.1)



**Şekil 4.1** Işık cihazlarının, Venus Bulk Fill' in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri açısından karşılaştırılması.

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; 3 farklı ışık kaynağı 5 farklı modda Tetric Evo Ceram Bulk Fill' in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri değerlendirildiğinde ışık cihazlarının oluşturduğu sıcaklık değişimleri arasındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu görüldü ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.1).

En düşük sıcaklık artışı Valo ışık kaynağının Extra Power Mod' unun kullanıldığı grupta ortaya çıkarken en yüksek sıcaklık değişimlerinin Elipar Deepcure-S grubunda elde edildi (Şekil 4.2).

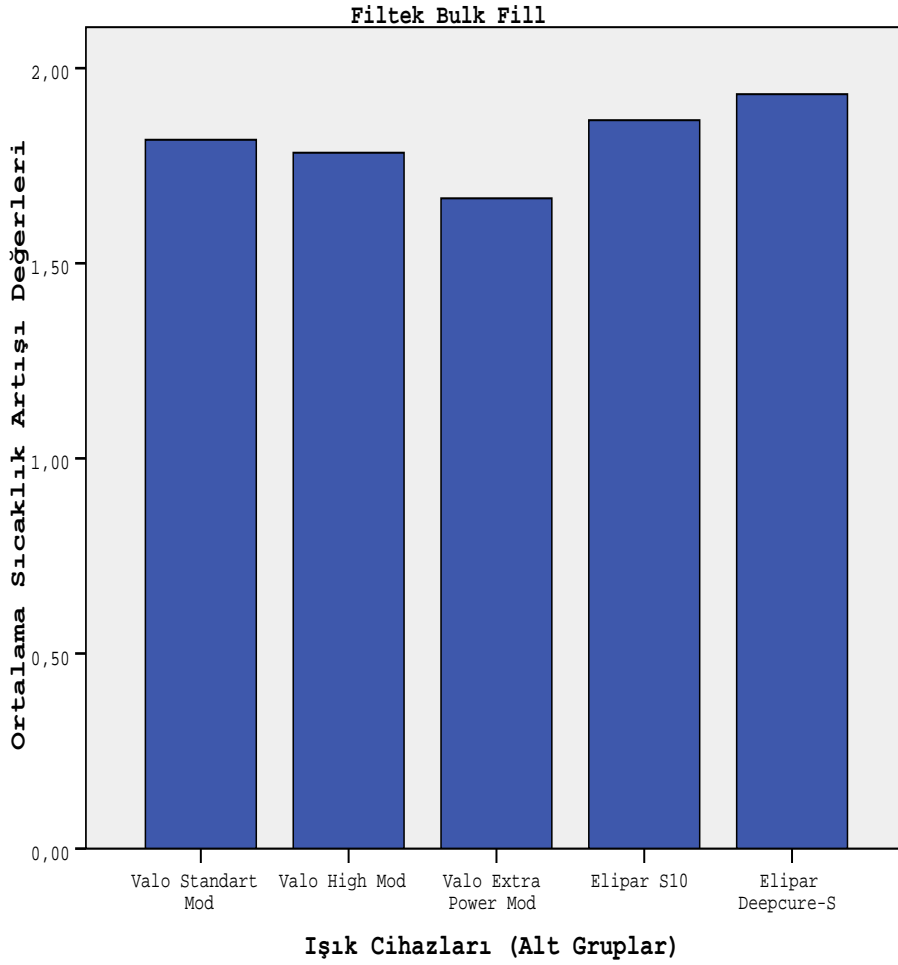


**Şekil 4.2** Işık cihazlarının, Tetric Evo Ceram Bulk Fill' in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri açısından karşılaştırılması.

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; 3 farklı ışık kaynağı 5 farklı modda Filtek Bulk Fill' in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık

değişiklikleri değerlendirildiğinde ortalama sıcaklık artışları arasındaki farkın istatistiksel olarak önemsiz olduğu görüldü ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.1).

En düşük sıcaklık artışı Valo ışık kaynağının Extra Power modunun kullanıldığı gruplarda ortaya çıkarken en yüksek sıcaklık değişiklerinin Elipar Deepcure-S grubunda elde edildi (Şekil 4.3).

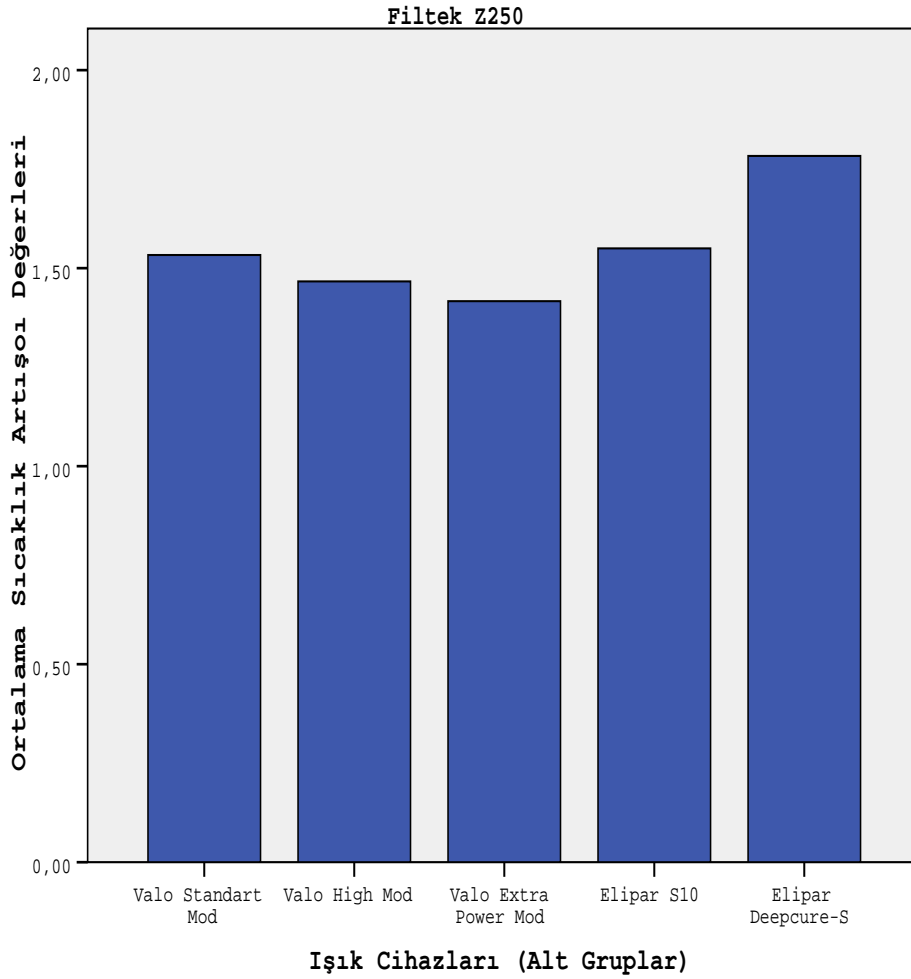


**Şekil 4.3** Işık cihazlarının, Filtek Bulk Fill'in polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri açısından karşılaştırılması.

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre; 3 farklı ışık kaynağı 5 farklı modda Filtek Z250' nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri değerlendirildiğinde ise ortalama sıcaklık değişimleri arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu görüldü ( $p<0,05$ ).

Ölçümler ikişerli olarak karşılaştırıldığında ise Valo High Mod ile Elipar Deepcure-S ışık kaynağı, Valo Extra Power mod ile Elipar Deepcure-S arasındaki sıcaklık farkları istatistiksel olarak önemli bulunurken ( $p < 0,05$ ), diğer ölçümler arası fark önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.1).

En düşük sıcaklık artışı Valo ışık kaynağının Extra Power modunun kullanıldığı gruplarda ortaya çıkarken en yüksek sıcaklık değişiklerinin Elipar Deepcure-S grubunda elde edildi (Şekil 4.4).



**Şekil 4.4** Işık cihazlarının, Filtek Z250' nin polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişiklikleri açısından karşılaştırılması.

#### **4.2. Kullanılan Işık Kaynakları ile Farklı Restoratif Materyallerin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular**

Valo Standart Mod kullanılarak polimerizasyonu gerçekleştirilen farklı restoratif materyaller kendi içerisinde karşılaştırıldığı zaman ortaya çıkan sıcaklık farkı ölçümleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.1).

Valo Standart Mod grubunda Venus Bulk Fill'in polimerizasyonundaki sıcaklık artışı diğer restoratif materyallere göre anlamlı derecede yüksek bulunurken ( $p<0,05$ ) Tetric Evo Ceram, Filtek Bulk Fill ve Filtek Z250 arasındaki sıcaklık artışı istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.1).

Valo High Mod grubunda farklı restoratif materyallere ilişkin sıcaklık farkı ölçümleri karşılaştırıldığında sıcaklık değişimleri arasındaki farklılık istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Tablo 4.1) .

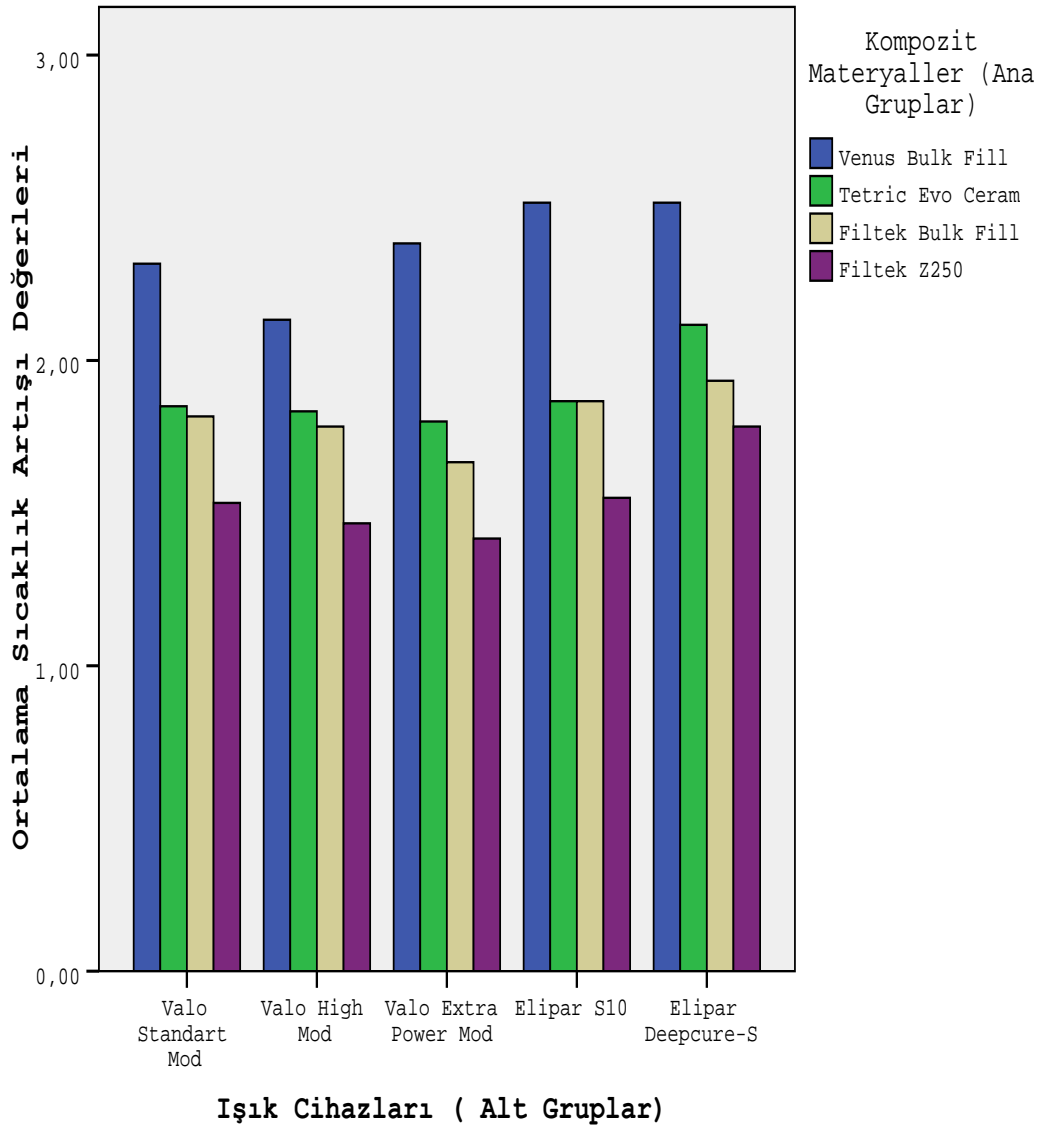
Filtek Z250 ile elde edilen sıcaklık artışı ,Tetric Evo Ceram ve Venus Bulk Fill gruplarına göre anlamlı derecede düşük bulunurken ( $p<0,05$ ), Filtek Bulk Fill ile arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.1).

Valo Extra Power Mod grubunda farklı restoratif materyallere ilişkin sıcaklık farkı ölçümleri karşılaştırıldığında Venus Bulk Fill grubu diğer restoratif materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sıcaklık artışı göstermiştir. ( $p<0,05$ ) Filtek Z250 grubu ise Venus Bulk Fill ve Tetric Evo Ceram gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük sıcaklık değişim değerleri göstermiştir. ( $p<0,05$ ) Tetric Evo Ceram ve Filtek Bulk Fill grupları arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.1).

Elipar S10 grubunda farklı restoratif materyallere ilişkin sıcaklık farkı ölçümleri karşılaştırıldığında Venus Bulk Fill diğer restoratif materyallere kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ( $p<0,05$ ). Tetric Evo Ceram, Filtek Bulk Fill ve Filtek Z250 arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.1).

