



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

**FARKLI IŞIK KAYNAKLARININ KÜTLESEL
YERLEŞTİRİLEBİLEN KOMPOZİT REZİNLERİN
KONVERSİYON DERECELERİNE ETKİLERİ**

**DR. Aynur YILDIZ
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.**

**SİVAS
2017**



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

**FARKLI İŞIK KAYNAKLARININ KÜTLESEL
YERLEŞTİRİLEBİLEN KOMPOZİT REZİNLERİN
KONVERSİYON DERECELERİNE ETKİLERİ**

**DR. Aynur YILDIZ
UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır**

**Yrd. Doç. Dr. Alper KAPDAN
DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ**

**SİVAS
2017**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca mesleki bilgisini ve manevi desteğini hiçbir şekilde esirgemeyen, yol gösteren, hakkını ödeyemeyeceğim değerli danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Alper KAPDAN'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,

Tez çalışmalarım sırasında fikir alışverişinde bulunduğum, her türlü desteği veren sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Esra NEBİOĞLU, Dt. Eda Yıldız MOLLAOĞLU, Dt. Vahti KILIÇ ve diğer bütün asistan arkadaşlarıma, yardımlarını esirgemeyen bölüm personeline,

Çalışmalarımda fikir veren ve destekte bulunan KSÜ, Fen Edebiyat Fakültesi, Kimya Bölümü Öğretim Üyesi Prof. Dr. Mükerrerem KURTOĞLU ve ÜSKİM laboratuvar analizlerinde yardımlarından dolayı Uzm. Biy. Ferudun KOÇER'e,

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

Dostlukları ile bana her zaman güç veren Göksu TÜYSÜZOĞLU, Kübra Gülnur BARUT ve Seval ÜKSEL'e

Bugünlere gelmemde çok büyük katkıları olan, varlıklarıyla her zaman destek olan, arkamda duran çok sevgili annem, babam Süheyla YILDIZ ve Reşit Turgut YILDIZ'a ve değerli ablam Nadide YILDIZ'a

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

ÖZET**FARKLI IŞIK KAYNAKLARININ KÜTLESEL YERLEŞTİRİLEBİLEN
KOMPOZİT REZİNLERİN KONVERSİYON DERECELERİNE ETKİLERİ****Aynur YILDIZ****Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı****Sivas, 2017**

Çalışmamızın amacı; farklı ışık kaynaklarının ve farklı ışık uygulama sürelerinin, bulk fill kompozit rezinler ve tabakalı yerleştirilen geleneksel kompozit rezinin polimerizasyon derecelerine etkilerini FTIR-ATR ölçümü ile incelemektir.

Çalışmamızda kütleli yerleştirilebilen 4 farklı bulk fill kompozit (Filtek Bulk fill (3M ESPE), SDR (Dentsply), Tetric Evo Ceram Bulk fill (Vivadent), Venus Bulk fill (Heraeus) ve bir adet kondanse edilebilen kompozit (Filtek Z250 (3MESPE)) kullanıldı. Örneklerin elde edilmesinde 5 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde kalıplar hazırlandı. Hazırlanan kalıplara yerleştirilen kompozit materyallerin polimerize edilmesinde üç farklı LED ışık kaynağı (Elipar S10, Elipar Deepcure-S ve Valo Cordless) üç farklı uygulama süresi (20s, 30s, 40s) ile kullanıldı. Hazırlanan toplam 225 örneğin hem alt hem üst yüzeylerinde, 400 ve 600 grit silikon karbit zımpara kağıtlar yardımıyla ve su irrigasyonu altında, doğru bir Fourier dönüşümü kızılötesi Spektroskopi (FTIR) ölçümü yapabilmek için düz yüzeyler oluşturuldu. Bütün örnekler 24 saat 37°C'de karanlık ortamda bekletildi ve polimerizasyon derecesinin belirlenmesi için FTIR ölçümleri yapıldı. Bu ölçümlerde kompozit rezin örneklerin yapılarındaki karbon (C) bağları incelenerek, karbon tek bağlarının (C-C) karbon çift bağlarına (C=C) oranı elde edilerek polimerizasyon yüzdesi hesaplandı.

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (Ver:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde parametrik ve parametrik olmayan test varsayımları

uygulandı ve yanılma düzeyi $P<0.05$ olarak alındı. İstatistik sonuçlarına göre kompozitlerin konversiyon dereceleri sıra ortalamaları Filtek Z250> Tetric Evo Ceram> Filtek Bulk fill> SDR> Venus olarak bulunurken, kontrol grubu olan Filtek Z250'ye ait örneklerin konversiyon derecesi değerleri, diğer 4 gruba kıyasla anlamlı olarak yüksek bulundu ($P=0.018$). Işık cihazlarının konversiyon dereceleri sıra ortalamaları Valo> Elıpar Deepcure-S> Elıpar S10 olarak bulunurken aralarında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($P=0.465$). Işık uygulama sürelerinin konversiyon dereceleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Bu çalışmanın gelecekteki araştırmalara kaynak teşkil etmesi beklenmektedir.

Anahtar kelimeler: Bulk fill kompozit, ışık kaynakları, polimerizasyon derinliği, konversiyon derecesi, FTIR.

ABSTRACT**EFFECT OF DIFFERENT LIGHT CURING UNITS ON DEGREE OF
CONVERSION OF BULK FILL COMPOSITE RESINS****Aynur YILDIZ****Restorative Dentistry Department****Sivas, 2017**

The aim of this study; the effects of different light sources and different light application times on the degree of conversion of bulk fill composite resins and layered conventional composite resin are investigated by FTIR-ATR analysis.

In our study, four different bulk fill composites (Filtek Bulk fill (3M ESPE), SDR (Dentsply), Tetric Evo Ceram Bulk fill (Vivadent), Venus Bulk fill (Heraeus) and one condensable composite (Filtek Z250 (3MESPE)) were used. In obtaining the samples 5 mm in diameter and 4 mm in height molds were prepared. The prepared composite materials are polymerized with three different LED light sources (Elipar S10, Elipar Deepcure-S and Valo Cordless) with three different application periods (20s, 30s, 40s). A total of 225 samples were prepared. 400 and 600 grit silicon carbide abrasive papers used under water irrigation to obtain standardized upper and lower surfaces to perform a true Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR) measurement. All samples were kept for 24 hours at 37°C in light-proof bottles and FTIR measurements were performed to determine the degree of polymerisation. In these measurements, the carbon (C) bonds in the structures of the composite resin samples were examined and the percentage of polymerizations was calculated by obtaining the ratio of carbon double bonds (C = C) to carbon single bonds (C-C).

Obtained data from our study were analyzed on the SPSS (Ver: 22.0). Parametric test assumptions were fulfilled in evaluating the data (Kolmogorov-

Simirnov), Variance Analysis, Tukey test; when parametric test assumptions were not met, the Kruskal-Wallis test and the Mann Whitney U test were used and the level of error was taken as $P < 0.05$. According to the statistical results, degree of conversion of the composites were found as Filtek Z250 > Tetric Evo Ceram > Filtek Bulk fill > SDR > Venus, values of the control group Filtek Z250 were significantly higher than the other 4 groups ($P = 0.018$). There was no significant difference between the degree of conversion ratings of light devices in the order of Valo > Elipar Deepcure-S > Elipar S10 ($P = 0.465$). There was no statistically significant difference between the conversion ratios of the light application periods. It is expected that this work will be a source for future research.

Key words: Bulk fill composite, light sources, polymerization depth, degree of conversion, FTIR.

İÇİNDEKİLER**Sayfa no**

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLOLAR DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kompozit Resinler.....	3
2.2. Kompozit Resinlerin Yapısı.....	3
2.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı.....	3
2.2.2. İnorganik Faz.....	5
2.2.3. Ara Faz.....	6
2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	7
2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	7
2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması.....	11
2.3.4. Farklı Özellikteki Kompozitler.....	12
2.4. Polimer ve Polimerizasyon.....	14
2.4.1. Kondensasyon Polimerizasyonu.....	16
2.4.2. İlave (Katılnalı) Polimerizasyon.....	16
2.5. Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon, Degree of Conversion).....	18
2.6. Polimerizasyon Derinliği.....	19

2.7. Polimerizasyon Derecesi Tespiti İçin Kullanılan Test Metotları	19
2.7.1. İndirekt Yöntemler.....	20
2.7.2. Direkt Yöntemler	21
2.8. Işık Kaynakları	24
2.8.1. Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı (QTH)	25
2.8.2. Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC)	26
2.8.3. Argon İyon Lazer Işık Kaynağı	26
2.8.4. Işık Yayan Diyot (LED)	26
3. GEREÇ ve YÖNTEM	27
3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması.....	27
3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması	27
3.2.1. Ana Gruplar	27
3.2.2. Alt Gruplar	27
3.3. Deney Örneklerinin Hazırlanması	30
3.4. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar	34
3.4.1. Çalışmada Kullanılan Kompozitler	34
3.4.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları	36
3.4.3. Çalışmada Kullanılan Test Cihazı (FTIR-ATR ile Analiz).....	38
3.5. İstatistiksel Değerlendirme	41
4. BULGULAR	42
4.1. FTIR-ATR Çalışması Optimizasyon Bulguları.....	42
4.2. Kompozit Materyallerin FTIR-ATR Çalışmasından Elde Edilen Konversiyon Derecesi Bulguları	43
4.3. Farklı Işık Kaynaklarına Göre FTIR-ATR Çalışmasından Elde Edilen Konversiyon Derecesi Bulgularının İstatistiksel Analizi	45
4.4. Farklı Polimerizasyon Sürelerinde FTIR-ATR Çalışmasından Elde Edilen Konversiyon Derecesi Bulgularının İstatistiksel Analizi	47

4.5. Konversiyon Derecesi Bulgularının Kullanılan Kompozit Reznlere Göre İstatistiksel Analizi	51
4.6. Konversiyon Derecesi Bulgularının Kullanılan Işık Kaynaklarına Göre İstatistiksel Analizi	54
4.7. Konversiyon Derecesi Bulgularının Polimerizasyon Sürelerine Göre İstatistiksel Analizi	57
5. TARTIŞMA	60
6. SONUÇLAR	77
7. ÖNERİLER	78
8. KAYNAKLAR.....	79
9. ÖZGEÇMİŞ	96

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

%	: Yüzde
\bar{X}	: Ortalama
μm	: Mikrometre
AgCl	: Gümüş Klorür
cm	: Santimetre
cm^2	: Santimetre kare
dk	: Dakika
KBr	: Potasyum Bromür
mg	: Miligram
mm	: Milimetre
mm/dk	: Milimetre/Dakika
mol/kg^{-1}	: Mol/kilogram
mW/cm^2	: Miliwatt/santimetrekare
NaCl	: Sodyum Klorür
nm	: Nanometre
sn	: Saniye

Kısaltmalar

AFM	: Parçalanma Monomerleri
ATR	: Attenuated Total Reflectance
AUDMA	: Aromatik Dimetakrilat
BHT	: Bütil Hidroksi Toluen
BIS-GMA	: Bisfenol-A glisidilmetakrilat
BIS-EMA	: Bisfenolglisidil dimetakrilat
C=C	: Karbon çift bağ
C-C	: Karbon tek bağ
CQ	: Kamforkinon
DBDEGe	: Dibenzoilgermanyum Türevi
DC	: Konversiyon derecesi
DDDMA	: 1,12-Dodekandiol dimetakrilat
DMA	: Dimetakrilat
EBPADMA	: Bisfenol A dimetakrilat
FTIR	: Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
IR	: Kızılötesi
ISO	: International Organization for Standardization
LED	: Işık yayan diyot
N	: Frekans
N	: Toplam örnek sayısı
n_a	: Alt gruplar
n_s	: Işık uygulama sürelerine göre alt gruplar
PAC	: Plazma ark karbon ışık kaynağı
QTH	: Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı

SDR	: Surefill
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences
ss	: Standart Sapma
TEGDMA	: Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
USA	: The United States of America
UV	: Ultraviole



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1 BIS-GMA.....	4
Şekil 2. 2 UDMA.	5
Şekil 2. 3 TEG-DMA.	5
Şekil 2. 4 Silanın yapısı.....	6
Şekil 2. 5 Polimerlerin uzaysal yapısı [69].	15
Şekil 2. 6 Polimerizasyonda serbest radikalın devam eden zincir reaksiyonu [19]. ..	17
Şekil 3. 1 Hazırlanan kalıp ve kullanılan el aletleri.	30
Şekil 3. 2 Kompozit materyali yerleştirme ve ışık uygulama.	31
Şekil 3. 3 Bitirme ve cila diskleri ve örneklerin karanlık ortamda bekletilmesi.	31
Şekil 3. 4 Filtek Bulk Fill.	32
Şekil 3. 5 SDR Bulk Fill.....	32
Şekil 3. 6 Tetric Evo Ceram Bulk Fill.....	33
Şekil 3. 7 Venus Bulk Fill.	33
Şekil 3. 8 Filtek Z250.	34
Şekil 3. 9 Elipar S10 Işık Cihazı.	36
Şekil 3. 10 Elipar DeepCure-S Işık Cihazı.....	36
Şekil 3. 11 Valo Cordless Işık Cihazı.	37
Şekil 3. 12 FTIR-ATR cihazı ve cihazın ATR kristali.	38
Şekil 3. 13 FTIR-ATR cihazının bilgisayar görüntüleri.	39
Şekil 3. 14 Örneklerin ışık geçirmeyen kutularda muhafaza edilmesi ve ölçüm yapılacak yüzeyleri.....	41
Şekil 3. 15 Toz haline getirilen örneğin ATR kristaline yerleştirilmesi ve ölçümü tamamlanan örnekler.	41
Şekil 4. 1 FTIR çalışmasında C=C ve C-C bağlarının spektrumlarının belirlenmesi.	42
Şekil 4. 2 Filtek Bulk fill, Elipar S10, 20 sn polimerize edilen gruptaki örneklerin tamamı.	43
Şekil 4. 3 Kullanılan 3 farklı ışık cihazındaki FTIR spektrumları.	47
Şekil 4. 4 Farklı polimerizasyon sürelerinde FTIR spektrumlar	51
Şekil 4. 5 Kompozit rezinlerin konversiyon derecelerinin ortalamaları (%DC).	52

Şekil 4. 6 Işık cihazlarına ait konversiyon derecelerinin ortalamaları (%DC). 55

Şekil 4. 7 Işık sürelerine ait konversiyon derecelerinin ortalamaları (%DC). 58



TABLolar DİZİNİ

Tablo 2. 1 Kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması.....	10
Tablo 3. 1 Çalışma kapsamında oluşturulan deney grupları.....	29
Tablo 3. 2 Çalışmada kullanılan materyaller.....	34
Tablo 3. 3 Çalışmada kullanılan kompozit materyallerin yapısı.....	35
Tablo 3. 4 Çalışmada kullanılan ışık cihazları.....	37
Tablo 4. 1 Kompozit materyallerin %DC bulguları.....	44
Tablo 4. 2 Farklı ışık kaynaklarına göre FTIR-ATR çalışmasından elde edilen konversiyon derecesi bulgularının istatistiksel hesaplamaları.....	45
Tablo 4. 3 Farklı polimerizasyon sürelerinde FTIR-ATR çalışmasından elde edilen konversiyon derecesi bulgularının istatistiksel hesaplamaları.....	48
Tablo 4. 4 Konversiyon derecelerinin farklı kompozitlere göre frekans (N), ortalama (X) ve standart sapma (ss) değerleri.....	52
Tablo 4. 5 Kompozit rezinlerin konversiyon derecelerinin yeterlilik testi.....	53
Tablo 4. 6 Kompozit rezinlerin konversiyon derecelerinin Kruskal-Wallis testi bulguları.....	53
Tablo 4. 7 Kompozit materyaller arası konversiyon derecelerinin karşılaştırılması (Man Whitney U testi).....	54
Tablo 4. 8 Işık cihazlarının konversiyon derecelerinin frekans (N), ortalama (X) ve standart sapma (ss) değerleri.....	55
Tablo 4. 9 Işık cihazı bulguları ile yapılan yeterlilik testi.....	56
Tablo 4. 10 Işık cihazlarının konversiyon derecelerinin Tukey HSD testi bulguları.....	56
Tablo 4. 11 Işık cihazlarına ait konversiyon derecelerinin Tukey HSD testi bulguları.....	57
Tablo 4. 12 Konversiyon derecelerinin farklı ışık sürelerine göre frekans (N), ortalama (X) ve standart sapma (ss) değerleri.....	58
Tablo 4. 13 Işık sürelerinin konversiyon dereceleri ile yapılan yeterlilik testi.....	59
Tablo 4. 14 Işık süresi konversiyon derecelerinin Tukey HSD testi bulguları.....	59

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin amacı doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonucunda, doğal diş görünümünün ve fonksiyonunun yeniden kazandırılmasıdır. Dişlerdeki çürük ve diğer defektlerin onarılabilmesi, diş hekimliği ve hasta sağlığı açısından çok önemlidir. Kompozit rezin ve adeziv sistemlerdeki gelişmelerle birlikte günümüzde, hastaların estetik istekleri doğrultusunda, kompozit rezinlerin klinik kullanımını oldukça yaygınlaştırmıştır.

Kompozit rezin materyallerinin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlardan bazıları marjinal bütünlüğün bozulması, restorasyon çevresinde beyaz çizgi oluşması, tüberkül kırıkları, bağlanmanın bozulması, mikrosızıntı, sekonder çürük ve post-operatif hassasiyettir [1-3]. Bu durumlar çoğunlukla polimerizasyon bütünlüğü ile ilişkili görülmüştür. Başarısızlığın en büyük sebebi ise restorasyonda kırık ve sekonder çürük olarak bildirilmiştir [4].

Günümüzde kullanılan kompozit rezin materyaller diş en fazla 2 mm kalınlıklarda, tabakalama tekniğiyle yerleştirilebilmektedir. Kompozit rezinler tabakalama tekniğiyle uygulandıklarında tedavi süresi uzarken, kompozit tabakalarının arasında hava sıkışması veya nemle kontamine olma riski bulunmaktadır [5]. Bu yüzden diş hekimliği uygulamaları için zaman tasarrufu sağlayan materyaller talep edilmektedir. Son zamanlarda yeni rezin bazlı kompozit materyal grubu olan bulk fill kompozitler üretilmiştir. Bulk fill kompozit rezinlerin kullanımlarıyla tek seferde 4 mm kalınlığında kompoziti polimerize etme ve restorasyon sürecinin kısaltılması hedeflenmiştir. Tedavi sürelerinin kısalması uyum sorunu olan, engelli ve çocuk hastaların tedavilerinde hekimler ve hastalar için avantaj sağlayabilecektir.

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonunda LED ışık kaynaklarının kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Yeni nesil LED ışık kaynakları, geleneksel LED ışık kaynaklarından farklı olarak 1000 mW/cm²'nin üzerinde ışık çıkış gücüne sahiptir. Yeni geliştirilen LED ışık cihazlarında ışığın daha derine dik bir şekilde homojen ulaşmasını sağlamak ve polimerizasyon derinliğini artırmak için mercek yapısı iyileştirilirken, farklı emisyon spektrumlarına sahip iki veya daha fazla dalgalı mavi-mor LED çipi bulunduran geniş spektrumlu LED ışık cihazları ile daha derin

polimerizasyon hedeflenmiştir. Bu yeni nesil LED ışık kaynaklarının performansları son yıllarda daha fazla araştırılmaktadır. Biz de çalışmamızda, 3 farklı LED ışık cihazını kullanım kolaylıklarından ve bahsedilen diğer olumlu özelliklerinden dolayı tercih ettik.

Kompozit rezinlerin etkili polimerizasyonu için üreticiler 40 saniye ışık uygulamayı önermektedir. Ancak son yıllarda bu sürenin kısaltılarak hasta başında daha az zaman harcanması hedeflenmekte ve ışık cihazları bu yönde geliştirilmeye çalışılmaktadır. 40 saniyeden daha düşük ışık uygulama sürelerinin etkinliklerini değerlendirebilmek için, çalışmamızda 20, 30 ve 40 saniye ışık uygulama süreleri kullanılmıştır.

Polimerizasyon derecesinin belirlenmesi kompozit restorasyonların başarısının değerlendirilmesinde çok önemli bir etkiye sahiptir [6]. Yeterli polimerizasyon dimetakrilat bazlı kompozitlerin sitotoksitesini azaltmakta ve fiziksel özelliklerini artırmaktadır [7, 8]. Doldurucu partikül büyüklüğü ve miktarı, polimerizasyon başlatıcıların konsantrasyonu, monomer tipi [9, 10] ve miktarı, materyalin rengi ve taranslülentliğı [11], ışık kaynağının dalga boyu ve yoğunluğu, ışık uygulama süresi [12] gibi çeşitli faktörler dental kompozit materyallerinin polimerizasyon derecesini etkileyebilir. Polimerizasyon derecesi sıklıkla spektroskopik tekniklerle fotopolimerizasyon etkinliklerinin değerlendirilmesi ile ölçülür. Fourier dönüşümü kızılötesi spektroskopisi (FTIR) ölçümü sıklıkla kullanılan yöntemlerdendir [13-16].

Çalışmamızın amacı; farklı ışık kaynaklarının ve farklı ışık uygulama sürelerinin, yeni nesil bir restorasyon materyali olarak kabul edilen 4 farklı bulk fill kompozit rezinin, 5 mm genişlik ve 4 mm derinlikte uygulandığında, polimerizasyon derecelerine etkilerini FTIR-ATR ölçümü ile incelemek ve elde edilen değerleri her 2 mm'de bir ışık uygulamak suretiyle polimerize edilen geleneksel kompozit ile kıyaslamaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinler

Kompozit terimi birbiri içerisinde tamamen çözünmeyen, erimeyen, birbirinden farklı iki veya daha fazla kimyasal maddenin fiziksel bir karışımı anlamına gelir [17]. Bu karışım, genellikle karışımı oluşturan maddelerin özelliklerini birleştirerek ara bir özellik elde etmek amacıyla oluşturulur.

Daimi dolgu maddesi olarak kullanılan kompozit rezinler ilk olarak 1960'lı yılların başlarında R.L. BOWEN tarafından tanıtılmıştır [18]. Kompozitler; 'kompozit dolgular, kompozit restoratif materyaller, rezin bazlı kompozitler, kompozit rezinler, rezin dolgular' olarak da adlandırılabilir [19].

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezin, rezin matris içerisinde dağılmış doldurucu partiküllerden meydana gelir [20]. Bu iki bileşenin yanında, kompozitin özelliklerini güçlendirmek için başka maddeler de eklenmiştir. Bu maddeler inorganik doldurucu partikülleri ile rezin matris 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 [17, 18, 20-23]:

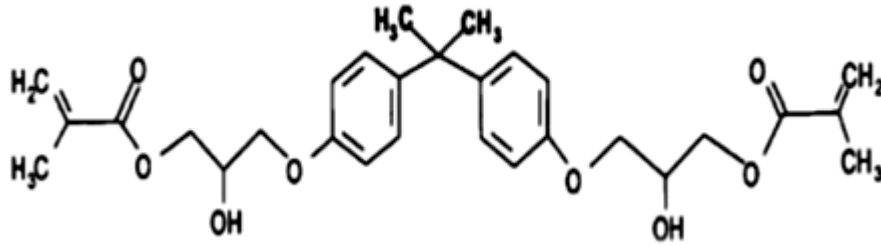
- Organik Polimer Matris Fazı (Taşıyıcı Faz, Continuous Phase)
- İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz, Dispersed Phase)
- Ara Faz (Bağlayıcı Ajan, Coupling Agent)

2.2.1. Organik Polimer Matris Fazı

Organik polimer matris fazı, kimyasal olarak kompozitin aktif bileşenidir [20]. Rezin sisteminin klinik performansını ve polimerizasyon derecesini organik matris belirler. Kompozitlerin sertleşmesini sağlayan maddeler organik faz içinde değerlendirilir. Bu fazda monomer sistem (monomer ve ko-monomerler),

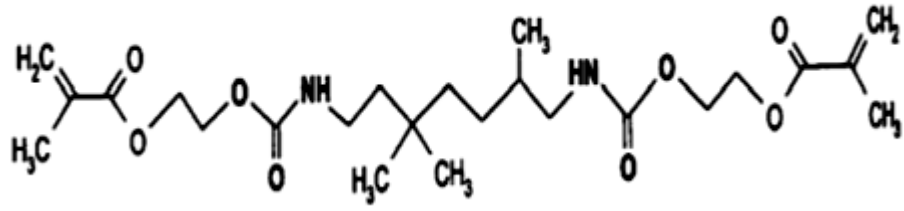
polimerizasyon başlatıcılar (inisiyatörler), aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri ve UV (ultraviole) stabilizatörleri bulunmaktadır [22].

En çok kullanılan monomer ilk defa Bowen tarafından 1965'te geliştirilen ve yapısı bisfenol-A ve glisidimetakrilatın oluşturduğu BIS-GMA'dır (Şekil 2. 1).



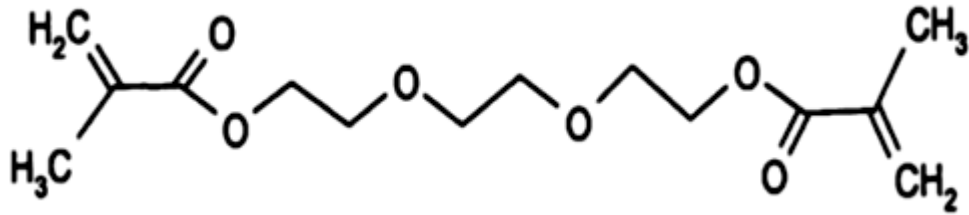
Şekil 2. 1 BIS-GMA.

Bu aromatik monomerin, akışkanlığının az olması nedeniyle seyreltici monomer katılımı gerektirmesi, havanın polimerizasyonda kuvvetli bir inhibisyon etkisi yapması, bu formülden elde edilen resin yapının yüksek viskozite özelliği, saf bir yapısal sentezin oluşturulamaması gibi dezavantajlarının ortaya çıkmasından sonra çalışmalar yeni bir resin matris geliştirme yönünde ilerlemiştir. Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan UDMA (ürethan dimetakrilat) monomer olarak kullanılmıştır (Şekil 2. 2). 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 ürethan dimetakrilatlar (UDMA), günümüzde kullanılmakta olan tüm kompozitlerin resin matrislerini oluşturur [24].



Şekil 2. 2 UDMA.

Her iki monomerin de viskozitesi yüksek olduğundan dilüe edilmek için daha az viskoziteye sahip olan ko-monomerler ile karıştırılırlar. Bu amaç için en fazla TEG-DMA (Şekil 2. 3) kullanılmaktadır [25].



Şekil 2. 3 TEG-DMA.

Organik matriks fazı ayrıca; polimerizasyon hızlandırıcı (akseleratör) ve foto-başlatıcılar (inisiyatör), ultraviole stabilizatörler, resinin ısı, ışık ve diğer yollarla polimerize olmasını engellemek ve raf ömrünü uzatmak için 4-metoksifenol ve 2,4,6-tersiyerbütilfenol inhibitörler, plastizite ediciler (dibütilfitalat) ve kıvam azaltıcılardan (metakrilik asit monomer) oluşmaktadır [18].

