



**YAPAY YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN VE
POLİMERİZASYON DERİNLİĞİNİN FARKLI IŞIK
KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE EDİLEN BULK FİLL
KOMPOZİTLERDEKİ ARTIK MONOMER MİKTARINA
ETKİSİ**

Dt. Ömer HATİPOĞLU

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Yrd. Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ

Uzmanlık Tezi - 2017

RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**YAPAY YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN VE
POLİMERİZASYON DERİNLİĞİNİN FARKLI IŞIK
KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE EDİLEN BULK FİLL
KOMPOZİTLERDEKİ ARTIK MONOMER MİKTARINA
ETKİSİ**

Dt. Ömer HATİPOĞLU

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı
Yrd. Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ

RİZE
2017

T.C
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

YAPAY YAŞLANDIRMA İŞLEMİNİN VE POLİMERİZASYON
DERİNLİĞİNİN FARKLI IŞIK KAYNAKLARI İLE POLİMERİZE EDİLEN
BULK FİLL KOMPOZİTLERDEKİ ARTIK MONOMER MİKTARINA ETKİSİ

Dt. Ömer HATİPOĞLU

Tez Savunma Tarihi : 21.03.2017

Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ (Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ (Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Ömer SAĞSÖZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Gül YILDIZ TELATAR (Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi

RİZE - 2017

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	V
ÖZET.....	VI
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XIII
TABLolar DİZİNİ.....	XVI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Kompozit Resinlerin Tarihçesi.....	3
2.2 Kompozit Resinlerin Yapısı.....	4
2.2.1 Organik Polimer Matriks.....	4
2.2.1.1 Fonksiyonel Monomer Sistem.....	4
2.2.1.2 Polimerizasyon Başlatıcı ve Hızlandırıcı Sistem.....	6
2.2.1.3 İnhibitör Sistem.....	8
2.2.1.4 Pigmentler ve Diğer Komponentler.....	9
2.2.2 İnorganik Doldurucular.....	9
2.2.3 Ara Bağlayıcılar.....	10
2.3 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması.....	10
2.3.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması.....	11
2.3.1.1 Makrofil Kompozit Resinler.....	11
2.3.1.2 Mikrofil Kompozit Resinler.....	11
2.3.1.3 Hibrit Kompozit Resinler.....	11
2.3.2 Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması.....	13
2.3.2.1 Kondanse Edilebilir Kompozitler.....	13

2.3.2.2	Akışkan Kompozitler.....	13
2.4	Kompozit Resinlerle İlgili Son Gelişmeler.....	14
2.4.1	Organik Modifiye Seramikler (Ormoser).....	14
2.4.2	Siloranlar.....	14
2.4.3	Antibakteriyel Kompozitler.....	15
2.4.4	Bulk-Fill Kompozitler.....	15
2.5	Polimerizasyon.....	16
2.5.1	Polimerizasyon Aşamaları.....	17
2.5.2	Polimerizasyon Derinliği.....	18
2.5.3	Monomer Salınımını Etkileyen Faktörler.....	19
2.5.4	Monomerlerin İndirgenme Reaksiyonları.....	20
2.5.5	Polimerizasyon Sonrası Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri.....	22
2.5.5.1	MA Bileşeninin Biyolojik Etkileri.....	22
2.5.5.2	TEGDMA Monomerinin Biyolojik Etkileri.....	23
2.5.5.3	BPA Bileşeninin Biyolojik Etkileri.....	24
2.5.5.4	HEMA Monomerinin Biyolojik Etkileri.....	26
2.5.5.5	UDMA Monomerinin Biyolojik Etkileri.....	26
2.6	Resin Esaslı Dental Materyallerde Kullanılan Işık Kaynakları.....	27
2.6.1	Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları.....	27
2.6.2	Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC).....	27
2.6.3	Argon Lazer Işık Kaynakları.....	28
2.6.4	Işık Yayan Diyotlar (LED).....	28
2.7	Yapay Yaşlandırma.....	29
2.7.1	Çözücüler.....	29
2.7.2	Termal Siklus.....	30

2.8	Artık Monomer Miktarının Ölçümünde Kullanılan Yöntemler.....	32
2.8.1	Spektroskopik Teknikler.....	32
2.8.2	Kromatografik Teknikler.....	32
3.	MATERYAL VE METOT.....	35
3.1	Materyal.....	35
3.1.1	Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyaller.....	35
3.1.2	Kullanılan Işık Kaynakları.....	36
3.1.3	Metal Kalıplar.....	37
3.1.4	Cam Viyaller.....	37
3.1.5	Termal Siklus ve Etüv Cihazı.....	38
3.1.6	Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar.....	39
3.1.6.1	HPLC Cihazı ve Analitik Kolon.....	39
3.1.6.2	Monomerlere Ait Saf Çözeltiler.....	40
3.1.6.3	Hassas Teraziler.....	41
3.1.6.4	Şırınga Filtreleri.....	42
3.1.6.5	Kimyasallar.....	42
3.2	Metot.....	43
3.2.1	Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.2.2	HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması.....	46
3.3	İstatistiksel Değerlendirme.....	48
4.	BULGULAR.....	49
4.1	Bis-GMA Artık Monomer Miktarının Değerlendirilmesi.....	49
4.1.1	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Kompozit Kalınlığının Etkisi.....	51
4.1.2	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Termal Siklusun Etkisi.....	52
4.1.3	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Işık Cihazlarının Etkisi.....	55

4.1.4	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Zaman Faktörünün Etkisi.....	56
4.2	TEGDMA Artık Monomer Miktarının Değerlendirilmesi.....	58
4.2.1	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Kompozit Kalınlığının Etkisi.....	59
4.2.2	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Termal Siklusun Etkisi.....	61
4.2.3	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Işık Cihazlarının Etkisi.....	63
4.2.4	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Zaman Faktörünün Etkisi.....	64
4.3	UDMA Artık Monomer Miktarının Değerlendirilmesi.....	66
4.3.1	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Kompozit Kalınlığının Etkisi.....	67
4.3.2	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Termal Siklusun Etkisi.....	69
4.3.3	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Işık Cihazlarının Etkisi.....	71
4.3.4	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Zaman Faktörünün Etkisi.....	73
4.4	Bis-EMA Artık Monomer Miktarının Değerlendirilmesi.....	76
4.4.1	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Kompozit Kalınlığının Etkisi.....	78
4.4.2	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Termal Siklusun Etkisi.....	79
4.4.3	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Işık Cihazlarının Etkisi.....	81
4.4.4	Açığa Çıkan Monomer Miktarına Zaman Faktörünün Etkisi.....	82
5.	TARTIŞMA.....	84
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	107
	KAYNAKLAR.....	109
	EKLER.....	142
	EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....	142

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim sürecinde ve tezimin hazırlanmasında fakültemizdeki her türlü imkânı sunan Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ'a

Uzmanlık eğitimim sürecinde ve tezimin hazırlanmasında bana her zaman yol gösteren, destek ve deneyimlerini esirgemeyen tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Muhammet KARADAŞ'a

Artık monomer ölçümlerinde, yüksek basınçlı kromatografik cihazının kullanılmasında yardımcı olan Yrd. Doç. Dr Emine AKYÜZ TURUMTAY'a ve asistanı Havva ER'e

Bu çalışmayı 2015.53001.111.03.01 BAP proje kod numarası ile destekleyen Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne,

Uzmanlık eğitimim süresince destek olan tüm Diş Hekimliği Fakültesi araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Bu güne kadar hep yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Ömer HATİPOĞLU

ÖZET

Yapay Yaşlandırma İşleminin ve Polimerizasyon Derinliğinin Farklı Işık Kaynakları ile Polimerize Edilen Bulk Fill Kompozitlerdeki Artık Monomer Miktarına Etkisi

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı ışık kaynakları ile farklı kalınlıkta polimerize edilmiş ve yapay yaşlandırma işlemine maruz bırakılmış 5 farklı bulk-fill kompozit rezinden (Filtek Bulk Fill Flowable, Sonic Fill 2, Surefil SDR Flow, Venus Bulk Fill, Tetric N-Ceram Bulk Fill) ve 1 adet konvansiyonel kompozit rezinden (Filtek Z250) açığa çıkan monomer miktarının incelenmesi ve elde edilen monomerlerin kompozit materyaller arasında karşılaştırılmasıdır.