Elipar Deepcure-S grubunda Venus Bulk Fill grubu diğer restoratif materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sıcaklık artışı göstermiştir ( $p < 0,05$ ). Tetric Evo Ceram, Filtek Bulk Fill ve Filtek Z250 arasındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p > 0,05$ ) (Tablo 4.1).

Restoratif materyallerin ışık cihazları ile polimerizasyonu esnasında bütün alt gruplarda en yüksek sıcaklık artış değerlerini Venus Bulk Fill grubu gösterirken, en düşük sıcaklık artış değerlerini Filtek Z250 grubu göstermiştir (Şekil 4.5).



**Şekil 4.5** Kullanılan Işık Kaynakları ile Farklı Restoratif Materyallerin Polimerizasyonu Sırasında Ortaya Çıkan Sıcaklık Değişikliklerine Ait Bulgular

### 4.3. Işık Kaynaklarından Bağımsız Restoratif Materyallere Göre Sıcaklık Farkı Ölçümlerinin Karşılaştırılması

Restoratif materyallere göre sıcaklık farkı ölçümleri kullanılan ışık kaynağından bağımsız olarak karşılaştırıldığında Venus Bulk Fill grubu diğer restoratif materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sıcaklık artış değerleri gösterirken ( $p<0,05$ ), Filtek Z250 grubu, diğer restoratif materyallere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük sıcaklık artış değerleri göstermiştir ( $p<0,05$ ). Tetric Evo Ceram grubu ile Filtek Bulk Fill grubu arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ) (Tablo 4.2).

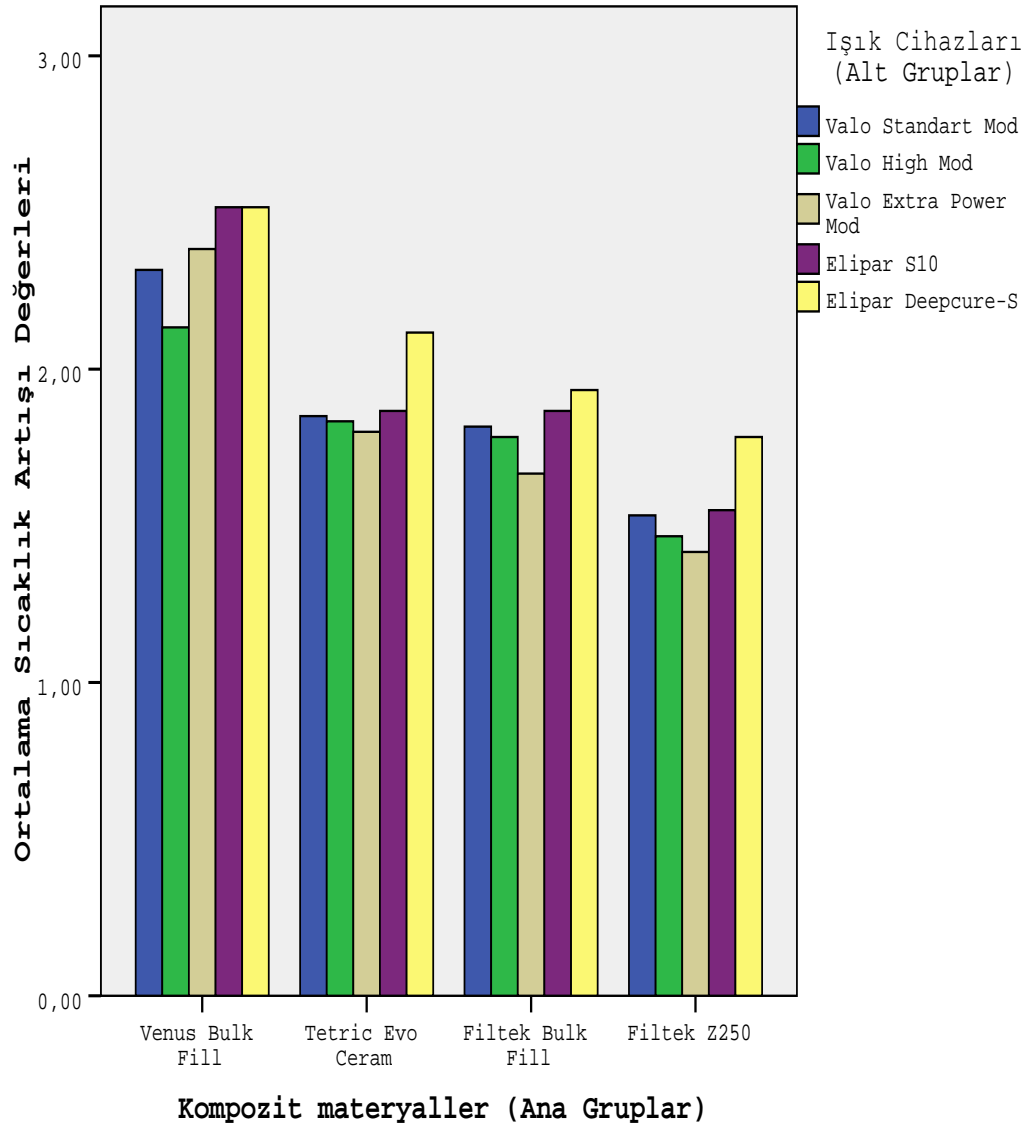
Işık kaynaklarından bağımsız olarak kompozit materyaller arasında en yüksek sıcaklık artış değerlerini Venus Bulk Fill gösterirken, en düşük sıcaklık artış değerlerini Filtek Z250 göstermiştir (Şekil 4.6).

**Tablo 4.2.** Restoratif materyallere göre sıcaklık farkı ölçümlerinin karşılaştırılması

KOMPOZİT MATERYALLER	ÖRNEK SAYISI	ORTALAMA SICAKLIK DEĞİŞİM DEĞERLERİ	
Venus Bulk Fill	30	2,37 <sup>a</sup>	F=60,48 p=0,001*
Tetric Evo Ceram	30	1,89 <sup>b</sup>	
Filtek Bulk Fill	30	1,81 <sup>b</sup>	
Filtek Z250	30	1,55 <sup>c</sup>	

\*  $p<0,005$  istatistiksel olarak anlamlı

\*\*Farklı küçük harfler kompozit materyal gruplarındaki sıcaklık artış değerleri arasındaki farklılığı simgelemektedir.



**Şekil 4.6** Işık Kaynaklarından Bağımsız Olarak Restoratif Materyallere Göre Sıcaklık Farkı Ölçümlerinin Karşılaştırılması



## 5. TARTIŞMA

Diş sert dokularında çeşitli sebeplerden ötürü meydana gelen madde kayıplarını, estetik ve fonksiyonel eksiklikleri geri kazandırmak amacıyla farklı kimyasal yapıda kompozit rezinler kullanılmaktadır. Son yıllarda estetik beklentilerin artması nedeniyle kompozit rezinlere yönelik talep artmış, bu sayede yeni materyal ve teknikler diş hekimliği alanında kullanıma sunulmuştur.

Kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonu, klinik başarılarını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Yetersiz polimerizasyon; restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenmesine, mikrosızıntı, restorasyonda renklenme, aşınmanın artmasına, kırılmaya karşı olan direncin azalmasına, su emiliminin artmasına ve pulpal reaksiyonlara neden olabilir [186, 187].

Polimerizasyon işlemi materyalde bulunan monomerlerin polimere dönüşümü ile gerçekleşir. Materyalin yetersiz polimerizasyonu sonucu, yapı içerisinde reaksiyona girmeden kalan artık monomerler, dentin tübüllerinden geçerek pulpada geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilirler [188]. Monomerlerin polimere dönüşmesini; kompozit rezinin kaviteye yerleştirilen kalınlığı, ışık geçirgenliği, kimyasal yapısı, rengi, ışık kaynağının kalitesi ve kullanılan ışık uygulama metodu gibi birçok faktör etkilemektedir [77, 189]. İdeal monomer değişim derecesi için kompozit rezinin hangi kalınlıkta uygulanması gerektiği önemlidir [190]. Rezinin üst yüzeyi polimerizasyon için yeterli miktarda ışık enerjisi alırken, yüzeye uygulanan ışık, kompozit rezin kütlesi boyunca geçerken dağılır ve bu sebepten alt tabakalara doğru yoğunluğu, parlaklığı, polimerizasyon etkinliği azalır. Bundan dolayı kompozit rezinin kalınlığı arttıkça ışığın enerjisi de yol aldığı mesafeye bağlı olarak azalmaktadır. Restorasyon kalınlığındaki küçük değişiklikler restorasyon boyunca iletilen ışık enerjisi miktarında büyük farklılıklar oluşturarak polimerizasyon derecesini etkilemektedir [116, 191-193].

Başarılı bir polimerizasyon sağlamak için kompozit rezinleri kaviteye en fazla 2 mm kalınlığında yerleştirilmesi standart kabul edilmektedir. Geleneksel kompozit rezinlerde tabakanın kalınlığı 2 mm' yi geçtiğinde polimerizasyonun tehlikeye düştüğü, buna bağlı olarak da fiziksel özelliklerin ve klinik ömrün azaldığı bildirilmiştir [191-197]. Polimerizasyon derecesi, kompozit rezin kalınlığının

artmasıyla azaldığı için geniş restorasyonlar tabakalar halinde polimerize edilmektedir [126, 198]. Ancak tabakalı teknik zaman alıcı bir uygulamadır. Üreticiler geleneksel kompozit rezinlerin derin kavitelere kalın tek bir tabaka halinde yerleştirilmelerinin başarısız polimerizasyona yol açmasını gözönünde bulundurarak yeni geliştirdikleri kütleli yerleştirilebilen kompozit rezinler ile polimerizasyon derinliğini artırmayı hedeflemişlerdir. Firmalar ürettikleri kompozit rezinlerin 4-6 mm kalınlıklarına önerilen sürede ışık uygulandığında yeterli polimerizasyonun sağlanabileceğini iddia etmektedirler [191, 199].

Bulk fill kompozit materyaller olarak adlandırılan bu yeni kompozit materyal grubu, var olan kompozit materyal gruplarından kimyasal kompozisyonlar olarak farklılık göstermemektedir. Bulk fill kompozit rezinler de geleneksel kompozit rezinler gibi BisGMA, UDMA, TEGDMA içermelerinin yanı sıra aynı inorganik doldurucu sistemleri içerirler. Bunların dışında ilk bulk fill kompozit rezinlerden olan Venus Bulk Fill içerisindeki UDMA'da polimerizasyon kinetiğini kontrol edebilen fotoaktif gruplar vardır[200]. Diğer bir bulk fill kompozit rezin olan Tetric Evo Ceram bulk fill kompozit rezin üretici firmanın belirttiğine göre normal CQ/amin başlatıcı sistemi içermesinin yanı sıra 'iniator booster' (İvocerin) yani 'başlatıcı güçlendirici' içermektedir. Organik matrikse polimerizasyon başlatıcısı olarak eklenen germanyum bazlı bir başlatıcı olan "İvocerin", polimerizasyon derinliğini artırmakta kullanılır ve CQ' a göre ışığı daha iyi absorbe ederek daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesi gösterir. Bu sayede kompozit rezinin daha kalın derinliklerde polimerize olması sağlanır. Ancak bulk fill kompozit rezinlerin polimerizasyon mekanizmaları ve polimerizasyon başlatıcı maddelerinin kimyasal yapıları hakkında bazı endişeler bulunmaktadır. Çünkü diğer bulk fill kompozit rezinlerde özel bir polimerizasyon başlatıcı sistem geliştirilmemiştir [123]. Buna göre daha derin kavitelere polimerizasyon derinliğinin artması materyallerin yarı saydam özelliklerinin geliştirilmesiyle mümkün olabilecektir. Bu da translüensiye neden olan doldurucu partikül miktarını ve partiküllerini azaltmakla mümkün olmaktadır [201]. Translüsensiyenin artması ile ışık penetrasyonunu kolaylaştırmakta ve bu sayede daha derin bir polimerizasyon sağlanabilmektedir.

Günümüzde geleneksel kompozit rezinlerde eğilim, inorganik doldurucu oranını artırmaktan ve daha iyi bir estetik sağlayabilmek için doldurucuların

boyutunu küçültmekten yanadır [125]. Fakat bulk fill kompozitlerin inorganik doldurucu oranları genel olarak geleneksel rezinlere kıyasla daha düşük, fakat doldurucuların boyutları daha büyüktür. Bu da polimerizasyon derinliğini artmasını sağlayan bir faktör olarak görülmektedir. İnorganik doldurucu miktarının daha düşük ve boyutlarının daha büyük olması, doldurucu-matriks ara yüzünün toplam alanının daha düşük olmasını sağlar. Bu sayede ışığın saçılmasını azalır ve ışık daha derinlere penetre olabilir [132].

Dental kompozitler temel olarak en sık Bis-GMA/ TEGDMA matriks monomer kombinasyonundan oluşmaktadır [202]. Bununla birlikte, düşük viskoziteye sahip Bis-DMA (bisfenol A dimetakrilat), MMA (metil metakrilat) ve EDMA (etilen glikol dimetakrilat) gibi monomerler de organik matrikse ilave edilerek farklı kompozisyona sahip dental kompozitler elde edilebilmiştir [203, 204]. Kompozit rezinin doldurucu içeriği de polimerizasyon kalitesini etkilemektedir. Farklı şekil, boyut ve kimyasal yapılardan oluşan inorganik doldurucuların kompozit rezinlere eklenme oranı kompozit rezin materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirlemektedir. İnorganik doldurucu partiküller kompozit materyalin ısısal genleşme katsayısı ve polimerizasyon büzülmesini azaltmakta, radyo opasitesini artırmakta ve materyalin estetik sonuçlarını pekiştirmektedir [205, 206].