2.2.2. İnorganik Faz

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik faz; matriks içine homojen dağılmış olarak farklı şekil ve boyutlarda kuartz, koloidal silika, borosilikat, lityum, alüminyum silikat, stronsiyum, çinko, baryum, zirkonyum ve yitriyum cam gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur [18]. Stronsiyum, baryum, çinko ve

2.3. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Kompozit resinler (Tablo 2. 1); sahip oldukları inorganik doldurucuların miktarına, partikül boyutuna, viskozitelerine ve polimerizasyon yöntemlerine göre sınıflandırılır [20, 31-36].

2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklük ve Yüzdelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kompozitlerin inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılmasının sebebi; partikül boyutunun polisajlanabilirlik/estetik özellikleri, polimerizasyon derinliğini, polimerizasyon büzülmesini ve fiziksel özellikleri etkilemesidir. Doldurucu boyutunun oranı ve yüzdesinin bilinmesi kompozit resinin dayanıklılığı ve polisajlanabilirliği açısından bilgi verir [37].

Megafil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit resinlerdir. Okluzal yükün fazla olduğu ya da aşınmanın fazla olduğu yüzeylere yerleştirilmesi önerilir ve insert diye adlandırılan cam partiküller (0.5-2 µm) içerir [18, 29].

Makrofil Kompozitler

İnorganik partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozit resinlerdir. İnorganik doldurucular büyük ve sert olan quartz veya silika partikülleridir ve doldurucunun ağırlık oranı diğer kompozit resinlere göre daha fazladır. Makrofil kompozit resinlerde bulunan doldurucu partiküllerin boyutuna göre restorasyonda gözle görülür pürüzlülüğe neden olmaktadır. Makrofil kompozit resinlerde boyanma ve plak birikimi kompozitin farklı tiplerine göre daha yüksek oranda görülür. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı bu grubun klinik kullanımı diğer dolduruculu kompozit resin gruplarına göre daha azdır [37-39].

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) diye de adlandırılmaktadır.

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 partiküllerle aşınmaya direnç artırılmıştır, yüksek dayanıklılığa sahiptir ve midifil kompozitlerden daha iyi polisajlanabilme özelliği kazanmıştır [18, 37].

Mikrofil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-0,1µm arasında olan kompozit rezinlerdir. İnorganik doldurucular koloidal silika partikülleridir. 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 yüzden anterior dişlerin restorasyonlarında kullanılabilirler. Mikro doldurucu rezinlerin %35-60'mı inorganik doldurucuların oluşturması ve buna bağlı olarak monomerdeki artış; su emiliminin ve ısıl genleşme katsayısının artmasına, böylece dayanıklılığının da azalmasına neden olur. Ancak, küçük partiküllerin ışığı kırma indeksinin mineye yakın olması estetik bir görünüm kazanmalarını sağlar [40, 41].

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 oluşur ki bunlar; silika nano doldurucular (Nanomer) ve nanomer gruplarıdır (Nanocluster) [42].

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 [43, 44].

Hibrit Kompozitler

Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerinin karışımından oluşan kompozit rezin grubudur. Partikül büyüklüklerinin makropartiküllü kompozit rezindekenden daha küçük, partikül miktarının ise mikropartiküllü kompozit rezindekenden daha fazla olduğu bilinmektedir. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımaktadır. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır. Küçük partiküller ise karışımın ikinci komponentidir [45].

Geleneksel kompozitlerin fiziksel özellikleriyle, mikropartiküllü kompozit rezinlerin polisajlanabilirlik ve pürüzsüz yüzey özelliklerinin bir arada olmasını sağlamak üzere geliştirilmişlerdir. Pürüzsüz yüzeyleri ve aşınmaya karşı dirençlerinin fazla olması nedeni ile günümüzde gerek anterior gerekse posterior dişlerin restorasyonlarında başarı ile kullanılmaktadır [46].

Tablo 2. 1 Kompozit rezinlerin partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması.

Kompozit Resin	Partikül büyüklüğü (μm)	Partikül % (ağırlıkça)
Megafil	50-100	70-80
Makrofil	10-100	70-80
Midifil	1-10	70-80
Minifil	0.1-1	75-85
Mikrofil	0.01-0.1	35-60
Hibrit	0.04-1	75-80
Nanofil	0.005-0.01	85-90

2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozit rezinlerde doldurucu içeriği yaklaşık olarak hacimce %45'in altına düşürülmesi ile viskozite azaltılmış buna bağlı olarak ise akışkanlık artırılmıştır [31, 33, 34, 47]. 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 [31, 34, 47].

Kondanse Edilebilen Kompozitler

Yapılarında %80'den daha fazla oranda ve çeşitli büyüklüklerde inorganik doldurucu içeren bu tür kompozitlerin viskoziteleri oldukça azdır. Fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş olan bu tür kompozitler aşırı basınca maruz kalan posterior dişlerin restorasyonlarında amalgama benzer bir şekilde uygulanır. Materyalin yapışkan olmaması manüplasyonunu kolaylaştırır [18, 34].

2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozitlerin Sınıflandırılması

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Kompozitler

Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler baz ve katalizör olmak üzere iki bileşene sahiptir. Bu bileşenlerden biri polimerizasyonu başlatan %1'lik benzoil peroksit, diğeri ise polimerizasyon hızlandırıcısı olan %0,5 oranında tersiyer amindir. Bu iki bileşenin karıştırılması polimerizasyonu başlatır [18, 48].

Işık İle Polimerize Olan Kompozitler

Işık ile polimerize olan kompozit rezinler tek pat şeklinde üretilmişlerdir. İlk olarak 1972 yılında kullanıma sunulan bu kompozit rezinlerin polimerizasyonunda ultraviyole ışığı kullanılmıştır, ancak zamanla hastaya ve hekime zararlı olabileceği düşüncesiyle ultraviyole ışıktan vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya

başlanmıştır. Polimerizasyonu başlatan görünür mavi ışık 420-470 nanometre (nm) aralığındaki dalga boyundadır. Bu nedenle kompozit rezinlerin yapısında polimerizasyon reaksiyonunu başlatıcı olarak, 400-470 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlı kamforkinon bulunmaktadır [18].

Hem Kimyasal Olarak Hem De Işık İle Polimerize Olan Kompozitler

Bu tür kompozit rezinler, bileşiminde, ışık aktivatörleri içermesinin yanında kimyasal katalizörler de barındırır. Polimerizasyon ışıkla başlar ve kimyasal olarak devam ederek tamamlanır [49]. Bu kompozitlerin derin kaviteelerde, 2 mm'den derin kompozit uygulamalarında ve girişin zor olduğu aproksimal bölgeler gibi polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe duyulan alanlarda kullanılması önerilir [18, 50].

2.3.4. Farklı Özellikteki Kompozitler

Ormoserler

Geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesiyle ortaya çıkan problemlerin üstesinden gelebilmek için organik modifikasyonlu seramikler (or-mo-ser) üretilmiştir [51]. Ormoserler temel olarak organik faz, inorganik faz ve polisiloksan olmak üzere üç komponentten oluşur. Organik polimerler polarite, çapraz bağlanabilme, sertlik ve optik davranışları etkilerken inorganik fazı oluşturan cam ve seramik komponentler, termal ekspansiyon ve kimyasal stabiliteden sorumludur. Polisiloksan yapı, elastisite, arayüz özellikleri ve işlenişi etkilemektedir [52]. Ormoserlerin avantajları; mine ve dentine mükemmel adezyon, biyouyumluluk, kullanım kolaylığı, artırılmış estetik, kondanse edilebilirlik, kolay manipüle edilebilirlik ve polimerizasyon büzülmesinde önemli ölçüde azalma sağlamasıdır.

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 [53].

Siloranlar

Bu gruptaki materyaller siloksan ve oksiran olarak adlandırılan iki farklı monomerden oluşmaktadır [54]. Diğer kompozit rezinlere oranla daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi gösterdikleri bildirilmiştir [55]. Ancak bu materyallerin klinik uygulaması, düşük translusensi ve renk seçeneklerinin az olmasından dolayı posterior dişlerle sınırlandırılmıştır.

Bulk Fill Kompozitler

Son zamanlarda modifiye edilmiş başlatıcı sistemlere sahip düşük büzülme stresi gösteren bulk fill kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur. Bu restoratif materyaller kısa aktivasyon zamanı ve yeterli polimerizasyonla 4 mm kalınlığa kadar tek tabaka (bulk, kütle) halinde yerleştirmeye izin vermektedir [56]. Tek tabakalı olarak uygulanmasıyla klinik çalışma süresini kısaltarak zaman tasarrufu sağladığı ve hasta-hekim konforunu artırdığı bilinmektedir [57, 58]. Zaman tasarrufunun yanı sıra, tabakalama tekniğinde ortaya çıkabilecek tabakalar arasında nem kontaminasyonu ve boşluk kalma riskini de ortadan kaldırarak daha kompakt restorasyonlar elde edilmesini sağlar [59].

Bulk fill kompozitler düşük büzülme stresi ve buna bağlı olarak iyi kenar uyumu, posterior bölgede çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli direnç, yeterli radyoopasite, ayrıca iyi polisajlanabilirlikle beraber mükemmel estetik özellikler sergilemektedir. Ortam ışığı altında çabuk polimerize olmadığından dolayı, kaviteye yerleştirmek geleneksel kompozitlere göre daha kolaydır ve şekil vererek restorasyonu biçimlendirmek için yeterli zamanı sağlamaktadır. 10 saniye içinde 4 mm'ye kadar hızlı bir şekilde yeterli polimerizasyon derinliği sağlayan foto-başlatıcılar içermektedir [60].

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 [18, 57, 58].

Bulk fill kompozitlerin yapısındaki modifiye edilmiş metakrilat rezinleri sayesinde polimerizasyonun yavaş gerçekleştiği rapor edilmiştir [61]. Günümüzde geleneksel kompozit rezinlerdeki eğilim, inorganik doldurucu oranını artırmaktan ve daha iyi bir estetik sağlayabilmek için doldurucuların boyutunu küçültmekten yanadır [62]. 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 olabilesini kolaylaştırır. Bulk fill kompozitlerin (Tetric Evo Ceram Bulk fill) polimerizasyon derinliğini artırmakta kullanılan farklı bir strateji ise, organik matrikse polimerizasyon başlatıcısı olarak bilinen kamforkinona ek olarak, germanyum bazlı bir başlatıcı olan “Ivocerin” ilavesidir. Bu yeni başlatıcı kamforkinona göre ışığı daha iyi absorbe eder ve daha yüksek bir fotopolimerizasyon aktivitesi gösterir [63].

Bulk fill kompozitlerin mekanik özellikleri, içerdikleri inorganik doldurucu miktarına bağlı olarak farklılık gösterir. Bu nedenle bu tür kompozit rezinler düşük viskoziteli (akışkan) bulk fill kompozit rezinler ve yüksek viskoziteli (kondanse edilebilir) bulk fill kompozitler olarak ikiye ayrılır. Kavite restorasyonu sırasında, düşük viskoziteli bulk fill kompozitlere oranla daha fazla inorganik doldurucu içeren yüksek viskoziteli bulk fill kompozitler kullanılarak, kavite tamamen doldurulup restorasyon bitirilebilir. Aynı durum düşük viskoziteli bulk fill kompozitler için geçerli değildir. Akışkan bulk fill kompozit rezinler kullanıldığında, restorasyonun son tabakasına kondanse edilebilen bir kompozit rezin yerleştirilerek restorasyon bitirilebilir [64]. Bunun yanında akışkan bulk fill kompozitler özellikle ulaşımı zor kaviteelerde kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca, yüksek fleksibiliteleri ve fotoaktif grup içeren üretan esaslı metakrilat rezin içerikleriyle polimerizasyon büzülme stresini azaltarak okluzal ve posterior aproksimal restorasyonlarda örtücü olarak kullanılabilen [65] ve stres kırıcı olarak görev görmektedir [66].

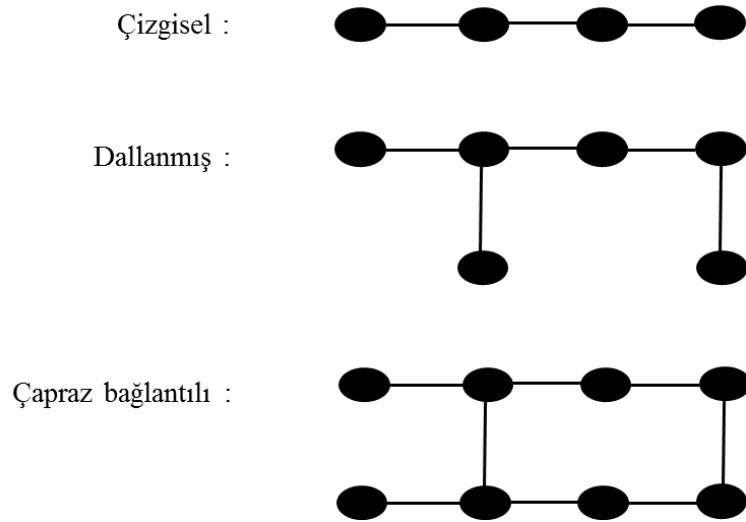
2.4. Polimer ve Polimerizasyon

Polimer kelimesinin açılımı yunanca kökenlidir. Yunanca ‘poli’ (çok) ve ‘meros’ (parça) kelimelerinin birleşimi ile oluşmuştur. Monomer (mono=tek) adı verilen küçük

moleküllerin uzun zincirler oluşturması ile oluşan moleküllerdir. Polimer, birçok molekülün birleşmesi ile oluşmuş bir makromoleküldür ve belirli atom gruplarının arka arkaya sıralanmasından oluşan düzenli bir yapı sergiler [67]. Monomerlerin polimerlere dönüşme süreci polimerizasyon olarak adlandırılmaktadır [68].

Bazen fiziksel özellikleri geliştirmek için başlangıç materyali olarak kimyasal yapısı farklı iki veya daha fazla monomer kullanılır. Eğer aynı cins monomerler birleşip bir bütünlük oluşturursa ‘homopolimer’, iki farklı cins monomer birleşip bir bütünlük oluşturursa ‘kopolimer’ veya üç farklı cins monomer birleşip bir bütünlük oluşturursa ‘terpolimer’ olarak isimlendirilir [69].

Polimer molekülünün uzaysal (fiziksel) yapısı 3 temel formda bulunur (Şekil 2. 5): Çizgisel (linear) formda polimer molekülü, doğrusal yönde uzayan aynı tip monomer ya da farklı tip ünitelerden oluşur. Dallara ayrılmış (branched) form, dallara ayrılmış bir yapı gösterir. Çizgisel ve dallara ayrılmış polimerleri oluşturan monomerler birbirlerine zayıf fiziksel bağlarla bağlıdır. Çapraz bağlantılı (cross-linked) form ağ şeklinde, çapraz bağlantılı bir yapıya sahiptir. Bütün monomer üniteleri ya aynı yapıda ya da iki farklı yapıda olabilir. Çapraz bağları fazla olan polimerler diğerlerine göre genel olarak sıvıları daha az absorbe eder ve daha az çözünür [69].



Şekil 2. 5 Polimerlerin uzaysal yapısı [69].

Polimerizasyon işlemi farklı mekanizmalarla meydana gelir. Sentetik polimerler, monomerlerin ilave reaksiyonlu polimerizasyon ve kondensasyon polimerizasyonu ile iki türlü reaksiyonu sonucunda elde edilir [69, 70].

2.4.1.Kondensasyon Polimerizasyonu

Kondensasyon polimerizasyonunda bileşenler çift fonksiyonludur ve hepsi kendiliğinden reaktif hale geçer. Birden fazla monomer türü arasında benzer bir mekanizmayla ilerleyen kimyasal reaksiyondur. İki monomer molekülün basit bir esterifikasyon reaksiyonu ile dimer formuna dönüşür ve bu esnada su ve amonyak gibi küçük bir molekülü atarak birleşir. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formuna ulaşana kadar bir seri reaksiyon şeklinde devam eder. Bu tür polimerizasyonlar basamaklı polimerizasyon reaksiyonları olarak da adlandırılır. İki ya da daha fazla fonksiyonel grubu bulunan moleküller, kondensasyon reaksiyonları ile bağlanarak daha büyük molekülleri oluşturur [71].

2.4.2. İlave (Katımlı) Polimerizasyon

İlave polimerizasyon, benzer moleküllerin kimyasal bir değişikliğe uğramadan yüksek sayıda tekrarlanmak suretiyle aynı kimyasal kompozisyona sahip yüksek molekül ağırlıklı makromoleküle dönüşmesidir [70]. Dental işlemlerde kullanılan rezinlerin hemen hepsi ilave polimerizasyon ile üretilir [72]. İlave polimerizasyon reaksiyonu sırasında yan ürün açığa çıkmaz. Bütün monomerler aynı molekül ağırlığına sahiptir. Kondensasyon polimerizasyonunun aksine dev makromoleküller oluşur. İki arasında sadece kimyasal bağların dağılımı açısından farklılık vardır [70].

Polimerizasyon Safhaları

Katımlı polimerizasyonda polimerizasyon süreci sırasıyla aktivasyon, başlama, ilerleme ve sonlanma olmak üzere dört aşamadan oluşur [20, 73] (Şekil 2. 6).

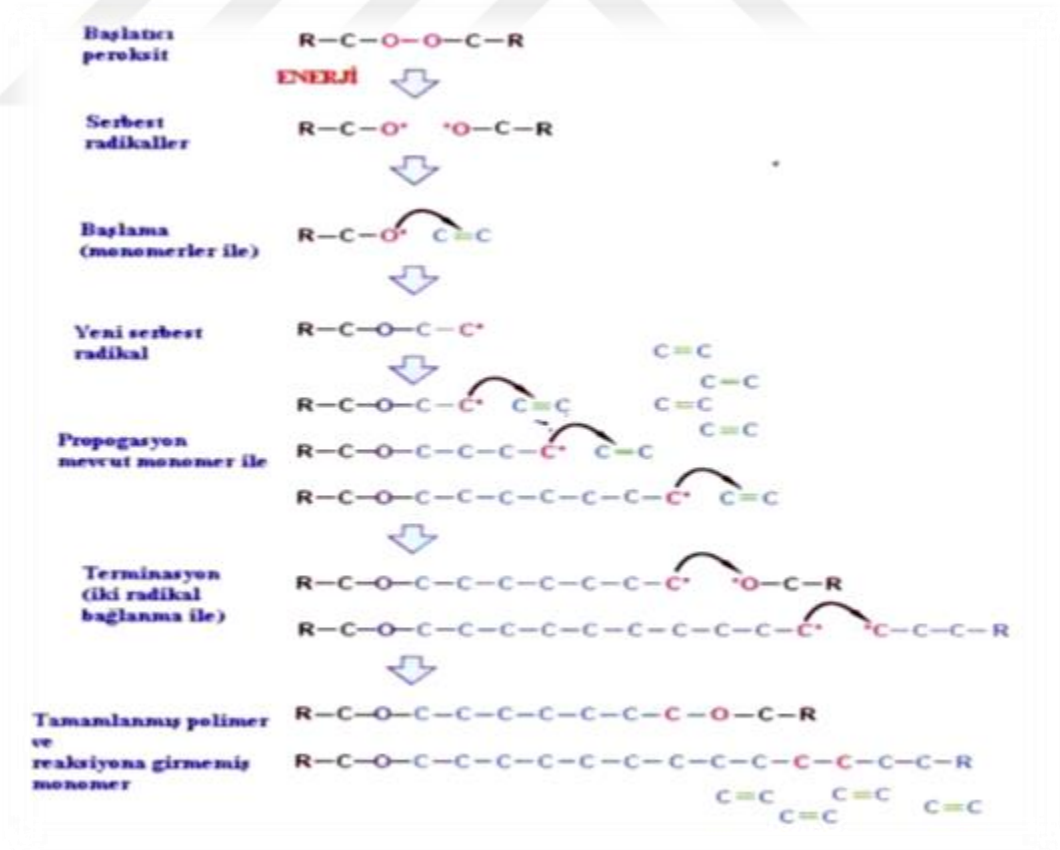
Aktivasyon aşamasında polimerizasyonu tetiklemek için serbest radikallerin ortamda bulunması gerekir. Doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküller serbest radikaller olarak bilinmektedir [20]. Serbest radikaller oldukça zayıf bir bağ içeren

başlatıcıların ısı, kimyasal bileşikler ve ışık gibi çeşitli aktivatörler aracılığı ile parçalanmasıyla oluşmaktadır [73].

Başlama safhasında polimerizasyon işlemi aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalin monomer ile reaksiyona girmesiyle aktifleşir. Serbest radikaller, çift bağ içeren monomerlerle etkileşime girerek tekrar reaktif gruplar oluşmasına neden olur [73].

İlerleme safhasında ise oluşan reaktif gruplar, diğer çift bağ içeren monomere bağlanarak yeni bir reaktif grup meydana gelir ve bütün moleküllerin birbirlerine bağlanmasıyla monomer zincirlerinin oluşması sağlanır [73].

Bitiş safhasında teorik olarak ilerleme reaksiyonunda kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar monomer zincirleri oluşmaya devam eder. Bu işlem, istenilen polimer elde edilene kadar sürer ancak pratikte, bu safhada olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir [72, 73].



Şekil 2. 6 Polimerizasyonda serbest radikalin devam eden zincir reaksiyonu [19].

2.5. Polimerizasyon Derecesi (Konversiyon, Degree of Conversion)

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca karbon tek bağlarının (C-C) karbon çift bağlarına (C=C) dönüşme oranı, diğer bir deyişle monomerlerin polimere dönüşüm miktarı; konversiyon derecesi (polimerizasyon derecesi, polimerizasyon miktarı, değişme derecesi) olarak adlandırılır. Polimerizasyon miktarı, direkt veya indirekt restorasyonların uygulanması sırasında rezin esaslı restoratif materyalin klinik başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Yeterli polimerizasyon, rezin esaslı restoratif materyal için optimum fiziksel özelliklerin ve tatmin edici klinik performansın elde edilmesinde oldukça önemli bir kriterdir. Yetersiz polimerizasyon, restoratif materyalin fiziksel özelliklerinin zayıflamasına; dayanıklılık, sertlik, su emilimi ve renk stabilitesi gibi özelliklerinde de olumsuz yönde değişikliklere sebep olur [74, 75].

Genel görüş; kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerektiğidir. Polimerizasyon derecesi artarken, rezinde, reaksiyona girmeyen fazla monomer miktarı azalmakta ve kompozitin fiziksel yapısı olumlu yönde değişmektedir. İdeal bir kompozit rezinde, en yüksek polimerizasyon derecesi oluşurken düşük miktarda polimerizasyon büzülmesi meydana gelmelidir [26, 76]. Ancak pratikte monomerlerin tüm karbon çift bağları reaksiyona girerek polimer zinciri oluşturmayabilir. Polimerizasyon sırasında moleküllerin polimer zincire katılmasıyla viskozite artar ve monomer-polimer dönüşümü yavaşlar. Bu durumun, materyalin içerisindeki henüz reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıç anına göre azalmış olmasına ve artmış viskoziteden dolayı monomerlerin hareketliliğini kaybederek, polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlamış olmasına bağlı olabileceği düşünülmektedir. Sonuç olarak bir miktar monomer, reaksiyona katılamayıp artık monomer olarak kalabilmektedir [77, 78].

Polimerizasyon derecesinin düşük olması, rezin esaslı restoratif materyallerin biyouyumluluğunu, mekanik özelliklerini, çözünürlüğünü, boyutsal ve renk stabilitesini olumsuz yönde etkiler. Polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan artık monomerler, dişin pulpası üzerinde toksik etkilere neden olabilir. Ayrıca restorasyon-diş arası bağlantıda defektlerin oluşmasına ve dolayısıyla bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak kenar sızıntısı, postoperatif hassasiyet, renklenme, aşınma ve sekonder çürüğe yol açabilir [79-81].

Karbon çift bağlarının dönüşüm miktarı; rezin materyalin yapısı (monomer yapı, doldurucuların tipi ve oranı), ışığa duyarlı başlatıcıların ve inhibitörlerin tipi ve oranları, ışığın dalga boyu, yoğunluğu ve uygulama süresi, ortamın ısı ve ortamda oksijenin varlığı gibi birtakım faktörlere bağlıdır [79, 82].

Serbest radikaller, oksijenin varlığında oksijenle reaksiyona girmeye daha yatkın olduğu için oksijenle reaksiyona girerek oda sıcaklığında reaktif olamayan peroksi radikalleri oluşturur. Sonuç olarak polimerizasyon gerçekleşmez ve monomerler reaksiyona girmemiş şekilde kalır. Bu olay, polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu olaydır. Yüzeyde oluşan tabakaya da oksijen inhibisyon tabakası adı verilir. Polimerizasyon derecesi, yüzeydeki oksijenle inhibe olmuş tabakada %35'e kadar düşmektedir [83].

2.6. Polimerizasyon Derinliği

Monomerden polimere dönüşebilen kompozit rezinin kalınlığı polimerizasyon derinliğidir ve polimerizasyonun derecesini belirler. Kompozit materyallerin polimerizasyonunda göz önünde bulundurulması gereken en önemli noktalardan biri, ışığın kompozitin derin noktalarına penetrasyonunun sağlanmasıdır.

Polimerizasyon derinliği; kompozit rezinin kimyasal yapısı, rengi [84], doldurucu içeriği ve partikül büyüklüğü [85-87], başlatıcı olarak kullanılan maddenin tipi, ışık uygulama süresi, ışık kaynağının tipi, üretilen ışığın yoğunluğu, polimerizasyon yöntemi ve kaviteye yerleştirilme kalınlığı gibi birçok faktörden etkilenmektedir [88]. Kompozit materyaller için kabul edilebilir polimerizasyon derinliği materyalin alt bölgesinin üst bölgesine göre %80 veya üzeri mikrosertlik değerinin elde edildiği kalınlıktır [89].

2.7. Polimerizasyon Derecesi Tespiti İçin Kullanılan Test Metotları

Polimerizasyon derinliğinin saptanması için farklı yöntemler kullanılır. Bu yöntemler şunlardır:

1. Direkt yöntemler

- Lazer Raman Spektroskopisi
- Infrared Spektroskopisi
- Fourier Transform Infrared Spektroskopisi (FTIR)

- Kromotografi

2. İndirekt yöntemler

- Kazıma (Scrapping)
- Penetrometre
- Yüzey Sertliği

2.7.1. İndirekt Yöntemler

Kazıma testi, direkt yöntemlerle karşılaştırıldığında, polimerizasyon derinliğini daha çok, tahmin etme yönündedir. Bu yöntem, materyallerin polimerizasyon derinliklerinin birbirleri ile karşılaştırılmasına imkan sağlar [90].

Penetrometre cihazı; bir cismin veya zeminin sertlik ve yumuşaklık derecesinin ölçülmesine yarar. Ağırlığı bilinen konik bir ucun belirli bir zamanda, bir kap içine doldurulmuş cisme batma miktarını ölçer. Bu metoda göre ışık uygulamasından hemen sonra kalıp içindeki numuneler ters çevrilerek penetrasyon cihazına yerleştirilir ve ışık uygulanmayan alt yüzeyin ortasına 0,5 mm çapında penetrasyon iğnesi 12,5 Newton kuvvet uygulanarak, 1 mm/dk olacak şekilde batırılır. Penetrasyonun derinliği dijital olarak kayıt altına alınarak sertleşme derinliği hesaplanır [91]. Penetrasyon yöntemi, kazıma yöntemine göre uygulanan kuvvetin sabitliği, deneyin tekrarlanabilirlik düzeyi ve sonuçların uyumluluğu gibi birçok avantajlara sahiptir [91-94].