Materyal ve Metot: LED (Light Emitting Diode) ya da QTH (Quartz Tungsten Halogen) ışık cihazı kullanılarak 5 mm çapında hem 2 mm hem de 4 mm kalınlıkta kompozit diskler hazırlandı. Üretilen kompozit örnekler %75 etanol/su solüsyonu içeren cam viyallere aktarıldı ve sonra cam viyaller iki gruba ayrıldı. Kontrol grubunda olan cam viyaller üç farklı zaman diliminde (0-1 gün, 1-3 gün ve 3-7 gün) 37 °C'de etüvde bekletildi. Termal siklus grubunda bulunan örnekler kontrol grubunda belirlenen üç zaman dilimine denk gelecek süre kadar termal siklusa maruz bırakıldı (0-1 gün: 1500; 1-3 gün: 3000; 3-7 gün: 6000). Her bir zaman diliminde alınan ekstraksiyon örneklerindeki monomerler HPLC cihazında ölçüldü. Elde edilen veriler tekrarlanan ölçümlü varyans analizi ve tukey çoklu karşılaştırma testi ($p<0,05$) ile analiz edildi.

Bulgular: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve Bis-EMA monomerleri sırasıyla Tetric N Ceram Bulk Fill, Sonic Fill 2, SDR ve Venus Bulk Fill kompozitlerinden en fazla miktarda açığa çıktı. 1. gün en yüksek seviyede monomer elüsyona uğrarken, zamanla monomer elüsyonunun azaldığı tespit edildi. Termal siklus uygulaması artık

monomer elüsyonunu artırdı ve bazı zaman periyotlarında monomerlerin sitotoksik düzeye ulaştığı belirlendi. İlk 24 saat hariç ışık kaynakları arasında anlamlı bir farklılık görülmedi. Artan kalınlıkla birlikte açığa çıkan Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA monomer miktarındaki en fazla artış Sonic Fill 2 kompozitte, UDMA monomer miktarındaki en fazla artış ise Filtek Z250 kompozitinde tespit edildi.

Sonuç: Monomer elüsyonunun büyük bir kısmı ilk 24 saatte gerçekleşti ve zamanla açığa çıkan monomer miktarı azaldı. Kompozit örneklerin kalınlığı 2 mm'den 4 mm'ye çıkartıldığı zaman açığa çıkan monomer miktarının oranı kullanılan kompozite göre değişkenlik gösterdi. Termal siklus işleminden sonra elde edilen monomer miktarı kompozit materyalin kalınlığı ve yapısına bağlıydı. Farklı ışık kaynakları kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarını genellikle etkilemedi.

Anahtar Kelimeler: Artık monomer, Bulk-fill kompozit, HPLC, Termal siklus

ABSTRACT

Effect of Artificial Aging Process and Depth of Curing on the Amount of Residual Monomer in Bulk Fill Composites Polymerized with Different Light Sources

Aim: The purpose of this study is to investigate the amount of monomer that is released from five different bulk-fill composite resins (Filtek Bulk Fill Flowable, Sonic Fill 2, Surefil SDR Flow, Venus Bulk Fill, Tetric N-Ceram Bulk Fill) and 1 conventional composite resin (Filtek Z250) exposed to artificial aging and polymerized at different thicknesses with different light sources and to compare composite materials with each other.

Material and Method: Composite disks of both 2 mm and 4 mm thickness and with a diameter of 5 mm were prepared by using LED or QTH device. The resulting composite samples were transferred to glass vials containing 75% ethanol / water solution, and then the glass vials were divided into two groups. The glass vials in the control group were incubated at 37 ° C in three different time periods (0-1 days, 1-3 days and 3-7 days). The samples in the thermal cycle group were exposed to the thermal cycle (0-1 days: 1500; 1-3 days: 3000; 3-7 days: 6000) for the period corresponding to the three time periods specified in the control group. The monomers in the extractions samples taken at each time point were measured on an HPLC instrument. The obtained data were analyzed by repeated measures of variance analysis and tukey multiple comparison test ($p < 0.05$).

Results: Bis-GMA, TEGDMA, UDMA and Bis-EMA were released from Tetric N Ceram Bulk Fill, Sonic Fill 2, SDR and Venus Bulk Fill composites at maximum amount, respectively. On the first day the monomers were eluted at the highest level,

while the monomer elution decreased over time. The application of the thermal cycle increased residual monomer elution and it was observed that the monomers reached cytotoxic levels in some time periods. There was no significant difference between light sources except the first 24 hours. The highest increase in the amount of Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA monomer that was released with increasing thickness was observed in Sonic Fill 2 composites. The highest increase in the amount of UDMA monomer was detected in the Filtek Z250 composite.

Conclusion: The majority of the monomer elution occurred during the first 24 hours and the amount of monomer that was released over time diminished. When the thickness of composite samples was increased from 2 mm to 4 mm, the proportion of the amount of monomers released varied according to the composite used. The amount of monomer obtained after thermal cycling operation was dependent on the thickness and structure of the composite material. Different light sources generally did not affect the amount of monomer released from the composites.

Key words: Bulk-fill composite, HPLC, Residual monomer, Thermal cycle

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

µL	Mikrolitre
µm	Mikrometre
2.3-EMA	2,3-epoksimetakrilik asit
2.4.4 TMDI	2.4.4 trimetil hekzametilen diizosiyanat
3T3	İsviçre albino fare embriyo dokuları
BHT	2,4,6-terseyerbütül fenol
Bis-DMA	Bisfenol A dimetakrilat
Bis-EMA	Etoksi bisfenol A dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol A Glisil Metakrilat
Bis-HPPP	2,2-Bis[4(2,3-hidroksiproksi)fenil]propan
BPA	Bisfenol A
BPO	Benzoil peroksit
C	Kompozit
CQ	Kamforokinon
CYP450	Sitokrom P450
DAD	Diyot Dizi Dedektörü
E-BPA	Bisfenol A etoksilat
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
FBF	Filtek Bulk Fill Flowable
FZ	Filtek Z250
G6PDH	Glikoz-6-fosfat dehidrogenaz
GC	Gaz Kromatografisi
GR	Glutasyon Redüktaz

GSH	Glutasyon
HEMA	2-hidroksi etil metakrilat
HGF	insan gingival fibroblastları
HL-60	İnsan promiyelositik lösemi hücreleri
HPF	insan pulpa fibroblastları
HPLC	Yüksek performanslı sıvı kromatografisi
HPLF	insan periodontal ligament fibroblastları
IgA	İmmüoglobulin A
IL-1 β	İnterlökin 1 beta
IL-6	İnterlökin 6
IR Spektroskopi	Infrared Spektroskopi
K	Kalınlık
L	Lamba
LC	Sıvı Kromatografisi
MA	Metakrilat Asit
MIR Spektroskopi	Mid-infrared Spektroskopi
MMA	Metil metakrilat
-NH	İmino
nm	Nanometre
Ormoser	Organik Modifiye Seramik
PAC	Plazma Ark Işık Kaynağı
PLC	Programlanabilir Mantıksal Denetleyici
PMMA	Polimetil metakrilat
PPD	1-fenil-1,2 propanedion
Ppm	Parts per million