Dental kompozit rezinler içerisinde; kuartz, amorf silika, zirkonyum dioksit, baryum cam, barosilikat cam, baryum ve hidroksiapatit gibi inorganik doldurucu partiküller yer almakta ve bağlayıcı ajan olarak ise çoğunlukla organosilanlar kullanılmaktadır [87]. Silanlar özellikle inorganik fazın silika partikülleri ile başarılı sonuç vermektedirler. Bu yüzden kompozit rezinlerde çoğunlukla; silika içerikli inorganik doldurucular yer almaktadır [207].

Kompozitin polimerizasyonu esnasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin farklılığı; restoratif materyalleri meydana getiren doldurucu tipine ve büyüklüğüne, rezin matriks hacmine ve yapısındaki organik matriks miktarına bağlı olduğu bildirilmiştir [170]. Bulk fill kompozit rezinler 4-5 mm kalınlığında uygulanabilmeleri sayesinde klinik kolaylık sağlamalarının yanında, doldurucu oranının geleneksel kompozitlere göre azaltılıp doldurucu boyutlarının artırılması, bazı türlerinin içerisine polimerizasyon başlatıcı ilave edilmesi ve translüsentliğin

artırılması gibi nedenlerle polimerizasyon esnasında daha fazla ısı farkı oluşturabileceğinden çalışmamızda farklı ışık kaynakları ile bulk fill ve mikrohibrit kompozit rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişikliklerinin in vitro ortamda pulpal mikrosirkülasyonu olan düzenekler kullanılarak araştırılması amaçlanmıştır.

Kompozit rezinler, adeziv sistemler, hibrit materyaller ve rezin simanlar polimerizasyon reaksiyonlarının başlatılabilmesi için mavi ışık üreten ışık cihazlarına ihtiyaç duyulan materyallerdir [19, 208]. Kompozit rezinlerin ve adezivlerin ışıkla polimerizasyonları için; hem klinik zamanı kısaltacak, hem de materyallerin fiziksel özelliklerine katkıda bulunabilecek ışık cihazlarının gelişimine yönelik araştırmalar yapılmaktadır [22, 209].

Işık cihazlarının gelişimi ile pulpa odasında ısı artışını etkileyen birçok faktör ortaya çıkmıştır. Bazı araştırmacılar daha dar ışık spektrumunu olan cihazların daha az ısı artışına neden olacağını belirtmişlerdir [22]. Bazı araştırmacılar ise ışık yoğunluğunun pulpa ısısı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu bildirmişlerdir [19].

QTH lambaları; filtrelenmelerine rağmen, LED ışık cihazlarından daha geniş emisyon spektrumuna ve yüksek ısı üretebilecek dalga boylarına sahiptir [210]. LED' ler ise ışığı, güçlendirilmiş yarı iletken bağlantıları kullanarak üretirler ve üretilen ışık 470 nm dalga boyunda mavi ışıktır [211]. Bu nedenle farklı dalga boylarının oluşturduğu ısı bu cihazlarda oluşmamaktadır [138]. Kompozit materyallerinin sertleşme derinliği, ışık cihazlarının enerji çıkışları ile bağlantılıdır. Geliştirilen yeni nesil ışık cihazları, enerji çıkışları yüksek olacak şekilde dizayn edilmektedir, ancak bu durum pulpaya iletilecek ısı miktarını artırabilmektedir [157]. Işık yoğunluğunun düşük olduğu durumlarda ise, yetersiz polimerizasyondan dolayı materyalde kalan artık monomerler dentin tübülleri boyunca ilerleyip geri dönüşümsüz pulpa hastalıklarına neden olabilirler [212]. Kompozit materyallerin biyolojik özelliklerinin ışıklı cihazlar tarafından etkilendiği bu durumda, yüksek ışık yoğunluğu üreten, fakat ısı artışı minimal seviyede olan cihazlara ihtiyaç artmaktadır. Bu amaç doğrultusunda üretilen LED ışıklı cihazlar QTH cihazlara karşı, bahsedilen nedenlerden dolayı büyük bir üstünlük sağlamışlardır [212, 213].

Günümüzde yüksek enerji gücünde ( $600 \text{ mW/cm}^2$ - $1000 \text{ mW/cm}^2$ ) LED ışık kaynaklarının geliştirilmesi ve geniş dalga boyunda etkinlik gösterebilmesi ile tüm kompozitlerin polimerizasyonu gerçekleşebilmektedir [148]. Fakat rezin materyallerin polimerizasyonunda kullanılan LED ışık kaynaklarının enerji güçlerindeki artışa bağlı olarak çevre dokularda farklı sıcaklık artışına yol açtığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır [23, 214]. Bu literatür bilgileri doğrultusunda bu tez çalışmasında farklı enerji güçlerine sahip Elipar S10 ( $1200 \text{ mW/cm}^2$ ), Elipar Deepcure-S ( $1470 \text{ mW/cm}^2$ ), Valo LED (Standart mod  $1000 \text{ mW/cm}^2$ ), Valo LED (High Mod  $1400 \text{ mW/cm}^2$ ) ışık kaynakları kullanılmıştır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon sürelerini azaltmak ve polimerizasyon etkinliğini artırmak amacıyla plazma ark ışık kaynakları gündeme gelmiştir. Plazma ark ışık kaynaklarında polimerizasyon sürelerinin kısalması ile hızlı polimerizasyon gerçekleşmekte ve polimerizasyon büzülmesinde artış meydana gelmektedir [215].

Bu tez çalışmasında da Valo LED ışık kaynağının  $3200 \text{ mW/cm}^2$  ışık gücündeki Extra Power modu kullanılmıştır. Bu mod yüksek ışık çıkış gücünü kısa sürede uygulama fırsatı sunmasından dolayı PAC ışık cihazı grubuna dahil edilebilir.

Pulpa odasında oluşan ısının derecesine; ışık cihazlarının ürettiği ışık yoğunluğu ile beraber, bu ışık yoğunluğunun ne kadar süreyle uygulandığı da etkilidir [14]. Farklı ışık cihazlarının ürettikleri toplam enerji ışık cihazının ürettiği ışığın yoğunluğuna bağlı olduğu kadar polimerizasyon süresine de bağlıdır [216]. Loney ve Price' a göre; farklı polimerizasyon modları kullanılsa bile ışık cihazlarının ürettiği toplam enerjideki değişimler, ısı artışındaki farklı sonuçların elde edilmesinde önemli bir faktördür [157].

Yüksek güç çıkışına sahip ışık cihazları ısı artışı ile karakterize olmakla beraber, kompozit restorasyonlar da polimerizasyonları sırasında ısı açığa çıkarırlar [14]. Mine ve dentin termal yalıtkan olsa da, pulpa ısıya karşı oldukça hassas bir dokudur [4]. Bu nedenle, dişin termal uyarılara karşı cevabı hakkında detaylı bilgilerin elde edilmesi; klinik uygulamalar için tedavi stratejilerinin optimizasyonu ve dizaynı için gerekli olmaktadır [161].

Pulpa dokusu fiziksel, kimyasal, biyolojik ve termal uyarılardan etkilenen bir yapıya sahiptir. Kavite preparasyonu esnasında kullanılan döner aletlerin, kimyasal

olarak polimerizasyon mekanizmasına sahip restoratif materyallerin yol açtığı sıcaklık artışlarının ve rezin materyallerin ışık kaynakları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerlerin pulpa dokusu üzerinde önemli etkilere sebep olacağı bildirilmiştir [217, 218].

Zach ve Cohen yaptıkları in vivo araştırmada 5,5 °C' lik pulpa içi ısı artışının pulpada histolojik değişikliklere neden olduğunu ve dişlerin pulpalarının %15' inin nekroze olduğunu, 11 °C' lik ve 16 °C' lik pulpa içi ısı artışının ise sırasıyla dişlerin %60' ının ve %100' ünün pulpalarında irreversible değişiklikler meydana getirdiği sonucuna varmışlardır. Ek olarak, pulpa dokusunda meydana gelen en küçük bir ısı artışının dahi hayvan pulpalarında çeşitli derecelerde pulpitisin histolojik kanıtları gözlemlenmiştir [9]. 2.2 °C' lik artışta ise tüm pulpaların iyileştiğini gösterilmiştir [171].

Pulpa odasında oluşabilecek ısının değerlendirilmesi için yapılan birçok in vitro çalışma, sağlam veya çürüksüz dentin materyalleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir [157, 219-221]. Bununla beraber; çürüksüz dentinin rezin materyaller ile restorasyonu, klinik diş hekimliğinde sıklıkla karşılaşılan bir durum değildir [222]. Çürük dentinin fiziksel ve kimyasal yapısı normal dentinden farklıdır ve karakteristik özelliği enfekte ve çürükten etkilenmiş tabakaları içermesidir.

Çürük temizlenirken genellikle çürükten etkilenmiş tabaka kaldırılmamaktadır [223, 224]. Bununla beraber; çürüğün temizlenmesi ve kavite hazırlığını takiben uygulanacak adeziv bir restorasyonun büyük bir kısmı çürükten etkilenmiş dentindedir [225]. Çürükten etkilenmiş dentinin intertübüler kristalleri normal dentinle karşılaştırıldığında gelişi güzel dağılmaktadır. Bu kristaller; daha büyük apatit kristallerinden oluşur ve daha geniş kristaller arası boşluklara sahiplerdir [226] ve büyük bir bölümü sklerotik dentindir. Bu nedenle; çürük dentin, normal dentine oranla daha yüksek ısı yayılımına sahiptir ve daha az termal yalıtkan özelliktedir [227, 228]. Bu çalışmada örneklerin standardizasyonu amacı ile çürüksüz üçüncü büyük azı dişleri kullanılmıştır.

Pulpa içi sıcaklık artışının incelendiği çalışmalarda kullanılacak olan insan dişleri; salin solüsyonu veya timol kristali içeren distile suda bekletilmektedir [23,

185]. Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında hazırlanan diş örnekleri dezenfeksiyonun sağlanması amacıyla timol içeren distile su içerisinde bekletilmiştir.

Klinik şartlar göz önünde bulundurulduğunda; in vitro deneylerde kullanılan çekilmiş dişlerden farklı olarak, pulpada meydana gelebilecek ısı artışı; pulpa odasındaki kan dolaşımı ve dentinal tübüllerde bulunan sıvının hareketi ile azalabilir [229]. Pulpa odasında meydana gelen sıcaklık 43 °C' yi aştığında, pulpa içinde bulunan nöronlar uyarılmakta ve pulpa odasındaki kan dolaşımı artmaktadır [182]. Aynı zamanda odontoblast oluşumları ve kollajen fibriller ısının daha fazla dağılımını engel olurlar [219]. Ek olarak; termal uyarılar sinir reflekslerini tetiklerler ve vazoaaktif mediatörler salınarak arteriollerin dilatasyonuna neden olurlar. Bu da pulpadaki kan dolaşımını artırır [230]. Çevre periodontal dokular da ısı yayılımını sağlayarak intrapulpal ısının daha fazla artmasını önleyebilir [19, 219]. Literatürdeki bazı çalışmalar pulpa-dentin kompleksinin ısıya karşı gösterdiği cevapta pulpal mikrosirkülasyonun rolünü incelemiş ve pulpal mikrosirkülasyonun soğutucu görevi gördüğünü bildirmişlerdir [231, 232]. Savaş ve ark., pulpal mikrosirkülasyonun pulpa dokusu üzerine gelecek termal hasarı eliminasyonunda önemli rol oynadığını ve pulpal mikrosirkülasyonun ısı enerjisini dağıtacağını bildirmişlerdir [185].

Daronch ve ark. üst çene iki köklü premolar dişleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında pulpal mikrosirkülasyon düzeneğini taklit edebilmek için kök kanalların genişletilmesinden sonra kök uçlarına paslanmaz çelik enjektör ucu sabitlemişlerdir. Kök uçlarından birinden sıvı girişini diğerinden ise sıvı çıkışı sağlayarak pulpal mikrosirkülasyonu taklit etmişlerdir [233]. Savaş ve ark. molar dişlerin mine-sement sınırının 2 mm altından bukkalingual yönde keserek, kök parçasını uzaklaştırmışlardır. Metal plaka üzerinde pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek için sıvı girişi ve çıkışı taklit eden enjektör ucu kullanmışlardır. Kron parçasını bu enjektör uçlarını içine alacak şekilde konumlandırdıktan sonra sabitleyerek pulpal mikrosirkülasyonu sağlamışlardır [185]. Bu tez çalışmasında Savaş ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya benzer olarak molar dişlerin kök yüzeyi mine-sement sınırının 2 mm altından olacak şekilde kesilerek uzaklaştırılmıştır. Şeffaf akrilik plak üzerinde sıvı girişini ve çıkışı taklit etmek için şeffaf şırınga uçları

kullanılmıştır. Dişlerin kron parçası şeffaf şırınga uçlarını içine alacak şekilde sabitlenerek pulpal mikrosirkülasyon düzeneği hazırlanmıştır.

Kodonas ve ark. yaptıkları çalışmada pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek amacıyla hazırladıkları deney düzeneğinde 1 ml/dk hızda sıvı sirkülasyonu gerçekleştirmişlerdir [231]. Bu tez çalışmasında bu literatür bilgisi ışığında pulpal mikrosirkülasyonu taklit edebilmek amacıyla 1ml/dk hızda sıvı sirkülasyonu gerçekleştirilmiştir.