Yüzey sertliğinin, polimerizasyon derecesinin bir göstergesi olduğu ve sertlik testlerinin; kolay olması, elde edilen sonuçların güvenilir olması nedeniyle, polimerizasyonun değerlendirilmesinde kabul edilir bir yöntem olduğu belirtilmiştir [95]. Yüzey sertliği, özellikle yüksek dönüşüm alanlarındaki, polimer çapraz bağlarının küçük değişimlerine duyarlıdır [96]. Ayrıca test örneklerinin üst, orta ve alt yüzeyi gibi örnek içerisindeki spesifik bölgelerin ölçülmesine ve ölçümlerin zaman içerisinde yenilenmesine imkan sağlar [97]. Diğer bir avantajı ise literatürde, sertlik değerleri ve dönüşüm derecesi arasında, gösterilmiş bir ilişkinin bulunmasıdır [98, 99]. Sertlik ölçümü için; Shore, Barcol, Brinell, Rockwell, Knoop ve Vickers gibi birçok farklı metot mevcuttur. Bu metotların en sık kullanılanları Brinell, Knoop ve Vickers sertlik testleridir.

2.7.2. Direkt Yöntemler

Lazer Raman Spektroskopisi örneklerin bağlanma yapısını ve kompozisyonunu analitik olarak belirleyen vibrasyonel bir teknik olup kompozit rezinlerin dönüşüm profillerinin incelenmesi için kullanılır [100, 101].

Gaz ve likit türleri olan kromatografi cihazları, hazırlanan örneklerin çeşitli sıvı ortamlarda, belirlenen sürelerde bekletilmesinden sonra, bekletilen sıvı içine geçen reaksiyona katılmayan monomer miktarının tespitini sağlar [102].

Infrared spektroskopisi, kullanılan spektroskopik teknikler içerisinde en ucuz ve hızlı olan yöntemdir. Örnek hazırlama işlemi, diğer tekniklere kıyasla daha kolaydır. Kuantlaşmış titreşim enerji düzeyleri arasındaki enerji farkı infrared bölgesine karşılık gelir. Frekansları titreşim frekansına uyan ışık kaynakları bu titreşimleri uyarabilir. Başka bir deyişle, ışık kaynağı tarafından yayılan uygun frekanstaki ışınlar, moleküldeki titreşim enerji seviyeleri tarafından absorbe edilebilir. Bir molekülün infrared ışını absorbe edebilmesi için titreşim hareketi sırasında dipol momentinde bir değişimin olması gereklidir. Işının frekansı, moleküle ait bir titreşim frekansı ile uyuyorsa enerji aktarımı gerçekleşir ve infrared ışınının absorpsiyonu şeklinde adlandırılır [103].

FTIR (Fourier Transform Infrared Spectroscopy)

Organik, bazı durumlarda inorganik materyalleri belirlemek için kullanılan bir yöntemdir. Materyallerin farklı dalga boylarındaki kızıl ötesi ışınların absorpsiyon derecesini ölçer. Materyalleri tanımlamada hızlı, iyi uyumlu ve konservatif bir tekniktir [104]. Katı, sıvı ve gaz formundaki maddeler için kullanılabilme, 5 mikron kadar küçük örneklerde bile uygulanabilme gibi avantajlara sahiptir [13].

Kimyasal bir yapıda moleküller sürekli hareket halindedir. Bu hareket, bağlar arasında gerilme ve bükülme vibrasyonları meydana getirir. Moleküle gönderilen infrared ışın frekansı, bu vibrasyonların frekansı ile aynı değerde olduğu zaman uygulanan enerji kimyasal bağlar tarafından absorbe edilir. Quantum mekaniğine göre moleküller ilk vibrasyonel durumlarına dönebilecekleri kadar enerjiyi absorbe edebilir [105]. Absorbe edilen infrared enerji, bağların vibrasyonunu biraz daha artırmasına rağmen, frekansını değiştirmez. Vibrasyondaki bu artış, cihazın sensörü tarafından okunarak o frekans değerinde absorpsiyon gerçekleştiren kimyasal bağ miktarı hakkında bilgi verir. Her

kimyasal bağın gerilme vibrasyon değerleri farklı frekanslarda meydana gelmektedir. Oluşan bu vibrasyonlar materyalin kimyasal kompozisyonu hakkında kesin bilgi verir [104]. Genellikle alifatik çift karbon bağları 1638 cm^{-1} dalga boyunda, aromatik çift karbon bağları ise 1608 cm^{-1} dalga boyunda vibrasyonlar oluşturmakla beraber bu dalga boyları değişkenlik gösterebilir [13, 106, 107]. Polimerize edilmeyen materyalin analizinden sonra, polimerize edilen aynı materyalin iki absorpsiyon band değeri kaydedilir, ilgili spektrumdaki değerler formülde yerine koyulur ve bu şekilde rezin esaslı restoratif materyalin FTIR uygulanan bölgesi için monomer dönüşme derecesi belirlenir [108]. Monomer dönüşme derecesi aşağıdaki formül ile hesaplanır [108, 109]:

$$\%DC = 1 - \frac{(A_{C=C}/A_{C-C})_{\text{Polimer}}}{(A_{C=C}/A_{C-C})_{\text{Monomer}}} \times 100 \quad 2.1.$$

FTIR analizinde, hem katı hem sıvılar için en büyük sorun örnek hazırlamadaki zorluklardır. Örneklerin hazırlanması zaman alıcıdır. Hazırlama esnasında kullanılan materyalin gramajlarındaki sapmalar, örnek partiküllerin kalıp içerisinde homojen dağılıp dağılmadığı gibi sorunlar her zaman göz önünde bulundurulmalıdır.

Gazların veya kaynama noktası düşük sıvıların spektrumları, örneklerin boş bir hücreye genişletilmesi ile ölçülebilir. Birçok bileşiğin buhar basınçlarının istenilen ölçüde yüksek olmaması bu tekniğin kullanım alanını sınırlar. Bu teknik daha çok baca gazlarının analizinde kullanılır.

Sıvı materyallerin analizi için örnek hazırlamak genelde daha kolaydır. Öncelikle özel transparan film kalıpları içerisine sıvı materyal yerleştirilir ve ardından analiz için hazır hale getirilir. Bu teknikte, sodyum klorür (NaCl), gümüş klorür (AgCl) gibi levhalar kullanılır.

Katı numunelerin spektrumu, uygun bir çözücüsü bulunmadığı için pelte, potasyum bromür (KBr) tablet veya filmler halinde incelenebilir. Pelte şeklinde örnek, 2-5 mg katı örneğin öğütülüp bir damla yağ ile ezilmesi ile hazırlanır. Elde edilen pelte, iki geçirgen tuz levha arasında sıkıştırılarak spektrumu ölçülür. Pelte şeklinde örneğin hazırlanmasında en çok Nujol yağı (ağır hidrokarbon yağı) kullanılır. KBr tabletin

hazırlanması için, 0,5-1,0 mg katı numune ile yaklaşık 100 mg toz haline getirilmiş kuru KBr karıştırılır. Bu karışım 13 mm çapında bir metal kalıba alınıp 10 ton basınç altında bir-iki dakika kadar basınca maruz bırakılır. Bu işlem sonunda, 1 mm kalınlığında tekrar kristalize olmuş analize hazır örnek oluşturulur. Film şeklindeki katı madde örnekleri, çözücüsü uçucu olan örnek çözeltinin NaCl levha üzerinde damla damla buharlaştırılması ile elde edilir. Polimerlerin ve bazı yağmsı maddelerin spektrumları bu şekilde ölçülür [13, 110-112].

FTIR analizinin avantajları:

- Çoklu bileşiklerin aynı anda yıkıcı olmayan analizi,
- Sonuçların kısa sürede elde edilmesi,
- Diğer yöntemlere kıyasla daha fazla bilgi sağlanması, birçok karmaşık matriksin analiz edilebilmesi,
- Etkili sonuç,
- Materyalin küçük bir örneğinden analiz yapılabilmesi,
- Mobil bir laboratuvar ya da örnek gönderme işlemi gerektirmemesi,
- Zaman ve para tasarrufu sağlamasıdır [103].

FTIR analizlerinde örnek hazırlanmasındaki ve opak, ışığı geçirmeyen örneklerin incelenmesindeki zorluklar, Attenuated Total Reflectance (ATR) aksesuarlarının kullanılmaya başlanması ile tamamen ortadan kalkmıştır [105]. ATR-FTIR spektrometresi infrared radyasyon kullanan en güçlü materyal tanımlama FTIR sistemlerindedir [113]. Çok hızlı ve aynı zamanda çok az miktarda örnek kullanımı gibi avantajlara sahiptir [114]. ATR spektrometresinin temeli total iç yansımaya dayanır [104, 115]. ATR-IR'de IR ışık özel bir kristalden geçer ve kristal içinde bir yansımaya neden olur. Yansıma sonucunda kristalin üzerinde sadece mikronlar düzeyinde elektromanyetik bir dalga sistemi oluşur. ATR kristali ile sıkı sıkıya kontakta olan örnek bu ışımaya dalgası üzerinde absorpsiyonlar meydana getirir. Absorbe edilen enerji miktarı dedektör tarafından belirlenir, bu da o materyal için spesifik absorpsiyon spektrumunu ortaya çıkarır [104, 116]. Örneklerin spektral analizlerinde hassasiyetin

artırılması için 10-25 kere ölçüm alınır [105]. ATR kristali olarak seçilen materyalin infrared ışığı yansıtma özelliklerinden dolayı, ölçüm alınan örnek içerisine penetrasyon derinlikleri değişebilir [114].

2.8. Işık Kaynakları

Işıkla polimerize olan kompozit materyaller 1970'lerde piyasaya sürülmüştür [117]. Dental materyaller ışıkla sertleşmesi açısından görünmez UV spektrumundan (10-380 nm'lik dalga boyu) görünür spektruma yönelen bir gelişme göstermiştir. Görünür spektrumun mavi ucunda; mavi-yeşil sınırındaki ışık, ışıkla polimerize olan materyalleri polimerize etmektedir. Işıkla polimerizasyon 400-500 nm'lik elektromanyetik dalga boylarında başlamaktadır. En sık kullanılan foto-başlatıcı olan kamforkinonun absorpsiyon spektrumu da bu aralıktadır ve 470 nm'de pik yapar [117, 118].

Minimum ışık dozu, her materyale ve ışığın özelliklerine göre değişkenlik gösterebilen bir faktördür. Işık cihazlarını geliştirme çalışmalarının temel amacı minimum ışık dozu ile maksimum foto-başlatıcının aktive edilerek, yüksek derecede polimerize olmuş, yeterli mekanik özellikler taşıyan rezin materyalin elde edilmesidir. Işık cihazının ve ışığın özelliklerini belirleyen 3 temel faktör vardır;

1. *Güç*: Işık cihazının birim zamanda yaydığı enerji miktarı olarak tanımlanır (mW).
2. *Yoğunluk*: Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücü olarak tanımlanır. Birimi genel olarak mW/cm^2 cinsinden verilir. Polimerizasyon ışıkları için ISO onaylı ışık yoğunluğu değeri minimum $300 mW/cm^2$ dir ve standart polimerizasyon derinliği gereksinimi $1,5 mm$ 'dir [119, 120]. Işık yoğunluğu cihazın gücü artırılarak veya cihazın ucunun çapı küçültülerek kontrol edilebilir.
3. *Dalga boyu*: Işığın yaydığı elektromanyetik dalga boyudur. Kompozitler sadece sınırlı bir dalga boyuna karşı hassastır. 400-500 nm arasındaki mavi ışık enerjisi kompozit rezin içindeki foto-başlatıcı olan kamforkinonu aktive eder. Kamforkinon en yüksek seviye olarak 468 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlıdır. Bu durumda kamforkinon, kompoziti polimerize etmek için serbest radikaller oluşturur [53].

Kompozitlerin görünür halojen ışıkla sertleştirilmesi işlemi 1970'li yıllara dayanmaktadır [121]. Mikroelektronik teknolojisindeki gelişmelerden etkilenerek ışık kaynaklarında da yeni arayışlar içerisine girilmiş ve günümüzde dört farklı tipte polimerizasyon sistemi diş hekimliğinin kullanımına sunulmuştur. Bu sistemler şunlardır [122-124]:

1. Quartz-tungsten halojen ışık kaynağı (QTH)
2. Plazma ark karbon ışık kaynağı (PAC)
3. Argon-iyon lazer ışık kaynağı
4. Işık yayan diyot (LED)

2.8.1. Quartz-Tungsten Halojen Işık Kaynağı (QTH)

Polimerizasyon amacıyla sıklıkla tercih edilen QTH ışık kaynakları tungsten filamente sahip kuartz lambadan oluşmaktadır. Yaklaşık olarak 380-520 nm dalga boyları arasında, 300-800 mW/cm² yoğunluğunda ışık yaymaktadır [36, 74]. Halojen ışık kaynaklarından elde edilen kızılötesi enerji, materyal tarafından absorbe edildiğinde ısı açığa çıkmaktadır. Isının dışı 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 [74].

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 [74]. Lambanın ömrü yaklaşık olarak 100 saattir ve ışık çıkışı sürekli kullanım ile azalmaktadır [49]. QTH cihazları diğer ışık kaynaklarına göre daha az maliyetli sistemlerdir. Geniş dalga boyu özelliği ile farklı polimerizasyon başlatıcılarla birlikte kullanılabilirler. Halojen ışık cihazlarının aşırı ısı oluşturması, lamba ömürlerinin saatlerle sınırlı olması, filtrelerin dezenfeksiyonunun zorluğu, zamanla reflektörün, filtrelerin etkinliğini kaybetmesi ve ışık yoğunluğunun azalması gibi sebepler ile yeni ışık kaynakları geliştirilmeye çalışılmaktadır [36, 74].

2.8.2. Plazma Ark Karbon Işık Kaynağı (PAC)

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. En büyük avantajı 1000 mW/cm^2 den yüksek enerjisi sayesinde ışık uygulama süresinin kısaltılmasıdır. Polimerizasyon süresini kısaltmalarıyla (3-10 sn) oldukça ilgi çekmiş olmalarına rağmen, polimerizasyon sırasında oluşan ani büzülme, kullanım sırasında açığa çıkan ısı miktarının fazlalığı, dalga boyu aralığının dar olması ve maliyetinin yüksek olması kullanımlarını sınırlandırmıştır [71, 125, 126].

2.8.3. Argon İyon Lazer Işık Kaynağı

Argon lazer ışık cihazları yaklaşık 490 nm dalga boyunda, tek dalga genişliğinde çok yüksek yoğunlukta ışık verir. 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyan kompozit rezin ve adeziv materyallerin polimerizasyonunda, 488-514 nm dalga boyunda emisyon gösteren Argon lazerler kullanılabilir [127]. Halojen ışık cihazlarıyla karşılaştırıldığında argon lazer cihazlarının, daha hızlı olduğu, daha yüksek polimerizasyon derecesi ve daha derin polimerizasyon sağladığı gösterilmiştir [128]. Teknolojisinin karışık, enerji dönüşümü sırasında enerji kaybının çok olması ve pahalı olmaları gibi dezavantajları nedeniyle klinisyenlerin çoğu, lazerleri restoratif materyallerin polimerizasyonları için pratik bulmamaktadır [122].

2.8.4. Işık Yayan Diyot (LED)

LED, 'ışık yayan diyot' anlamındaki ışık kaynağıdır. 1990'lı yılların ortalarında geliştirilmiştir. Yaklaşık olarak 440-486 nm dalga boyları arasında görünür ışık yaymaktadır. Bu dalga boyu çoğu kompozit rezin içerisinde başlatıcı olarak bulunan kamfökinonun aktivasyonu için gerekli (470 nm) dalga boyunu karşılamaktadır [36, 49, 74]. 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 [49, 74]. LED ışık cihazları, ışık gücü 1200 mW/cm^2 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 [74].

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada farklı ışık kaynaklarının ve farklı ışık uygulama sürelerinin son dönemde kullanıma sunulan bulk fill kompozitlerin polimerizasyon derecesine etkilerinin in vitro olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada kullanılan örnekler Sivas, Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda hazırlanmıştır. FTIR-ATR analizleri Kahramanmaraş, Sütçü İmam Üniversitesi, Üniversite-Sanayi-Kamu İşbirliği Geliştirme Uygulama ve Araştırma Merkezi (ÜSKİM)'nde yapılmıştır.

3.1. Örneklem Büyüklüğünün Hesaplanması

Bu çalışmada $\alpha=0.05$ $\beta=0.10$ $(1-\beta)=0.90$ alındığında her bir alt grubun 3 farklı ışık uygulama süresinde 5 örnek ($n_s=5$) alınmasına karar verildi ve testin gücü ($P=0.90655$) bulundu.

3.2. Deney Gruplarının Oluşturulması

3.2.1. Ana Gruplar

Bu çalışmada kullanılan kompozit rezin materyallere göre 5 ana grup oluşturulmuştur. Toplam örnek sayısı $N=225$ 'tir (Tablo 3. 1). Bu gruplar:

1. Filtek Bulk fill (3M ESPE)
2. SDR (Dentsply)
3. Tetric Evo Ceram Bulk fill (Vivadent)
4. Venus Bulk fill (Heraeus)
5. Filtek Z250 (3M ESPE)

3.2.2. Alt Gruplar

Gruplardaki kompozit materyaller polimerizasyonda kullanılacak ışık kaynağına göre 3 alt gruba ayrılmıştır ($n_a=15$). Bu alt gruplar:

1. Elipar S10
2. Elipar Deepcure-S
3. Valo Cordless

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu her ışık kaynağı ile 3 farklı sürede (20s, 30s, 40s) gerçekleştirilmiştir ($n_s=5$).



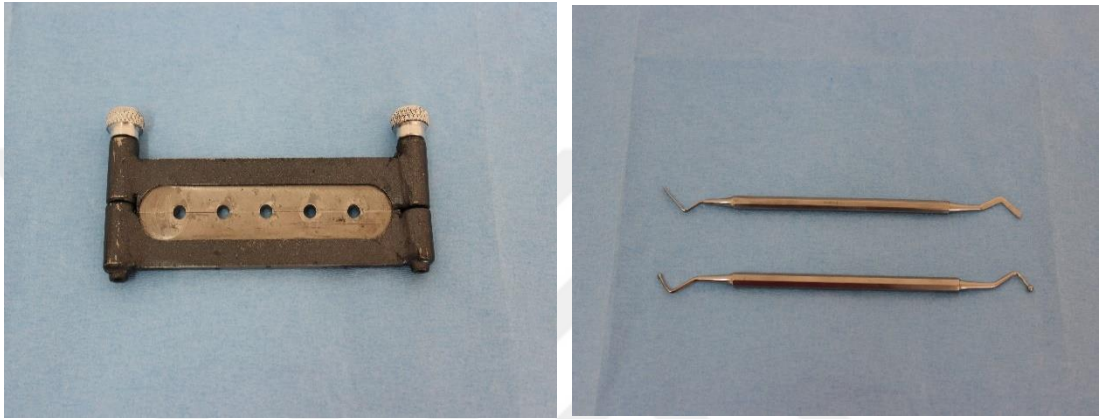
Tablo 3. 1 Çalışma kapsamında oluşturulan deney grupları.

KOMPOZİT MATERYAL	ÖRNEK SAYISI	IŞIK CİHAZI	ÖRNEK SAYISI	POLİMERİZASYON SÜRESİ	ÖRNEK SAYISI		
Filtek Bulk fill (3M ESPE)	n=45	Elipar S10	n _a =15	20 saniye	n _s =5		
				30 saniye	n _s =5		
				40 saniye	n _s =5		
		Elipar Deepcure-S	n _a = 15	Valo Cordless	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5
		SDR (Dentsply)	n=45	Elipar S10	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30 saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5
Elipar Deepcure-S	n _a = 15			Valo Cordless	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30 saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5
TetricEvoCeram Bulk fill (Vivadent)	n=45			Elipar S10	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30 saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5
		Elipar Deepcure-S	n _a = 15	Valo Cordless	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30 saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5
		Venus Bulk fill (Heraeus)	n=45	Elipar S10	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30 saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5
Elipar Deepcure-S	n _a = 15			Valo Cordless	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30 saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5
Filtek Z250 (3MESPE)	n=45			Elipar S10	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30 saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5
		Elipar Deepcure-S	n _a = 15	Valo Cordless	n _a = 15	20 saniye	n _s =5
						30 saniye	n _s =5
						40 saniye	n _s =5

3.3. Deney Örneklerinin Hazırlanması

1. Grup: Filtek Bulk Fill

Örneklerin elde edilmesinde 5 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde kalıplar hazırlandı (Şekil 3. 1). Örnek hazırlarken kullanılan el aletleri Şekil 3. 1' de gösterilmiştir.

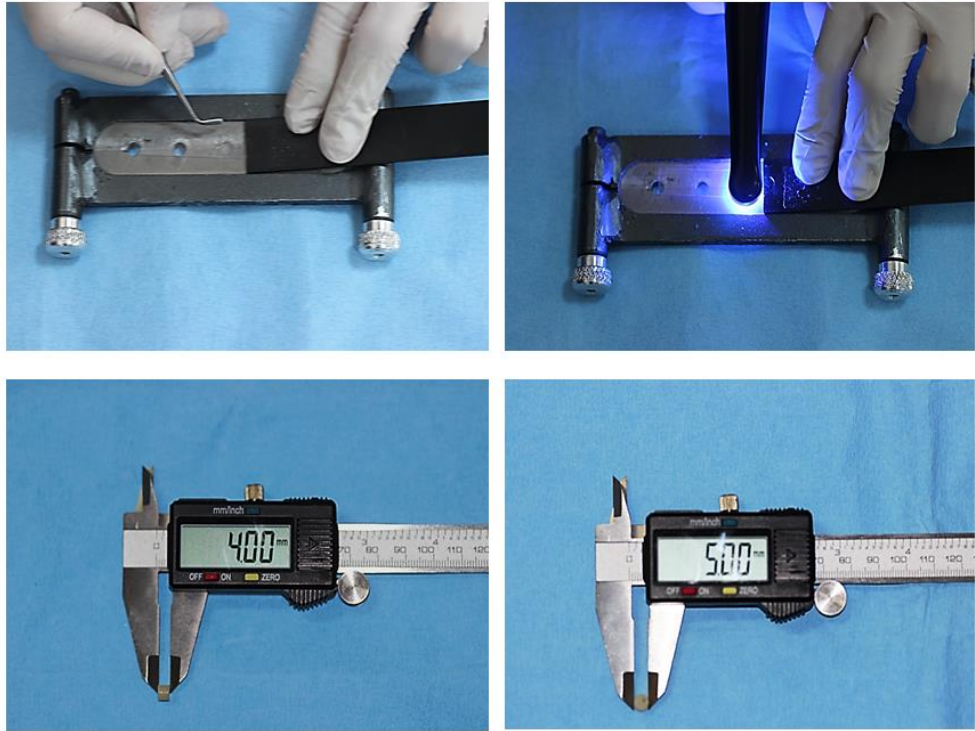


Şekil 3. 1 Hazırlanan kalıp ve kullanılan el aletleri.

Kalıpların içerisine kompozit materyal yerleştirilmeden önce standart düz yüzeyler elde etmek ve taşkınlıkları önlemek amacıyla kalıbın altına siman camı ve şeffaf bant konuldu. Filtek Bulk fill kompozit materyali 4 mm kalınlığında yerleştirilerek kalıbın üzeri yine şeffaf bant ve siman camı ile kapatılarak sıkıştırıldı (Şekil 3. 2).

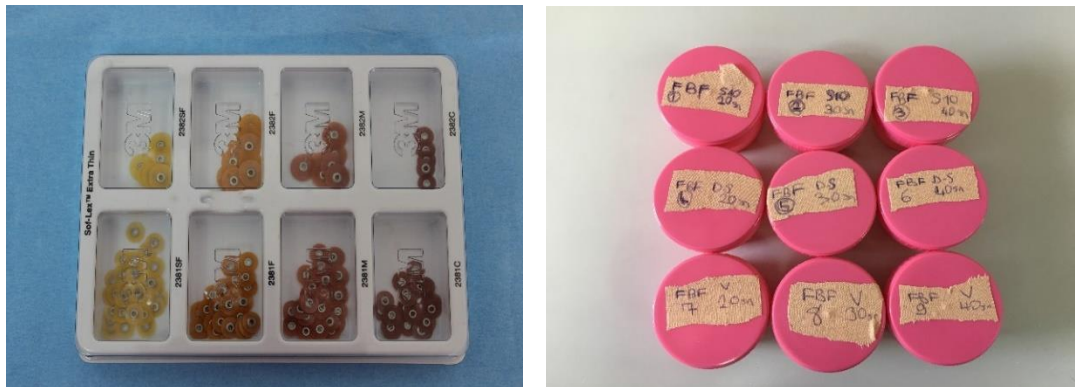
Sonrasında Elipar S10 ($n_a=45$), Elipar DeepCure-S ($n_a=45$) ve Valo Cordless ($n_a=45$) ışık cihazları kullanılarak her bir cihaz için 20s ($n_s=5$), 30s ($n_s=5$) ve 40s ($n_s=5$) sürelerle 4 mm derinliğindeki materyal tek seferde olacak şekilde polimerizasyon gerçekleştirildi (Şekil 3. 2). Örneklerin polimerizasyonu için ışık uygulanması esnasında daha önce polimerize olan örneklerin üzeri siyah bir metal plaka ile kapatıldı.

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



Şekil 3. 2 Kompozit materyali yerleştirme ve ışık uygulama.

Hazırlanan örneklerin hem alt hem üst yüzeylerinde, 400 ve 600 grit silikon karbit zımpara kağıtlar yardımıyla (Şekil 3. 3) ve su irrigasyonu altında, doğru bir Fourier dönüşümü kızılötesi Spektroskopi (FTIR) ölçümü yapabilmek için standart düz yüzeyler oluşturuldu. Bütün örnekler 24 saat boyunca 37°C'de karanlık ortamda bekletildi (Şekil 3. 3). Bu grupta Filtek Bulk fill kompozit materyal kullanıldı (Şekil 3. 4).



Şekil 3. 3 Bitirme ve cila diskleri ve örneklerin karanlık ortamda bekletilmesi.



Şekil 3. 4 Filtek Bulk Fill.

2. Grup: SDR Bulk Fill

Bu grupta SDR Bulk fill kompozit materyali (Şekil 3. 5) tek seferde 4 mm derinlikte yerleştirilerek polimerize edildi ve deney aşamaları 1. grupta olduğu gibi gerçekleştirildi.



Şekil 3. 5 SDR Bulk Fill.

3. Grup: Tetric Evo Ceram Bulk Fill

Bu grupta Tetric Evo Ceram Bulk fill kompozit materyali (Şekil 3. 6) tek seferde 4 mm derinlikte yerleştirilerek polimerize edildi ve deney aşamaları 1. grupta olduğu gibi gerçekleştirildi.



Şekil 3. 6 Tetric Evo Ceram Bulk Fill.