QTH	Kuartz Tungsten Halojen Işıık Kaynağı
SAS	Statistical Analysis Software
SDR	Surefil SDR Flow
SF	Sonic Fill 2
T1	0-1 Gün
T2	1-3 Gün
T3	3-7 Gün
TB	Tetric N-Ceram Bulk Fill
TEG	Trietilen glikol
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TEGMA	Trietilen glikol metakrilat
TNF α	Tümör nekrotizan faktör α
U	Uygulama
UDMA	retan dimetakrilat
USFDA	Amerika Gıda ve İlaç Dairesi
UV	Ultraviyole
VB	Venus Bulk Fill
Z	Zaman

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Monomerlerin kimyasal formüllerinin açılımının şematik gösterimi.....6	6
Şekil 2.2. Başlatıcıların kimyasal açılımlarının şematik gösterimi.....8	8
Şekil 2.3. Polimerizasyon aşamalarının şematik anlatımı..... 17	17
Şekil 2.4. Monomerlerin indirgenme reaksiyonlarının şematik gösterimi..... 21	21
Şekil 2.5. Termal siklus cihazının şematik gösterimi..... 31	31
Şekil 2.6. HPLC cihazının kısımlarının şematik gösterimi..... 34	34
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan kompozitler..... 36	36
Şekil 3.2. Monitex Blue Luxer M-835 halojen ışık kaynağı , VALO Cordless marka LED ışık kaynağı , TREE markalı radyometer cihazı..... 37	37
Şekil 3.3. Kompozit örneklerin oluşturulduğu metal kalıplar.....37	37
Şekil 3.4. Organik solüsyonun konulduğu cam viyaller..... 38	38
Şekil 3.5. Gökçeler makine marka termal siklus cihazı, Memmert UN110 marka etüv cihazı..... 38	38
Şekil 3.6. Ultimate 3000 marka HPLC cihazı.....39	39
Şekil 3.7. Thermo ODS HYPERSIL marka C18 ters faz analitik kolonu..... 40	40
Şekil 3.8. Monomer olarak kullanılan saf çözeltiler..... 41	41
Şekil 3.9. Precisa XB 220A marka hassas terazi..... 41	41
Şekil 3.10. Minisart RC15 marka şırınga filtresi..... 42	42
Şekil 3.11. Merck marka %96 Etanol ve Sigma Aldrich marka asetonitril..... 43	43
Şekil 3.12. Çalışma dizaynının şematik gösterimi..... 45	45
Şekil 3.13. Monomerlerin standart piki ve alıkonma zamanları..... 47	47
Şekil 3.14. Monomerlerin lineer kalibrasyon denklemlerine ait grafikler..... 47	47

Şekil 4.1.	Bis-GMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı kalınlıklardaki grafiksel gösterimi.....	52
Şekil 4.2.	Bis-GMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı uygulama yöntemlerindeki grafiksel gösterimi.....	54
Şekil 4.3.	Bis-GMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı ışık kaynaklarındaki grafiksel gösterimi.....	56
Şekil 4.4.	Bis-GMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı zaman periyotlarındaki grafiksel gösterimi.....	57
Şekil 4.5.	TEGDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı kalınlıklardaki grafiksel gösterimi.....	61
Şekil 4.6.	TEGDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı uygulama yöntemlerindeki grafiksel gösterimi.....	63
Şekil 4.7.	TEGDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı ışık kaynaklarındaki grafiksel gösterimi.....	64
Şekil 4.8.	TEGDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı zaman periyotlarındaki grafiksel gösterimi.....	65

Şekil 4.9. UDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı kalınlıklardaki grafiksel gösterimi.....	69
Şekil 4.10. UDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı uygulama yöntemlerindeki grafiksel gösterimi.....	71
Şekil 4.11. UDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı ışık kaynaklarındaki grafiksel gösterimi.....	73
Şekil 4.12. UDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı zaman periyotlarındaki grafiksel gösterimi.....	75
Şekil 4.13. Bis-EMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı kalınlıklardaki grafiksel gösterimi.....	79
Şekil 4.14. Bis-EMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı uygulama yöntemlerindeki grafiksel gösterimi.....	81
Şekil 4.15. Bis-EMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı ışık kaynaklarındaki grafiksel gösterimi.....	82
Şekil 4.16. Bis-EMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı zaman periyotlarındaki grafiksel gösterimi.....	83

TABLULAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Kullanılan kompozit materyallere ait özellikler.....	35
Tablo 3.2. Kullanılan ışık kaynaklarının özellikleri.....	36
Tablo 3.3. Kullanılan monomerlerin özellikleri.....	40
Tablo 4.1. Bis-GMA istatistiksel analiz sonuçları.....	49
Tablo 4.2. Bis-GMA monomerinin ortalama ve standart sapma sonuçları.....	50
Tablo 4.3. TEGDMA istatistiksel analiz sonuçları.....	58
Tablo 4.4. TEGDMA monomerinin ortalama ve standart sapma sonuçları.....	59
Tablo 4.5. UDMA istatistiksel analiz sonuçları.....	66
Tablo 4.6. UDMA monomerinin ortalama ve standart sapma sonuçları.....	67
Tablo 4.7. Bis-EMA istatistiksel analiz sonuçları.....	76
Tablo 4.8. Bis-EMA monomerinin ortalama ve standart sapma sonuçları.....	77

1. GİRİŞ

Estetik ihtiyaçların artması ile son on yılda amalgam kullanımını belirgin şekilde azalırken, estetik olarak diş rengine daha uyumlu olan ve minimal invaziv tedaviye olanak sağlayan kompozit rezinlerin kullanımında ise artış görülmektedir. İlk dönemlerde kompozit rezinler özellikle anterior dişlerdeki küçük restorasyonlarda kullanılırken, mekanik özelliklerinin geliştirilmesi ile birçok ülkede posterior dişlerin restorasyonunda da kullanımı artmıştır. Kompozit rezinlerin diş rengine daha uyumlu olması her ne kadar diğer restoratif malzemelere göre kompozit rezinleri daha tercih edilebilir kılsa da; polimerizasyon büzülmesi, aşınma direncinin daha zayıf olması ve artık monomer bırakması gibi dezavantajları kullanımlarını sınırlandırmaktadır.^{1,2}

Kompozit materyallerde monomerlerin %70-75'i ancak polimerize olabilmektedir.³⁻⁶ Polimerize olamayan monomerler sindirim ve solunum sistemi yoluyla veya dentin tübüllerinden pulpaya difüze olarak sistemik dolaşıma ulaşabilirler. Sistemik dolaşımdaki bu monomerler sitotoksik, mutajenik, genotoksik ve östrojenik etkiler gösterebilmektedir.⁷⁻⁹ Ayrıca pulpanın direkt kaplanması kompozit rezinlerin kullanımını dentin köprülerinin oluşumunu önleyebilir. Bu rezinler düşük dozlarda uygulandığında pulpa hücrelerinin apoptozise ve yüksek dozlarda uygulandığında ise nekroze olmasına neden olur.^{10,11} Hastalar üzerindeki bu patolojik etkileri azaltabilmek için kompozitten açığa çıkan artık monomer miktarının en aza indirilmesi gerekmektedir.