Çalışmalar incelendiğinde sınıf I, sınıf II ve sınıf V kavite açılmış dişlere yerleştirilen rezin materyallerin polimerizasyonu esnasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışları değerlendirilmiştir [16, 19, 23, 233, 234]. Literatürde kalan dentin kalınlığının 1mm' den daha az olması durumunda pulpada yanık lezyonlarının meydana geleceği bildirilmiştir; bu nedenle dentin kalınlığının pulpal dokulara sıcaklık geçişinde kritik bir faktör olduğu kabul edilmiştir [64, 157, 235]. Birçok çalışmada; kompozit rezinlerin ve adezivlerin polimerizasyonları sırasında, farklı dentin kalınlıklarının altında oluşan ısı artışı incelenmiştir [184, 216, 235-241]. Takahashi ve ark. ; kalan dentin kalınlığının, ısının pulpaya iletiminde dişe yerleştirilen materyalin tipinden ve termal yayılımından daha önemli olabileceğini savunmuşlardır [242]. Aguiar ve ark. ; yüksek çıkış gücüne sahip (1280 mW/cm<sup>2</sup>) HQTH ışık cihazı ile dentin örneklerine kompozit rezin veya adeziv uygulamadan ışık uygulamışlardır. Yapılan bu çalışma göstermiştir ki; 1 mm dentin tabakası altında oluşan ısı artışı 5,6 °C iken, 2 mm dentin tabakası bırakıldığında 5,2 °C' ye ve 3 mm dentin tabakası bırakıldığında ise 2,4 °C' ye düşmüştür[216].

Çalışmaların bir kısmında dentin tabakaları elde edilerek ısı artışı incelenirken [157, 170, 184, 236, 240], diğer bir kısmı da çekilmiş dişlerde standart kaviteler açıldıktan sonra radyografik yöntemlerle kalan dentin kalınlığını ölçerek incelemelerde bulunmuşlardır [18, 237, 241]. Loureiro ve ark. ; iki farklı teknik kullanarak kompozitin ısı artışını inceledikleri çalışmalarında, sığır dişlerine 2 mm'lik standart kavite açtıkları tekniğe göre 1 mm dentin tabakası kullandıkları teknikte, dentin tabakasının altında oluşan ısı artışının daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum kalan diş dokularının oluşan ısının bir kısmını absorbe etmesiyle açıklanmaktadır [243].



Bu sebepten; kavite açılarak ısı geçirgenliğinin test edilmesinin dentin tabakası elde edilerek yapılan yöntemle göre daha etkili ve gerçekçi sonuçlar elde etmemizi sağlayabileceğinden bu çalışmada kalan dentin dokusu kalınlığını standardize etmek için 2 mm dentin kalınlığı bırakılıp, dişlerin okluzal yüzeyine 2x3 mm'lik kaviteler açılarak sıcaklık artış değerleri elde edilmiştir.

İn vitro çalışmalarda; ışık cihazlarının ve kompozit rezinlerin polimerizasyon boyunca oluşturdukları ısının çevre dokulara etkisini incelemek amacıyla termistör [244], termocuplar [14, 18, 138, 245], diferansiyel termal analiz [246-248], diferansiyel taramalı kalorimetre [249] ve infrared termografik görüntüleme sistemi [7] gibi birçok teknik kullanılmıştır. Termal kameralar ısı enerjisinin meydana getirdiği kızıl ötesi dalga boylarını algılayarak kameranın odaklandığı bölgenin sıcaklığına göre, ekrana farklı renklerde görüntü sunan cihazlardır. Termal kamera kullanımı; diş yüzeylerinde sıcaklık değişimini değerlendirdiği için pulpa odasında sıcaklık artışının değerlendirilmesinde termocuplar kullanılmaktadır [16, 250-252]. Çalışmamızda; dentinin ısı geçirgenliğinin ölçülmesinde düşük maliyeti, etkili, dayanıklı, kompakt, hızlı tepki veren, geniş ısı ölçüm aralığı ve kabul edilebilir doğruluk payı bulunan, standart bağlantılar içeren cihazlar [253] olan termocuplardan yararlandık. Literatür taraması yapıldığında termocupların kompozit rezinin içine, kompozit rezinin ve dentin diskinin alt yüzeyine ve kavite açılmış dişlerin pulpa odasına yerleştirilerek kullanıldığı görülmüştür [16, 18, 170]. Bu tez çalışmasında amaç pulpa odasında meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirmek olduğu için pulpa odası tavanına, j tipi termocup termal macun ile birlikte yerleştirilerek ölçümler gerçekleştirildi [22, 170, 209, 220, 240].

Çalışmanın birinci hipotezi kısmen reddedilmiştir. Kullanılan tüm farklı ışık cihazları ve modlarında Tetric Evo Ceram ve Filtek Bulk Fill pulpa odasında benzer sıcaklık artışları gösterirken Venüs Bulk Fill istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sıcaklık artışları göstermiştir ( $p<0.05$ ).

Çalışmanın ikinci hipotezi de kısmen reddedilmiştir. Kullanılan tüm farklı ışık cihazları ve modlarında geleneksel kompozit olan Filtek Z250 ile Venüs Bulk Fill arasındaki sıcaklık farkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0.05$ ).

Çalışmamızda çıkan sonuçları restoratif materyallerin sıcaklık değişim farkı açısından değerlendirdiğimizde bütün alt gruplarda en yüksek sıcaklık farkını Venus Bulk Fill kompozit göstermiştir ( $p<0,05$ ). Kullandığımız rezin materyaller arasında hacim ve ağırlık olarak en düşük oranda doldurucu, en yüksek oranda organik matriks içeriğine sahip ve özel bir foto başlatıcı içermeyen restoratif materyaldir.

Bulk fill kompozitlerin geleneksel rezinlere kıyasla doldurucu oranları genel olarak daha düşük fakat doldurucu boyutlarının büyük olması ve buna bağlı olarak da translüsentliğin artarak ışık penetrasyonun kolaylaşması daha derin bir polimerizasyon sağlarken, aynı zamanda polimerizasyon esnasında ısı artışını da beraberinde getirmektedir. Literatürde rezin materyallerde doldurucu partikül bulunmasının sıcaklık iletimini azalttığı yönünde çalışmalar yer almaktadır [170, 254]. Venus Bulk Fill restoratif materyalin bütün ışık cihazlarıyla polimerizasyonu sırasında daha fazla sıcaklık artışı göstermesi bu durumla açıklanabilir.

Çalışmamıza benzer şekilde Müjdecı ve ark. akışkan, kondanse edilebilir, hibrid ve ormoser esaslı kompozit rezinlerin kavitelere yerleştirilmesini takiben ışık kaynağı ile polimerizasyonu sonrası en yüksek sıcaklık artışını akışkan kompozit grubunda gözlemişlerdir. Akışkan kompozit rezindeki yüksek sıcaklık artışı düşük orandaki inorganik partikül içeriğine (%39.7) bağlanmıştır. Akışkan kompozit materyalinin düşük inorganik partikül miktarına ve yüksek organik matriks oranına sahip olması nedeniyle polimerizasyon sırasında daha yüksek sıcaklık oluşmasına yol açtığını bildirmişlerdir [255].

Baroudi ve ark. akışkan ve kondanse edilebilir kompozitleri kullandıkları çalışmalarında en yüksek sıcaklık değişimini akışkan kompozitler gruplarında görmüşlerdir ve bunu kompozit materyallerin ekzotermik reaksiyonunu artıran düşük doldurucu partikül oranı ve yüksek rezin içeriğine bağlamışlardır. En düşük sıcaklık artışını ise Filtek Supreme göstermiştir ve bunu da materyalin içeriğinin açığa çıkan ısının derecesinde önemli bir değişken olduğu sonucuna bağlamışlardır [256].

Al-Qudah ve ark. hibrit kompozit, akışkan kompozit, kondanse edilebilir kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer simanın polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artış değerlerini akışkan kompozitlerde elde etmişlerdir. En düşük sıcaklık artış

değerlerini ise kompomer ve kondanse edilebilen kompozitlerde elde etmişlerdir. Akışkan kompozitlerin daha yüksek sıcaklık artışına neden olmasını düşük doldurucu oranına sahip olmasından kaynaklanmış olabileceğini, konvansiyonel hibrit kompozitlerin rezin modifiye cam iyonomer simana göre daha yüksek sıcaklık artışına neden olmasını ise daha fazla ekzotermik reaksiyona sahip olmasından kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir. Yüksek doldurucu oranına sahip kompozit materyalinde ısı enerjisi doldurucu tarafından soğurularak matriksin ısınmasının önüne geçilmektedir [219].

Çalışmamızda Filtek Z250 kompozit materyali ise 2 mm' lik tabakalar halinde uygulanmasına karşın bütün ışık cihazlarıyla polimerizasyonu esnasında en düşük sıcaklık değişimi değerlerini vermiştir ( $p<0,05$ ). Bu durumun Filtek Z250' nin doldurucu içeriğinin kullandığımız kompozitler arasında en yüksek doldurucu oranına sahip olmasına ve inorganik içeriğinde zirkonya silika bulundurmasına bağlanabilir.

Çalışmamıza benzer şekilde Hubbezoğlu ve ark. altı farklı kompozit materyali olan Admira (Ormoser esaslı kompozit), Filtek P60, Tetric Flow, Tetric Ceram (hibrit), Filtek Z250 (mikrohibrit) ve Premise (nanohibrit)' in ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir. En yüksek sıcaklık artış değerlerini Admira ve Tetric Flow kompozit materyalinde, en düşük sıcaklık artış değerini ise Premise kompozit materyalinde elde etmişlerdir. Ormoserdeki sıcaklık artışının, diğer kompozit materyaline göre daha yüksek sıcaklık artışına yol açmasını ormoser materyalindeki düşük ışık iletimi veren farklı monomer yapılarından kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir. Filtek Z250, Tetric Flow, Tetric Ceram ve Tetric Flow benzer tip doldurucu ve organik matrikse sahip olmasına rağmen farklı sıcaklık artışına neden olmuşlardır. UDMA esaslı Filtek Z250 ve Filtek P60 materyali arasındaki bu farkın doldurucu miktarı, başlatıcı ve doldurucuların silanizasyonu gibi faktörlerden kaynaklanmış olabileceğini bildirmişlerdir [170].

Min Jung-Kim ve ark. yaptıkları çalışmada bir Filtek Bulk Fill ve Filtek Z250' nin polimerizasyonları esnasında meydana gelen sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmada Filtek Bulk Fill' in Filtek Z250' den daha yüksek sıcaklık değişimi

değerleri gösterdiğini bulmuşlardır. Bu sonucu da materyallerin doldurucu oranları arasındaki farka ve monomer tipine bağlamışlardır. Çünkü metakrilat monomeri içindeki C=C çift bağlarının C-C tekli bağlara dönüşmesi sırasında daha fazla rezin matris ve daha az doldurucu içeren materyallerin daha fazla ısı oluşturması beklenmektedir.

Filtek Bulk Fill kompozit, 5 mm' de polimerizasyon sağlayabilmek için yapısına yeni metakrilat monomerleri ilave edilmiştir. yüksek moleküler ağırlıklı bir aromatik dimetakrilat (AUDMA), rezindeki reaktif grupların sayısını azaltırken, AFM olarak tanımlanan ilave bir metakrilat, polimerizasyon esnasında stresi daha da azaltmayı hedeflemektedir. Filtek Bulk Fill kompozitte polimerizasyon büzülme stresi azaltmak için kullanılan bu yeni monomer tipleri, Filtek Z250' den daha yüksek sıcaklık farkı oluşmasına neden olmuş olabilir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde Filtek Bulk Fill, Filtek Z250' den daha yüksek sıcaklık farkı değerleri vermiştir [257].

Atalayın ve ark. SDR, Filtek Bulk Fill ve Filtek Z250 kompozitlerin LED ışık kaynağı ile polimerizasyonu esnasında sıcaklık değişim değerlerini inceledikleri çalışmalarında en yüksek sıcaklık değişimini SDR' nin, en düşük sıcaklık değişimini ise Filtek Z250' nin gösterdiği sonucuna varmışlardır. Bu sıcaklık artışında etkili olan faktörün, SDR' nin düşük doldurucu oranına sahip ve polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan ekzotermik ısının daha fazla olmasıyla ilişkili olduğunu düşünmüşlerdir [258].

Atai ve Motevasselian nanokompozit ve konvansiyonel hibrit kompozitin halojen ışık kaynağı ile polimerizasyonu sırasında oluşturdukları sıcaklık değişimini inceledikleri çalışmada en yüksek sıcaklık artışını konvansiyonel hibrit kompozit materyalinde gözlemlemişlerdir. Nanokompozit materyallerinin konvansiyonel hibrit kompozitlere göre benzer doldurucu oranına sahip olmasına rağmen daha az sıcaklık artışı göstermesi partikül büyüklüklerinin daha düşük olmasına ve zirkonyum/silika tanecikleri içermesine bağlanabileceğini belirtmişlerdir. Bunun yanında hibrit kompozitlerin de yapısında bulunan nanopartiküler rezin monomerlerin ve makromoleküllerin hareketliliğini kısıtlayarak daha düşük polimerizasyon reaksiyon oranına ve ısı artışına sebep olabilecekleri düşünülmektedir [254]. Bu çalışmanın

sonucuna benzer olarak bizim çalışmamızda zirkonya silika partikülleri içeren kompozitler olan Filtek Bulk Fill ve Filtek Z250 diğer kompozit materyallere göre daha düşük sıcaklık değişim değerleri göstermiştir.

Çalışmamızda foto başlatıcı olarak ek olarak Ivocerin içeren tek kondanse edilebilir bulk fill kompozit olan Tetric Evo Ceram, bir diğer kondanse edilebilir kompozit olan Filtek Bulk Fill ile karşılaştırıldığında ise, bütün ışık cihazları ve modlarında polimerizasyon esnasındaki sıcaklık artışı açısından Filtek Bulk Fill restoratif materyali ile benzer sonuçlar göstermiş olup, aralarındaki sıcaklık artışı farklılıkları istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p>0,05$ ). Her iki kompozit materyalin de birbirlerine yakın sıcaklık farkı değerleri göstermesi, benzer oranda doldurucu partikül içermelerine bağlanabilir.