4. Grup: Venus Bulk Fill

Bu grupta Venus Bulk fill kompozit materyali (Şekil 3. 7) tek seferde 4 mm derinlikte yerleştirilerek polimerize edildi ve deney aşamaları 1. grupta olduğu gibi gerçekleştirildi.



Şekil 3. 7 Venus Bulk Fill.

5. Grup: Filtek Z250 (Kontrol Grubu)

Örnekler diğer 4 gruptan farklı olarak Filtek Z250 kompozit materyali (Şekil 3. 8) 2 mm'lik katmanlar halinde yerleştirilerek her katman ayrı ayrı polimerize edildi.



Şekil 3. 8 Filtek Z250.

3.4. Çalışmada Kullanılan Materyaller ve Cihazlar

3.4.1. Çalışmada Kullanılan Kompozitler

Çalışmada kullanılan materyaller Tablo 3. 2'de, materyallerin yapıları Tablo 3. 3'te gösterilmiştir.

Tablo 3. 2 Çalışmada kullanılan materyaller.

MATERYAL	ÜRETİCİ FİRMA	RENK
Filtek Bulk Fill	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	A2
SDR	Dentsply, Milford, USA	Universal
Tetric EvoCeram Bulk Fill	Ivoclar Vivadent, United States, Canada	IV A
Venus Bulk Fill	Heraeus Kulzer, UK	Universal
Filtek Z250	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	A2

Tablo 3. 3 Çalışmada kullanılan kompozit materyallerin yapısı.

MATERYAL	KOMPOZİT TİPİ	REZİN TİPİ	DOLDURUCU TİPİ	DOLDURUCU ORANI
Filtek Bulk Fill	Kondanse edilebilir	BİS-GMA, BİS-EMA, UDMA	Zirkonya silika	Ağırlıkça %76.5, hacimce %58.4
SDR	Akışkan	TEGDMA, EBADMA	Baryum barosilikat cam	Ağırlıkça %68, hacimce %44
Tetric EvoCeram Bulk Fill	Nanohibrit	BİS-GMA, UDMA	Baryum camı, itterbiyum triflorür, karışık oksit , prepolimer	Ağırlıkça %76- 77, hacimce %53-54
Venus Bulk Fill	Akışkan	UDMA, EBADMA	Baryum silikat cam, silika	Ağırlıkça %65, hacimce %38
Filtek Z250	Mikrohibrit	BİS-GMA, BİS-EMA, UDMA	Zirkonya silika	Ağırlıkça %78, hacimce %60

3.4.2.Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları

Çalışma kapsamında kullanılan ışık cihazları Şekil 3. 9, 3. 10 ve 3. 11’de, ışık cihazlarına ait üretici bilgileri ve özellikleri Tablo 3. 4’de gösterilmiştir. Işık cihazlarının hepsi standart modlarında kullanılmıştır.

Elipar S10



Şekil 3. 9 Elipar S10 Işık Cihazı.

Elipar DeepCure-S



Şekil 3. 10 Elipar DeepCure-S Işık Cihazı.

VALO Cordless



Şekil 3. 11 Valo Cordless Işık Cihazı.

Tablo 3. 4 Çalışmada kullanılan ışık cihazları.

İŞİK CİHAZLARI	ÜRETİCİ FİRMA	TÜRÜ	DALGA BOYU	İŞİK YOĞUNLUĞU
Elipar S10	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	LED	430- 480 nm	1200 mW/cm ²
Elipar DeepCure-S	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	LED	430- 480 nm	1470 mW/cm ²
VALO Cordless	Ultradent, USA	LED	395-480 nm	1000 mW/cm ²

Polimerizasyonu tamamlandıktan sonra 24 saat boyunca 37°C'de bekletilen örneklerin konversiyon derecesi tespiti için FTIR analizi gerçekleştirildi.

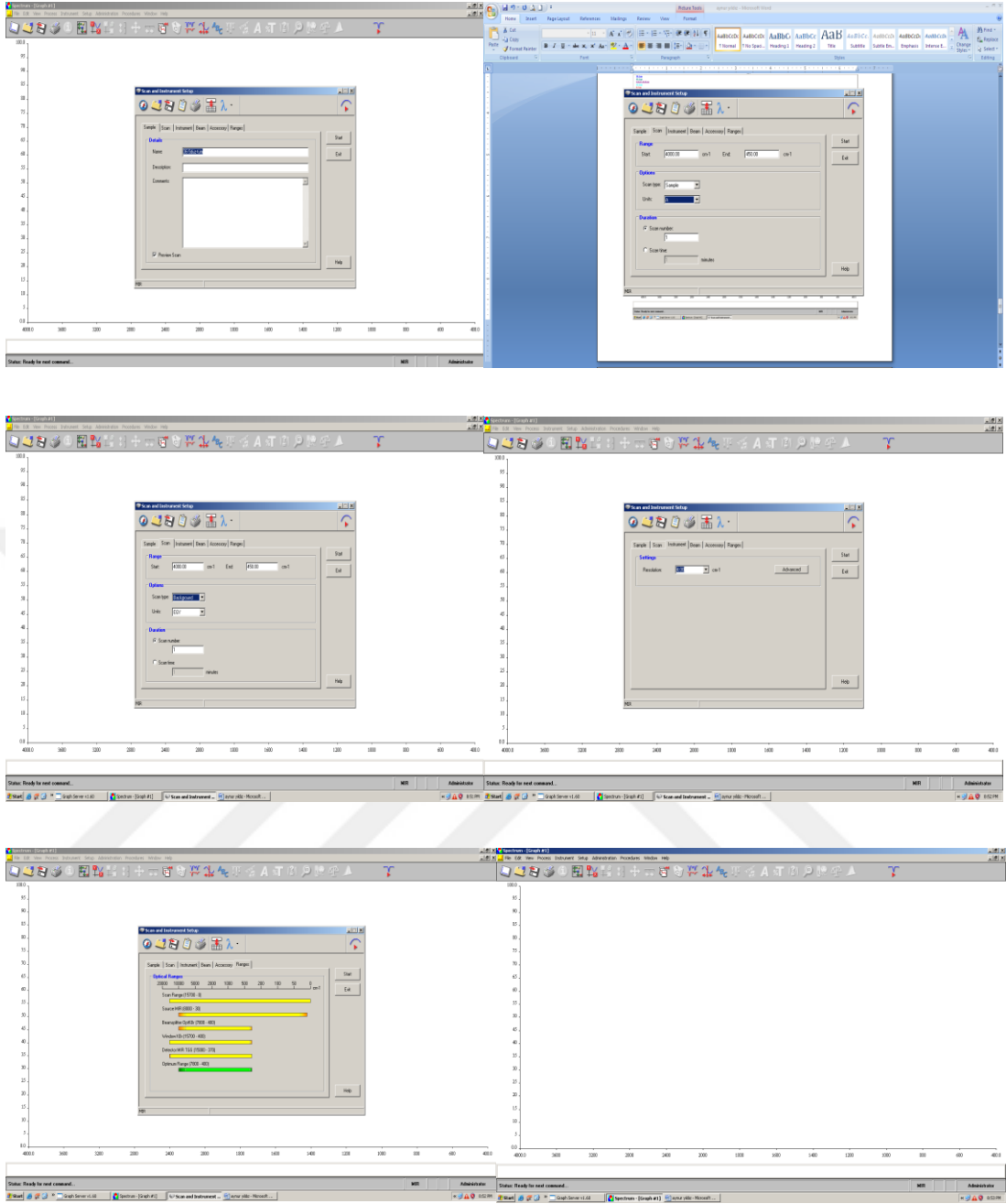
3.4.3. Çalışmada Kullanılan Test Cihazı (FTIR-ATR ile Analiz)

Kompozit materyallerin FTIR-ATR spektrumları, 45° açısında elmas/ZnSe kristaline ve üniversal ATR donanımına sahip, 4000 - 400 cm^{-1} aralığında ölçüm yapan Perkin Elmer marka Spectrum One model FTIR Spektrofotometresi ile alınarak elde edildi (Şekil 3. 12).

Arka plan spektrumu filmler ile aynı koşullarda, tarama sayısı 1 ve ayırıcılık 4 cm^{-1} olacak şekilde, oda koşullarında havaya karşı alındı. Şekil 3. 13'te cihazın analiz için kullanılan program ayarları görülmektedir.



Şekil 3. 12 FTIR-ATR cihazı ve cihazın ATR kristali.



Şekil 3. 13 FTIR-ATR cihazının bilgisayar görüntüleri.

Fourier Dönüştümlü Kızılötesi Spektroskopisi (Fourier Transform Infrared Spectroscopy, FTIR), Kızılötesi (IR) absorpsiyon titreşim spektroskopisidir. IR ışınları molekülün titreşim hareketleri tarafından soğurularak matematiksel fourier dönüşümü spektroskopisinde ışın şiddeti, zamanın bir fonksiyonu olarak ele alınır. Her farklı

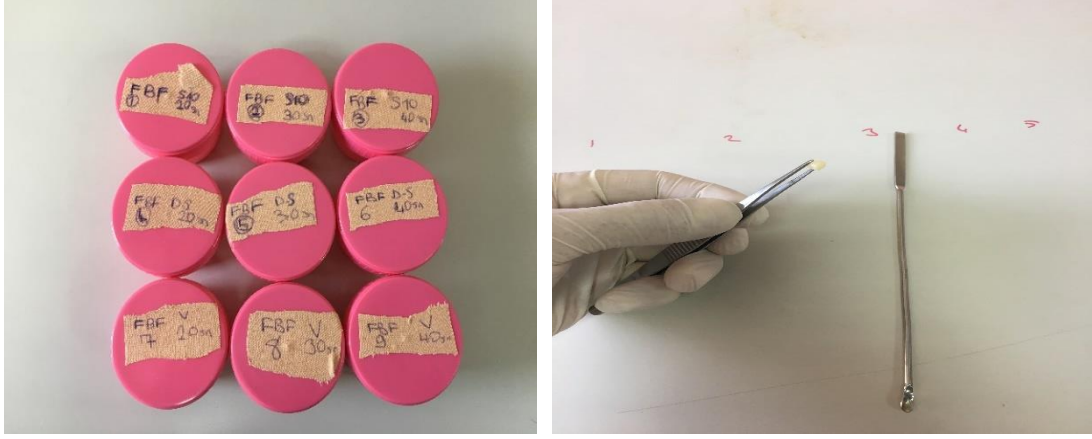
dalga boyu, ayrı ayrı tarama gerekmeksizin hızlı ve yüksek çözünürlükte spektrumlar alınarak elde edilebilir.

Bu yöntemde, moleküler bağ karakterizasyonu yapılarak; farklı fazlarda (katı, sıvı, gaz veya çözelti) organik bileşiklerin yapısındaki fonksiyonel gruplar, iki bileşiğin aynı olup olmadığı, yapıdaki bağların durumu, bağlanma yerleri ve yapının aromatik yada alifatik olup olmadığı hakkında bilgiler elde edilebilir. Biyolojik ve kimyasal yapısal analizlerde gerilme titreşimlerine bağlı olarak fonksiyonel gruplar arasındaki ilişkiler belirlenebilir [129-131].

Örneklerin FTIR-ATR ile Analizi

Örnekler analiz öncesi ışık geçirmeyen kutularda muhafaza edilmiştir (Şekil 3. 14). Öncelikle kompozit materyallerin polimerizasyon öncesi spektral ölçümleri yapılmıştır. Sonrasında sırasıyla her bir örneğin ölçüm yapılmak istenen yüzeyinden bir miktar materyal alınarak toz haline getirilmiştir (Şekil 3. 14). Kullanılan örnekler eppendorf tüpüne konmuştur (Şekil 3. 15). Toz halindeki materyal spatül yardımıyla cihazın ATR kristalinin olduğu yuvaya denk gelecek şekilde yerleştirilmiş ve cihazın sıkıştırma kolu kapatılmıştır (Şekil 3. 15). Bu şekilde her bir örneğin spektral ölçümleri yapılmıştır. Sonrasında bulunan değerler aşağıdaki formülde yerine konularak %DC değerleri hesaplanmıştır.

$$\%DC = 1 - \frac{(A_{C=C}/A_{C-C})_{\text{Polimer}}}{(A_{C=C}/A_{C-C})_{\text{Monomer}}} \times 100 \quad 3.1.$$



Şekil 3. 14 Örneklerin ışık geçirmeyen kutularda muhafaza edilmesi ve ölçüm yapılacak yüzeyleri.



Şekil 3. 15 Toz haline getirilen örneğin ATR kristaline yerleştirilmesi ve ölçümü tamamlanan örnekler.

3.5. 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) Varyans Analizi, Tukey testi; parametrik test varsayımlar yerine getirilemediğinde Kruskal-Wallis testi ve Man Whitney U testi kullanıldı ve yanılma düzeyi $P < 0.05$ olarak alındı.

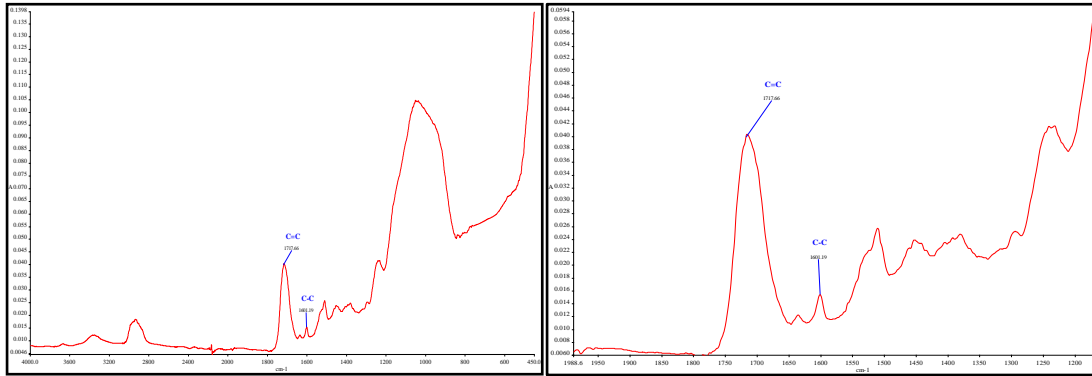
4. BULGULAR

Bu çalışmada, FTIR-ATR spektroskopisi ile Filtek Bulk fill (3M ESPE), SDR (Dentsply), Tetric Evo Ceram Bulk fill (Vivadent), Venus Bulk fill (Heraeus) ve Filtek Z250 (3M ESPE) materyallerinin Elipar S10, Elipar Deepcure-S ve Valo Cordless ışık cihazları kullanılarak 20, 30 ve 40 saniye polimerizasyon sürelerindeki konversiyon dereceleri yüzdesi hesaplanarak istatistiksel olarak incelenmiştir.

4.1. FTIR-ATR Çalışması Optimizasyon Bulguları

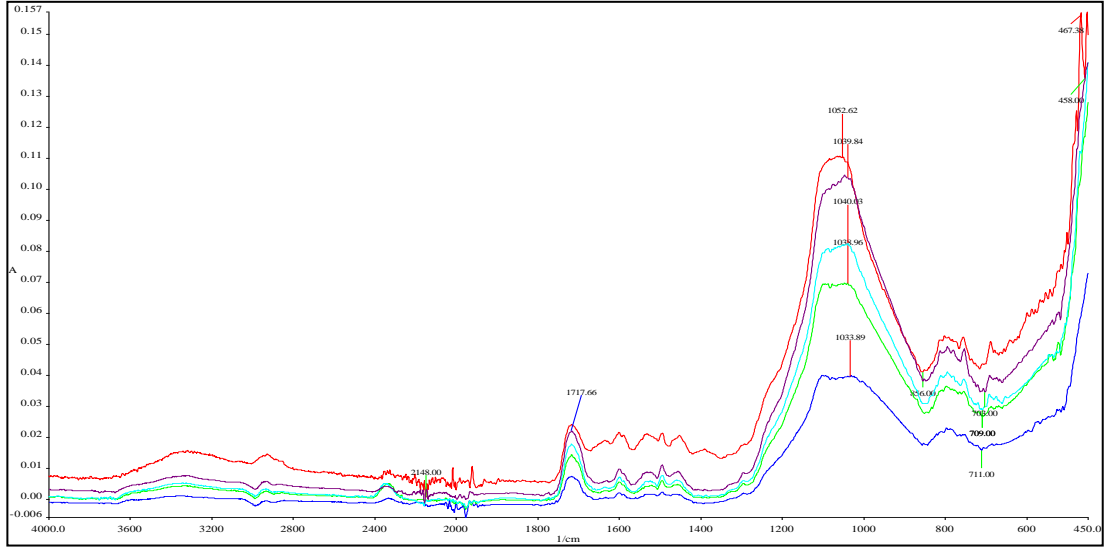
Perkin Elmer marka Spectrum One model FTIR spektrofotometresi ile ATR donanımı kullanılarak elde edilen FTIR-ATR spektrumları Şekil 4.1’de gösterilmiştir.

Çalışmamızda C=C bağlarının 1717 cm^{-1} ’de pik verdiği belirlenmiştir. Aynı şekilde C-C bağlarının ise tepe değeri olarak 1601 cm^{-1} ’deki spektrumu alınarak absorpsiyon değerleri belirlenmiştir (Tablo 4. 1). FTIR çalışmasında kullanılan cihaz koşulları dikkate alınarak bu spektrumlar çalışmaya alınmıştır.



Şekil 4. 1 FTIR çalışmasında C=C ve C-C bağlarının spektrumlarının belirlenmesi.

Her bir örneğin belirtilen dalga boylarında tek tek FTIR spektrumları ölçülmüştür. Bilgisayar programında her bir örnek tek tek incelenebileceği gibi birden fazla örnek aynı anda da izlenebilir (Şekil 4. 2).



Şekil 4. 2 Filtek Bulk fill, Elipar S10, 20 sn polimerize edilen gruptaki örneklerin tamamı.

4.2. Kompozit Materyallerin FTIR-ATR Çalışmasından Elde Edilen Konversiyon Derecesi Bulguları

Çalışmamızda kompozit materyallerin, farklı ışık cihazı ve polimerizasyon süreleri uygulamalarına ait FTIR-ATR spektroskopisi ile absorbans değerleri ölçülmüştür. Elde edilen C=C ve C-C bağlarına ait spektrumların belirlenen aralıklardaki değerleri gösterilen formüle uygulanmıştır [109]. Her uygulamaya ait n=5 tekerrürlü olarak toplam 225 örnek analiz edilmiştir. Çalışmada elde edilen her bir polimerizasyon süresi beş örnekte ortalama değerler üzerinden belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar Tablo 4. 1’de gösterilmektedir.

$$\%DC = 1 - \frac{(A_{C=C}/A_{C-C})_{\text{Polimer}}}{(A_{C=C}/A_{C-C})_{\text{Monomer}}} \times 100 \quad 4.1.$$

Çalışmamızda en yüksek %DC değerinin Venus Bulk fill (Heraeus) kompozite ait Elipar Deepcure-S ışık cihazı ile 40 saniye polimerize edilen grup olduğu belirlenmiştir (%DC 70.74). En düşük %DC değerinin ise Filtek Bulk fill (3M ESPE) kompozite ait Elipar S10 ışık cihazı ile 30 saniye polimerize edilen grup olduğu görülmüştür (%DC=31.04) (Tablo 4.1).

Tablo 4. 1 Kompozit materyallerin %DC bulguları.

KOMPOZİT MATERYAL	İŞİK CİHAZI	POLİMERİZASYON SÜRESİ	% DC [1-(Pol/Mono)] X100
Filtek Bulk fill (3M ESPE)	Elipar S10	20 saniye	36,20
		30 saniye	31,04
		40 saniye	35,05
	Elipar Deepcure-S	20 saniye	51,90
		30 saniye	46,96
		40 saniye	56,15
	Valo Cordless	20 saniye	59,90
		30 saniye	66,03
		40 saniye	67,45
SDR (Dentsply)	Elipar S10	20 saniye	34,22
		30 saniye	59,11
		40 saniye	55,22
	Elipar Deepcure-S	20 saniye	51,78
		30 saniye	59,47
		40 saniye	53,61
	Valo Cordless	20 saniye	44,35
		30 saniye	53,24
		40 saniye	58,39
TetricEvoCeram Bulk fill (Vivadent)	Elipar S10	20 saniye	62,25
		30 saniye	61,92
		40 saniye	58,50
	Elipar Deepcure-S	20 saniye	48,88
		30 saniye	46,26
		40 saniye	48,97
	Valo Cordless	20 saniye	45,00
		30 saniye	59,39
		40 saniye	56,36
Venus Bulk fill (Heraeus)	Elipar S10	20 saniye	45,50
		30 saniye	41,01
		40 saniye	58,08
	Elipar Deepcure-S	20 saniye	49,29
		30 saniye	56,87
		40 saniye	70,74
	Valo Cordless	20 saniye	43,96
		30 saniye	44,53
		40 saniye	55,98
Filtek Z250 (3MESPE)	Elipar S10	20 saniye	51,54
		30 saniye	63,30
		40 saniye	68,51
	Elipar Deepcure-S	20 saniye	64,43
		30 saniye	60,94
		40 saniye	66,61
	Valo Cordless	20 saniye	61,71
		30 saniye	68,60
		40 saniye	67,02

4.3. Farklı Işık Kaynaklarına Göre FTIR-ATR Çalışmasından Elde Edilen Konversiyon Derecesi Bulgularının İstatistiksel Analizi

Çalışmamızda verilerin değerlendirilmesinde parametrik test varsayımlar yerine getirildiğinde (Kolmogorof- Simirnov) Varyans Analizi, Tukey HSD testi; parametrik test varsayımlar yerine getirilemediğinde Kruskal-Wallis testi ve Man Whitney U testi kullanılmıştır ve yanılma düzeyi $P<0.05$ olarak alınmıştır. Grupların varyanslarının homojen olup olmadığı Levene testi ile incelenmiş olup 0.05'ten büyükse grupların varyansları homojen kabul edilmiştir. Farklı ışık kaynaklarına göre FTIR-ATR çalışmasından elde edilen konversiyon derecesi bulgularının istatistiksel hesaplamaları Tablo 4. 2'de verilmiştir.

Tablo 4. 2 Farklı ışık kaynaklarına göre FTIR-ATR çalışmasından elde edilen konversiyon derecesi bulgularının istatistiksel hesaplamaları

Kompozit Materyal	Işık Cihazı	N	Ortalama	Standart Sapma	Sonuç
Filtek Bulk Fill	Elipar S10	15	34,09	3,62	F=181,10 P=0,001*
	Elipar DeepCure S	15	51,41	4,51	
	Valo Cordless	15	63,88	4,83	
SDR	Elipar S10	15	49,51	12,03	F=1,46 P=0,243
	Elipar DeepCure S	15	54,86	4,85	
	Valo Cordless	15	52,25	6,57	
Tetric EvoCeram	Elipar S10	15	60,89	3,88	F=25,11 P=0,001*
	Elipar DeepCure S	15	47,97	3,44	
	Valo Cordless	15	53,29	6,63	
Venus	Elipar S10	15	48,19	7,58	F=6,52 P=0,003*
	Elipar DeepCure S	15	58,30	9,35	
	Valo Cordless	15	49,41	7,67	
Filtek Z250	Elipar S10	15	61,11	7,62	F=3,33 P=0,045*
	Elipar DeepCure S	15	63,72	2,97	
	Valo Cordless	15	65,90	3,53	

$P<0.05$

Filtek Bulk fill kompozit materyale ait Valo grubu, Elipar S10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Elipar DeepCure-S grubu, Elipar S10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Valo grubu, Elipar DeepCure-S'ten istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0,001$). Ortalamalar; Valo (63,88) > Elipar DeepCure-S (51,41) > Elipar S10 (34,09) şeklindedir.

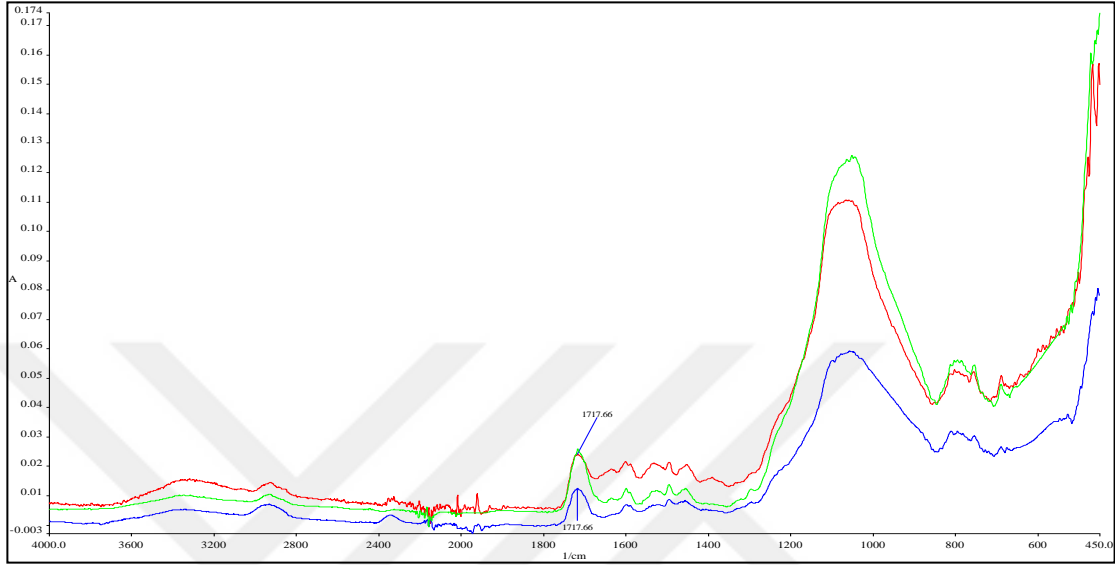
SDR Bulk fill grubunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($P=0.243$). Ortalamalar; Elipar DeepCure-S (54,86) > Valo (52,25) > Elipar S10 (49,51) şeklindedir.

Tetric EvoCeram Bulk fill kompozit materyale ait Elipar S10 grubu, Valo ve Elipar DeepCure-S grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. Valo grubu, Elipar DeepCure-S'ten istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.001$). Ortalamalar Elipar S10 (60,89) > Valo (53,29) > Elipar DeepCure-S (47,97) şeklindedir.

Venus Bulk fill kompozit materyale ait Elipar DeepCure-S grubu, Valo ve Elipar S10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.003$). Valo ve Elipar S10 grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar Elipar DeepCure-S (58,30) > Valo (49,41) > Elipar S10 (48,19) şeklindedir.

Filtek Z250 kompozit materyale ait Valo grubu, Elipar S10'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.045$). Diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar Valo (65,90) > Elipar DeepCure-S (63,72) > Elipar S10 (61,11) şeklindedir.

Şekil 4. 3'te Filtek Bulk fill kompozitin 3 farklı ışık cihazında 20 saniye polimerizasyon süresindeki örneklerinin FTIR spektrumları karşılaştırılmıştır.



Şekil 4. 3 Kullanılan 3 farklı ışık cihazındaki FTIR spektrumları.