Günlük hayatta tüketilen çay, kahve ve dondurma gibi sıcak ve soğuk içecek ve yiyecekler nedeniyle ağız içi sıcaklığı sürekli bir değişim halindedir.¹²⁻¹⁴ Bu ısısız değişimler kompozit rezinlerin genişip büzülmesini tetikler ve kompozitin yapısında

birçok mikro kırık oluşturur. Bu mikro kırıklardan çözücü maddeler daha rahat difüze olur ve bunun sonucunda artık monomerlerin miktarında artış meydana gelir.¹⁵

Kompozit rezinlerin kalınlığı arttıkça ışığın daha derin tabakalara iletilme miktarında da azalma görülmektedir. Işığın yetersiz iletimi sonucunda daha derin bölgelerde yetersiz polimerizasyon meydana gelebilmekte ve artık monomer miktarında artış görülmektedir. Bu sebepten dolayı kompozitlerin kavitelere 2 mm kalınlığında tabakalı olarak uygulanması tavsiye edilmiştir. Fakat tabakalama tekniğinin, tabakalar arası boşluk kalma veya tabakalar arası bağlanmada başarısızlık gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca hekimler için zaman kaybına sebep olabilmektedir.¹⁶ Bu nedenlerden dolayı üretici firmalar tek tabaka halinde uygulanabilen ve 4-5 mm'ye kadar polimerizasyon derinliğinin sağlanabildiği bulk-fill kompozitleri üretmişlerdir. Bu amaçla ilk piyasaya çıkan bulk-fill kompozitler SDR ve Venus Bulk-fill gibi düşük viskoziteli kompozitler olmuştur. Zamanla Sonic Fill 2, Tetric N Ceram gibi yüksek viskoziteli bulk-fill kompozitler de hekimlerin kullanımına sunulmuştur.¹⁷

Bu çalışmada farklı ışık kaynakları ile farklı kalınlıkta polimerize edilen ve yapay yaşlandırma işlemine maruz bırakılan 5 farklı bulk-fill kompozit rezinden ve 1 adet konvansiyonel kompozit rezinden açığa çıkan monomer miktarının incelenmesi ve kompozit materyallerin kendi arasında karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Kompozit Rezinlerin Tarihçesi

G.V. Black tarafından 1896 yılında kullanıma sunulan amalgamlar üstün mekanik özellikleri ile 1980'li yılların ortalarına kadar en çok kullanılan restoratif materyal olmuştur. Bu dönemdeki tekniklerin, teknolojilerin ve materyallerin yetersizliği dişlerin restorasyonunda amalgama alternatif olarak çok fazla bir seçenek sunamıyordu. Amalgam uygulamasının diş hekimlerine ve hastalara potansiyel tehlikeleri, civa zehirlenmeleri ve yeterli estetikte olmamaları alternatif materyallerin üretilmesini hızlandırmıştır.^{8,18}

Silikat simanlar, akrilik rezinler ve kompozit rezinlerden önce kullanılan ilk estetik dolgu materyalidir. Bu simanlar fosforik asit ile asitte çözünen cam partiküllerin reaksiyonu ile oluşur. Bu maddelerdeki çözünme sorunu 1940'lı yıllarda polimetil metakrilat (PMMA) içeren akrilik sistemlerin gelişmesine öncülük etmiştir. Metil metakrilat (MMA) monomerleri polimerizasyon sırasında çok fazla büzüldükleri için yüksek oranda marjinal sızıntı meydana getirmiştir. Ayrıca PMMA oklüzal yükler altında yeterince güçlü olmadığı için sonraki dönemlerde içeriğine seramik doldurucular eklenmiştir. Buonocore akrilik rezinin mine yüzeyine bağlanmasını güçlendirmek için % 37'lik ortofosforik asiti 60 saniye mineye uygulayarak diş hekimliğinde yeni bir dönemin başlamasına öncülük etmiştir.^{19,20}

Akrilik rezinin fiziksel özelliklerini geliştirmek için Bowen, bisfenol A glisil metakrilatı (Bis-GMA) geliştirmiş ve bu yapının birçok analogu kompozitlerde kullanılmıştır. İlk dönemlerde kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerin renk stabilitesini, karıştırma işlemini ve oranını ayarlamamanın zorluğu problem oluştursa da 1970'li yıllarda karıştırma işleminin dezavantajlarını elimine eden, elektromanyetik

radasyonla polimerize olabilen kompozitler üretilerek bu dezavantajlar elimine edilmiştir. Ultraviyole ışık cihazları ise yan etkilerden dolayı yerini, görünür ışıkla polimerize olabilen cihazlara bırakmıştır. Günümüzde kompozit rezinlerin mekanik ve estetik özelliklerinin gelişimi hâlen devam etmektedir.^{19,20}

2.2 Kompozit Rezinlerin Yapısı

2.2.1 Organik Polimer Matriks

Kompozit rezinlerin organik matriksi esas olarak fonksiyonel monomer sistem, serbest radikal polimerizasyon başlatıcı sistem, hızlandırıcı sistem, stabilizatör veya inhibitör sistem, UV dalgaboylarını absorbe eden sistemlerden oluşur.¹⁹

2.2.1.1 Fonksiyonel Monomer Sistem

Dental rezinlerde Bis-GMA, trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA), 2-hidroksi etil metakrilat (HEMA) ve etoksi bisfenol A dimetakrilat (Bis-EMA) en yaygın olarak kullanılan monomerlerdir (Şekil 2.1). Monomerlerin seçimi materyalin reaktifliğini, viskozitesini ve polimerizasyon büzülmesini büyük oranda etkiler.²¹

Bis-GMA 1960'lı yılların başlarında rezin kompozitlerde kullanılan ilk monomer olarak piyasaya sunulmuştur.²² Bis-GMA, bisfenol A (BPA) ve glisidil metakrilatın reaksiyon ürünü olarak üretilir ve organik matriks olarak en yaygın kullanılan monomerdir.²³ Hidroksil grupları ve monomer molekülleri arasındaki güçlü hidrojen bağlarından dolayı yüksek viskoziteye sahiptir.²⁴ Ayrıca Bis-GMA moleküler ağırlığının daha büyük olmasından dolayı diğer monomere göre daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösterir.¹⁹

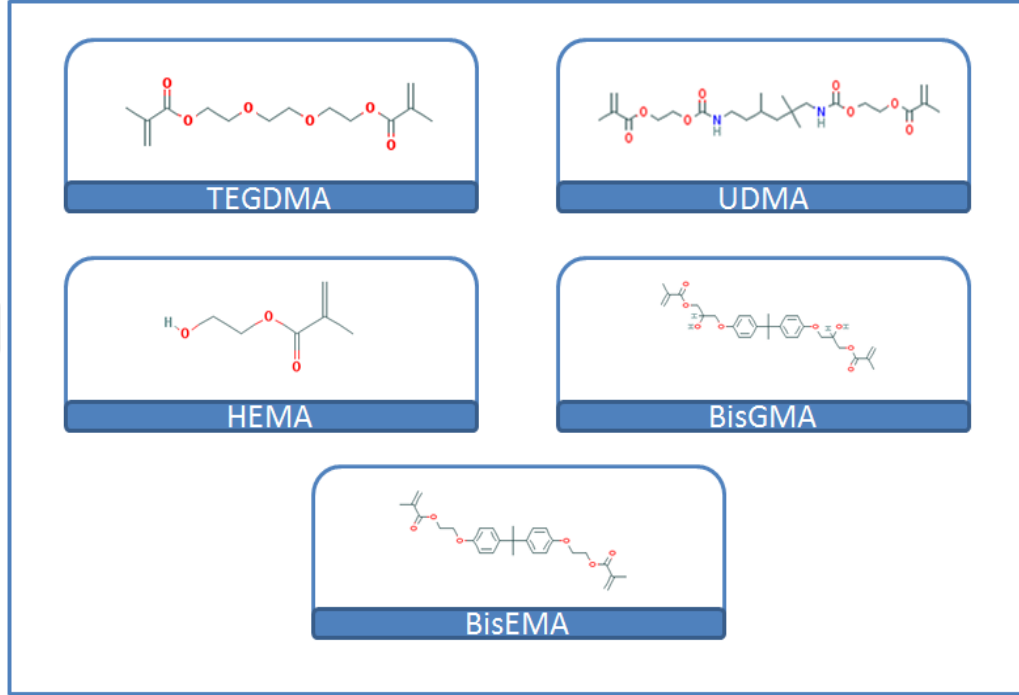
Bis-GMA çok fazla viskoz olduğundan dolayı üretim işlemini, klinik uygulamayı kolaylaştırmak ve viskoziteyi kontrol etmek için bisfenol A dimetakrilat (Bis-DMA), etilen glikol dimetakrilat (EGDMA), TEGDMA, MMA veya UDMA gibi