Çalışmada kullanılan ışık cihazları birbirleriyle karşılaştırıldıklarında tüm kompozit gruplarında en yüksek sıcaklık değişim değeri Elipar Deepcure-S ile sağlanırken, en düşük sıcaklık artış değerini en yüksek ışık gücüne sahip olmasına rağmen Venus Bulk Fill grubu dışındaki tüm gruplarda Valo Extra Power Mod göstermiştir. Bu durumun nedeni olarak polimerizasyon esnasında oluşan sıcaklık farkının derecesinde ışık cihazlarının ürettiği ışık yoğunluğu kadar bu yoğunluğun uygulandığı sürenin de etkili olması söylenebilir. Çünkü bu süre polimerizasyon esnasında absorbe edilen enerji miktarını belirleyen en önemli faktördür.

Loney ve Price' a göre; farklı polimerizasyon modları kullanılsa bile ışık cihazlarının ürettiği toplam enerjideki değişimler, ısı artışıdaki farklı sonuçların elde edilmesinde önemli bir faktördür [157].

Nitekim çalışmamızda Elipar Deepcure-S  $1470 \text{ mW/cm}^2$  ışık çıkış gücünde 20 sn süre ile uygulanırken  $1470 \times 20 \approx 29 \text{ Joule/cm}^2$  toplam enerji açığa çıkmışken, Valo ışık cihazı Extra Power Mod' unda  $3200 \text{ mW/cm}^2$  ışık çıkış gücüyle toplam 6 sn uygulanmış olup toplam  $3200 \times 6 \approx 19 \text{ Joule/cm}^2$  Joule enerji açığa çıkmıştır. Bu durum hem Valo Extra Power Mod' un düşük sıcaklık artış değeri göstermesinin hem de Elipar Deepcure-S ışık cihazının yüksek sıcaklık artış değerleri oluşturmasının sebebi olarak gösterilebilir.

Çalışmada kullandığımız diğer ışık kaynağı olan Elipar S10 ışık cihazının ortaya çıkardığı pulpal sıcaklık artışı değerlerinin Elipar Deepcure-S' e göre anlamlı

bir farklılık göstermemesi de uygulandığı sürenin 20 sn ve dolayısıyla ortaya çıkan toplam enerjinin  $1200 \times 20 = 24$  Joule/cm<sup>2</sup> olup Elipar Deepcure-S' e yakın olmasına bağlanabilir.

Çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde Ramoğlu ve ark maksiller santral dişlere ortodontik bonding aşamasında Lux V (1000 mW/cm<sup>2</sup>) 15 sn, Elipar S10 (1200 mW/cm<sup>2</sup>) 10 sn, Valo LED High Mod (1400 mW/cm<sup>2</sup>) 8 sn, Valo LED Extra Power Mod (3200 mW/cm<sup>2</sup>) 3 sn olacak şekilde ışık kaynaklarını uygulamışlardır. En düşük sıcaklık değerlerini Valo LED Extra Power Mod (1,74 °C) ışık kaynağında, en yüksek değerlerini ise LuX ışık kaynağında (2,6 °C) elde etmişlerdir. Çalışma sonucunda; mine ve dentin dokusu üzerinden pulpa dokusu üzerine ısı enerjisinin iletimi için belirli bir zaman diliminin gerekli olduğunu bunun sonucunda da Valo LED Extra Power Mod ışık kaynağında kısa polimerizasyon süresinin kullanılması ile düşük sıcaklık artışı değerlerinin elde edildiğini bildirmişlerdir [214].

Benzer şekilde Yazıcı ve ark. yaptıkları çalışmalarında; PAC ışık cihazlarının, QTH ve LED' e göre iki kat daha fazla ışık yoğunluğuna sahip olmasına rağmen ürettikleri ısının bu cihazlarla karşılaştırılabilecek düzeyde olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonucun ortaya çıkmasında ışık uygulama süresinin etkili olduğu düşünülmektedir. PAC ışık cihazları 3 sn' den 12 sn' ye kadar uygulanabilmektedir. Yazıcı ve ark. çalışmalarında PAC ışık cihazını 3 sn süreyle uygulayarak bu sonuca varmışlardır [18]. Fakat daha uzun polimerizasyon süresi özellikle PAC ışık cihazları için daha yüksek ısı artışı ile karakterize olmaktadır [19]. Bizim çalışmamızda benzer şekilde Valo ışık cihazının Extra Power Modunda yüksek ışık gücü kısa süreli uygulandığında daha düşük sıcaklık farkları elde edilmiştir.

Savaş ve ark. kalsiyum silika içerikli pulpa kaplama materyalinin Planmeca Lumion 1400 mW/cm<sup>2</sup> ışık kaynağının 3 farklı modu ile polimerize ettikleri çalışmalarında tüm modlarda eşit sürede ışık uygulamışlardır. en yüksek sıcaklık artış değerini hızlı polimerizasyon modunda görürken, en düşük sıcaklık artışını soft polimerizasyon modunda gözlemlemişlerdir. Elde edilen bulgular ve kullanılan polimerizasyon modları arasındaki ısı artışı farklılıklarının, polimerizasyon modlarının kullanımı boyunca materyalin maruz kaldığı enerji yoğunluğunun farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmüşlerdir [185].

Üşümez ve Öztürk çalışmalarında dentin diski üzerinde iki farklı bonding ve kompozit sistemlerin polimerizasyonunda dört farklı ışık kaynağı kullanmışlardır. LED ışık kaynağı Elipar Freelight ( $400 \text{ mW/cm}^2$ ), Plazma Ark ışık kaynağı Power PAC ( $1200-1500 \text{ mW/cm}^2$ ), yüksek enerji gücüne sahip halojen ışık kaynağı Optiluks 501 ( $850 \text{ mW/cm}^2$ ) ve düşük enerji gücüne sahip halojen ışık kaynağı Hiluks ( $500 \text{ mW/cm}^2$ ) ile polimerizasyonu esnasında oluşturdukları sıcaklık değişikliklerini incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre en yüksek sıcaklık artışını Plazma Ark (Power PAC) ışık kaynağında  $5,16 \text{ }^\circ\text{C}$  ve yüksek yoğunluklu halojen ışık kaynağında (Optiluks 501)  $4,28 \text{ }^\circ\text{C}$  olarak bulmuşlardır. En düşük sıcaklık artışını ise halojen (Hiluks) ışık kaynağında  $1,13 \text{ }^\circ\text{C}$  ve LED (Elipar Freelight) ışık kaynağında  $1,27 \text{ }^\circ\text{C}$  olarak elde etmişlerdir. Optiluks 501 ve Plazma Ark ışık kaynaklarının; daha yüksek enerji gücüne sahip olmalarından dolayı Hiluks ve Elipar Freelight ışık kaynaklarına göre daha yüksek sıcaklık artışına yol açtıklarını belirtmişlerdir [259].

Santini ve ark. yaptıkları çalışmada  $37\pm 1 \text{ }^\circ\text{C}$ ' de su banyosu içine yerleştirilmiş dişlerde bonding sistemlerin ve rezin esaslı kompozitlerin polimerizasyonu esnasında iki farklı LED; Bluephase ( $1100 \text{ mW/cm}^2$ ) ve Elipar S10 ( $1000 \text{ mW/cm}^2$ ), kontrol grubu olarak da halojen ışık kaynağı Prizmatiks ( $500 \text{ mW/cm}^2$ ) kullanarak meydana gelen sıcaklık artışlarını değerlendirmişlerdir. Bluephase ve Elipar S10 LED ışık kaynaklarının adeziv polimerizasyonu esnasında sırasıyla  $5,2 \text{ }^\circ\text{C}$ -  $4,4 \text{ }^\circ\text{C}$ ; halojen ışık kaynağının ise  $3,8 \text{ }^\circ\text{C}$  sıcaklık artışına yol açtığını bildirmişlerdir. Bluephase ve Elipar S10 LED ışık kaynaklarının rezin kompozit polimerizasyonu esnasında sırasıyla  $4,2 \text{ }^\circ\text{C}$  -  $3,5 \text{ }^\circ\text{C}$ ; halojen ışık kaynağının  $2,8 \text{ }^\circ\text{C}$  sıcaklık artışına yol açtığını bildirmişlerdir. Çalışma sonucunda LED ışık kaynaklarının halojen ışık kaynağına göre daha yüksek sıcaklık artışına yol açacağı ve bu durumun sahip olduğu yüksek enerji gücünden kaynaklanmış olabileceğini sonucuna varılmıştır [209].

Kompozitlerin arka bölge restorasyonlarda kullanımının daha kolay ve etkin bir şekilde gerçekleştirilebilmesi ve tedavi süresinin kısaltılması amacıyla üretilen bulk fill kompozitlerin polimerizasyonu esnasında pulpa odasında meydana gelen sıcaklık değişimlerinin incelenmesi için planlanan bu çalışmanın sonuçlarının, bu konuda yapılan literatür taramasındaki bulguların azlığı sebebiyle birebir karşılaştırılması mümkün olmamıştır. Ancak çalışmamızın bu konuda yapılacak olan çalışmalara basamak olacağı düşüncesindeyiz.

## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Dört farklı restoratif materyalin polimerizasyonu için kullanılan 3 farklı ışık cihazı ve modlarının kullanımının 2 mm dentin kalınlığı varlığında pulpa odasında meydana getirdiği ısı değişikliğini in vitro olarak incelediğimiz çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Grupların tümünde test edilen 3 farklı ışık cihazı da, pulpal yüzeyde ısı artışına sebep olmaktadır.
- Kullanılan tüm rezin materyalleri için; Elipar S10, Elipar Deepcure-S, Valo LED'in Standart Mod, High Mod ve Extra Power Modları ile polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık değerlerinin, pulpa için kritik değer olan 5,5 °C' yi aşmadığı görüldü.
- Valo LED' in Standart mod, High Mod, Extra Power Mod, Elipar S10, Elipar Deepcure-S ışık kaynaklarına ilişkin sıcaklık farkı ölçümleri karşılaştırıldığında, genel olarak benzer sonuçlar göstermiştir.
- Kullanılan tüm restoratif materyallerin polimerizasyonu esnasında en yüksek sıcaklık değişimi Elipar Deepcure-S ışık cihazının kullanımı sırasında meydana gelmiştir. Ancak sadece Filtek Z250 grubunda Valo High Mod ve Extra Power Modlarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir sıcaklık farkı oluşturmuştur ( $p<0,05$ ).
- Çalışmada restoratif materyal olarak kullanılan rezin kompozitler arasında en yüksek sıcaklık değişimi Venus Bulk Fill kompozitin polimerizasyonu esnasında meydana gelmiştir.
- Çalışmada kullanılan restoratif materyallerden Venus Bulk Fill, Tetric Evo Ceram ve Filtek Bulkfill gruplarında ışık kaynaklarına ilişkin fark istatistiksel olarak önemsiz bulunmuştur ( $p>0,05$ )
- En düşük sıcaklık değişimi Filtek Z250 restoratif materyalin polimerizasyonu esnasında oluşmuştur ve fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
- Çalışmamızda kullanılan yüksek güce sahip ışık cihazı olan Valo Extra Power Mod, daha kısa sürede ışık uygulaması nedeniyle daha az sıcaklık değişimine sebep olmuştur. Daha düşük ışık gücüne sahip olan Valo



Standart Mod, Elipar S-10, Elipar Deepcure-S ise daha uzun süre uygulanmaları nedeniyle daha fazla sıcaklık farkı meydana getirmişlerdir.

Sonuç olarak diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmakta olan yüksek enerji gücüne sahip LED ışık kaynaklarının, rezin materyallerin polimerizasyonu sırasında pulpa dokusu üzerinde meydana getirdikleri termal etkinin yıkıcı hasar oluşturmayacağını ve diş hekimliği alanında güvenle kullanılabilir olduklarını düşünmekteyiz.

Bu çalışmada, kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında LED ışık kaynaklarının düşük ışık gücüyle daha uzun süre uygulanmasının daha fazla sıcaklık artışına neden olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bu sebeple kavitelerin restorasyonları sırasında pulpal dokularda sıcaklık artışını en az seviyede tutabilmek için, restorasyon materyalini yüksek güç modu ile daha kısa sürede polimerize edilmesi de polimerizasyona alternatif olarak düşünülebilir.

Bu çalışmadan elde edilen veriler doğrultusunda, restoratif materyallerin kompozisyonlarının polimerizasyonu sırasında ortaya çıkan sıcaklık artış değerlerini etkileyeceği tespit edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan tüm restoratif materyallerin polimerizasyonu sırasında meydana gelen sıcaklık artışının 1,3-2,9 °C arasında olduğu görülmüştür. Ancak bu artış pulpa için kritik değer olarak kabul edilen 5,5 °C' yi aşmamıştır. Bu sebeple diş hekimliğinde restoratif işlemler esnasında Venus Bulkfill, Tetric Evo Ceram, Filtek Bulkfill ve Filtek Z250 restoratif materyallerinin ve çalışmada kullanılan tüm ışık kaynaklarının ısı artışı açısından kompozit rezinlerin polimerizasyonunda güvenle kullanılabilecekleri söylenebilir.