4.4. Farklı Polimerizasyon Sürelerinde FTIR-ATR Çalışmasından Elde Edilen Konversiyon Derecesi Bulgularının İstatistiksel Analizi

Farklı polimerizasyon sürelerinde FTIR-ATR çalışmasından elde edilen konversiyon derecesi bulgularının istatistiksel hesaplamaları Tablo 4. 3'te verilmiştir. Bu çalışmada, üç farklı polimerizasyon süresi (20, 30 ve 40 saniye) uygulanmıştır. Farklı polimerizasyon sürelerinde FTIR spektrumları Şekil 4. 4'te görülmektedir. Genel kullanımı 40 saniye olarak belirlenen ışık uygulama süresinin kısaltılmasının ve yeni kompozit materyallerin kullanım olanaklarının istatistiksel olarak hesaplamaları yapılmıştır.

Tablo 4. 3 Farklı polimerizasyon sürelerinde FTIR-ATR çalışmasından elde edilen konversiyon derecesi bulgularının istatistiksel hesaplamaları

Kompozit Materyal	Işık Cihazı	Polimerizasyon Süresi	N	Ortalama	Standart Sapma	Sonuç
Filtek Bulk Fül	Elipar S10	20 sn	5	36,19	3,39	F=3,96 P=0,048*
		30 sn	5	31,04	2,21	
		40 sn	5	35,05	3,36	
	Elipar DeepCure S	20 sn	5	52,65	3,80	F=7,65 P=0,008*
		30 sn	5	47,10	1,33	
		40 sn	5	54,74	3,88	
	Valo Cordless	20 sn	5	59,90	4,64	F=3,22 P=0,073
		30 sn	5	66,03	1,11	
		40 sn	5	65,41	5,35	
SDR	Elipar S10	20 sn	5	32,91	3,43	F=17,80 P=0,001*
		30 sn	5	54,36	9,63	
		40 sn	5	56,54	4,56	
	Elipar DeepCure S	20 sn	5	51,78	4,38	F=6,67 P=0,013*
		30 sn	5	59,47	3,59	
		40 sn	5	52,97	1,79	
	Valo Cordless	20 sn	5	44,38	4,32	F=14,84 P=0,001*
		30 sn	5	50,98	4,01	
		40 sn	5	57,65	3,37	
Tetric EvoCeram	Elipar S10	20 sn	5	62,25	3,31	F=1,54 P=0,254
		30 sn	5	61,92	4,79	
		40 sn	5	58,50	2,82	
	Elipar DeepCure S	20 sn	5	49,19	1,10	F=1,92 P=0,192
		30 sn	5	45,71	3,54	
		40 sn	5	49,26	3,88	
	Valo Cordless	20 sn	5	45,00	1,72	F=32,05 P=,001*
		30 sn	5	59,39	0,85	
		40 sn	5	55,11	4,39	
Venus	Elipar S10	20 sn	5	45,37	1,22	F=11,90 P=0,001*
		30 sn	5	41,90	2,39	
		40 sn	5	55,32	6,96	
	Elipar DeepCure S	20 sn	5	49,29	1,13	F=153,88 P=0,001*
		30 sn	5	56,87	2,57	
		40 sn	5	71,36	1,60	
	Valo Cordless	20 sn	5	43,97	3,09	F=10,09 P=0,002*
		30 sn	5	44,56	1,41	
		40 sn	5	55,98	7,17	
Filtek Z250	Elipar S10	20 sn	5	51,54	2,34	F=77,48 P=0,001*
		30 sn	5	63,30	2,23	
		40 sn	5	68,51	2,03	
	Elipar DeepCure S	20 sn	5	64,99	2,34	F=2,513 P=0,126
		30 sn	5	61,57	1,43	
		40 sn	5	64,86	3,68	
	Valo Cordless	20 sn	5	61,71	2,76	F=16,20 P=0,001*
		30 sn	5	68,60	0,47	
		40 sn	5	67,14	2,10	

$P < 0.05$

Filtek Bulk fill Elipar S10 grubunda 20 sn, 30 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.048$). Diğer polimerizasyon süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar; 20 sn (36,19) > 40 sn (35,05) > 30 sn (31,04) şeklindedir.

Filtek Bulk fill Elipar DeepCure-S grubunda 40 sn, 30 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.008$). Diğer polimerizasyon süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar 40 sn (54,74) > 20 sn (52,65) > 30 sn (47,10) şeklindedir.

Filtek Bulk fill Valo grubunda polimerizasyon süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($P=0.073$). Ortalamalar 30 sn (66,03) > 40 sn (65,41) > 20 sn (59,90) şeklindedir.

SDR Bulk fill Elipar S10 grubunda 40 sn ve 30 sn, 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.001$). 30 sn ile 40 sn arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar 40 sn (56,54) > 30 sn (54,36) > 20 sn (32,91) şeklindedir.

SDR Bulk fill Elipar DeepCure-S grubunda 30 sn, 40 sn ve 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.013$). 20 sn ile 40 sn arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar 30 sn (59,47) > 40 sn (52,97) > 20 sn (51,78) şeklindedir.

SDR Bulk fill Valo grubunda 40 sn, 20 sn ve 30 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.001$). 20 sn ile 30 sn arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar 40 sn (57,65) > 30 sn (50,98) > 20 sn (44,38) şeklindedir.

Tetric EvoCeram Bulk fill Elipar S10 grubunda polimerizasyon süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($P=0.254$). Ortalamalar 20 sn (62,25) > 30 sn (61,92) > 40 sn (58,50) şeklindedir.

Tetric EvoCeram Bulk fill Elipar DeepCure-S grubunda polimerizasyon süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($P=0.192$). Ortalamalar 40 sn (49,26) > 20 sn (49,19) > 30 sn (45,71) şeklindedir.

Tetric EvoCeram Bulk fill Valo grubunda 40 sn ve 30 sn, 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.001$). 40 sn ile 30 sn arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar 30 sn (59,39) > 40 sn (55,11) > 20 sn (45,00) şeklindedir.

Venus Bulk fill Elipar S10 grubunda 40 sn, 30 sn ve 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.001$). 20 sn ile 30 sn arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamaları 40 sn (55,32) > 20 sn (45,37) > 30 sn (41,90) şeklindedir.

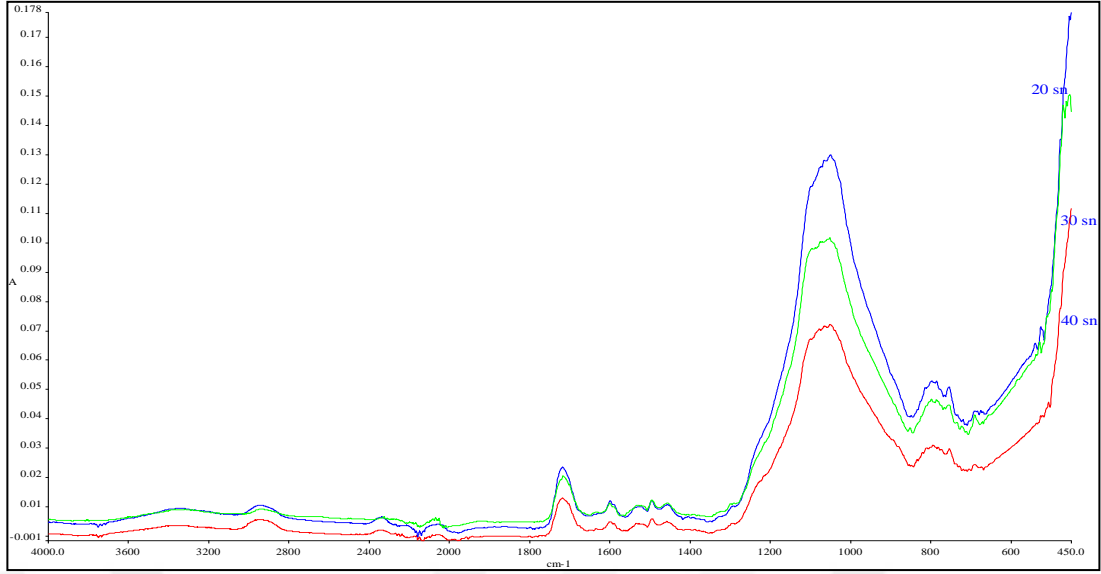
Venus Bulk fill Elipar DeepCure-S grubunda 40 sn, 30 sn ve 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.001$). 30 sn, 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p=0.001$). Ortalamalar 40 sn (71,36) > 30 sn (56,87) > 20 sn (49,29) şeklindedir.

Venus Bulk fill Valo grubunda 40 sn, 30 sn ve 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.002$). 20 sn ile 30 sn arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamaları 40 sn (55,98) > 30 sn (44,56) > 20 sn (43,97) şeklindedir.

Filtek Z250 Elipar S10 grubunda 40 sn, 30 sn ve 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur. 30 sn, 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.001$). Ortalamalar 40 sn (68,51) > 30 sn (63,30) > 20 sn (51,54) şeklindedir.

Filtek Z250 Elipar DeepCure-S grubunda polimerizasyon süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($P=0.126$). Ortalamalar 20 sn (64,99) > 40 sn (64,86) > 30 sn (61,57) şeklindedir.

Filtek Z250 Valo grubunda 40 sn ve 30 sn, 20 sn'den istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($P=0.001$). 40 sn ile 30 sn arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ortalamalar 30 sn (68,60) > 40 sn (67,14) > 20 sn (61,71) şeklindedir.



Şekil 4. 4 Farklı polimerizasyon sürelerinde FTIR spektrumlar

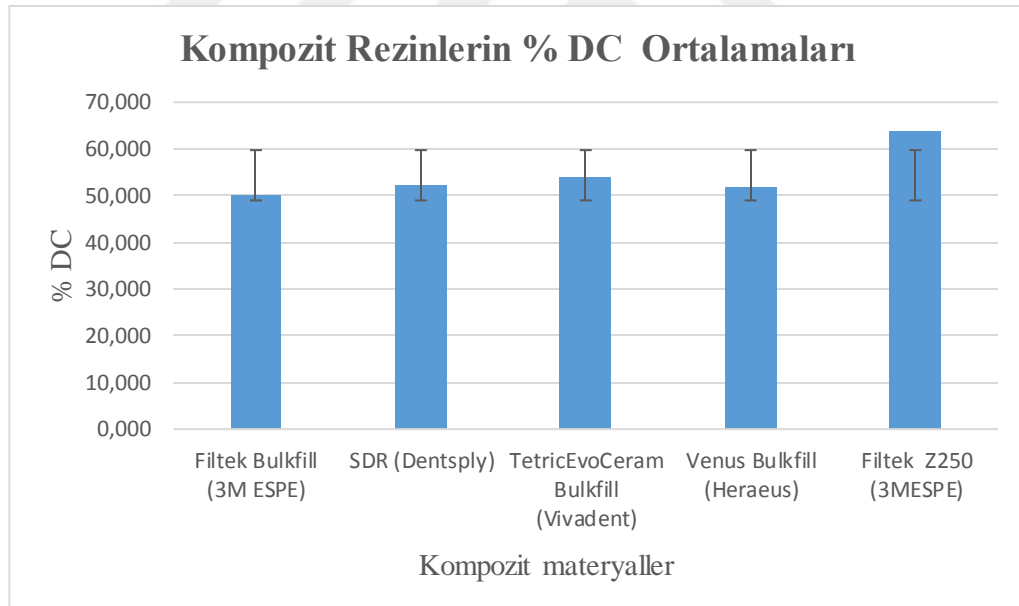
4.5. Konversiyon Derecesi Bulgularının Kullanılan Kompozit Rezinele Göre İstatistiksel Analizi

Konversiyon derecelerinin farklı kompozitlere göre frekans (N), ortalama (\bar{X}) ve standart sapma (ss) değerleri Tablo 4. 4'te verilmiştir (ön test, tanımlayıcı istatistik, genel istatistik). Filtek Bulk fill materyalinin ortalaması (\bar{X}) 50,076, standart sapması (ss) 13,618, SDR (Dentsply) materyalinin ortalaması (\bar{X}) 52,154, standart sapması (ss) 8,866, Tetric Evo Ceram Bulk fill materyalinin ortalaması (\bar{X}) 54,170, standart sapması (ss) 6,872, Venus Bulk fill materyalinin ortalaması (\bar{X}) 51,773, standart sapması (ss) 9,474, Filtek Z250 materyalinin ortalaması (\bar{X}) 63,629, standart sapması (ss) 5,374 olarak belirlenmiştir. Elde edilen veriler ışığında en yüksek ortalama değer Filtek Z250'de bulunurken, en düşük değer Filtek Bulk fill'de olduğu belirlenmiştir. Aynı şekilde standart sapma değerleri en yüksek Filtek Bulk fill'de en düşük ise Filtek Z250'de bulunmuştur.

Tablo 4. 4 Konversiyon derecelerinin farklı kompozitlere göre frekans (N), ortalama (\bar{X}) ve standart sapma (ss) değerleri.

Kompozit rezinler	N	\bar{X} (%DC)	ss
Filtek Bulk fill (3M ESPE)	9	50,076	13,618
SDR (Dentsply)	9	52,154	8,866
Tetric EvoCeram Bulk fill (Vivadent)	9	54,170	6,872
Venus Bulk fill (Heraeus)	9	51,773	9,474
Filtek Z250 (3MESPE)	9	63,629	5,374

Kompozit rezinlerin konversiyon derecelerinin (%DC) ortalamalarına ait sütun grafiği Şekil 4. 5’de verilmiştir.



Şekil 4. 5 Kompozit rezinlerin konversiyon derecelerinin ortalamaları (%DC).

Elde edilen verilerden öncelikle parametrik test varsayımları yerine getirilip getirmediği test edilmiştir (Tablo 4. 5). Levene testi bulgularına göre önemlilik derecesi 0,021 olarak belirlenmiş olup grupların varyansları homojen bulunmamıştır ($P<0.05$).

Tablo 4. 5 Kompozit rezinlerin konversiyon derecelerinin yeterlilik testi.

Levene testi	Sd1	Sd2	Önemlilik (Sig.)
3,249	4	40	0,021

Parametrik test varsayımları yerine getirmediğinden ($0,021<0,05$) kompozit materyallerin konversiyon derecelerine Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır (Tablo4. 6). Kullanılan kompozit materyallerin aralarında istatistiksel olarak ($X^2=11,903$, $P=0,018$) anlamlı fark olduğu belirlenmiştir ($P<0.05$).

Kompozit materyallerin sıra ortalamaları incelendiğinde Kruskal-Wallis testi kullanılarak değerlerin 18,00-36,22 arasında değişim gösterdiği belirlenmiştir. Ortalamaları büyükten küçüğe; Filtek Z250> Tetric Evo Ceram Bulk fill> Filtek Bulk fill> SDR> Venus Bulk fill olarak belirlenmiştir.

Tablo 4. 6 Kompozit rezinlerin konversiyon derecelerinin Kruskal-Wallis testi bulguları.

Kompozit rezinler	N	Sıra ort.	Sd.	X ²	P
Filtek Bulk fill (3M ESPE)	9	19,33			
SDR (Dentsply)	9	19,22			
TetricEvoCeram Bulk fill (Vivadent)	9	22,22	4	11,903	0,018
Venus Bulk fill (Heraeus)	9	18,00			
Filtek Z250 (3MESPE)	9	36,22			

$P<0.05$

Kompozit materyallerin konversiyon dereceleri arasındaki anlamlılığın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için Tukey HSD testi yapılmıştır. Fakat daha ayrıntılı olması için Mann-Whitney U testi ile aralarındaki ilişki istatistiksel olarak incelenmiştir (Tablo 4. 7). Bu test ile kontrol grubu olan geleneksel kompozit Filtek Z250 ile diğer 4 bulk fill kompozitin karşılaştırması yapılarak daha ayrıntılı sonuçlar alınmıştır. Çalışmada kullanılan materyaller arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu belirlenmiştir ($P<0.05$). Tukey HSD ile yapılan karşılaştırmada sadece Filtek Bulk fill materyali ile Filtek Z250 materyali ortalamaları arasında anlamlı fark olduğu belirlenmiştir ($P= 0.025$). Man Whitney U testine göre Tetric Evo Ceram Bulk fill ile Filtek Z250 arasındaki fark da zayıf anlamlı bulunurken ($P=0.05$); Filtek Z250, diğer bulk fill kompozitlerden anlamlı olarak daha yüksek değerler göstermiştir ($P<0.05$).

Tablo 4. 7 Kompozit materyaller arası konversiyon derecelerinin karşılaştırılması (Man Whitney U testi).

Bulk fill kompozitler	Geleneksel kompozit	N	Z	P
Filtek Bulk fill (3M ESPE)		9	-2,252	$P=0,024$
SDR (Dentsply)	Filtek Z250 (3MESPE)	9	-2,958	$P=0,030$
TetricEvoCeram Bulk fill (Vivadent)		9	-2,782	$P=0,050$
Venus Bulk fill (Heraeus)		9	-2,517	$P=0,012$

$P<0.05$ çift kuyruklu

4.6. Konversiyon Derecesi Bulgularının Kullanılan Işık Kaynaklarına Göre İstatistiksel Analizi

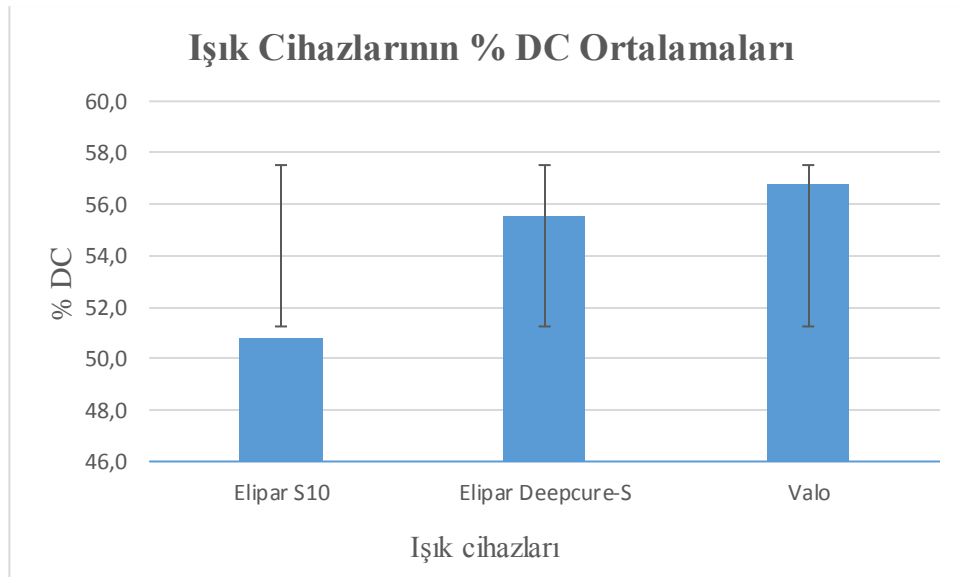
Konversiyon derecelerinin farklı ışık cihazlarına göre frekans (N), ortalama (\bar{X}) ve standart sapma (ss) değerleri Tablo 4. 8'de verilmiştir.

Tablo 4. 8 Işık cihazlarının konversiyon derecelerinin frekans (N), ortalama (\bar{X}) ve standart sapma (ss) değerleri.

Işık cihazı	N	\bar{X} (%DC)	ss
Elipar S10	15	50,8	12,1
Elipar Deepcure-S	15	55,5	7,3
Valo	15	56,8	8,6

Konversiyon derecelerinin ortalamalarının 50,8-56,8 aralığında olduğu belirlenmiştir. Ayrıca standart sapma değerleri ise Elipar S10'da 12,1, Elipar Deepcure-S'de 7,3, Valo'da ise 8,6 olarak bulunmuştur. Işık cihazlarının ortalama değerleri incelendiğinde Valo grubunun en yüksek olduğu, Elipar S-10 grubunun ise en düşük olduğu görülmektedir.

Çalışma kapsamında kullanılan ışık cihazlarının konversiyon derecelerinin ortalamalarına ait sütun grafiği Şekil 4. 6'da verilmiştir.



Şekil 4. 6 Işık cihazlarına ait konversiyon derecelerinin ortalamaları (%DC).

Çalışmamızda kullanılan ışık cihazlarının konversiyon derecelerine istatistiksel yeterlilik testi uygulanmıştır (Tablo 4. 9). Işık cihazı bulgularının levene testi sonucuna göre önemlilik derecesi 0,024 olarak bulunduğundan grupların varyansları homojen bulunmamıştır. Bu veri doğrultusunda konversiyon dereceleri verilerine Tukey HSD testi uygulanmıştır (Tablo 4. 10).

Tablo 4. 9 Işık cihazı bulguları ile yapılan yeterlilik testi.

Levene testi	Sd1	Sd2	Önemlilik (Sig.)
4,076	2	42	0,024

Çalışmamızda Tukey HSD testine göre ışık cihazları arasında istatistiksel olarak ($X^2=1,532$, $P=0.465$) anlamlı fark olmadığı belirlenmiştir ($P<0.05$). Işık cihazlarının sıra ortalamalarına göre büyükten küçüğe doğru sıralanması ise Valo> Elipar Deepcure-S> Elipar S10 olarak belirlenmiştir (Tablo 4. 10).

Tablo 4. 10 Işık cihazlarının konversiyon derecelerinin Tukey HSD testi bulguları.

Işık cihazları	N	Sıra ort.	Sd.	X^2	P
Elipar S10	15	19,77			
Elipar Deepcure-S	15	23,63	2	1,532	0,465
Valo	15	25,6			

$P<0.05$

Işık cihazlarına ait konversiyon derecesi bulguları birbiri arasında Tukey HSD testi ile istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır (Tablo 4. 11). Bu çalışmada Elipar S10 ile Elipar Deepcure-S ortalamaları arası farklılık -4,685, önemlilik derecesi ise 0,405 olarak; aynı şekilde Elipar S10 ile Valo ortalamaları arası farklılık -5,955, önemlilik

derecesi ise 0,237 olarak; Valo ile Elipar Deepcure-S ortalamaları arası farklılık 1,27, önemlilik derecesi ise 0,934 olarak belirlenmiştir. Bu test sonucunda da bütün önemlilik değerleri $P>0.05$ olduğu için ışık cihazları arasında anlamlı bir fark olmadığını söyleyebiliriz.

Tablo 4. 11 Işık cihazlarına ait konversiyon derecelerinin Tukey HSD testi bulguları.

Işık Cihazları	Karşılaştırma	Ort. Farklılık	Önemlilik (Sig.)
Elipar S10	Elipar Deepcure-S	-4,685	0,405
	Valo	-5,955	0,237
Elipar Deepcure-S	Elipar S10	4,685	0,405
	Valo	-1,27	0,934
Valo	Elipar S10	5,955	0,237
	Elipar Deepcure-S	1,27	0,934

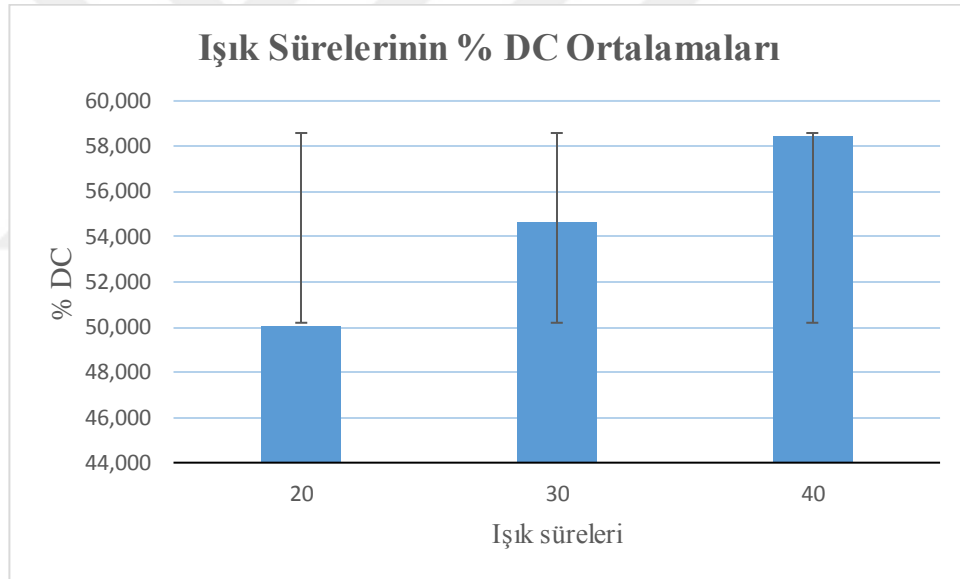
4.7. Konversiyon Derecesi Bulgularının Polimerizasyon Sürelerine Göre İstatistiksel Analizi

Konversiyon derecelerinin farklı ışık sürelerine göre frekans (N), ortalama (\bar{X}) ve standart sapma (ss) değerleri Tablo 4. 12’de verilmiştir. Konversiyon derecelerinin ortalamalarının 50,061-58,443 aralığında olduğu belirlenmiştir. Ayrıca standart sapma değerleri 20 saniyede 9,092, 30 saniyede 10,556, 40 saniyede ise 9.104 olarak bulunmuştur. Polimerizasyon sürelerinin ortalama değerleri incelendiğinde 40 saniye grubunun en yüksek olduğu, 20 saniye grubunun ise en düşük olduğu görülmektedir.

Tablo 4. 12 Konversiyon derecelerinin farklı ışık sürelerine göre frekans (N), ortalama (\bar{X}) ve standart sapma (ss) değerleri.

Işık süresi (saniye)	N	\bar{X} (%DC)	ss
20	15	50,061	9,092
30	15	54,653	10,556
40	15	58,443	9,104

Çalışma kapsamında 20, 30 ve 40 saniyede konversiyon derecelerine ait sütun grafiği Şekil 4. 7'de verilmiştir.



Şekil 4. 7 Işık sürelerine ait konversiyon derecelerinin ortalamaları (%DC).

Yeterlilik testi bulgularına göre levne testi sonucu 0,596 bulunurken, önemlilik derecesi 0,556 olarak belirlenmiştir (Tablo 4. 13). Bu veri değerlendirilerek konversiyon derecelerine Tukey HSD testi uygulanmasına karar verilmiştir (Tablo 4.14). Levne testi sonucuna göre grup varyansları homojen bulunmuştur ($0,556 > 0,05$).

Tablo 4. 13 Işık sürelerinin konversiyon dereceleri ile yapılan yeterlilik testi.

Levene testi	Sd1	Sd2	Önemlilik (Sig.)
0,596	2	42	0,556

Anova testi yapılmıştır, fakat gruplar arası farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir ($F=2,862$; $p=0.068$). Konversiyon derecesi verilerinin Tukey HSD testi bulguları incelendiğinde farklı polimerizasyon sürelerinin birbiri arasında;

20-30 saniye ortalamaları arası farklılık -4,592, önemlilik derecesi ise 0,389 olarak; 20-40 saniye ortalamaları arası farklılık -8,382, önemlilik derecesi ise 0,055 olarak belirlenmiştir.

30-20 saniye ortalamaları arası farklılık 4,592, önemlilik derecesi ise 0,398 olarak; 30-40 saniye ortalamaları arası farklılık -3,789, önemlilik derecesi ise 0,532 olarak belirlenmiştir.

40-20 saniye ortalamaları arası farklılık 8,382, önemlilik derecesi ise 0,055 olarak; 40-30 saniye ortalamaları arası farklılık 3,789, önemlilik derecesi ise 0,532 olarak belirlenmiştir. Bu test sonucunda da bütün önemlilik değerleri $P>0.05$ olduğu için ışık süreleri arasında anlamlı bir fark olmadığını söyleyebiliriz (Tablo 4. 14).