daha düşük viskoziteli farklı monomerlerle seyreltilir.¹⁹ Genellikle bu monomerler içerisinde TEGDMA daha düşük moleküler ağırlığa sahip olduğu için diğer monomere nazaran daha fazla tercih edilmektedir. Bis-GMA ve UDMA'nın TEGDMA ile seyreltilmesi kompozitin viskozitesini azaltır, uygulanmasını kolaylaştırır ve polimerizasyonda monomerlerin polimere dönüşüm derecesini artırır. Böylece daha fazla doldurucunun rezine yüklenmesine imkân sağlar. Moleküler yoğunluğunun düşük olması ve sahip olduğu etilen oksit gruplarının varlığı bu monomeri daha reaktif ve hareketli yaparak kompozit matriksden daha kolay uzaklaşmasına neden olur. Ayrıca, Bis-GMA'nın TEGDMA ile seyreltilmesinin, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimini artırması ile ilişkili olabileceği belirtilmiştir.^{22,25}

Bis-GMA günümüzde de hâlen kompozitlerde en fazla kullanılan monomer olma özelliğini devam ettirmektedir; tek başına veya UDMA ile birlikte standart rezin kompozit içeriğinin yaklaşık % 20'sini teşkil eder.¹⁹ UDMA ise, HEMA ve 2.4.4-trimetilheksametilenediisosiyanatın (2.4.4-TMDI) reaksiyon ürünüdür ve daha az hidrofilik monomer sistemi elde etmek amacıyla, Bis-GMA'nın ikincil hidroksil gruplarının izosiyanatlarla reaksiyonuyla sentezlenir.²⁶ Moleküler ağırlığı Bis-GMA'ya yakın olmasına rağmen fenol halkalarının olmaması, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında yüksek sertlik ile birlikte daha esnek bir yapıya sahip olmasını sağlar.²²

Bis-EMA, Bis-GMA'nın hidroksil gruplarının olmadığı düşük viskoziteli bir analogudur. Aromatik kor ve fonksiyonel metakrilat grupları arasındaki etilen oksit zincirinin uzunluğuna bağlı olarak farklı ağırlıklarda bulunabilir. Bis-EMA'daki etoksilasyonun derecesindeki artış viskoziteyi düşürüp monomerlerin polimere dönüşümünü artırır, fakat düşük viskozitesi su emiliminin artmasına ve eğilme dayanımının azalmasına neden olur.²²

HEMA sadece diş hekimliğinde değil, birçok alanda yaygın kullanılan küçük bir monomerdır. Çok fazla hidrofilik olduğu için suda, etanolde ve asetonda diğer monomerlere göre daha fazla çözünme gösterir.²⁷



Şekil 2.1. Monomerlerin kimyasal formüllerinin açılımının şematik gösterimi

2.2.1.2 Polimerizasyon Başlatıcı ve Hızlandırıcı Sistem

Polimerizasyonu başlatmak için doymamış, tek elektrona sahip reaktif serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Serbest radikaller oldukça zayıf bir bağ içeren başlatıcıların çeşitli aktivatörler (ısı, kimyasal bileşikler, ışık) vasıtası ile parçalanmasıyla oluşur.²⁸

Başlarda polimerizasyon için ultraviyole ışık cihazları kullanılırken daha sonraları ultraviyole ışığın zararlarından dolayı görünür ışık kaynakları kullanılmaya başlanmıştır. Işıkla aktivasyon, genellikle monomer karışımına üretim sırasında % 0.1 ile % 1 gibi değişen miktarlarda eklenen kamforokinon (CQ) benzeri ışığa duyarlı maddelerin eklenmesi ile meydana gelir. Her başlatıcının aktive olacağı dikey dalga boyu aralığı

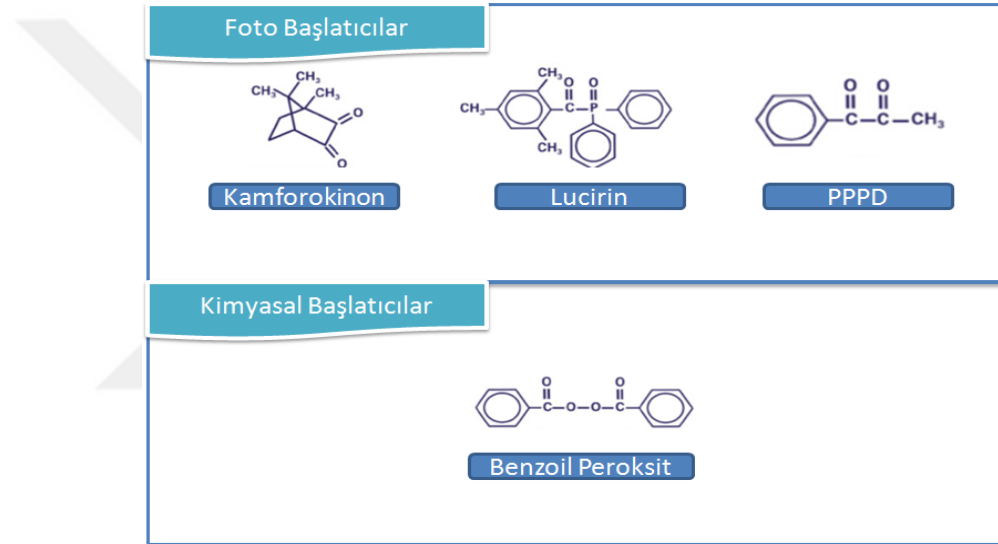
birbirinden farklıdır. Bu başlatıcılardan en fazla kullanılan CQ 360–510 nanometre (nm) dalga boyları arasında aktive olabilirken, 465 nm dalga boyunda en yüksek aktivasyon göstermektedir (Şekil 2.2).^{27,29}

Işıklı sertleşen rezin materyallerde başlatıcının yanında reaksiyonu hızlandırmak için hızlandırıcı maddeler kullanılmaktadır. Genelde CQ'un yanında hızlandırıcı olarak alifatik aminin kullanılması tercih edilmektedir.²⁶ Oligomerlerin arasında bulunan amin ve CQ ışıkla temas etmediği sürece oda sıcaklığında aktive olmazlar. CQ, polimerizasyon öncesi kompozit üzerinde hafif sarı bir renk tonuna neden olabildiği için, estetik özellikleri beğenilmediğinde diğer başlatıcı ajanlar kullanılabilir. Bu renk tonu klinisyenlerin kompozit uygulamasındaki renk eşleştirmelerinde sıkıntı oluşturabilir.²⁹

Bu olumsuz özelliğinden dolayı 1-fenil-1.2 propanedion (PPD) gibi ışığa duyarlı maddelerin CQ'a alternatif olabileceği, hatta daha iyi etki gösterebileceği ve CQ ile birlikte uygulanmasının sinerjik etki oluşturabileceği savunulmuştur.³⁰ CQ ile kıyaslandığında PPD daha yüksek spektrum değerlerinde absorpsiyon göstermekle beraber, en yüksek aktivasyonunu 400 nm dalga boyunda gerçekleştirmektedir.³¹ Neumann ve ark.³² yaptıkları çalışmalarda PPD başlatıcılarının LED ve QTH ışık kaynakları uygulandığında benzer oranlarda performans sergilediğini belirtmişlerdir (Şekil 2.2).