## KAYNAKÇA

1. Moszner, N. and U. Salz, *New developments of polymeric dental composites*. Progress in Polymer Science, 2001. **26**(4): p. 535-576.
2. Sunnegardh-Gronberg, K., et al., *Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden*. J Dent, 2009. **37**(9): p. 673-8.
3. Rueggeberg, F.A., J.W. Ertle, and D.J. Mettenburg, *Polymerization Depths of Contemporary Light-Curing Units Using Microhardness*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2000. **12**(6): p. 340-349.
4. de Magalhaes, M.F., et al., *Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity*. Journal of dentistry, 2008. **36**(8): p. 588-594.
5. Brown, W., W. Dewey, and H. Jacobs, *Thermal properties of teeth*. Journal of dental research, 1970. **49**(4): p. 752-755.
6. Yap, A.U. and M.S. Soh, *Thermal emission by different light-curing units*. Oper Dent, 2003. **28**(3): p. 260-6.
7. Hussey, D.L., P.A. Biagioni, and P.J. Lamey, *Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo*. J Dent, 1995. **23**(5): p. 267-71.
8. Pashley, D.H., et al., *Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro*. Archives of oral biology, 1978. **23**(12): p. 1127-1133.
9. Zach, L. and G. Cohen, *Pulp response to externally applied heat*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 1965. **19**(4): p. 515-530.
10. Jeffrey, I., et al., *CO2 laser application to the mineralized dental tissues—the possibility of iatrogenic sequelae*. Journal of dentistry, 1990. **18**(1): p. 24-30.
11. Jeffrey, I., et al., *Dentinal temperature transients caused by exposure to CO2 laser irradiation and possible pulpal damage*. Journal of Dentistry, 1990. **18**(1): p. 31-36.
12. Paghdwala, A., T. Vaidyanathan, and M. Paghdwala, *Evaluation of erbium: YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects*. Scanning microscopy, 1993. **7**(3): p. 989-997.

13. White, J., et al. *EFFECTS OF ND-YAG LASER ON PULPS OF EXTRACTED HUMAN TEETH.* in *Journal of Dental Research.* 1990. AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
14. da Silva, E.M., et al., *Influence of the degree of dentine mineralization on pulp chamber temperature increase during resin-based composite (RBC) light-activation.* *Journal of dentistry,* 2010. **38**(4): p. 336-342.
15. Al-Qudah, A., et al., *Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring.* *Journal of dentistry,* 2007. **35**(3): p. 238-245.
16. Bouillaguet, S., et al., *Thermal risks from LED-and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins.* *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials,* 2005. **72**(2): p. 260-267.
17. Uhl, A., A. Völpel, and B.W. Sigusch, *Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro.* *Journal of dentistry,* 2006. **34** (4): p. 298-306.
18. Yazici, A., et al., *Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro.* *Operative Dentistry,* 2006. **31**(2): p. 261-265.
19. Hannig, M. and B. Bott, *In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources.* *Dental Materials,* 1999. **15**(4): p. 275-281.
20. Masutani, S., et al., *Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins.* *Dental Materials,* 1988. **4**(4): p. 174-178.
21. Lloyd, C., A. Joshi, and E. McGlynn, *Temperature rises produced by light sources and composites during curing.* *Dental Materials,* 1986. **2**(4): p. 170-174.
22. Millen, C., et al., *A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units.* *J Contemp Dent Pract,* 2007. **8**(7): p. 29-37.
23. Oberholzer, T.G., et al., *Modern high powered led curing lights and their effect on pulp chamber temperature of bulk and incrementally cured composite resin.* *Eur J Prosthodont Restor Dent,* 2012. **20**(2): p. 50-5.

24. BEKTAŞ, Ö.Ö., Ş.H. SİSO, and D. EREN, *Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar*. EÜ Dişhek Fak Derg 2006. **27**: p. 117-124.
25. KM, H. and G. HE, *Seltzer and Benders's Dental Pulp*. Quintessence Publishing, 2002: p. 354-356.
26. ROBERSON, T.M., H.O. HEYMANN, and E.J. SWĠFT, JR. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*: p. 24-26.
27. Habelitz, S., et al., *In situ atomic force microscopy of partially demineralized human dentin collagen fibrils*. J Struct Biol, 2002. **138**(3): p. 227-36.
28. Nicholson, J., *Biologic considerations*, in *Fundamentals of Operative Dentistry A Contemporary Approach*, J.S.J.R. R. Schwartz, Editor. 1996, Quintessence Publishing Co, Inc. p. 1-26.
29. AVERY, J.K., *Dentin*, in *Essentials of Oral Histology and Embryology*. 1992, Mosby Inc: St. Louis. p. 93-104.
30. Jansen van Rensburg, B., *Dentine*, in *Oral Biology* B.J.v. Rensburg, Editor. 1995, Quintessence Publishing Co, Inc p. 271-280.
31. Seltzer, S. and I. Bender, *The Dental Pulp 4th ed. Hardgreaves KM, Goodis HE, eds*. Quintessence, Chicago, 2002: p. 63-93.
32. Ten Cate, A., *Physiological tooth movement: eruption and shedding*. Oral histology. Development, structure, and function, 1994: p. 313-341.
33. J., B.D., *About the cover*. april 2008. **204**.
34. Sturdevant, J., Lundeen, T., Sluder, T. , *Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology and Occlusion*, in *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry* H.H.E.S. J. Sturdevant, Editor. 2002, Mosby Inc: St. Louis. p. 13-62.
35. D'Souza, R., *Development of the pulpodentin complex*, in *Seltzer and Bender's Dental Pulp* K.H.H. Goodis, Editor. 2002, Quintessence Publishing Co, Inc p. 13-40.
36. Trowbridge, H., Kim, S., Suda, H. , *Structure and functions of the dentin and pulp complex*. , in *Pathways of the Pulp (Eighth Edition)*, S.C.R. Burns, Editor. 2002, Mosby Inc St. Louis. p. 411-455.
37. Okiji, T., *Pulp as a connective tissue*, in *Seltzer and Bender's Dental Pulp* K.H.H. Goodis, Editor. 2002, Quintessence Publishing Co, Inc p. 95-122.

38. Linde, A. and M. Goldberg, *Dentinogenesis*. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 1993. **4**(5): p. 679-728.
39. Trowbridge, H., Kim, S., Suda, H. , *Structure and functions of the dentin and pulp complex*, in *Pathways of the Pulp*, S.C.R. Burns, Editor. 2002, Mosby Inc St. Louis. p. 411-455.
40. Garberoglio, R. and M. Brännström, *Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules*. Archives of Oral Biology, 1976. **21**(6): p. 355-362.
41. Van Meerbeek, B., et al., *Bonding to enamel and dentin*. 2006.
42. Marchetti, C., C. Piacentini, and P. Menghini, *Morphometric computerized analysis on the dentinal tubules and the collagen fibers in the dentine of human permanent teeth*. Bulletin du Groupement international pour la recherche scientifique en stomatologie & odontologie, 1992. **35**(3-4): p. 125-129.
43. M, N., *dentin, section 52*. . Oral&Craniofacial Histology. Section Listing:, may 2008.
44. Pashley, D.H., *In vitro simulations of in vivo bonding conditions*. American journal of dentistry, 1991. **4**(5): p. 237-240.
45. Camps, J., et al., *Factors influencing pulpal response to cavity restorations*. Dental materials, 2000. **16**(6): p. 432-440.
46. Ciucchi, B., et al., *Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo*. Journal of Endodontics, 1995. **21**(4): p. 191-194.
47. Heymann, H.O. and S.C. Bayne, *Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors*. The Journal of the American Dental Association, 1993. **124**(5): p. 26-36.
48. Pashley, D.H., *Mechanisms of dentin sensitivity*. Dental Clinics of North America, 1990. **34**(3): p. 449-473.
49. M, N., *dentin, section 54*  
*dentin, section 57*. Oral&Craniofacial Histology, May 2008.
50. Eliades, G., T. Eliades, and D.C. Watts, *Dental hard tissues and bonding*. 2005: Springer.

51. Smith, A.J., et al., *Reparative processes in dentine and pulp*. Tooth wear and sensitivity. Addy M, Embery G, Edgar WM, Orchardson R, editors. London: Martin Dunitz, 2000: p. 53-66.
52. A.J., S., *Dentin formation and repair*. Quintessence Publishing Co. Inc, 2002: p. 41-62.
53. Alaçam, T., *Uzel I. Alaçam A., Aydın M.: Endodonti*, Barış Yayınları, Ankara, s, 2000: p. 11-152.
54. Morse, D.R., *Age-related changes of the dental pulp complex and their relationship to systemic aging*. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, 1991. **72**(6): p. 721-745.
55. G., B., *Diş pulpası ve ağrı*, in *Pulpanın histolojisi ve fizyolojisi*. 1999: İstanbul.
56. Mjör IA, S.O., Heyeraas KJ, *Normal structure and physiology*, in *Pulp-dentin biology in restorative dentistry*. 2002, Quintessence Pub. Co: Carol Stream IL p. 1-22.
57. Özçobanoğlu, G. and L. Durutürk, *Süt dişlerinde pulpa ve dentinin histolojik yapısal özellikleri*. Acta Odontologica Turcica, 2013. **30**(2): p. 99.
58. Tziafas, D., *Dentinogenic potential of the dental pulp: facts and hypotheses*. Endodontic Topics, 2007. **17**(1): p. 42-64.
59. Fitzgerald, M., D. Chiego, and D. Heys, *Autoradiographic analysis of odontoblast replacement following pulp exposure in primate teeth*. Archives of oral biology, 1990. **35**(9): p. 707-715.
60. Torabinejad, M. and R.E. Walton, *Principles and practice of endodontics*. 1989: WB Saunders.
61. Pashley, D. and F. Liewehr, *Structure and functions of the dentin-pulp complex*. Pathways of the Pulp, 2006. **9**: p. 460-513.
62. Staquet, M.-J., et al., *Different roles of odontoblasts and fibroblasts in immunity*. Journal of dental research, 2008. **87**(3): p. 256-261.
63. WH, R., *Temperature related changes in pulpal microcirculation*. 1992, Proc Finn Dent Soc. p. 88,469-79.
64. Seltzer S, B.I., *The dental pulp: biologic considerations in dental procedures* 1984, Philadelphia: J. B. Lippincott Co.

65. Fouad A, L.L., *Pulpal reactions to caries and dental procedures*, in *Pathways of the Pulp*, H.K. Cohen S, Editor. 2006, Mosby Co: St. Louis. p. 514-540.
66. Narhi, M.V., *The characteristics of intradental sensory units and their responses to stimulation*. J Dent Res, 1985. **64 Spec No**: p. 564-71.
67. Brannstrom, M., *The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome*. J Endod, 1986. **12**(10): p. 453-7.
68. Lutz, F. and R.W. Phillips, *A classification and evaluation of composite resin systems*. J Prosthet Dent, 1983. **50**(4): p. 480-8.
69. Dayangaç, B., *Kompozit rezin restorasyonlar*. 2000: Güneş Kitabevi.
70. Bowen, R., *Composite and sealant resins-past, present, and future*. Pediatr Dent, 1982. **4**(1): p. 10-5.
71. Ferracane, J.L., *Current trends in dental composites*. Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 1995. **6**(4): p. 302-318.
72. Pitel, M.L., *Low-shrink composite resins: a review of their history, strategies for managing shrinkage, and clinical significance*. Compend Contin Educ Dent, 2013. **34**(8): p. 578-590.
73. Stansbury, J.W., *Curing dental resins and composites by photopolymerization*. Journal of esthetic and restorative dentistry, 2000. **12**(6): p. 300-308.
74. Weinmann, W., C. Thalacker, and R. Guggenberger, *Siloranones in dental composites*. Dental Materials, 2005. **21**(1): p. 68-74.
75. Craig, R.G., *Chemistry, composition, and properties of composite resins*. Dental Clinics of North America, 1981. **25**(2): p. 219-231.
76. Peutzfeldt, A., *Resin composites in dentistry: the monomer systems*. European journal of oral sciences, 1997. **105**(2): p. 97-116.
77. Van Noort, R., *Introduction to Dental Materials*. 2013: Elsevier Health Sciences.
78. Wilson, K.S., K. Zhang, and J.M. Antonucci, *Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites*. Biomaterials, 2005. **26**(25): p. 5095-5103.

79. ÖZDEMİR, D.H. and L.İ. ALADAĞ, *The Effect Of Different Polymerization Periods On Water Sorption Of Acrylic Resins*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2013. **23**(2).
80. Asmussen, E. and A. Peutzfeldt, *Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites*. Dental Materials, 1998. **14**(1): p. 51-56.
81. SÖDERHOLM, K.-J. and A. Mariotti, *BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe?* The Journal of the American Dental Association, 1999. **130**(2): p. 201-209.
82. GC Kalore technical manual. Available from: [http://www.gceurope.com/pid/141/manual/en\\_Manual.pdf](http://www.gceurope.com/pid/141/manual/en_Manual.pdf)
83. McCabe, J.F. and A.W. Walls, *Applied dental materials*. 2013: John Wiley & Sons.
84. Bagby, M. and M.G. Stewart, *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*. 2012: Wolters Kluwer business.
85. Knobloch, L., et al., *Hardness and degree of conversion of posterior packable composites*. Oper Dent, 2004. **29**(6): p. 642-9.
86. Zimmerli, B., et al., *Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review*. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia, 2010. **120**(11): p. 972-986.
87. Chen, M.H., *Update on dental nanocomposites*. J Dent Res, 2010. **89**(6): p. 549-60.
88. Nicholson, J.W., *The Chemistry of Medical and Dental Materials (RSC Materials Monographs)*. 2002: Royal Society of Chemistry.
89. CHUNG, K.H. and E. Greener, *Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins*. Journal of Oral Rehabilitation, 1990. **17**(5): p. 487-494.
90. Gladys, S., et al., *Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials*. Journal of Dental Research, 1997. **76**(4): p. 883-894.