Tablo 4. 14 Işık süresi konversiyon derecelerinin Tukey HSD testi bulguları.

Polimerizasyon süresi	Karşılaştırma	Ort. Farklılık	Önemlilik (Sig.)
20 saniye	30	-4,592	0,398
	40	-8,382	0,055
30 saniye	20	4,592	0,398
	40	-3,789	0,532
40 saniye	20	8,382	0,055
	30	3,789	0,532

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde restoratif uygulamaların klinik başarısını artırabilmek ve bireylerin estetik beklentilerini karşılayabilmek amacıyla restorasyon materyalleri sürekli bir gelişim halindedir. Yapılan araştırmalarla doldurucu teknolojisi ve dağılımında değişimler yapılarak, odonto-teknik açıdan daha üstün nitelikli restorasyon materyallerinin geliştirilmesi için çalışılmaktadır.

Bu çalışmada; yeni nesil bir restorasyon materyali olarak kabul edilen bulk fill kompozit rezinlerin, farklı ışık kaynakları ve uygulama süreleri kullanılarak polimerize edildiğinde, elde edilen bulgular çerçevesinde oluşan konversiyon derecelerinin belirlenmesi ve elde edilen değerlerin geleneksel yöntemlerle polimerize edilen geleneksel kompozit Filtek Z250 ile kıyaslanması amaçlanmıştır. Filtek Z250, klinikte kabul edilebilir, mekanik ve optik özelliklere sahip olan bir mikrohibrit kompozittir [132].

Kompozit rezinlerin gün geçtikçe kullanımının artması üretici firmaların materyal üzerindeki araştırma ve geliştirme çalışmalarına devam etmesine yol açmıştır. Yapılan çalışmaların çoğunluğu kompozit rezinin polimerizasyonunu artırmaya yönelik olarak yoğunluk kazanmıştır [80]. Resin esaslı restoratif materyallerin polimerizasyonu, yani monomerlerin polimere dönüşüm miktarı; monomer dönüşümü, polimerizasyon derecesi, polimerizasyon miktarı, dönüşüm derecesi veya konversiyon derecesi olarak farklı isimlerle tanımlanır ve bu miktar polimerizasyon derinliği belirler. Resin esaslı materyallerin optimum performansı için polimerizasyon derecesinin yüksek olması gereklidir [79, 133].

Polimerizasyon derecesi ile artık monomer miktarı ters orantılıdır; polimerizasyon derecesi artarken resin içerisinde reaksiyona girmeyen artık monomer miktarı da azalır. Bu orantı materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri ile direkt ilişkilidir [79, 133]. Kompozit materyellerin polimerizasyonunda oluşacak herhangi bir yetersizlikte, restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri etkilenebilir ve restorasyonda mikro sızıntı, renklenme, daha fazla aşınma, fraktüre karşı olan direncin azalması, su emiliminin artması, restorasyonun tutunmasının azalması, bağlanmanın bozulması, restorasyonun kaybı ve pulpal reaksiyonlar görülebilir [88].

Kompozit rezin materyallerin tabakalar halinde yerleştirilmesi; tabakalar arasında nem kontaminasyonu ihtimali ve hava kabarcığı kalabileceği için bir dezavantajdır [5].

Günümüzde üretici firmalar kompozit rezinlerin derin kaviteelerde daha kalın tabakalar halinde yerleştirilebilmesi için polimerizasyon derinliğini artırmayı hedeflemişler, kaviteye 4-6 mm kalınlıklarda yerleştirilebilen bulk fill materyalleri kullanıma sunmuşlar ve önerilen sürelerde ışık uygulandığında yeterli polimerizasyonun sağlanabileceğini ileri sürmüşlerdir [134, 135]. Bu çalışmada, yeni geliştirilen 4 farklı bulk fill kompozit materyali (Filtek Bulk fill, SDR, Tetric Evo Ceram Bulk fill ve Venus Bulk fill) 4 mm derinlikte tek seferde polimerize edilerek, geleneksel yöntemle karşılaştırılmıştır.

Yeni nesil restorasyon materyali olan bulk fill kompozitlerin daha yüksek kalınlıkta uygulanabilmesi, geleneksel kamfökinon ve dibenzöilgermanyum türevi (DBDEGe) olan açıl fosfin oksit ile Ivocerin (Bis-4-(metoksibenzoil) dietilgermanyum Ge-3)'den oluşan bir foto-başlatıcı sistemin kullanımıyla sağlanır [136, 137]. Görünür ışık uygulandığında, dibenzöilgermanyum türevleri, polimerleşmeyi başlatan germil ve benzoil radikalleri oluşumu altında bir bölünme göstermekte, böylece tersiyer amin gibi bir başlatıcı gerekli olmamaktadır [138]. Dibenzöil germanyum türevleri (<350–490 nm, örneğin Ivocerin, maksimum 408,2 nm ya da DBDEGe, maksimum 418), kamfökinondan (400–550 nm, maksimum 468 nm) daha düşük dalga boylarında emilim, daha yüksek kuantum verim dönüşümü (DBDEGe 0,85, kamfökinon 0,07) ve dolayısıyla molekül başlatıcı başına daha fazla başlatma radikali (DBDEGe 2–3, kamfökinon 1) ile karakterizedir [139]. Başlatıcı sistem ne kadar duyarlı olursa, daha fazla materyal kalınlığında ve daha az ışık enerjisiyle, polimerizasyon tepkimesine başlama eğilimi o kadar fazla olur.

Rezin esash restoratif materyallerde monomer değişim derecesi, başka bir deyişle, polimerizasyon miktarı, farklı teknikler ile ölçülebilir. FTIR spektroskopi tekniği ve yüzey sertlik ölçüm tekniği en çok kullanılan tekniklerdir [75]. Yüzey sertlik ölçüm tekniğinin polimerizasyon miktarının değerlendirilmesinde, FTIR spektroskopi tekniğine paralel sonuçlar verdiği belirtilmiştir [140].

Yüzey sertlik ölçümü ile monomer değişim derecesinin belirlenmesinde kompozit rezinin alt yüzey sertlik değerinin üst yüzey sertlik değerine oranı temel alınmaktadır. Teorik olarak polimerizasyonun başarılı kabul edilebilmesi için, kompozit rezinin alt yüzey sertliği, üst yüzey sertliğinin yaklaşık olarak en az %80' i kadar olmalıdır [141-145]. Bu oran bir ise polimerizasyonun tamamen etkili olduğu, yaklaşık 0,8 civarında ise yeterli kabul edilebileceği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir [146, 147]. Oran %80 ise polimerizasyon derecesinin %90 kabul edilebileceği bildirilmiştir [143]. De Jong ve arkadaşları [145], %80 değerinin sadece önceki çalışmalar ile karşılaştırmayı kolaylaştırdığını ve %100 polimerizasyonun hedeflenmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

FTIR analiz yöntemi, kompozit materyallerin monomer değişimini belirlemek için sıklıkla kullanılan güvenilir bir yöntemdir [148]. Ancak FTIR analiz teknikleri ve örnek hazırladıktan sonra analize tabi tutmak için beklenilmesi gereken süre hakkında yeterli bilgi yoktur [149]. FTIR teknikleri olarak Potasyum Bromür (KBr) pelet yöntemi ve ince rezin film teknikleri en çok kullanılan tekniklerdir. Analiz öncesi örneklerin beklemesi gereken süre ise, hemen analize alınması ve örnek hazırlanmasından birkaç güne kadar değişmektedir [13, 77, 117, 150].

Obici ve ark. KBr pelet yöntemi ve ince rezin film tekniği ile yaptıkları FTIR analizlerinde, ölçümleri 24 saat ve 20 gün sonra yapmanın sonuçları istatistiksel olarak değiştirmedeğini belirtmiştir [149]. Biz de çalışmamızda örneklerin konversiyon derecelerini 24 saat sonra ölçtük.

Günümüzde ATR-FTIR (Attenuated Total Reflectance Fourier Transform Infrared) ile dental materyallerin polimerizasyon reaksiyonları sırasında ve sonrasındaki kimyasal yapılarındaki değişiklikler izlenebilmektedir [151]. ATR kristali ile yapılan ölçümlerde, materyalin yapısına diğer yöntemlerdeki gibi bir müdahale olmadığı için daha sağlıklı sonuçlar alınmanın mümkün olduğu belirtilmiştir [105].

Farklı kompozit rezinlerin farklı ışık cihazı ve ışık uygulama sürelerinde polimerize edilerek konversiyon derecelerinin ölçüldüğü önceki çalışmalarda FTIR analizinin kullanıldığı görülmüştür [6, 15, 16, 132, 152-157].

Scherzer ve ark. monomer değişim seviyelerinin tespitinde ışık gücünün, foto-başlatıcı konsantrasyonunun ve materyal kalınlığının etkisini göstermek için FTIR-ATR tekniğinin diğer yöntemlere göre daha başarılı bir teknik olduğunu bildirmişlerdir [158].

Biz de çalışmamızda kompozit materyallerin konversiyon derecesinin belirlenmesi için FTIR-ATR analiz yöntemini kullandık.

FTIR analiz yönteminde hesaplama için yapılan çalışmalarda genellikle 1638 cm^{-1} ve 1608 cm^{-1} dalga boyunda ortaya çıkan değerler kullanılırken [77, 111, 132, 157-160]; Öztürk ve ark. [15] C=C bağlarının 1637 cm^{-1} 'de pik verdiğini görmüştür. Aynı şekilde Zorzin ve ark. [16] da C=C bağları için 1637 cm^{-1} , C-C bağları için 1608 cm^{-1} 'deki dalga boylarını dikkate almışlardır. Yoon ve ark. [6] 1636^{-1} ve 1609^{-1} 'deki dalga boylarını dikkate almışlardır.

Borges ve ark. tarafından yapılan çalışmada farklı kompozitlerin C=C bağlarının farklı spektrumlar verdiği görülmüştür. Çalışmada C=C bağlarının spektrumlarının değişkenlik gösterdiği belirtilmiştir. Bu değişikliğin materyallerin kompozisyonundan ve/veya geometrisinden kaynaklı değişikliklerle bağlantılı olabileceği söylenmiştir. Arka plandaki problemlere maruz kalmazlarsa ve ağırlıklarında (titreşim modlarının yokluğunu düşündürecek) değişikliklerle karşılaşmazlarsa, dönüştürülen maddenin fraksiyonunun, pik yoğunluğu veya alanı ile doğru orantılı olduğu belirtilmiştir [161].

Biz de çalışmamızda C=C bağlarının 1717 cm^{-1} 'de, C-C bağlarının ise 1601 cm^{-1} dalga boyunda pik verdiğini gördük ve bu spektrumları alarak absorpsiyon değerlerini belirledik. Çalışmamızda konversiyon dereceleri belirlenirken ilgili dalga boylarındaki değerler alınıp formülde yerlerine koyularak polimerizasyon yüzdeleri elde edildi.

Kompozitlerin doğasında bulunan çapraz bağlar dimetakrilat içeren resinlerin foto-polimerizasyonunu kompleks bir hale getirmektedir. Dimetakrilat içeren kompozit materyallerde tam jelleşme sağlandığında, maksimum %20 ila %80 arasında bir dönüşüm derecesinden bahsedilmektedir [162, 163]. Çalışmamızın sonuçlarına

göre elde ettiğimiz değerler, bütün gruptaki örneklerin her ışık cihazı ve ışık uygulama süresinde yeterli derecede polimerize olduğunu göstermektedir.

Monomerlerin polimere dönüşmesi; kompozit rezinin kaviteye yerleştirilen kalınlığı, kimyasal yapısı, ışık geçirgenliği, rengi, ışık kaynağının kalitesi, ışık uygulama süresi ve kullanılan metot gibi birçok faktöre bağlıdır [20, 71, 164].

Kabul edilebilir bir monomer değişim derecesi elde etmek için, kompozit rezinin hangi kalınlıkta uygulanması gerektiği önemlidir [165]. Rezinin üst yüzeyi polimerizasyon için yeterli düzeyde ışık enerjisi almaktadır. Ancak yüzeye uygulanan ışık, kompozit rezin kütlesi boyunca geçerken dağılmakta olup alt tabakalara ulaştıkça yoğunluğu, parlaklığı ve polimerizasyon etkinliği azalmaktadır. Bu nedenle kompozit rezinin kalınlığı arttıkça materyalin daha derin kısımlarında ışığın irradyansı da katettiği mesafeye bağlı olarak azalır.

Üretici firmalar genellikle, geleneksel kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ışık uygulanan materyal kalınlığının 2 mm olması gerektiğini belirtmektedir. Bu çalışmada da kontrol grubu örneklerinin hazırlanmasında kullanılan geleneksel kompozit Filtek Z250, her 2 mm kalınlıkta ışık uygulamak suretiyle geleneksel yöntemle polimerize edilmiştir.

Kompozit rezine ulaşan ışık enerjisinin normalden daha düşük yoğunlukta uygulanması, buna paralel olarak polimerizasyon derecesinin de daha düşük olmasına yol açacaktır [166]. Işık ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafe arttıkça ters orantılı olarak ışık yoğunluğunun, mikrosertliğin ve polimerizasyon derecesinin azaldığını gösteren birçok çalışma bulunmaktadır [143, 166-175]. Bu yüzden çalışmamızda ışık kaynağından çıkan enerjideki azalmayı en aza indirmek amacıyla ışık cihazının ucu ile kompozit örnekler arasındaki mesafe siman camı ve şeffaf bandın kalınlığı kadar, yani minimumda, sabit bir şekilde tutulmuştur.

LED ışık kaynaklarının klinik ömürlerinin uzun olması (10.000 saat), zamanla ışık gücünde azalma meydana gelmemesi, polimerizasyon sırasında ısı oluşturmaması ve dişlere ısı iletmemesi, fan gerektirmemesi, polimerizasyon sürelerinin kısa olması, kablosuz, hafif ve ergonomik olmaları gibi nedenlerden dolayı günümüzde diş

hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır [176-178]. LED ışık cihazlarının en önemli avantajı ise, kamforkinon foto-başlatıcısının aktivasyonu için optimum absorpsiyon dalga boyu olan, 470 nm civarında bir pik ile çok etkili ve dar bir spektral aralığa sahip olmalarıdır. Bu nedenle ışık üretimleri yüksek etkinlikle sonuçlanır [91, 93, 108, 144, 179-183]. LED kullanımıyla kompozit rezinin yüzey sertliğinin arttığı [184-186], QTH'a göre daha fazla polimerizasyon derinliği sağlandığı bildirilmiştir [187].

Kompozitlerin LED ışık kaynakları kullanılarak polimerize edildiği birçok çalışma olmasına karşın sonuçlar oldukça çeşitlilik göstermektedir. Bunun nedenleri arasında farklı analizler uygulanması, her ünitenin kendine ait özelliklerinin bulunması ve deneysel yöntemlerle bütünleşmiş çeşitli varsayımlar gösterilebilir. Bu nedenle ışık gücü 1000 mW/cm²'nin üzerinde olan bu yeni nesil LED ışık kaynaklarının performansları ile ilgili ek bulguların elde edilmesi; yeni LED ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit rezinlerin fiziko-mekanik özellikleriyle ilgili bilgiler ve bu ışık kaynaklarının klinik potansiyeli hakkında karar vermek için gereklidir [108, 188].

Biz de çalışmamızda kompozit restorasyonların polimerizasyonunda, 3 farklı LED ışık cihazını kullanım kolaylıklarından ve bahsedilen diğer olumlu özelliklerinden dolayı tercih ettik.

Özellikle non-koopere hastalar için zaman kazandıran prosedürler, restoratif uygulamalarda diş hekimleri için talep edilmekte olduğundan son zamanlarda; daha kısa klinik uygulama süreleri için LED ışık cihazı teknolojisinde önemli gelişmeler yapılmıştır [189]. Yeni nesil LED ışık cihazlarının ışık verimi genel olarak geleneksel kompozit rezinler için araştırılmış olsa da, diğer rezin restoratif materyallerle olan performansları hakkında yeterli bilgi mevcut değildir [64].

Kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonu için ışık uygulama süresi literatürde 20-40 sn arasında belirtilmektedir. Üreticilerin tavsiyesi de bu yöndedir. Daha koyu renkli kompozit rezinlere daha fazla sürede ışık uygulanması önerilmektedir [190]. Etkili bir polimerizasyon için 2 mm'lik bir kompozit tabakasına en az 300-400 mW/cm² ışık yoğunluğu olan bir ışık kaynağı ile 40 sn ışık uygulanarak

polimerize edilmesi literatürde geniş bir şekilde önerilmiştir [191, 192]. Bu çalışmada da literatüre uygun olarak 20, 30 ve 40 sn ışık uygulama süreleri kullanılmıştır.

Çalışmamızın sonucunda Filtek Z250 restoratif materyali polimerizasyon yüzdesi açısından diğer bulk fill kompozit rezinlere kıyasla daha yüksek değerler göstermiş olup, aradaki bu fark da istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($P=0.018$). Bu çalışmada test edilen tüm bileşikler için materyallerin renkleri benzer kullanılmıştır (A2, universal, IV A (A2-A3 arası tona eşdeğer)). Buna ek olarak kontrol grubu hariç, ışığın iletilmesini etkileyen faktörler (restoratif materyalin kalınlığı ve ışık ucunun restorasyon yüzeyine olan mesafesi) standardize edilmiştir. Bulk fill kompozitler için tek değişiklik ışık kaynakları ve ışık süreleri olmuştur. Dolayısıyla bu çalışmada, konversiyon derecelerindeki herhangi bir farklılık, materyallerin bileşimindeki farklılıklara ve ışık cihazlarının aydınlatma özelliklerine atfedilebilir. Kontrol grubunun daha yüksek değerler göstermesi ise 2 mm'lik tabakalar halinde geleneksel yöntemle polimerize edilmesine bağlanabilir.

Çalışmamızda Tetric Evo Ceram Bulk fill restoratif materyalinin konversiyon derecesi bulgularının diğer bulk fill restoratif materyallerden yüksek çıkması, Ivocerin isimli bir foto-başlatıcı içermesinden kaynaklanabilir. Diğer kompozitlerde foto-başlatıcı olarak kamforkinon kullanıldığını varsayarsak, bulduğumuz sonuçlardaki farklılık, kamforkinonun yapısında farklı emilme özelliklerine sahip kompleksler oluşturan farklı aminlerin kullanımı ile ilişkilendirilebilir [117].

SDR ve Venus, doldurucu içerikleri düşük, kaide olarak tasarlanmış akışkan kompozit rezinlerdir. Abrazyona dirençlerinin düşük olması sebebi ile fazla yük gelen bölgelerde kullanıldıklarında restorasyonun okluzal kısmına daha dirençli bir kompozit rezin tabaka ilavesi gerekmektedir.

Nomoto ve Hirasawa [193], polimerizasyon derinliğinin; kompozitin ışık geçirgenliğine, monomer kompozisyonuna, rezin materyallerdeki başlatıcı, inhibitör ve hızlandırıcıların türüne ve konsantrasyonuna bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan kompozit rezinler; farklı inorganik doldurucu türleri, boyutları, miktarı ve farklı monomer bileşimi içermektedir (Tablo 3.3).

Öztürk ve ark. [15] 6 farklı kompoziti (Filtek Z250, Filtek P60, Spectrum TPH, Pertac II, Clearfil AP-X ve Clearfil Photo Posterior) 2 mm derinlik ve 5 mm genişliğindeki kalıplarda polimerize ettikten sonra konversiyon derecelerini FTIR analiziyle ölçmüşler ve en yüksek değerleri Filtek Z250 ve Filtek P60 gruplarında bulmuşlardır. Bu iki kompozitin daha yüksek dönüşüm derecesine sahip olmasının nedeni, materyallerin yapısındaki UDMA ve Bis-EMA varlığı ile açıklamışlardır.

Filtek Z250 kompozitte üretici, TEGDMA'nın büyük bir kısmını UDMA ve BIS-EMA karışımı ile değiştirmiştir. Bu rezinlerin her ikisi de BIS-GMA'dan daha yüksek molekül ağırlığına ve daha yüksek çift bağ konsantrasyonuna sahiptir. BIS-GMA, hidroksil gruplarının (-OH) omurga üzerindeki kuvvetli intramoleküler hidrojen bağına ve yapısında aromatik halkalar tarafından verilen rijit aromatik çekirdek etkileşimlerine sahip olması nedeniyle en az esnek monomer olarak düşünülür. UDMA, amin (-NH-) ve karbonil grupları (-C=O) arasındaki hidrojen bağı molekül içi etkileşimi nedeniyle visköz bir monomerdır [194]. Ayrıca, UDMA monomerinin üretilen yapısındaki amin gruplarının varlığı, polimerizasyonun devamı için alternatif bir yol sağlayan karakteristik zincir transfer reaksiyonlarından sorumludur. Bu reaksiyonlar, ağdaki radikal alanların hareketliliğinin artmasına, dolayısıyla polimerizasyonun ve monomer dönüşümünün de artmasına neden olur [107].

Emami ve Söderholm [195], Filtek Z250'nin daha yüksek dönüşüm derecesini; nispeten katı ve hidrojene bağlı Bis-GMA moleküllerinin, daha uzun ve daha esnek olan BIS-EMA molekülleri ile kısmen yer değiştirmesine bağlı olabilir şeklinde açıklamışlardır.

Doldurucu miktarının rezine oranı da ayrıca önemlidir. Doldurucu oranı ne kadar yüksek olursa kompozitin polimerize olması da o kadar zor olur [6]. Çünkü doldurucu miktarının artması, polimerik zincir yayılımını engeller [196] ve BIS-GMA'nın yüksek viskozitesi nedeniyle hareketliliği azaltır [107]. Genel olarak bulk fill kompozitler, geleneksel kompozite kıyasla daha translüsent bir yapı gösterir [63]. Işık iletimi materyalin opasitesine bağlı olduğundan [197], 4 mm kalınlığındaki bulk fill kompozitlerde gözlenen konversiyon derecesi opazitenin azalmasından dolayı

ortaya çıkar. Kompozit içerisindeki doldurucu miktarının azaltılması ile translüentlik artırılabilir [198].

Bu çalışmadaki rezin kompozitlerin doldurucu yüzdesi ağırlıkça %78 ile %65 arasında değişmektedir. Resin kompozitlerde doldurucunun türü, boyutu ve yüzdesinin polimerizasyonu ve konversiyon derecesini etkileyebileceği iddia edilmekle birlikte çalışmamızın sonuçları konversiyon derecesinin doldurucunun yüzdesine bağlı olmayabileceğini göstermiştir. Filtek Z250 %78 doldurucu yüzdesine sahipken en yüksek konversiyon derecesi değerlerini; aynı şekilde Venus bulk fill %65 doldurucu yüzdesine sahipken en düşük konversiyon derecesi değerlerini almıştır.

Öztürk ve ark. [15] ve Price ve ark. [199] da çalışmalarında bizim çalışmamızda olduğu gibi doldurucu yüzdesi ile ışık iletimi arasındaki ilişkinin doğrusal olmadığını bildirmişlerdir. Bu durumun kompozit kütlesi boyunca iletilen ışık miktarında sadece kompozit rezinlerin içeriklerinde bulunan inorganik doldurucuların şekli, boyutu, opasitesi ve dağılımı değil aynı zamanda kompozit rezinlerin sahip oldukları organik matriks, başlatıcı sistem, kamforkinon ve amin konsantrasyonu, aminin moleküler yapısı, monomer polimerizasyonunu başlatacak radikallerin reaktivite düzeyi ve doldurucu partikülleri arasındaki boşlukların da etkili olmasına bağlanabileceği düşünülmektedir [142, 200-204].

Aynı zamanda akışkan kompozit rezinler azalmış doldurucu miktarı ve azalmış viskozite ile karakterize edilmektedir. Bu çalışmada kullanılan kütleli yerleştirilebilen akışkan kompozit rezinlerde doldurucu yükleme oranları (doldurucu miktarı ağırlıkça SDR=%68, Venus=%65) ve konversiyon derecesi değerleri, kütleli yerleştirilebilen posterior kompozit rezinlerden (doldurucu miktarı ağırlıkça Filtek Bulk fill=%76,5, Tetric Evo Ceram=%76-77, Filtek Z250=%78) daha düşük bulunmuştur (%DC Filtek Z250 > Tetric Evo Ceram > Filtek Bulk fill > SDR > Venus).

Alshali ve ark. [152] 8 farklı kompozitin (SDR, Venus, x-tra base, Filtek Bulk fill, Venus Diamond akışkan, Grandioso akışkan, Venus Diamond ve Grandioso) konversiyon derecelerini ışık uygulandıktan hemen sonra ve 24 saat sonra FTIR-ATR analizi ile ölçtükleri çalışmalarında şu sonuçları bulmuşlardır: Işık uygulandıktan

hemen sonraki sonuçlar büyükten küçüğe; Grandioso Flow > Venus Diamond Flow > SDR > Venus > x-tra baz > Grandioso > Filtek Bulk fill < Venus Diamond şeklindedir ve değerler %34.7 ile %77.1 arasında değişmektedir. Işık uygulandıktan 24 saat sonraki değerler büyükten küçüğe; Grandioso Flow> Venus> Venus Diamond> SDR > Venus Diamond Flow > Grandioso > x-tra baz < Filtek Bulk fill şeklindedir ve değerler %50.9 ile %93.1 arasında değişmektedir. Grandioso Flow kompozit en yüksek değere sahiptir. Bunun sebebi TEGDMA monomerinin yüksek konsantrasyonun katkısından kaynaklanmaktadır [152]. X-trabaz ve Filtek Bulk fill polimerize edildikten 24 saat sonraki ölçümlerde en düşük değeri göstermiştir. Düşük değer göstermelerinin sebebi; UDMA monomerinin hareketliliğinin, kompozitin mekanik performansını kısıtlaması ve reaktivliklerini azaltması ile açıklanmıştır. Bu çalışmada Filtek bulk fill hariç diğer materyallerde, ışık uygulandıktan hemen sonraki ölçüme kıyasla 24 saat geçtikten sonra ölçülen konversiyon derecesi değerlerinde anlamlı bir artış görülmüştür. Çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızla paralel olmamakla birlikte, ölçümleri 24 saat sonra yapmanın sonuçları değiştireceğini ve daha sağlıklı olduğunu söyleyebiliriz. Önceki çalışmalarda da polimerizasyonun büyük ölçüde ışık uygulandıktan sonraki ilk birkaç dakikada veya birkaç saat içinde gerçekleştiği gösterilirken [205, 206], dönüşüm derecesinin azami 24 saate kadar daha yavaş olarak arttığı görülmüştür [207].

Al-Ahdal ve ark. [153] 8 farklı kompoziti (x-tra base, Venus, Tetric Evo Ceram, Sonic Fill, Filtek Bulk fill, everX Posterior, Beautifil Bulk akışkan ve Beautifil Bulk Restorative) LED ışık cihazıyla (Elipar S-10) 20 sn polimerize ettikten 24 saat sonra konversiyon derecelerini FTIR-ATR yöntemiyle ölçtüklerinde sonuçları Venus=%71.9, Filtek Bulk fill=%58.5, Tetric Evo Ceram=%54.5 şeklinde bulmuşlardır. Bu çalışmadaki aynı ışık cihazı ve ışık uygulama süresi düşünüldüğünde biz kendi sonuçlarımızı Venus=%45.50, Filtek Bulk fill=%36.20 ve Tetric Evo Ceram=%62.25 şeklinde bulduğumuz için iki çalışmanın sonuçlarının tam olarak paralellik göstermemekle birlikte, Venus > Filtek Bulk fill sıralamasının paralellik gösterdiğini söyleyebiliriz.