Lucirin, UV ışığa yakın değerlerde güçlü absorpsiyon gösterebilen diğer bir başlatıcı ajandır.³² En önemli avantajı sahip olduğu doğal renkleri ile CQ'un estetiksel problemlerini elimine edebilmesidir. Yeterli düzeyde aktive olamamasından dolayı LED ışık cihazları ile kullanımları uygun değildir. LED ışık cihazlarının kullanımının artması popülaritesinin kaybedilmesine neden olmuştur (Şekil 2.2).²⁷

Kimyasal olarak polimerize olan rezin materyaller çift pat şeklinde üretilmiştir ve polimerizasyon işleminin başlayabilmesi için bu patların karıştırılması gerekmektedir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit (BPO), diğerinde polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin bulunmaktadır. Ortam ısısı, hava kabarcıkları, karıştırma zamanı ve karıştırma oranı gibi faktörler bu kompozitlerde porozite oluşmasına, karıştırma zamanının kontrol edilememesine ve polimerizasyon büzülmesine neden olabilir.²⁶



Şekil 2.2. Başlatıcıların kimyasal yapılarının şematik gösterimi

2.2.1.3 İnhibitör Sistem

Isı, ışık ve diğer kimyasal etkenlerden dolayı oluşabilecek istenmeyen erken polimerizasyonu engellemek ve raf ömrünü uzatmak için organik matriks içine konan fenol türevi bileşiklerdir.³³ Bu ajanların serbest radikallere yüksek afinitesi olduğundan dolayı monomerlerin polimerizasyonu ile oluşabilen serbest radikalleri inhibe ederler.²³ Çalışma süresinin uzamasında ve saklanma zamanının artırılmasında etkili olan 2.4.6-tertiyerbütıl fenol (BHT), genel olarak en çok kullanımı tercih edilen inhibitördür.³⁴

2.2.1.4 Pigmentler ve Diğer Komponentler

İnorganik oksitler dişte dengeli bir tonlama sağlayabilmek için kompozit rezinlere küçük miktarlarda eklenebilir. Sarı gibi çok açık bir tondan, gri gibi koyu bir tona kadar birçok tonlama sağlayabilen pigmentler içerisinde en çok kullanımı tercih edilen pigment demir oksittir.²⁹ Titanyum dioksit ve alüminyum oksit gibi pigmentler opasiteyi artırmak için üretici firmalar tarafından rezin içerisine eklenebilmektedir.³⁴

UV stabilizatörler, oksidasyon sonucu oluşabilecek renk değişimlerini ve özellikle kimyasal kompozitlerin polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık ürünlerin UV ışığın etkisiyle parçalanıp kahverengi renkleşmelere neden olmasını engellemek için rezin içerisine üretici firma tarafından eklenmektedir.^{29,35}

2.2.2 İnorganik Doldurucular

Kompozit hacminin ve ağırlığının büyük bir kısmını oluşturan doldurucular, rezin matriksi güçlendirmek, ideal translüsens derecesi sağlamak ve kompozitlerin polimerizasyon sırasındaki hacimsel büzülmesini kontrol etmekle görevlidir.²⁹ İnorganik doldurucular kompozitin aşınma direncini yükseltir, opalesansı, radyoopasiteyi, estetiği artırır ve manüplasyonu geliştirir.³⁶

Polimerler geçmişte pahalı materyaller olduğu için, doldurucular genellikle plastik endüstrisinde komponentlerin maliyetini azaltmak için kullanılmıştır. Fiber cam benzeri doldurucular ise materyali güçlendirmek için monomerlere ilave edilmiştir.³ Modern kompozit sistemlerde kuartz, kolloidal silika, baryum içeren silika camlar, stronsiyum ve zirkonyum gibi doldurucular kullanılır. Bu doldurucular dayanıklılığı ve elastikiyet modülünü artırırken polimerizasyon büzülmesini, ısıl genişleme katsayısını ve su emilimini azaltır.²⁴ Camdan daha az sert olduğu için karşıt arktaki dişe temasta daha az aşınma gösteren kalsiyum monofosfat da inorganik doldurucu olarak son zamanlarda kompozit rezinlerde kullanılmaktadır.²³

Genellikle 0.1-100 mikrometre (μm) boyutları aralığındaki doldurucu partiküller, kuartz ve camların öğütülmesi ile elde edilir. Camların öğütülmesini kolaylaştırmak için doldurucu kompozisyonu lityum ve alüminyum eklenerek modifiye edilebilir. Doldurucunun opasitesini artırmak için ise baryum, çinko, bor, zirkonyum, itriyum rezine ilave edilebilir.³⁴

2.2.3 Ara Bağlayıcılar

Kompozitin başarılı klinik performans gösterebilmesi için, inorganik doldurucu partiküller ile organik rezin arasında iyi bir bağlanma sağlanması gerekmektedir. Bu ancak bağlayıcı ajan olarak adlandırılan bileşiklerin kullanımı ile mümkün olur.²⁹ Bağlayıcı ajanlardan en yaygın olarak kullanılan organik silisyum bileşiği olan silan bağlayıcı ajanlardır. Genelde en çok kullanılan silan bağlayıcı ajan ise “ *γ metakriloksi propil trimetoksisilan*”dır.³³

Silan, organik rezin matriksi ile inorganik doldurucu ara yüzeyindeki rezin kırılmalarını önler ve rezin matriks ile doldurucu arasında oluşan stres dağılımına olanak sağlar.³⁷ Ayrıca rezinde doldurucu dağılımını artırmak için doldurucuların yüzey enerjisini azaltır, fonksiyonel bir arayüz oluşumu için ise polimer matriks ile doldurucular arasında kovalent bağlantılar kurar.³⁸ Ayrıca doldurucu ile rezinin arayüzeyi boyunca suyun penetrasyonunu önleyerek hidrolitik stabiliteye de katkı sağlar.²³

2.3 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilir.

2.3.1 İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması

2.3.1.1 Makrofil Kompozit Rezinler

Makrofil kompozitler 1960'lı yılların başında üretilmiş ilk kompozit türüdür ve ortalama partikül büyüklüğü 5-25 µm aralığında değişmektedir. Doldurucu içeriği ise ağırlık olarak kompozit rezinin yaklaşık % 75-80'ini oluşturur.^{20,23}

Büyük doldurucu partiküllerinden dolayı yüzey yapısı daha pürüzlüdür ve fiziksel olarak son derece serttir. Pürüzlülüğünden dolayı oklüzal temas bölgelerinde renklenme, aşınma ve plak birikimi diğer kompozitlere nazaran daha hızlı gerçekleşir.²³

2.3.1.2 Mikrofil Kompozit Rezinler

Mikrofil kompozit rezinler, 1980'li yılların başında piyasaya sunulmuştur. Ortalama partikül büyüklüğü 0.04 ile 0.1 µm arasında değişirken, doldurucu içeriği ağırlık olarak kompozitin % 35-50'sini oluşturur. Küçük partikül boyutu mikrofil kompozitlere pürüzsüz cilalı bir yüzey temin etse de, dayanımlarının yetersiz olmasından dolayı yüksek stres bölgelerinde kullanılmamaya dikkat edilmelidir. Çünkü bu bölgelerde kullanıldığında marjinal kenarlarda kırılmalar oluşabilir.^{23,39}