91. Craig, R., J. Powers, and J. Wataha, *Dental materials Properties and manipulation* , 2004. China: Mosby.
92. Bayne, S.C., H.O. Heymann, and E.J. Swift, *Update on dental composite restorations*. The Journal of the American Dental Association, 1994. **125**(6): p. 687-701.
93. Burgess, J., R. Walker, and J. Davidson, *Posterior resin-based composite: review of the literature*. Pediatric dentistry, 2002. **24**(5): p. 465-479.
94. O'Brian, W., *Dental Materials and Their Selection*. Canada. 2008, Quintessence Publishing.
95. Ferracane, J.L., *Resin composite—state of the art*. Dental materials, 2011. **27**(1): p. 29-38.
96. Roberson, T.M., Heymann, H.O. ve Ritter A.V. , *Introduction to composite restorations*, in *Sturdevant's Art&Science of Operative Dentistry*, H.O.H.v.E.J.S. Roberson, Jr Editor. 2002, Mosby: St. Louis. p. 473-99.
97. Choi, M.-S., et al., *Changes in surface characteristics of dental resin composites after polishing*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2005. **16**(4): p. 347-353.
98. Tjan, A.H. and C.A. Chan, *The polishability of posterior composites*. The Journal of prosthetic dentistry, 1989. **61**(2): p. 138-146.
99. Ure, D. and J. Harris, *Nanotechnology in dentistry: reduction to practice*. Dental update, 2003. **30**(1): p. 10-15.
100. Mitra, S.B., D. Wu, and B.N. Holmes, *An application of nanotechnology in advanced dental materials*. The Journal of the American Dental Association, 2003. **134**(10): p. 1382-1390.
101. Leinfelder, K.F., *Posterior composite resins: the materials and their clinical performance*. The Journal of the American Dental Association, 1995. **126**(5): p. 663667671675-664668672676.
102. Li, Y., et al., *Materials science effect of filler content and size on properties of composites*. Journal of Dental Research, 1985. **64**(12): p. 1396-1403.
103. ALTUN, C., *Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler*. Gülhane Tıp Dergisi, 2005. **47**(1): p. 77-82.

- 104.B, Ö., *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları*. 2004, İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
- 105.Ferracane, J.L., *Materials in dentistry: principles and applications*. 2001: Lippincott Williams & Wilkins.
- 106.JM, P., *Composite restorative materials*, in *Restorative dental materials*, P.J. Craig RG, Editor. 20002, Mosby Inc: St. Louis. p. 231-257.
- 107.García, A.H., et al., *Composite resins. A review of the materials and clinical indications*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2006. **11**(2): p. E215-220.
- 108.Leinfelder, K.F., S.C. Bayne, and E.J. Swift, *Packable composites: overview and technical considerations*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 1999. **11**(5): p. 234-249.
- 109.Cekic-Nagas, I. and G. Ergun, *Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs*. Journal of applied oral science, 2011. **19**(4): p. 403-412.
- 110.Fleming, M.G. and W.A. Maillet, *Photopolymerization of composite resin using the argon laser*. Journal-Canadian Dental Association, 1999. **65**: p. 447-452.
- 111.Knobloch, L.A., et al., *Bond strengths of one-and two-step self-etch adhesive systems*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2007. **97**(4): p. 216-222.
- 112.Rueggeberg, F., *Contemporary issues in photocuring*. Compend Contin Educ Dent Suppl, 1999(25): p. S4-15; quiz S73.
- 113.Yaman, B.C., et al., *The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins*. Journal of conservative dentistry: JCD, 2011. **14**(2): p. 136.
- 114.Hofmann, N., et al., *Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites*. Clinical oral investigations, 2000. **4**(3): p. 140-147.
- 115.Wolter, H., W. Storch, and H. Ott, *New inorganic/organic copolymers (Ormocer® s) for dental applications*. MRS Online Proceedings Library Archive, 1994. **346**.

116. Manhart, J., H.Y. Chen, and R. Hickel, *The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations*. The Journal of the American Dental Association, 2001. **132**(5): p. 639-645.
117. Kalra, S., et al., *Ormocer: An aesthetic direct restorative material; An in vitro study comparing the marginal sealing ability of organically modified ceramics and a hybrid composite using an ormocer-based bonding agent and a conventional fifth-generation bonding agent*. Contemporary clinical dentistry, 2012. **3**(1): p. 48.
118. Hickel, R., et al., *New direct restorative materials. FDI Commission Project*. Int Dent J, 1998. **48**(1): p. 3-16.
119. Manhart, J., et al., *Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins*. Dental Materials, 2000. **16**(1): p. 33-40.
120. GÖKÇE, K., *Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005. **2005**(3).
121. Ardu, S., et al., *A new classification of resin-based aesthetic adhesive materials*. Collegium antropologicum, 2010. **34**(3): p. 1045-1050.
122. Sakaguchi, R., W. Douglas, and M. Peters, *Curing light performance and polymerization of composite restorative materials*. Journal of Dentistry, 1992. **20**(3): p. 183-188.
123. Ilie, N., S. Bucuta, and M. Draenert, *Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance*. Operative Dentistry, 2013. **38**(6): p. 618-625.
124. Benetti, A.R., et al., *Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation*. Operative dentistry, 2015. **40**(2): p. 190-200.
125. Czasch, P. and N. Ilie, *In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites*. Clinical Oral Investigations, 2013. **17**(1): p. 227-236.
126. Fleming, G.J., et al., *The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth*. Dental Materials, 2008. **24**(4): p. 522-529.
127. Flury, S., et al., *Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials?* Dental materials, 2012. **28**(5): p. 521-528.

128. Walter, R., *Bulk-Fill Flowable Composite Resins*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2013. **25**(1): p. 72-76.
129. El-Safty, S., N. Silikas, and D. Watts, *Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement*. Dental Materials, 2012. **28**(8): p. 928-935.
130. Lazarchik, D.A., et al., *Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins*. The Journal of prosthetic dentistry, 2007. **98**(2): p. 129-140.
131. Moorthy, A., et al., *Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials*. Journal of Dentistry, 2012. **40**(6): p. 500-505.
132. Bucuta, S. and N. Ilie, *Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites*. Clinical oral investigations, 2014. **18**(8): p. 1991-2000.
133. Lassila, L.V., et al., *Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses*. Chinese Journal of Dental Research, 2012. **15**(1): p. 31.
134. Garcia, D., et al., *Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins*. Operative dentistry, 2014. **39**(4): p. 441-448.
135. RAWLS, K.J., ESQUIVEL-UPSHAW, J. , *Physical properties of dental materials*, in *Phillips' science of dental materials*, K.J. Anusavice, Editor. 2003, W.B. Saunders: St. Louis p. 399-442.
136. Council on Dental Materials, I. and Equipment, *The effects of blue light on the retina and the use of protective filtering glasses*. The Journal of the American Dental Association, 1986. **112**(4): p. 533-535.
137. Peutzfeldt, A., A. Sahafi, and E. Asmussen, *Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units*. Dental Materials, 2000. **16**(5): p. 330-336.
138. Asmussen, E. and A. Peutzfeldt, *Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure*. European journal of oral sciences, 2005. **113**(5): p. 417-421.
139. Vargas, M., D. Cobb, and J. Schmit, *of Composite Resins: Polymerization Argon Laser vs Conventional Light*. OPE TIVE DENTISTRY, 1998. **23**: p. 87-93.

140. Newman, S.M., G.A. Murray, and J.L. Yates, *Visible lights and visible light-activated composite resins*. The Journal of prosthetic dentistry, 1983. **50**(1): p. 31-35.
141. Burgess, J.O., et al., *Light curing--an update*. Compend Contin Educ Dent, 2002. **23**(10): p. 889-92, 894, 896 passim; quiz 908.
142. Lloret, P.R., K.M. Rode, and M.L. Turbino, *Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser*. Brazilian oral research, 2004. **18**(3): p. 271-275.
143. Caughman, W.F. and F. Rueggeberg, *Shedding new light on composite polymerization*. Operative dentistry, 2002. **27**(6): p. 636-638.
144. Çekiç, I. and G. Ergün, *Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları*. Acta Odontologica Turcica, 2007. **24**(2): p. 131.
145. Sharkey, S., et al., *Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study*. Quintessence International, 2001. **32**(5).
146. Mills, R.W., et al., *High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties*. Biomaterials, 2002. **23**(14): p. 2955-2963.
147. Leonard, D.L., et al., *Polymerization efficiency of LED curing lights*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2002. **14**(5): p. 286-295.
148. Price, R.B., C.A. Felix, and P. Andreou, *Evaluation of a second-generation LED curing light*. J Can Dent Assoc, 2003. **69**(10): p. 666.
149. NOMOTO, R., *Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins*. Dental materials journal, 1997. **16**(1): p. 60-73,111.
150. Price, R.B., C.A. Felix, and P. Andreou, *Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights*. Biomaterials, 2005. **26**(15): p. 2631-2641.
151. Uhl, A., B.W. Sigusch, and K.D. Jandt, *Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials*. Dental Materials, 2004. **20**(1): p. 80-87.
152. Price, R.B., C.A. Felix, and P. Andreou, *Third-generation vs a second-generation LED curing light: effect on Knoop microhardness*. COMPENDIUM-NEWTOWN-, 2006. **27**(9): p. 490.

153. Flury, S., et al., *Light curing through glass ceramics with a second- and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements*. *Clinical oral investigations*, 2013. **17**(9): p. 2127-2137.
154. Schneider, L.F.J., et al., *Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites*. *Dental Materials*, 2008. **24**(9): p. 1169-1177.
155. Blankenau, R., R. Erickson, and F. Rueggeberg, *New light curing options for composite resin restorations*. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 1999*. **20**(2): p. 122-5, 129, 131 passim.
156. Sakaguchi, R.L. and J.M. Powers, *Craig's Restorative Dental Materials*. 2006: Elsevier Health Sciences.
157. Loney, R. and R. Price, *Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin*. *Operative dentistry*, 2001. **26**(5): p. 516-520.
158. Nomoto, R., J. McCabe, and S. Hirano, *Comparison of halogen, plasma and LED curing units*. *Operative dentistry*, 2004. **29**(3): p. 287-294.
159. Ilie, N., et al., *Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units*. *Dental Materials*, 2005. **21**(5): p. 483-489.
160. Soh, M., A. Yap, and K. Siow, *Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing units*. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 2004. **29**: p. 317-324.
161. Lin, M., et al., *A review of heat transfer in human tooth—experimental characterization and mathematical modeling*. *dental materials*, 2010. **26**(6): p. 501-513.
162. Fahey, M., et al., *Precise dental ablation using ultra-short-pulsed 1552 nm laser*. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2008. **51**(23-24): p. 5732-5739.
163. Spitz, S.D., *Lasers in prosthodontics: clinical realities of a dental laser in a prosthodontic practice*. *Alpha Omegan*, 2008. **101**(4): p. 188-194.
164. Uhl, A., R.W. Mills, and K.D. Jandt, *Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology*. *Biomaterials*, 2003. **24**(10): p. 1809-1820.

165. Cavalcanti, B.N., J.L. Lage-Marques, and S.M. Rode, *Pulpal temperature increases with Er: YAG laser and high-speed handpieces*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2003. **90**(5): p. 447-451.
166. Cavalcanti, B.N., C. Otani, and S.M. Rode, *High-speed cavity preparation techniques with different water flows*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2002. **87**(2): p. 158-161.
167. Sulieman, M., J. Rees, and M. Addy, *Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro*. British dental journal, 2006. **200**(11): p. 631.
168. Linsuwanont, P., J. Palamara, and H. Messer, *An investigation of thermal stimulation in intact teeth*. Archives of oral biology, 2007. **52**(3): p. 218-227.
169. Linsuwanont, P., J. Palamara, and H. Messer, *Thermal transfer in extracted incisors during thermal pulp sensitivity testing*. International Endodontic Journal, 2008. **41**(3): p. 204-210.
170. HUBBEZOGLU I., D.A., DOGAN O.M., BOLAYGR G., BEK B. , *Effects of light curing modes and resin composites on temperature rise under human dentin: an in vitro study*. Dent. Mater. J., 2008. **27**: p. 581-589.
171. Knežević, A., et al., *Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise*. Journal of oral rehabilitation, 2005. **32**(5): p. 362-367.
172. Goodis, H., et al., *Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an in vitro model*. Dental Materials, 1989. **5**(4): p. 230-234.
173. Kishen, A., U. Ramamurty, and A. Asundi, *Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine*. Journal of biomedical materials research, 2000. **51**(4): p. 650-659.
174. Raab, W.H. and H. Muller, *[Temperature-dependent changes in the microcirculation of the dental pulp]*. Dtsch Zahnarztl Z, 1989. **44**(7): p. 496-7.
175. Li, H., M.F. Burrow, and M.J. Tyas, *The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems*. Dental Materials, 2002. **18**(3): p. 189-196.
176. Xu, H., et al., *Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin*. Journal of Dental Research, 1998. **77**(3): p. 472-480.

177. Armstrong, S.R., et al., *Effects of polar solvents and adhesive resin on the denaturation temperatures of demineralised dentine matrices*. Journal of dentistry, 2008. **36**(1): p. 8-14.
178. Nikaido, T., et al., *Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin*. Dental materials, 2002. **18**(3): p. 269-275.
179. Szymańska, Z. and M. Zylicz, *Mathematical modeling of heat shock protein synthesis in response to temperature change*. Journal of theoretical biology, 2009. **259**(3): p. 562-569.
180. Amano, T., et al., *Responses of rat pulp cells to heat stress in vitro*. Journal of dental research, 2006. **85**(5): p. 432-435.
181. Goodis, H.E., V. Winthrop, and J.M. White, *Pulpal responses to cooling tooth temperatures*. Journal of endodontics, 2000. **26**(5): p. 263-267.
182. Raab, W., *Temperature related changes in pulpal microcirculation*. Proc Finn Dent Soc, 1992. **88**(Suppl 1): p. 469-479.
183. Chang, J.C. and P. Wilder-Smith, *Laser-induced thermal events in empty and pulp-filled dental pulp chambers*. Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery, 1998. **22**(1): p. 46-50.
184. Guiraldo, R.D., et al., *Influence of the light curing unit and thickness of residual dentin on generation of heat during composite photoactivation*. Journal of oral science, 2008. **50**(2): p. 137-142.
185. Savas, S., et al., *Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances*. Dental materials journal, 2014. **33**(6): p. 764-769.
186. Ferracane, J., et al., *Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure*. Journal of Dental Research, 1997. **76**(8): p. 1508-1516.
187. Hammesfahr, P.D., M.T. O'Connor, and X. Wang, *Light-curing technology: past, present, and future*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2002. **23**(9 Suppl 1): p. 18-24.