Kopperud ve ark. [132] Tetric Evo Ceram ve Filtek Z250 kompozitleri 3 farklı LED ve 1 tane QTH ışık cihazıyla polimerize ederek FTIR-ATR ile konversiyon derecelerini ölçtükleri çalışmalarında Tetric Evo Ceram Bulk fill kompozitin

değerlerini, bizim çalışmamızla da uyumlu olacak şekilde Filtek Z250'den düşük bulmuşlardır. Üretici tarafından verilen partikül boyutlarının aralıkları, sırasıyla 0.04-3.0 mikrometre ve 0.01-3.5 mikrometre'dir ve iki materyal için çok farklı değildir. Bununla birlikte, ortalama partikül boyutu sadece bir materyal için verilmiştir ve gerçek partikül boyutu dağılımı herhangi bir materyal için bilinmemektedir. Bu çalışmadaki SEM görüntüleri, Filtek Z250'de doldurucu partiküllerinin daha homojen dağıldığını, Tetric Evo Ceram Bulk filde ise partiküllerin/polimerizasyon öncesi doldurucuların (pre-polimerize doldurucu) heterojen dağılımlarını ve yığın şeklinde kümeleşmesini göstermiştir. Dolayısıyla bu farklılıkların, materyale uygulanan ışığın saçılma ve penetrasyon derinliğini ve böylece artık monomeri de yansıtan polimerizasyon derecesini etkileyebileceği söylenmiştir.

Çoğunlukla kompozitteki büzülme stresini azaltmak ve yeterli polimerizasyon sağlamak için birden fazla rezin tabakası yerleştirilerek kavitenin doldurulması önerilir [208]. Dental kompozitlerin klinik uygulaması ile ilgili olarak, bu çalışmanın sonuçları, tabakalama tekniğinin, 4 mm'lik bir derinlikle kıyaslandığında dönüşüm derecesi değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede artırdığını göstermektedir ($p=0.018$). Frauscher ve ark. [155] da benzer şekilde 5 farklı kompoziti (Miris 2, N'Durance, Premise, Simile, Venus Diamond) 3 farklı sürede (10, 20, 40 sn) polimerize ettikten sonra 0.1, 2 ve 6 mm'de konversiyon derecesi değerlerini FTIR-ATR analizi ile ölçtükleri çalışmalarında; kütleli polimerize etme işleminin, yanlışlıkların günlük uygulamada önemli fakat daha az belirleyici bir rol oynayabileceği tabakalı dolumun aksine, yeterli ışık uygulama sürelerine daha fazla bağımlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Li ve ark. [209] 5 farklı kompozitin (everX Posterior, Filtek Bulk Fill akışkan, SDR, Tetric Evo Ceram, Herculite XRV Ultra) konversiyon derecelerini polimerizasyondan 24 saat sonra μ Raman yöntemiyle ölçtükleri çalışmalarında; aynı şartlar altında SDR'nin konversiyon derecesini Tetric Evo Ceram bulk fill'den daha yüksek bulmuşlardır (SDR=%77.3, Tetric Evo Ceram=%70.8). SDR'nin polimerizasyon verimliliğinin muhtemelen öncelikle materyal boyunca ışığın iletilmesini güçlendiren yüksek translüensisinden kaynaklandığını söylemişlerdir. Bununla birlikte Tetric Evo Ceram Bulk fill için etkili polimerizasyon derinliğinin 4,2

mm olduğunu söylemişlerdir ki, biz çalışmamızda 4 mm derinlikte polimerize ettik. Tetric Evo Ceram Bulk fillin geleneksel kompozit rezine (Herculite XRV Ultra) kıyasla geliştirilmiş polimerizasyon verimliliğini yapısının translüent olmasına ve bileşimine Ivocerin adı verilen bir başlatıcı sistemin ilave edilmesine dayandırmışlardır. Bizim çalışmamızda bulunan sonuçlardaki farklılıklar; ölçüm yöntemindeki değişiklikler ve numunelerin kalınlığı ile ilişkili olabilir.

Ilie ve ark. [210] da çalışmalarında mikrosertlik yöntemiyle ölçtükleri Tetric Evo Ceram Bulk fillin tek seferde 4 mm derinlikte, klinik olarak ilgili polimerizasyon koşulları altında SDR ve Venus'e benzer şekilde polimerize olduğunu kanıtlamışlardır. Bu polimerizasyon verimliliğinin sadece bir radikal ile polimerizasyon başlatabilen kamforkinon/amin sistemlerinden daha etkili olan Ivocerin'den kaynaklı olduğunu belirtmişlerdir.

Zorzin ve ark. [16] Filtek Bulk fill, SDR, Tetric Evo Ceram, Venus, X-traBase, Filtek Z250 ve Filtek Supreme XTE akışkan bulk fill rezin kompozitlerin örnek kalınlıklarındaki farklılıkların polimerizasyon derecelerine etkisini FTIR analizi ile incelemişlerdir. Venus en yüksek konversiyon derecesi değerini (%80.07) gösterirken, Filtek Z250 kompozitin 4 mm kalınlığında polimerize edilen örneği en düşük değeri (%22.2) göstermiştir. Bu çalışmada dental kompozitlerin 2 mm olan kalınlığı 4 mm olarak artırıldığında polimerizasyon derecesinde önemli düşüşler görülmemekle beraber bizim çalışmamızdaki Filtek Z250 örneklerin her 2 mm'de bir ışık uygulandığı için istatistiksel olarak daha yüksek sonuçlar verdiği ($P=0.018$) düşünülebilir. Çalışmanın sonucunu organik matriksin monomer bileşiminin dental kompozitin dönüşüm derecesini etkileyeceğini söyleyerek açıklamışlardır. UDMA monomeri içeren dental kompozit BIS-GMA içerenden daha yüksek konversiyon derecesi göstermektedir (çift bağ konsantrasyonu (UDMA=4.25 mol/kg⁻¹, BIS-GMA=3.90 mol/kg⁻¹).

Guimaraes ve ark. [211] Venus, SDR ve geleneksel akışkan kompozitlerin (Gaenial Universal Flow (GC Europe), Wave MV (SDI)) farklı kalınlıktaki örneklerinin polimerizasyon derecesini incelemişlerdir. 10 dk ve 24 saat sonra FTIR spektroskopisi ile polimerizasyon derecesi saptanmıştır. Konversiyon derecesi değerlerine bakıldığında geleneksel kompozitlerin 3 mm'den daha fazla derinlikte

olanlarında önemli azalmalar görülmektedir. Bulk fill kompozitlerde ise 6 mm'ye kadar olan kalınlıktaki örneklerde polimerizasyon derinliği tatmin edici özellik göstermiştir. Bizim çalışmamızda her 2 mm'de bir ışık uygulanan geleneksel kompozit Filtek Z250'nin daha yüksek değerler göstermesini de dikkate alarak geleneksel kompozitler için tabakalama tekniği kullanılması gerektiğini söyleyebiliriz. Kullanılan diğer bulk fill materyaller ise birbirlerine benzer şekilde diğer çalışmalara paralel sonuçlar göstermiştir [16, 152]. Halen yaygın olarak kullanılan ve 2 mm'de bir ışık uygulanan geleneksel yöntem tatmin edici sonuçlar vermektedir.

Klinik pratiğinde kompozit rezin yüzeyi ile ışık kaynağının ucu arasındaki uzaklık, ancak materyalin uygulanan en üst tabakasında minimum düzeyde olabilmektedir. Kavite derinleştikçe (kompozit kalınlığı arttıkça) ışık uygulama ucu ile rezin materyal yüzeyi arasındaki uzaklık artar [173]. Bu uzaklığın artmasına bağlı olarak, ışık kaynağının, ışık uygulama ucunda elde edilen enerji düzeyi ile kompozit yüzeyine ulaşan ışığın enerji düzeyi farklılık göstermektedir [143, 199]. Ayrıca, ışık kaynağından salınan ışık, uygulaması süresince ve kompozit yapısı içinde emilime ve saçılma uğrar. Bu nedenle, ışık yoğunluğu kompozit tabakasının derinliklerine doğru azalır ve zayıflar [212, 213]. Işık kaynağından salınan enerjiyi, en yüksek oranda, kompozitin üst yüzeyi alır [214].

Çalışmamızda kullandığımız ışık cihazlarının yoğunlukları birbirine yakındır (Elipar S10=1200 mW/cm², Elipar DeepCure-S=1470 mW/cm², Valo Cordless=1000 mW/cm²). Elde ettiğimiz sonuçlarda konversiyon derecesi ortalamaları Valo Cordless grubunda Elipar Deepcure-S ve Elipar S10 gruplarına oranla daha yüksek bulunurken aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0.465$). Valo Cordless ışık kaynağının standart modunun ışık çıkış gücü 1000 mW/cm² olup göreceli olarak Elipar S10 ve Elipar DeepCure-S ışık cihazlarından daha düşük ışık çıkış gücüne sahip olmasına karşın, bu ışık cihazıyla daha yüksek konversiyon derecesi elde edilmesi Valo ışık cihazının 3. jenerasyon farklı emisyon spektrumlarına sahip iki veya daha fazla dalgalı mavi-mor LED çipi bulunduran geniş spektrumlu bir LED lambası olmasına bağlanabilir. Elipar S10 ve Elipar DeepCure-S ışık kaynaklarından alınan sonuçlar, Elipar DeepCure-S ışık cihazının ışık çıkış gücünün Elipar S10'dan fazla

olmasından ve ışık huzmesinin dağılmadan daha derine dik bir şekilde ulaşmasından kaynaklanabilir.

Rencz ve ark. [215], aralarında kullanmış olduğumuz Elipar S-10'un da olduğu birkaç yeni nesil LED ışık cihazının, kısa uygulama sürelerindeki polimerizasyon etkinliklerini araştırdıkları çalışmalarında, Filtek Z250 için yeterli olacak ışık uygulama süresinin en az 20 sn olması gerektiği bildirilmiştir. Çalışmamızda Filtek Z250 kompozitin Elipar S10 ışık uygulandığı örneklerdeki konversiyon derecesi değerlerini 20. saniyede %51.54, 30. saniyede %63.30 ve 40. saniyede %68.51 bulduk. Bu durumda aynı grup için ışık uygulama süresini artırmanın polimerizasyon verimliliğini de artırdığını söyleyebiliriz. Rencz ve ark. yaptıkları çalışmada, kompozitlerin mikro-mekanik özellikleri üzerinde; polimerizasyon süresi, kompozit kalınlığı ya da ışık kaynağı gibi faktörlerden çok, kompozit yapısının etkili olduğunu bildirmişlerdir [215].

Leprince ve ark.'nın [216] yaptıkları çalışmada, yüksek ışık gücüne sahip LED ışık kaynağı ile 11 farklı kompozit 40 sn süre ile polimerize edilip fiziko-mekanik özellikleri değerlendirilmiş, sertlik oranları ve Raman spektroskopisi yöntemiyle konversiyon dereceleri hesaplanmıştır. Bulk fill kompozitlerin mikrosertlik değerleri geleneksel, hibrit yapıda bir kompozit olan Grandio'dan oldukça düşük bulunmuş olup, mekanik özelliklerinin akışkan kompozitlere daha yakın olduğu bildirilmiştir. Çalışmada ayrıca, bulk fill kompozitlerin yüksek okluzal stres alan bölgelerde, başarılı restoratif uygulamalarda kullanılmasının tartışmalı olduğu sonucuna varılmıştır. Yine aynı çalışmada konversiyon dereceleri kıyaslandığında bulunan sonuçlar; Venus Bulk fill > SDR > Tetric EvoCeram Bulk fill > Filtek Bulk fill şeklindedir. Biz de çalışmamızda kontrol grubu olan geleneksel kompozit Filtek Z250'nin değerlerini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek bulduğumuzdan dolayı ($P=0.018$) bu iki çalışmanın sonuçları, kullanılan yöntem ve test metodu farklı olmakla beraber, benzerlik göstermektedir.

El-Safty ve ark.'nın [58] 2012 yılında yaptıkları çalışmada kompozit rezinlerin nanomekanik özellikleri araştırılmış, nanosertlik değerlerinin bulk fill kompozitlerde geleneksel kompozitlere göre daha düşük çıktığı bildirilmiştir.

Kompozit rezin materyallerin mikrosertliklerinin değerlendirildiği çalışmalarda ışık cihazının özellikleri, ışık yoğunluğu ve ışık uygulama sürelerinin kompozitlerin yüzey sertliği üzerine önemli etkileri olduğu bildirilmiştir [197, 217]. Kompozit rezinin 2 mm kalınlığı için önerilen ışık uygulama süreleri değişiklik göstermektedir. Bazı yazarlar tarafından 60 sn tavsiye edilirken, bazıları tarafından 40 sn önerilmektedir [190, 218]. Biz alışmamızda 3 farklı ışık süresi kullandık ve bu süreleri birbiri arasında kıyasladık. Polimerizasyon sürelerinin ortalama değerleri incelendiğinde 40 saniye grubunun en yüksek olduğu, 20 saniye grubunun ise en düşük olduğu görülmekle beraber aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur. Bu açıdan, uzatılmış ışık uygulama süresinin polimerizasyon derinliği açısından avantajlı olduğu varsayılabilir.

AlShaafi ve ark. [219] yaptıkları çalışmada, Tetric EvoCeram Bulk fill kompoziti 2 ve 4 mm derinlikte, Filtek Supreme Ultra geleneksel kompoziti ise 2 mm derinlikte, Valo Cordless ışık cihazının 3 farklı modunda sırasıyla; yüksek güçte (2920 mW/cm²) 5 sn, orta güçte (1450 mW/cm²) 10 sn ve düşük güçte (730 mW/cm²) 20 sn olacak şekilde polimerize ederek konversiyon derecelerini FTIR-ATR ile ölçmüşlerdir. Elde edilen sonuçlara göre Valo ışık cihazının farklı sürelerinde konversiyon derecesi değerleri benzer bulunurken, farklı derinliklerdeki sonuçlar konversiyon derecesi açısından farklılık göstermiştir. Sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermekle beraber, çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin 20 saniyeden daha düşük uygulama sürelerinde konversiyon derecelerinin değerlendirilmesi gereklidir.

Lindberg ve ark. [169] LED ve QTH ışık kaynaklarını kullandıklarını çalışmalarında örnekleri 20 sn ve 40 sn süreyle polimerize etmişlerdir. Işık cihazlarını 20 sn uyguladıklarında, polimerizasyon derinliğinin 2,1-3,9 mm arasında olduğunu, ışık uygulama süresi 40 sn'ye çıkarıldığında bu derinliğin 3,0-4,7 mm arasına çıktığını gözlemlemişler ve uzatılmış ışık uygulama süresinin kullanılan bütün ışık cihazlarında polimerizasyon derinliğinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış sağladığını belirtmişlerdir.

Hashimoto ve ark. [220] da kompozit rezinlerin restorasyonlarında yeterli monomer değişim dereceleri için uygulanması gereken ışık süresini 40 sn olarak

bildirmişlerdir. Çeşitli araştırmacılar, ışık cihazları ile elde edilen polimerizasyon etkinliklerinin artırılmasında, ışık uygulama süresinin uzatılmasının etkili olabileceğini belirtmişlerdir [6, 180, 221]. Çalışmamızda da ışık uygulama süresi uzatıldığında dönüşüm derecesinde artış olduğu görülmüştür.

Karakoç ve ark. [222] 2014 yılında yaptıkları çalışmalarında 2 tane bulk fill ve 1 geleneksel kompozit rezini (Tetric EvoCeram, Sonic Fill ve Filtek Z250) bizim çalışmamızda olduğu gibi, bulk fill kompozit rezinleri 4 mm, geleneksel kompozit rezini 2 mm derinliğinde olacak şekilde polimerize ederek mikrosertliklerini incelemişlerdir. Örneklerin polimerizasyonunu QTH ve LED ışık cihazlarının farklı modlarında üreticinin önerdiği sürelerde gerçekleştirmişlerdir. Bu süreler LED ışık kaynağı ile polimerize edilen gruplarda SonicFill için 20 sn, Tetric EvoCeram içinse 10 sn'dir. Her iki kompozitte de alt-üst yüzey sertlik oranları %80' in altında bulunmuştur. Bu çalışmada ayrıca bizim çalışmamızda olduğu gibi Filtek Z250 grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Bucuta ve ark. [63] bulkfill ve geleneksel kompozitlerin (x-tra base, SDR, Venus Bulk fill, Filtek Bulk fill, x-tra fil, Sonic Fill, Tetric EvoCeram Bulk fill, GrandioSO, Premise, Venus Diamond, CeramXmono, GrandioSO Heavy Flow, Clearfil Majesty Flow) mikromekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmalarında; kompozitlerin polimerizasyonunu yüksek güçte LED ışık kaynağı ile 20 sn süresince gerçekleştirmişlerdir. Alt-üst yüzey mikrosertlik değeri oranlarını 2 ve 4 mm'de tüm kompozit gruplarında %80'in üzerinde, 6 mm'de ise sadece Venus Bulk fill, SDR, x-tra fil ve Tetric EvoCeram Bulk fill'de %80'in üzerinde bulmuşlardır.

Al-Ahdal ve ark. [153] ışık uygulama süresinin kuşkusuz, kullanılan ışığın şımım düzeyine ve materyalin polimerizasyonu için gerekli olan toplam enerjisine bağlı olarak konversiyon derecesi üzerinde belirgin bir etkisi olduğunu söylemişlerdir.

Durner ve ark. [223] ve Frauscher ve ark. [155] yeterli ışık uygulama süresi (20 sn, 40 sn) ve orta derecede şımımın (yaklaşık 1000 mW/cm²) kompozit rezinin polimerize olduğundan emin olmak için şart olduğunu söylemişlerdir, ki çalışmalarında 40 saniyeden uzun sürede konversiyon derecesinde önemli bir artış olurken 5. ve 10. saniyede düşük değerler bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da 40.

saniyedeki konversiyon derecesi değerleri, 20. ve 30. saniyedeki konversiyon derecesi değerlerinden daha yüksek olmasına karşın aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak bizim çalışmamızda kullanılan restoratif materyallerin 20 saniyeden daha düşük uygulama sürelerinde konversiyon derecelerinin değerlendirilmesi gereklidir.

Kopperud ve ark. [132] belirli ışık cihazları ve materyal kombinasyonları için, daha uzun ışık uygulama süresinin polimerizasyon derinliği üzerinde büyük bir etkisi olacağını söylemişlerdir. Bu çalışmada özellikle kısa süreli ışık uygulamasında, ışık cihazları arasındaki yoğunluk farkının, materyalin polimerizasyon derinliği üzerinde daha güçlü bir etkisi olduğu görülmüştür. Çünkü daha az yoğunluklu ışık cihazı, en kısa ışınlama sürelerinde yeterli polimerizasyon için gereken enerjiyi sağlayamamıştır.

Moreira ve ark. [224] 10. sn, 20. sn ve 40. sn sürelerde polimerizasyon sonucu salınan artık monomer miktarlarını araştırmışlar ve artırılmış polimerizasyon süresinin artık monomer miktarını ve su emilimini azalttığını bildirmişlerdir. Aynı zamanda, bu araştırmacılar firmalar tarafından tavsiye edilen ışık uygulama sürelerinin yeterli düzeyde olmadığını savunmaktadır.

Matsumoto ve ark. [225] da üreticilerin önerdikleri srelerin tam bir polimerizasyon için genellikle yetersiz olduğunu bildirmiştir. LED ve halojen cihazlar ile yapılan bazı çalışmalarda 20 sn ile 40 sn ışık uygulama arasında anlamlı bir fark görülmekle birlikte [197, 226] bazı araştırmalar düşük ışık ($\leq 400 \text{ mW/cm}^2$) yoğunluğuna sahip cihaz kullanımında ek ışınlama süresine ihtiyaç olduğunu bildirmektedir [190, 227].

6. SONUÇLAR

Dört farklı bulk fill ve bir geleneksel kompozit rezinin (Filtek Bulk fill, SDR, Tetric Evo Ceram Bulk fill, Venus Bulk fill ve Filtek Z250), üç farklı ışık kaynağı ile (Elipar S10, Elipar Deepcure-S ve Valo Cordless) ve üç farklı ışık uygulama süresinde (20, 30 ve 40 sn) polimerizasyonu sonucu konversiyon derecelerinin FTIR-ATR analizi ile değerlendirildiği bu çalışmada;

- Kompozitlerin konversiyon derecesi ortalamaları Filtek Z250> Tetric Evo Ceram> Filtek Bulk fill> SDR> Venus olarak bulunurken, kontrol grubu olan Filtek Z250'ye ait örneklerin konversiyon derecesi değerleri, diğer 4 gruba kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ($P=0.018$).
- Işık cihazlarının konversiyon dereceleri ortalamaları Valo> Elipar Deepcure-S> Elipar S10 olarak bulunurken aralarında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($P=0.465$).
- Işık uygulama sürelerinin konversiyon dereceleri 40 sn> 30 sn> 20 sn olarak bulunurken aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Konversiyon derecesindeki değişiklikler, ışık kaynaklarından çok, kompozitin karakteriyle ve uygulanan materyal kalınlığıyla ilgilidir. Farklı kompozitler karşılaştırılırken doldurucu partikül tipi, oranı ve kullanılan organik matris yapısı, polimerizasyon derinliğinin değişmesine neden olarak, sonucu etkileyebilir.

7. ÖNERİLER

1. Geleneksel tabakalı tekniğin, kütleli yerleştirme tekniğine kıyasla daha yüksek başarı gösterdiği kanıtlanırsa da bulk fill kompozit rezinler önerilen kalınlıklarda LED ışık cihazları ile yeterli polimerizasyon gösterdiğinden uygun endikasyon olduğunda alternatif olarak tercih edilebilir. Derin kaviteelerde bulk fill kompozitlerin ışık uygulama sürelerinin artırılması önerilir.
2. Çalışmamızda kullanılan LED ışık kaynaklarının standart modları tercih edildiğinden yüksek çıkış gücü bulunan daha kısa süreli ve yüksek enerjili modlarının ayrıca değerlendirilmesi uygun olacaktır.
3. Kompozitin optimal polimerizasyonunun sağlanması için gerekli olan toplam enerji değerinin ürün üretilirken, firma tarafından yaklaşık olarak hesaplanması ve ürün bilgilendirme formunda bulunması klinik performansa olumlu yansıyacaktır.
4. Monomer değişim derecesi, bir kompozitin polimerizasyonu sırasında ve sonrasında mekanik özelliklerini oluşturan etkenler hakkında detaylı bilgi sahibi olunmasını sağlayabilir. Buna rağmen, bu test yönteminin özellikle yeni monomerler içeren kompozitlerde başka testler ile birlikte kullanılarak ilave çalışmalar yapılması çok daha net sonuçlara ulaşılmasını sağlayacaktır.
5. Kompozitlerin arka bölge restorasyonlarda kullanımının daha etkin ve kolay bir biçimde gerçekleştirilebilmesi ve tedavi süresinin kısaltılması amacıyla üretilen yeni nesil bir kompozit tipi olan bulk fill kompozitlerin fiziko-mekanik özelliklerinin ilave çalışmalar ile araştırılması gerektiği düşüncesindeyiz.

8. KAYNAKLAR

1. Sakaguchi, R.L., et al., *Effects of polymerization contraction in composite restorations*. J Dent, 1992. **20**(3): p. 178-82.
2. Ferracane, J.L. and J.C. Mitchem, *Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities*. Am J Dent, 2003. **16**(4): p. 239-43.
3. Ferracane, J.L., *Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience*. Oper Dent, 2008. **33**(3): p. 247-57.
4. Sarrett, D.C., *Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations*. Dent Mater, 2005. **21**(1): p. 9-20.
5. Flury, S., et al., *Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials?* Dent Mater, 2012. **28**(5): p. 521-8.
6. Yoon, T.H., et al., *Degree of polymerization of resin composites by different light sources*. J Oral Rehabil, 2002. **29**(12): p. 1165-73.
7. Poskus, L.T., E. Placido, and P.E. Cardoso, *Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations*. Dent Mater, 2004. **20**(8): p. 726-32.
8. Sigusch, B.W., et al., *Resin-composite cytotoxicity varies with shade and irradiance*. Dent Mater, 2012. **28**(3): p. 312-9.
9. Miletic, V. and A. Santini, *Optimizing the concentration of 2,4,6-trimethylbenzoyldiphenylphosphine oxide initiator in composite resins in relation to monomer conversion*. Dent Mater J, 2012. **31**(5): p. 717-23.
10. Turssi, C.P., J.L. Ferracane, and K. Vogel, *Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites*. Biomaterials, 2005. **26**(24): p. 4932-7.
11. Tarle, Z., et al., *The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples*. J Oral Rehabil, 1998. **25**(6): p. 436-42.
12. Uctasli, S., et al., *The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources*. Dent Mater, 2005. **21**(5): p. 469-75.
13. Ferracane, J.L. and E.H. Greener, *Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison*. J Dent Res, 1984. **63**(8): p. 1093-5.
14. Stansbury, J.W. and S.H. Dickens, *Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy*. Dent Mater, 2001. **17**(1): p. 71-9.

15. Ozturk, B., et al., *Conversion degrees of resin composites using different light sources*. Eur J Dent, 2013. **7**(1): p. 102-9.
16. Zorzin, J., et al., *Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing*. Dent Mater, 2015. **31**(3): p. 293-301.
17. Eren Halıcı, S., *Ön ve Arka Dişlerde Tam Seramik Kronların Kenar Uyumlarının Simantasyon Öncesi ve Sonrası Değerlendirilmesi*. 2013.
18. Dayangaç, B., *Kompozit rezin restorasyonlar*. 2000: Güneş Kitabevi.
19. Bayne, S.C., et al., *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Chaper, 2006. **7**: p. 307-44.
20. Van Noort, R. and M.E. Barbour, *Introduction to Dental Materials4: Introduction to Dental Materials*. 2013: Elsevier Health Sciences.
21. Craig, R.G., *Chemistry, composition, and properties of composite resins*. Dental Clinics of North America, 1981. **25**(2): p. 219.
22. Peutzfeldt, A., *Resin composites in dentistry: the monomer systems*. European journal of oral sciences, 1997. **105**(2): p. 97-116.
23. 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.
24. Özdemir, 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. **2013**(2).
25. 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.
26. Craig, R.G., F.A. Peyton, and K. Asgar, *Restorative dental materials*. 1975: Mosby.
27. Fu, J., et al., *Characterization of a low shrinkage dental composite containing bismethylene spiroorthocarbonate expanding monomer*. International journal of molecular sciences, 2014. **15**(2): p. 2400-2412.
28. Terry, D., K. Leinfelder, and M. Blatz, *A comparison of advanced resin monomer technologies*. 2009.
29. Willems, G., et al., *Composite resins in the 21st century*. Quintessence International, 1993. **24**(9).
30. Bayırlı, S. and S. Sirin, *Konservatif Dis Tedavisi*. Istanbul: Dünya Tıp Kitabevi Ltd. Sti, 1982: p. 278-298.