Düşük doldurucu içeriğinden dolayı elastik modülü ve aşınma direnci düşüktür, su emilim değeri ve ısıl genleşme katsayısı ise yüksektir. Fiziksel özelliklerinin düşük olmasından ve yüksek translüsensi göstermesinden dolayı ön diş restorasyonlarında ve servikal abfraksiyon lezyonlarında kullanımı tavsiye edilmektedir.²³

2.3.1.3 Hibrit Kompozit Rezinler

Konvansiyonel kompozitler ile mikrofil kompozitlerin avantajlarını birleştirmek amacıyla hibrit kompozitler üreticiler tarafından geliştirilmiştir. Hibrit kompozitler farklı kompozisyonlarda ve boyutlardaki camlardan, 2 µm'den az çaptaki partiküllerden ve 0.04 µm boyutundaki silikalardan oluşmaktadır. Bu kompozitlerdeki doldurucu içeriği kompozit hacminin yaklaşık % 75-80'ini oluşturmaktadır.²³ Hibrit kompozitler

daha fazla inorganik doldurucu içerdiği için fiziksel ve mekanik karakteristikleri konvansiyonel kompozitlere göre üstünlük gösterir.²⁰

Hibrit kompozitler önemli avantajlara sahiptir: Farklı renk çeşitlerinde olabilmesi, farklı ton ve florosansta farklı derecelerde opaklık ve translüensi gösterebilmesi, üstün cilalanma ve iyi aşınma direncine sahip olması, ısıl genleşme katsayısının doğal dişlere benzemesi, diş yapısını taklit edebilmesi, polimerizasyon büzülmesinin ve su emiliminin düşük boyutlarda olmasıdır. Dezavantajları ise: Yüksek stres alanlarına uygun olmaması, mikrofil kompozitler kadar iyi cilalanamaması, aşındırıcı diş macunları ile dişin fırçalanmasında cilasını kaybetmesidir.²³

Nanofil ve Nanohibrit Kompozit Rezinler

Nano bilim veya moleküler mühendislik olarak da bilinen nano teknoloji 0.1-100 nm aralığındaki boyutlarla karakterize fonksiyonel materyallerin ve yapıların geliştirilmesi üzerine çalışır.²⁴ Nanofil ve nanohibrit kompozitlerin ortalama partikül boyutları mikrofil kompozitlere göre daha azdır.²³ En son üretimlerde nanofillerin boyutu 0.005-0.020 µm aralığında seyretmektedir.³⁴

Nanofiller küçük boyutlarından dolayı rezinin doldurucu oranını artırma yeteneğine sahiptir. Teorik olarak nanofil kullanımı kompozit rezinlerde doldurucu oranını ağırlık olarak %90-95'lere kadar yükseltebilir. Nanofil doldurucuların ıslanabilirliğinin fazla olmasından dolayı doldurucu yüzey alanlarında da artış meydana gelir. Artan bu yüzey alanı da toplam doldurucu partikül miktarını kısıtlar. Doldurucu miktarının artması polimerizasyon büzülmesini önemli derecede azaltır. Ayrıca artan inorganik doldurucu miktarı nano kompozitlerin fiziksel özelliklerini de önemli derecede artırır.²⁴

Nanofillerin kompozitlere dahil edilmesinin birkaç sebebi bulunmaktadır. Nano partiküllerin boyutu, görünür ışık dalga boyutunun altındadır (400-800 nm), bu da

yüksek translüensiye sahip materyallerin elde edilmesine olanak sağlar.²⁹ Yüksek cilalanma özelliğine ve iyi bir renk stabilitesine sahiptir. Mekanik özelliği ise optimal düzeydedir ve yüksek aşınma direnci gösterir.²³

Mikrohibrit Kompozit Resinler

Geleneksel hibrit kompozitlerden geliştirilen mikrohibrit kompozitlerin doldurucu içeriği, kompozit resinin yaklaşık hacimsel olarak %56-66'sını oluşturmaktadır. Bu kompozitlerde kullanılan partiküllerin ortalama boyutu 0.4 µm ile 0.8 µm aralığında değişmektedir. Mikrohibrit kompozitlerin küçük partiküllerle harmanlanması daha iyi bir cilalama ve uygulama kolaylığı sağlarken, büyük partiküllerin varlığı ise mikrohibrit kompozitlerin fiziksel özelliklerini ve aşınma dirençlerini artırmıştır.²³

2.3.2 Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

2.3.2.1 Kondanse Edilebilir Kompozitler

Paketlenebilir veya kondanse edilebilir kompozitler özellikle oklüzal yüklere maruz kalan posterior preparasyonlar için tasarlanmıştır. Yüksek doldurucu hacim yüzdesine sahip paketlenebilir kompozitler düşük aşınma ve düşük polimerizasyon büzülme değerleri göstermesinin yanında yüksek derecede de rijiditeye sahiptir.²³

2.3.2.2 Akışkan Kompozitler

Akışkan kompozitler, konvansiyonel kompozitlere göre % 20-25 daha az miktarda doldurucu içeriğine sahip olduğu için, kondanse edilebilir kompozitlere göre % 20-30 arası değerlerde daha düşük elastik modül gösterir.^{40,41} Düşük viskoziteleri kavite duvarlarına daha iyi adapte olmalarını sağlar ve böylece restorasyon ile kavite duvarı arasında boşluk oluşma riski azalır.⁴² Fakat yüksek polimerizasyon büzülmesi göstermesi, aşınma değerlerinin yüksek olması ve fiziksel özelliklerinin düşük olması bu kompozitleri diğer kompozitlere göre dezavantajlı hale getirir.⁴³

Akışkan kompozitlerin genel olarak klas 5 kavitelere restorasyon amaçlı, oklüzal kavitelere ise astar maddesi ve fissür örtücü olarak kullanımı tercih edilmektedir. Bu kompozitlerin akışkanlığı doldurucu içeriklerinin azaltılması ve sürfaktan gibi modifiye edici ajanların eklenmesi ile artırılmıştır.⁴⁴

2.4 Kompozit Rezinlerle İlgili Son Gelişmeler

2.4.1 Organik Modifiye Seramik (Ormoser)

Konvansiyonel kompozitlerdeki polimerizasyon probleminin üstesinden gelmek için üç boyutlu çapraz bağa sahip ormoserler yeni bir materyal olarak 1998 yılında piyasaya sunulmuştur.⁴⁵

Metakrilat gruplarına sahip organik moleküller ile birlikte 3 boyutlu ağ yapısını oluşturan yoğunlaşmış inorganik moleküller içerir. Yapısındaki organik polimerler, dayanıklılık, esneklik ve işlevsellik katarken, seramik camlar ise ormoserlere sertlik, kimyasal stabilite, ısısal stabilite ve translüsenesi verir. Elastiklik, yüzey enerjisi ve gaz geçirgenliğini artırmak için ise bir miktar silikon ilave edilmiştir.²³

Konvansiyonel kompozitlerle kıyaslandığında ormoserlerin biyoyumluluğu daha iyidir ve diş dokusuna bağlanma dayanımları daha güçlüdür. Doğal dişlere yakın üstün estetik özelliklere ve yüksek baskı direncine sahiptir.²³ Tagtekin ve ark.⁴⁶ ve Yap ve ark.⁴⁷ yaptıkları çalışmalarda konvansiyonel kompozitlerle kıyaslandığında ormoserlerin daha düşük aşınma değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir.