- 188.Hansel, C., et al., *Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro*. Journal of dental research, 1998. **77**(1): p. 60-67.
- 189.Anfe, T.E.d.A., et al., *Microhardness assessment of different commercial brands of resin composites with different degrees of translucence*. Brazilian oral research, 2008. **22**(4): p. 358-363.
- 190.Lindberg, A., A. Peutzfeldt, and J. van Dijken, *Curing depths of a universal hybrid and a flowable resin composite cured with quartz tungsten halogen and light-emitting diode units*. Acta Odontologica Scandinavica, 2004. **62**(2): p. 97-101.
- 191.D'Alpino, P.H.P., et al., *Methacrylate-and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as a function of the energy dose*. Dental Materials, 2011. **27**(11): p. 1162-1169.
- 192.Della Bona, A., V. Rosa, and D. Cecchetti, *Influence of shade and irradiation time on the hardness of composite resins*. Braz Dent J, 2007. **18**(3): p. 231-4.
- 193.Jain, P. and A. Pershing, *Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights*. The Journal of the American Dental Association, 2003. **134**(9): p. 1215-1223.
- 194.Camargo, E.J.d., et al., *Composite depth of cure using four polymerization techniques*. Journal of Applied Oral Science, 2009. **17**(5): p. 446-450.
- 195.Ceballos, L., et al., *Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2009. **14**(1): p. E51-6.
- 196.Zhu, S. and J. Platt, *Curing efficiency of three different curing modes at different distances for four composites*. Operative dentistry, 2011. **36**(4): p. 362-371.
- 197.Aksornmuang, J., et al., *Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin*. Dental materials, 2007. **23**(2): p. 226-234.
- 198.Gritsch, K., et al., *Influence of light energy and power density on the microhardness of two nanohybrid composites*. European journal of oral sciences, 2008. **116**(1): p. 77-82.
- 199.Shortall, A.C., et al., *A pilot investigation of operator variability during intra-oral light curing*. Br Dent J, 2002. **193**(5): p. 276-80.

200. Jin, X., S. Bertrand, and P. Hammesfahr, *New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress*. J Dent Res, 2009. **88**(Spec Iss A): p. 1651.
201. Lee, Y.-K., *Influence of filler on the difference between the transmitted and reflected colors of experimental resin composites*. Dental Materials, 2008. **24**(9): p. 1243-1247.
202. Arcís, R.W., et al., *Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration*. Dental Materials, 2002. **18**(1): p. 49-57.
203. Craig, R.G., J. Powers, and J. Wataha, *Direct esthetic restorative materials*. Dental Materials Properties and Manipulation, 2000. **7**: p. 57-79.
204. O'BRIEN, W., *Dental materials and their selection* Quintessence Publishing Co. Inc, 1997: p. 338-394.
205. Gonçalves, F., Y. Kawano, and R. Braga, *Contraction stress related to composite inorganic content*. Dental Materials, 2010. **26**(7): p. 704-709.
206. Labella, R., et al., *Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives*. Dental materials, 1999. **15**(2): p. 128-137.
207. Oduncu, B.S., *Farklı dolgular kullanılarak hazırlanmış dental kompozitlerin ışık ile sertleştirilmesi sırasındaki polimerizasyon büzülmesinin incelenmesi*. 2009, YTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü.
208. Hansen, E.K. and E. Asmussen, *Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin*. European Journal of Oral Sciences, 1993. **101**(3): p. 176-181.
209. Santini, A., C. Watterson, and V. Miletic, *Temperature rise within the pulp chamber during composite resin polymerisation using three different light sources*. The open dentistry journal, 2008. **2**: p. 137-141.
210. Vandewalle, K., et al., *Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights*. Oper Dent, 2005. **30**(2): p. 257-264.
211. Campregher, U.B., et al., *Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units*. J Contemp Dent Pract, 2007. **8**(2): p. 35-42.
212. Spagnuolo, G., M. Annunziata, and S. Rengo, *Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights*. Clin Oral Investig, 2004. **8**(2): p. 81-5.

- 213.Hofmann, N., B. Hugo, and B. Klaiber, *Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness*. European journal of oral sciences, 2002. **110**(6): p. 471-479.
- 214.Ramoglu, S.I., et al., *Temperature rise caused in the pulp chamber under simulated intrapulpal microcirculation with different light-curing modes*. The Angle Orthodontist, 2015. **85**(3): p. 381-385.
- 215.Çelik, Ç. and Y. Özel, *Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları*. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 2008. **2**: p. 109-15.
- 216.Aguiar, F., et al., *Effect of polymerization modes and resin composite on the temperature rise of human dentin of different thicknesses: an in vitro study*. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-, 2005. **30**(5): p. 140-143.
- 217.Lefkowitz, W., H.B. Robinson, and H.H. Postle, *Pulp response to cavity preparation*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 1958. **8**(2): p. 315-324.
- 218.Smail, S., et al., *In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite*. Journal of oral rehabilitation, 1988. **15**(4): p. 361-366.
- 219.Al-Qudah, A., et al., *Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials*. Journal of dentistry, 2005. **33**(7): p. 593-602.
- 220.Ozturk, B., et al., *Temperature rise during adhesive and resin composite polymerization with various light curing sources*. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-, 2004. **29**: p. 325-332.
- 221.Schneider, L., et al., *Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods*. OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-, 2005. **30**(4): p. 516-521.
- 222.Pashley, D.H., *Clinical correlations of dentin structure and function*. Journal of Prosthetic Dentistry, 1991. **66**(6): p. 777-781.
- 223.Nakajima, M., et al., *Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers*. American Journal of Dentistry, 1999. **12**(6): p. 309-314.
- 224.Yoshiyama, M., et al., *Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin*. Journal of Dental Research, 2002. **81**(8): p. 556-560.

225. Nakajima, M., et al., *Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and caries-affected dentin*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2005. **72**(2): p. 268-275.
226. Ogawa, K., et al., *The ultrastructure and hardness of the transparent of human carious dentin*. Journal of Dental Research, 1983. **62**(1): p. 7-10.
227. Fanibunda, K. and A. De Sa, *Thermal conductivity of normal and abnormal human dentine*. Archives of Oral Biology, 1975. **20**(7): p. 457-459.
228. Marshall Jr, G.W., et al., *The dentin substrate: structure and properties related to bonding*. Journal of dentistry, 1997. **25**(6): p. 441-458.
229. Meredith, N., et al. *Investigation of the temperature rise produced in the pulp chamber by operative procedures*. in *Journal of Dental Research*. 1984.
230. Olgart, L.M., B. Edwall, and B. Gazelius, *Neurogenic mediators in control of pulpal blood flow*. Journal of endodontics, 1989. **15**(9): p. 409-412.
231. Kodonas, K., C. Gogos, and C. Tziafa, *Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface*. Journal of dentistry, 2009. **37**(6): p. 485-490.
232. Michalakis, K., et al., *Comparison of temperature increase in the pulp chamber during the polymerization of materials used for the direct fabrication of provisional restorations*. Journal of Prosthetic Dentistry, 2006. **96**(6): p. 418-423.
233. Daronch, M., et al., *Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise*. Dental Materials, 2007. **23**(10): p. 1283-1288.
234. Ebenezar, A.R., et al., *Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: An in-vitro study*. Journal of conservative dentistry: JCD, 2010. **13**(3): p. 132.
235. Tjan, A.H. and J.R. Dunn, *Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers*. Journal of prosthetic dentistry, 1988. **59**(4): p. 433-438.

236. Aguiar, F.H.B., et al., *Effect of composite resin polymerization modes on temperature rise in human dentin of different thicknesses: an in vitro study*. Biomedical Materials, 2006. **1**(3): p. 140.
237. Leprince, J., et al., *Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights*. Oper Dent, 2010. **35**(2): p. 220-30.
238. Seelbach, P., et al., *Temperature rise on dentin caused by temporary crown and fixed partial denture materials: influencing factors*. Journal of dentistry, 2010. **38**(12): p. 964-973.
239. Thompson, M., H. Gomez, and A. Puckett. *Pulpal temperature changes after exposure to a light curing source*. in *Journal of Dental Research*. 1997. AMER ASSOC DENTAL RESEARCH 1619 DUKE ST, ALEXANDRIA, VA 22314.
240. Tosun, G., et al., *Temperature rise under normal and caries-affected primary tooth dentin disks during polymerization of adhesives and resin-containing dental materials*. Dental materials journal, 2008. **27**(3): p. 466-470.
241. Weerakoon, A., et al., *Pulpal heat changes with newly developed resin photopolymerisation systems*. Australian Endodontic Journal, 2002. **28**(3): p. 108-111.
242. Takahashi, N., T. Kitagami, and T. Komori, *Evaluation of thermal change in pulp chamber*. Journal of dental research, 1977. **56**(12): p. 1480-1480.
243. Loureiro, F., et al., *Comparison between two methods to evaluate temperature changes produced by composite light curing units and polymerization techniques*. Minerva stomatologica, 2011. **60**(10): p. 501-508.
244. Stewardson, D., et al., *Thermal changes and cure depths associated with a high intensity light activation unit*. Journal of dentistry, 2004. **32**(8): p. 643-651.
245. Kleverlaan, C.J. and A.J. De Gee, *Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights*. European journal of oral sciences, 2004. **112**(1): p. 84-88.
246. Lloyd, C., *A differential thermal analysis (DTA) for the heats of reaction and temperature rises produced during the setting of tooth coloured restorative materials*. Journal of oral rehabilitation, 1984. **11**(2): p. 111-121.
247. McCabe, J., *Cure performance of light-activated composites by differential thermal analysis (DTA)*. Dental Materials, 1985. **1**(6): p. 231-234.

- 248.VAIDYANATHAN J., V.T.K., WANG Y., VISWANADHAN T. ,  
*Thermoanalytical characterization of visible light cured composites*. J. Oral Rehabil, 1992. **19**: p. 49-64.
- 249.VAIDYANATHAN J., V.T.K., *Computer controlled differential calorimetry of dental composites*. . IEEE. Trans. Biomed. Eng, 1991. **131**: p. 319-325.
- 250.Aksakalli, S., et al., *Temperature increase during orthodontic bonding with different curing units using an infrared camera*. Acta Odontologica Scandinavica, 2014. **72**(1): p. 36-41.
- 251.Anić, I., et al., *In vitro pulp chamber temperature rises associated with the argon laser polymerization of composite resin*. Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery, 1996. **19**(4): p. 438-444.
- 252.Gökay O, Y.Ç., *Işık ile polimerize olan restoratif materyallerin polimerizasyonları esnasında pulpa odasında oluşturdukları ısı değişimlerinin in vitro olarak değerlendirilmesi*. AÜ Diş Hek Fak Derg., 2000. **27**: p. 37-43.
- 253.Jafarzadeh, H., C.I. Udoye, and J.-I. Kinoshita, *The application of tooth temperature measurement in endodontic diagnosis: a review*. Journal of endodontics, 2008. **34**(12): p. 1435-1440.
- 254.Atai, M. and F. Motevasselian, *Temperature rise and degree of photopolymerization conversion of nanocomposites and conventional dental composites*. Clinical oral investigations, 2009. **13**(3): p. 309-316.
- 255.Müjdecı A, Y.A., Gökay O., *Kompozit rezinlerin polimerzasyonları esnasında pulpa odasındaki ısı değişimlerinin in vitro değerlendirilmesi*. AÜ Diş Hek. Fak. Derg, 2005: p. 32(3), 163-9.
- 256.Baroudi, K., N. Silikas, and D.C. Watts, *In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites*. International journal of paediatric dentistry, 2009. **19**(1): p. 48-54.
- 257.Kim, M.-J., et al., *Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities*. Dental Materials, 2017. **33**(10): p. e373-e383.

258. Atalayın, Ç., et al., *Farklı modlarda kullanılan ışık kaynağı ile sertleştirilen bulk-fill kompozit rezinlerin pulpa odasında oluşturduğu sıcaklık değişimlerinin değerlendirilmesi: ex vivo*. *Acta Odontologica Turcica*, 2017. **34**(2): p. 55-60.
259. Usumez, A. and N. Öztürk, *Temperature increase during resin cement polymerization under a ceramic restoration: effect of type of curing unit*. *International Journal of Prosthodontics*, 2004. **17**(2).



## ÖZ GEÇMİŞ

### **Kişisel bilgiler**

Adı Soyadı	Eda YILDIZ MOLLAOĞLU
Doğum Yeri ve Tarihi	Bingöl / 1983
Medeni Hali	Evli
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Bölümü
E-posta Adresi	<a href="mailto:emollaoglu@cumhuriyet.edu.tr">emollaoglu@cumhuriyet.edu.tr</a>

### **Eğitim ve Akademik Durumu**

Lise	Akhisar YDL- 2001
Lisans	Ege Üniversitesi, 2008
Uzmanlık Eğitimi	Sivas Cumhuriyet Üniversitesi, 2018
Ünvan	Araştırma Görevlisi

### **İş Tecrübesi**

Muş Ağız Diş Sağlığı Merkezi	Diş Hekimi
Sivas Ağız Diş Sağlığı	Diş Hekimi
Cumhuriyet Üniversitesi	Araştırma Görevlisi