31. Gladwin, M.A. and M. Bagby, *Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases*. 2004: Lippincott Williams and Wilkins.
32. McCabe, J., *Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi*. İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, 1999(96): p. 57.
33. Altun, C., *Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler*. Gülhane Tıp Dergisi, 2005. **47**(1): p. 77-82.
34. Craig, R., J. Powers, and J. Wataha, *Dental materials Properties and manipulation*, 2004. China: Mosby: p. 161-166.
35. Ferracane, J.L., *Materials in dentistry: principles and applications*. 2001: Lippincott Williams & Wilkins.
36. Rawls, H.R. and J. Esquivel-Upshaw, *Restorative resins*. Phillip's Science of Dental Materials. 11th ed. St. Louis, MO: Saunders, 2003: p. 399-442.
37. Burgess, J., R. Walker, and J. Davidson, *Posterior resin-based composite: review of the literature*. Pediatric dentistry, 2002. **24**(5): p. 465-479.
38. Ferracane, J.L., *Resin composite—state of the art*. Dental materials, 2011. **27**(1): p. 29-38.
39. Dos Santos, P.H., et al., *Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites*. Acta Odontologica Scandinavica, 2015. **73**(3): p. 176-181.
40. 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.
41. Tjan, A.H. and C.A. Chan, *The polishability of posterior composites*. The Journal of prosthetic dentistry, 1989. **61**(2): p. 138-146.
42. Ure, D. and J. Harris, *Nanotechnology in dentistry: reduction to practice*. Dental update, 2002. **30**(1): p. 10-15.
43. 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.
44. 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.
45. Murchison, D.F., et al., *Direct anterior restorations*. Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. 3rd ed. Chicago: Quintessence, 2006: p. 274-279.

46. Leinfelder, K.F., *Posterior composite resins: the materials and their clinical performance*. The Journal of the American Dental Association, 1995. **126**(5): p. 663-676.
47. Simanlar, Ö.B., *Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları*. 2004, İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
48. McCabe, J. and A. Walls, *Elastic impression materials: hydrocolloids*. Applied Dental Materials. 9th ed. Ames, Iowa: Blackwell, 2008: p. 154-162.
49. Powers, J.M. and R.L. Sakaguchi, *Craig's restorative dental materials, 13/e*. 2006: Elsevier India.
50. Craig, R.G., J. Powers, and J. Wataha, *Direct esthetic restorative materials. Dental Materials Properties and Manipulation*, 2000: p. 57-79.
51. Wolter, H., W. Storch, and H. Ott. *New inorganic/organic copolymers (ORMOCER® S) for dental applications*. in *MRS Proceedings*. 1994. Cambridge Univ Press.
52. 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/SSO, 2009. **120**(11): p. 972-986.
53. Gökçe, K., *Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005. **2005**(3).
54. Weinmann, W., C. Thalacker, and R. Guggenberger, *Siloranés in dental composites*. Dental Materials, 2005. **21**(1): p. 68-74.
55. Ardu, S., et al., *A new classification of resin-based aesthetic adhesive materials*. Collegium antropologicum, 2010. **34**(3): p. 1045-1050.
56. El-Damanhoury, H. and J. Platt, *Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites*. Operative dentistry, 2014. **39**(4): p. 374-382.
57. Lazarchik, D.A., et al., *Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins*. The Journal of prosthetic dentistry, 2007. **98**(2): p. 129-140.
58. 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.
59. Park, J., et al., *How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling?* Dental Materials, 2008. **24**(11): p. 1501-1505.

60. Fill, T.E.B., *The bulk composite without compromises*. Scientific Documentation. Schaan, Liechtenstein: Ivoclar Vivadent, 2011: p. 1-20.
61. 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.
62. 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. 227-235.
63. 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.
64. 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.
65. Lassila, L.V., et al., *Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses*. Chinese Journal of Dental Research, 2012. **15**(1): p. 31.
66. Garcia, D., et al., *Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins*. Operative dentistry, 2014. **39**(4): p. 441-448.
67. Danesh, G., et al., *Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units*. Journal of dentistry, 2004. **32**(6): p. 479-488.
68. Müjdecı, D.A., D.A. Yeşilyurt, And O. Gökay, *Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonlari Esnasinda Pulpa Odasindaki Isi Değişimlerinin In Vitro Değeirlendirilmesi*.
69. O'Brien, W.J., *Dental materials and their selection*. Vol. 10. 2002: Quintessence Chicago.
70. Skinner, E.W. and R.W. Phillips, *Skinner's Science of Dental Materials*. 1991: WB Saunders.
71. Rawls, R. and F. Esquivel-Upshaw, *Restorative Resins in PHILLIPs' Science of Dental Material*. Eleven. Missouri: Saunders, 2003: p. 401-17.
72. Zaimoğlu, A., et al., *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1993: p. 305-54.
73. Walls, A.W. and J.F. McCabe, *Applied dental materials*. 2000, United Kingdom: The Blackwell Science Ltd.
74. Bektaş, Ö.Ö., Ş.H. Siso, and D. Eren, *Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar*. EÜ Dişhek Fak Derg, 2006. **27**: p. 117-24.

75. Yan, Y., et al., *Changes in degree of conversion and microhardness of dental resin cements*. Operative dentistry, 2010. **35**(2): p. 203-210.
76. Dewaele, M., et al., *Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited*. Dental Materials, 2006. **22**(4): p. 359-365.
77. Imazato, S., et al., *Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR*. Dental Materials, 2001. **17**(2): p. 178-183.
78. Moraes, L.G.P., et al., *Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites*. Journal of Applied Oral Science, 2008. **16**(2): p. 145-149.
79. Kim, S.-H. and D.C. Watts, *Degree of conversion of bis-acrylic based provisional crown and fixed partial denture materials*. The Journal of Korean Academy of Prosthodontics, 2008. **46**(6): p. 639-643.
80. Caughman, W.F., et al., *Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites*. Biomaterials, 1991. **12**(8): p. 737-740.
81. Ferracane, J., et al., *Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cures*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 1999. **11**(6): p. 338.
82. Stansbury, J. and S. Dickens, *Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy*. Dental Materials, 2001. **17**(1): p. 71-79.
83. Ferracane, J., *Elution of leachable components from composites*. Journal of oral rehabilitation, 1994. **21**(4): p. 441-452.
84. Jeong, T.-S., et al., *The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins*. Dental materials journal, 2009. **28**(4): p. 438-445.
85. Garoushi, S., et al., *Effect of nanofiller fractions and temperature on polymerization shrinkage on glass fiber reinforced filling material*. dental materials, 2008. **24**(5): p. 606-610.
86. Halvorson, R., R. Erickson, and C. Davidson, *Polymerization efficiency of curing lamps: a universal energy conversion relationship predictive of conversion of resin-based composite*. Operative Dentistry-University Of Washington-, 2004. **29**(1): p. 105-111.
87. Leprince, J., et al., *Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins*. Dental Materials, 2011. **27**(2): p. 157-164.

88. Civelek, A., Özel E. *İkila polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinligi*. Akademik Dental, 2004: p. 34-39.
89. Price, R.B., C.A. Felix, and P. Andreou, *Evaluation of a second-generation LED curing light*. Journal-Canadian Dental Association, 2003. **69**(10): p. 666-666.
90. Koupis, N.S., et al., *Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer*. Dental Materials, 2004. **20**(10): p. 908-914.
91. Mills, R., K. Jandt, and S. Ashworth, *Restorative Dentistry: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology*. British dental journal, 1999. **186**(8): p. 388-391.
92. Shortall, A., H. Wilson, and E. Harrington, *Depth of cure of radiation-activated composite restoratives-Influence of shade and opacity*. Journal of Oral Rehabilitation, 1995. **22**(5): p. 337-342.
93. Jandt, K., et al., *Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)*. Dental Materials, 2000. **16**(1): p. 41-47.
94. Soh, M., A. Yap, and K. Siow, *The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths*. Operative dentistry, 2002. **28**(6): p. 707-715.
95. Yap, A., *Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time*. Operative Dentistry, 1999. **25**(2): p. 113-120.
96. Rueggeberg, F. and D. Margeson, *The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system*. Journal of Dental Research, 1990. **69**(10): p. 1652-1658.
97. Dietschi, D., N. Marret, and I. Krejci, *Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions*. Dental Materials, 2003. **19**(6): p. 493-500.
98. Rueggeberg, F. and R. Craig, *Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite*. Journal of Dental Research, 1988. **67**(6): p. 932-937.
99. Cohen, M.E., et al., *Statistical estimation of resin composite polymerization sufficiency using microhardness*. Dental Materials, 2004. **20**(2): p. 158-166.
100. Pianelli, C., et al., *The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins*. Journal of biomedical materials research, 1999. **48**(5): p. 675-681.

101. Miyazaki, M., et al., *Determination of residual double bonds in resin–dentin interface by Raman spectroscopy*. Dental Materials, 2003. **19**(3): p. 245-251.
102. Gerzina, T. and W. Hume, *Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro*. Journal of oral rehabilitation, 1994. **21**(4): p. 463-468.
103. Akkurt, F., S. Benli, And A. Alicilar, *Dispers Kırmızı 1 Tekstil Boyasının Karakterizasyonu Ve Uygulanabilirliğinin Araştırılması*. Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi, 2005. **20**(4).
104. Ghauch, A., et al., *Use of FTIR spectroscopy coupled with ATR for the determination of atmospheric compounds*. Talanta, 2006. **68**(4): p. 1294-1302.
105. Schmitt, J. and H.-C. Flemming, *FTIR-spectroscopy in microbial and material analysis*. International Biodeterioration & Biodegradation, 1998. **41**(1): p. 1-11.
106. Neves, A., et al., *Influence of the power density on the kinetics of photopolymerization and properties of dental composites*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2005. **72**(2): p. 393-400.
107. Sideridou, I., V. Tserki, and G. Papanastasiou, *Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins*. Biomaterials, 2002. **23**(8): p. 1819-1829.
108. Bala, O., A. Ölmez, and Ş. Kalaycı, *Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites*. Journal of Oral Rehabilitation, 2005. **32**(2): p. 134-140.
109. Davidson, C., A. De Gee, and A. Feilzer, *The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress*. Journal of dental research, 1984. **63**(12): p. 1396-1399.
110. Ogunyinka, A., et al., *Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites*. Dental Materials, 2007. **23**(7): p. 807-813.
111. Obici, A.C., et al., *Degree of conversion and knoop hardness of Z250 composite using different photo-activation methods*. Polymer testing, 2005. **24**(7): p. 814-818.
112. Obici, A.C., et al., *Monomer conversion at different dental composite depths using six light-curing methods*. Polymer Testing, 2006. **25**(3): p. 282-288.
113. Vigano, C., J.-M. Ruyschaert, and E. Goormaghtigh, *Sensor applications of attenuated total reflection infrared spectroscopy*. Talanta, 2005. **65**(5): p. 1132-1142.

114. Goormaghtigh, E., V. Raussens, and J.-M. Ruyschaert, *Attenuated total reflection infrared spectroscopy of proteins and lipids in biological membranes*. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Reviews on Biomembranes*, 1999. **1422**(2): p. 105-185.
115. Thongnopkun, P. and S. Ekgasit, *FTIR Spectra of faceted diamonds and diamond simulants*. *Diamond and related materials*, 2005. **14**(10): p. 1592-1599.
116. Thongnopkun, P. and S. Ekgasit, *Attenuated total reflection Fourier transform infrared spectra of faceted diamonds*. *Analytica chimica acta*, 2006. **576**(1): p. 130-135.
117. 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.
118. 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.
119. Quance, S., et al., *Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites*. *Journal of Dentistry*, 2001. **29**(8): p. 553-560.
120. Rasetto, F.H., et al., *Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2004. **91**(5): p. 441-446.
121. Burke, F., P. Hamlin, and E. Lynch, *Depth of cure of light-cured glass-ionomer cements*. *Quintessence International*, 1990. **21**(12).
122. Caughman, W.F. and F. Rueggeberg, *Shedding new light on composite polymerization*. *Operative dentistry*, 2002. **27**(6): p. 636-638.
123. Burgess, J.O., et al., *Light curing--an update*. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2002. **23**(10): p. 889-92, 894, 896 passim; quiz 908.
124. Vandewalle, K., et al., *Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights*. *Oper Dent*, 2005. **30**(2): p. 257-264.
125. 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).
126. Çekiç, I. and G. Ergün, *Diş hekimliğinde kullanılan görünür ışık kaynakları*. *Acta Odontologica Turcica*, 2007. **24**(2): p. 131.
127. Burtscher, P., *Curing of composites with an Argon laser*. *J Dent Res*, 1991. **70**: p. 526.

128. Tarle, Z., et al., *The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples*. Journal of oral rehabilitation, 1998. **25**: p. 436-442.
129. Madejová, J., *FTIR techniques in clay mineral studies*. Vibrational spectroscopy, 2003. **31**(1): p. 1-10.
130. Oust, A., et al., *FT-IR spectroscopy for identification of closely related lactobacilli*. Journal of Microbiological Methods, 2004. **59**(2): p. 149-162.
131. Ferraro, J.R., *Practical Fourier transform infrared spectroscopy: industrial and laboratory chemical analysis*. 2012: Elsevier.
132. Kopperud, H.M., et al., *Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites*. Dental Materials, 2013. **29**(8): p. 824-834.
133. Knežević, A., et al., *Degree of conversion and temperature increase during composite polymerisation with LED units of different intensity*. Acta Stomatologica Croatica, 2008. **42**(1): p. 19-29.
134. 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.
135. Shortall, A., et al., *A pilot investigation of operator variability during intra-oral light curing*. British dental journal, 2002. **193**(5): p. 276.
136. Vivadent, I., *Scientific documentation tetric evo ceram Bulk Fill*. Amherst: Ivoclar Vivadent, 2013.
137. Moszner, N., et al., *Benzoylgermanium Derivatives as Novel Visible-Light Photoinitiators for Dental Composites*. Macromolecular materials and Engineering, 2009. **294**(12): p. 877-886.
138. Moszner, N., et al., *Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials*. Dental Materials, 2008. **24**(7): p. 901-907.
139. Leprince, J.G., et al., *Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency*. Dental Materials, 2013. **29**(2): p. 139-156.
140. Komori, P., et al., *Effect of light energy density on conversion degree and hardness of dual-cured resin cement*. Operative dentistry, 2010. **35**(1): p. 120-124.
141. Santos, M.J.M.C., et al., *Hardening of a dual-cure resin cement using QTH and LED curing units*. Journal of Applied Oral Science, 2010. **18**(2): p. 110-115.

142. Hubbezoglu, I., et al., *Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources*. Dental materials journal, 2007. **26**(6): p. 845-853.
143. 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.
144. Dunn, W.J. and A.C. Bush, *A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units*. The Journal of the American Dental Association, 2002. **133**(3): p. 335-341.
145. de Jong, L.C., et al., *The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations*. Journal of dentistry, 2007. **35**(6): p. 513-520.
146. Aguiar, F.H.B., et al., *Effect of light curing tip distance and resin shade on microhardness of a hybrid resin composite*. Brazilian Oral Research, 2005. **19**(4): p. 302-306.
147. Moon, H.J., et al., *Effects of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin*. Journal of Oral Rehabilitation, 2004. **31**(3): p. 258-264.
148. DeWald, J. and J. Ferracane, *A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites*. Journal of Dental Research, 1987. **66**(3): p. 727-730.
149. Obici, A.C., et al., *Degree of conversion of Z250 composite determined by fourier transform infrared spectroscopy: comparison of techniques, storage periods and photo-activation methods*. Materials Research, 2004. **7**(4): p. 605-610.
150. Silikas, N., G. Eliades, and D. Watts, *Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain*. Dental Materials, 2000. **16**(4): p. 292-296.
151. Young, A., *FTIR investigation of polymerisation and polyacid neutralisation kinetics in resin-modified glass-ionomer dental cements*. Biomaterials, 2002. **23**(15): p. 3289-3295.
152. Alshali, R.Z., N. Silikas, and J.D. Satterthwaite, *Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals*. Dental Materials, 2013. **29**(9): p. e213-e217.
153. Al-Ahdal, K., et al., *Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth*. Dental materials, 2015. **31**(10): p. 1207-1213.

154. Barutcuğil, Ç., et al., *Düşük Polimerizasyon Büzülmesi Gösteren Modern Kompozitler İle Metakrilat Esaslı Rezın Kompozitin Konversiyon Oranlarının Değerlendirilmesi*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2014. **24**(1).
155. Frauscher, K.E. and N. Ilie, *Degree of conversion of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation*. Clinical oral investigations, 2013. **17**(2): p. 635-642.
156. Oréface, R., et al., *In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites*. Polymer Testing, 2003. **22**(1): p. 77-81.
157. Abed, Y., H. Sabry, and N. Alrobeigy, *Degree of conversion and surface hardness of bulk-fill composite versus incremental-fill composite*. Tanta Dental Journal, 2015. **12**(2): p. 71-80.
158. Scherzer, T. and U. Decker, *Real-time FTIR-ATR spectroscopy to study the kinetics of ultrafast photopolymerization reactions induced by monochromatic UV light*. Vibrational Spectroscopy, 1999. **19**(2): p. 385-398.
159. Nomoto, R., K. Uchida, And T. Hirasawa, *Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins*. Dental materials journal, 1994. **13**(2): p. 198-205,272.
160. Witzel, M.F., et al., *Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials*. Journal of dentistry, 2005. **33**(9): p. 773-779.
161. Borges, A.F.S., et al., *A critical review on the conversion degree of resin monomers by direct analyses*. Brazilian Dental Science, 2013. **16**(1): p. 18-26.
162. Andrzejewska, E., *Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers*. Progress in polymer science, 2001. **26**(4): p. 605-665.
163. Lovelh, L., S. Newman, and C. Bowman, *The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins*. Journal of Dental Research, 1999. **78**(8): p. 1469-1476.
164. 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.
165. 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.

166. Paula, A.B.d., et al., *Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement*. Brazilian dental journal, 2010. **21**(2): p. 117-122.
167. Ergun, G., F. Egilmez, and I. Cekic-Nagas, *The cytotoxicity of resin composites cured with three light curing units at different curing distances*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2011. **16**(2): p. 252-259.
168. Schattenberg, A., et al., *Minimal exposure time of different LED-curing devices*. dental materials, 2008. **24**(8): p. 1043-1049.
169. Lindberg, A., A. Peutzfeldt, and J.W. van Dijken, *Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure*. Clinical oral investigations, 2005. **9**(2): p. 71-76.
170. Fróes-Salgado, N., et al., *Influence of photoactivation protocol and light guide distance on conversion and microleakage of composite restorations*. Operative dentistry, 2009. **34**(4): p. 408-414.
171. Aravamudhan, K., D. Rakowski, and P. Fan, *Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights*. Dental Materials, 2006. **22**(11): p. 988-994.
172. Corciolani, G., et al., *The influence of tip geometry and distance on light-curing efficacy*. Operative Dentistry, 2008. **33**(3): p. 325-331.
173. Rode, K., Y. Kawano, and M. Turbino, *Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization*. Operative Dentistry, 2007. **32**(6): p. 571-578.
174. Pires, J.A.F., et al., *Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness*. Quintessence International, 1993. **24**(7).
175. Leloup, G., et al., *Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters*. Journal of oral rehabilitation, 2002. **29**(6): p. 510-515.
176. Esmaeili, B., H. Safarcherati, and A. Vaezi, *Hardness Evaluation of Composite Resins Cured with QTH and LED*. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects, 2014. **8**(1): p. 40-4.
177. Hodson, N.A., S.M. Dunne, and C.L. Pankhurst, *The effect of infection-control barriers on the light intensity of light-cure units and depth of cure of composite*. Prim Dent Care, 2005. **12**(2): p. 61-7.
178. Arısu, H.D., O. Bala, and M.B. Üçtaşlı, *Halojen veya led ışık kaynakları ile sertleştirilen farklı restoratif materyallerin barcoll sertlikleri*. Acta Odontologica Turcica, 2008. **25**(2): p. 19.

179. Mills, R., *Blue light emitting diodes-another method of light curing*. Br Dent J, 1995. **178**: p. 169.
180. Kurachi, C., et al., *Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices*. Dental Materials, 2001. **17**(4): p. 309-315.
181. Teshima, W., et al., *ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes*. Biomaterials, 2003. **24**(12): p. 2097-2103.
182. Nomoto, R., J. McCabe, and S. Hirano, *Comparison of halogen, plasma and LED curing units*. Operative dentistry, 2004. **29**(3): p. 287-294.
183. Bala, O., M. Uctasli, and M. Tuz, *Barcoll hardness of different resin-based composites cured by halogen or light emitting diode (LED)*. Oper Dent, 2005. **30**(1): p. 69-74.
184. Awliya, W.Y., *The influence of temperature on the efficacy of polymerization of composite resin*. J Contemp Dent Pract, 2007. **8**(6): p. 9-16.
185. Owens, B.M., *Evaluation of curing performance of light-emitting polymerization units*. Gen Dent, 2006. **54**(1): p. 17-20.
186. Barghi, N. and E.H. McAlister, *LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2003. **24**(7): p. 497-500, 502, 504 passim; quiz 508.
187. 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.
188. Rahiotis, C., et al., *Curing efficiency of high-intensity light-emitting diode (LED) devices*. Journal of Oral Science, 2010. **52**(2): p. 187-195.
189. Roberts, H.W., D.W. Berzins, and D.G. Charlton, *Hardness of Three Resin-Modified Glass-Ionomer Restorative Materials as a Function of Depth and Time*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2009. **21**(4): p. 262-272.
190. Martin, F., *A survey of the efficiency of visible light curing units*. Journal of dentistry, 1998. **26**(3): p. 239-243.
191. Nağacı, D.A., Et Al., *Farklı Polimerizasyon Zamanlarının Kondanse Edilebilir Kompozit Rezinlerin Yüzey Sertliği Üzerine Etkileri*.
192. Fan, P., et al., *Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards*. The Journal of the American Dental Association, 2002. **133**(4): p. 429-434.

193. Nomoto, R. And T. Hirasawa, *Residual monomer and pendant methacryloyl group in light-cured composite resins*. Dental materials journal, 1992. **11**(2): p. 177-188,219.
194. Khatri, C.A., et al., *Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA*. Dental Materials, 2003. **19**(7): p. 584-588.
195. Emami, N. and K.J.M. Söderholm, *How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites*. European journal of oral sciences, 2003. **111**(6): p. 536-542.
196. Halvorson, R.H., R.L. Erickson, and C.L. Davidson, *The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite*. Dental Materials, 2003. **19**(4): p. 327-333.
197. Shortall, A., *How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite*. Journal of oral rehabilitation, 2005. **32**(12): p. 906-911.
198. 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.
199. Price, R.B., D.G. Murphy, and T. Dérand, *Light energy transmission through cured resin composite and human dentin*. Quintessence International, 2000. **31**(9).
200. Burgess, J. and D. Cakir, *Comparative properties of low-shrinkage composite resins*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2010. **31**: p. 10-15.
201. David, J.R., et al., *Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes*. Journal of oral science, 2007. **49**(1): p. 19-24.
202. Topcu, F.T., et al., *Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 2010. **92**(2): p. 470-478.
203. Scougall-Vilchis, R.J., et al., *Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer*. Dental materials journal, 2009. **28**(1): p. 102-112.
204. Jeong, T.-S., et al., *Effects of LEDs on microhardness and temperature rise of dental composite resins*. Dental materials journal, 2007. **26**(6): p. 838-844.
205. Hansen, E.K., *After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source*. European Journal of Oral Sciences, 1983. **91**(5): p. 406-410.

206. Watts, D., O. Amer, and E. Combe, *Surface hardness development in light-cured composites*. Dental Materials, 1987. **3**(5): p. 265-269.
207. Pilo, R. and H. Cardash, *Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites*. Dental Materials, 1992. **8**(5): p. 299-304.
208. Frauscher, K.E. and N. Ilie, *Depth of cure and mechanical properties of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation*. Clinical oral investigations, 2012. **16**(5): p. 1425-1434.
209. Li, X., et al., *Curing profile of bulk-fill resin-based composites*. Journal of dentistry, 2015. **43**(6): p. 664-672.
210. Ilie, N., A. Keßler, and J. Durner, *Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites*. Journal of dentistry, 2013. **41**(8): p. 695-702.
211. Guimaraes, T., N. Gushiken, and R. Braga, *Degree of conversion, flexural modulus and polymerization stress of "Bulk Fill" composites*. dental materials, 2013. **29**: p. e43.
212. Dos Santos, G., et al., *Light transmission on dental resin composites*. Dental materials, 2008. **24**(5): p. 571-576.
213. Watts, D.C., *Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks*. Dental Materials, 2005. **21**(1): p. 27-35.
214. Poggio, C., et al., *Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes*. Journal of conservative dentistry: JCD, 2012. **15**(3): p. 237.
215. Rencz, A., R. Hickel, and N. Ilie, *Curing efficiency of modern LED units*. Clinical oral investigations, 2012. **16**(1): p. 173-179.
216. Leprince, J.G., et al., *Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites*. Journal of dentistry, 2014. **42**(8): p. 993-1000.
217. Erdemir, U., et al., *Farklı Işık Kaynaklarının Nanokompozitlerin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisi*. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011. **12**(1).
218. Caughman, W.F., F.A. RUEGGERBERG, and J.W. CURTIS, *Clinical guidelines for photocuring: restorative resins*. The Journal of the American Dental Association, 1995. **126**(9): p. 1280128212841286.
219. AlShaafi, M.M., *Effects of delivering the same radiant exposures at 730, 1450, and 2920 mW/cm² to two resin-based composites*. European journal of dentistry, 2017. **11**(1): p. 22.

220. Hashimoto, K., N. Inai, and J. Tagami, *Evaluation of the light intensity of high intensity light units*. American journal of dentistry, 2006. **19**(3): p. 143-146.
221. Leonard, D.L., et al., *Polymerization efficiency of LED curing lights*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2002. **14**(5): p. 286-295.
222. Karakoç, P., *Farklı Işık Kaynakları Ve Işık Uygulama Tekniklerinin Kompozitlerin Mikrosertlik Değerleri Üzerine Etkisi*, In *Restoratif Diş Tedavisi*. 2014, İstanbul Üniversitesi: İstanbul. p. 122.
223. Durner, J., et al., *Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites*. Dental Materials, 2012. **28**(11): p. 1146-1153.
224. Moreira, F.d.C.L., et al., *Sorption, solubility and residual monomers of a dental adhesive cured by different light-curing units*. Brazilian dental journal, 2010. **21**(5): p. 432-438.
225. Matsumoto, H., et al., *Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation*. The Journal of prosthetic dentistry, 1986. **55**(5): p. 574-578.
226. Nağacı, A. and D.B. BAĞIŞ, *Nano-hibrit bir kompozit rezinin yüzey sertliğinin in vitro olarak incelenmesi*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2005. **32**(2): p. 91-98.
227. Fowler, C., M. Swartz, and B. Moore, *Efficacy testing of visible-light-curing units*. Operative dentistry, 1994. **19**: p. 47-47.

9. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Aynur YILDIZ
Doğum Yeri ve Tarihi	Bakırköy-1990
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140-Sivas
E-posta Adresi	aynur_yildiz90@hotmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Pertevniyal Anadolu Lisesi, 2008
Lisans-Yüksek Lisans	Selçuk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, 2008-2013
Unvan	Araştırma Görevlisi, 2014-2017