2.4.2 Siloranlar

Siloran adı verilen yeni monomer sistemi polimerizasyon sonrası açığa çıkan iç stresi ve büzülme azaltmak için geliştirilmiştir. Siloran ismi kimyasal yapısındaki siloksan ve oksiran yapı taşlarından türetilmiştir. Siloksan, kompozite hidrofobik özellik verir. Bu özellik kompozitin uzun süreli fiziksel dayanımının sağlanabilmesi ve yüksek su emiliminin kısıtlanması açısından önemlidir. Oksiran ise katyonik polimerizasyon

üzerinden çapraz bağlantılı halka yapısını açar. Siloranların polimerizasyonu için metakrilat kompozitlerden farklı olarak özel başlatıcı sistemlere gerek duyulmaktadır.²⁹

Siloranlar, polimerizasyon derinliğinin geliştirilmesi, düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek dayanıklılık gibi birçok arzu edilen özelliklere sahiptirler.^{48,49} Ayrıca metakrilat sistemlerden farklı olarak, metakrilat monomerlerin kür olabilmesi için serbest radikaller gerekirken, siloran bazlı kompozitlerin kür olabilmesi için katyonik polimerizasyon gerekmektedir.⁵⁰

2.4.3 Antibakteriyel Kompozitler

Konvansiyonel kompozitler mineyle kıyaslandığında plağa ve bakteri birikimine daha fazla eğilim gösterdiği için çürük oluşumunun ve ilerlemesinin önlenmesi için antibakteriyel kompozitler üretilmiştir. Bunu sağlayabilmek için klorheksidin ve gümüş gibi malzemeler kompozit rezinlere eklenerek denenmiştir.²³

2.4.4 Bulk-Fill Kompozitler

Monomerlerin polimerlere dönüşüm miktarı; monomerlerin kimyasal yapısı, reaksiyon başlatıcıların konsantrasyonu gibi içsel faktörlere bağlı olarak değişebildiği gibi polimerizasyon koşulları gibi dışsal faktörlere bağlı olarak da değişiklik gösterir.⁵¹ Kompozit rezinlerde ışığın yeterli miktarda alt tabakalara iletilmemesi polimerizasyon derinliğinin sınırlı tutulmasını zorunlu kılmıştır. Birçok araştırmacı konvansiyonel kompozitlerde polimerizasyon derinliğinin 2 mm olarak belirlenmesi gerektiğini ifade etmişlerdir.^{52,53} Derin kaviteelerde ise bu sınırlama kompozitlerin tabakalı şekilde kaviteye uygulanmasını gerektirmektedir.⁵⁴ 2 mm veya daha az kalınlıktaki rezin kompozit materyaller preperasyona yerleştirildikten sonra ışıkla polimerizasyon sağlanır, preperasyon dolana kadar bu tabakalama işlemi tekrar edilir.⁵⁵ Bu tekniğin avantajı rezinin kalınlığına sınırlama getirerek ışığın penetre olmasını sağlamaktır. Böylece uygun ışık penetrasyonu sağlanır ve bunun sonucunda yeterli polimerizasyon

temin edilir. Fakat tabakalama tekniğinin; kompozit tabakaları arasında boşluk kalması, tabakalar arası kontaminasyon riski, tabakalar arası bağlanmada başarısızlık, küçük kavitelere uygulanma zorluğu ve polimerizasyon için daha fazla zaman gerektirmesi gibi dezavantajları vardır.¹⁶ Tabakalandırma için gereken zamanın ve iş yükünün üstesinden gelmek ve posterior kompozitlerin daha iyi adaptasyon sağlayabilmesini temin etmek için tek tabaka olarak uygulanabilen bulk-fill kompozitler üretilmiştir. Bu materyallerin 4-5 mm polimerizasyon derinliğine sahip oldukları üretici firmalar tarafından iddia edilmektedir.²

Her üretici, ürettikleri bulk-fill kompozitlerdeki polimerizasyon derinliğini artırmak için farklı bir strateji kullanmıştır. Filtek Bulk Fill ve Venus Bulk Fill gibi ürünlerde doldurucu oranı azaltılarak ışığın daha derin bölgelere ulaşabilmesi sağlanmıştır. X-tra base, x-tra fil, SDR ve SonicFill gibi ürünlerde ise doldurucuların boyutları artırılmıştır. Böylece doldurucular ile organik matris arasındaki yüzey alanı azaltılmıştır. Tetric N Ceram Bulk Fill kompozitlerde ise kamforokinondan daha etkili olduğu düşünülen ek bir başlatıcı sistem (Ivocerin) kullanılmıştır.¹⁷

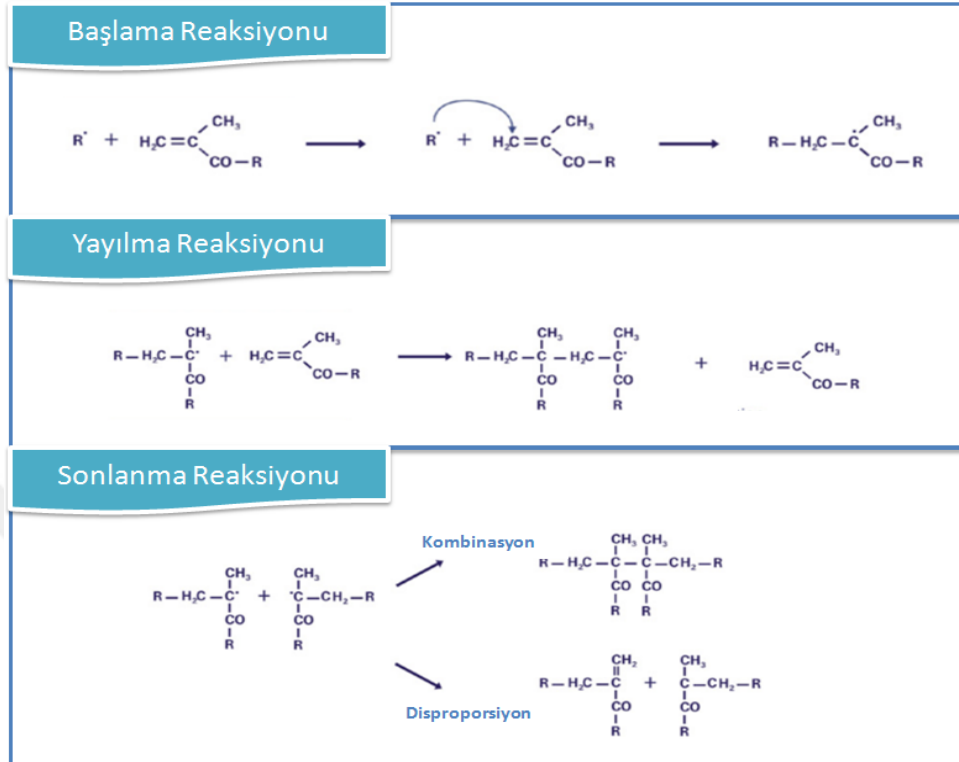
Özellikle konfigürasyon faktörünün yüksek olduğu kavitelere uygulama tekniği ve kullanılan kompozitin tipi, kompozitin diş dokusuna yeterli bağlanabilmesi açısından önemli bir etkiye sahiptir. Birçok çalışmada, bulk-fill akışkan kompozitlerin memnuniyet verici sonuçlar ortaya koyduğu, konvansiyonel kompozitlerin ise tabakalama yapılmayıp tek aşamalı uygulandığında başarısızlık gösterdiği ifade edilmiştir.⁵⁶

2.5 Polimerizasyon

Polimerizasyon terimi tek molekül olarak bilinen monomerlerin, birden çok monomere sahip polimerlere dönüşümündeki bir dizi zincir reaksiyonunu ifade eder.

2.5.1 Polimerizasyon Aşamaları

Polimerizasyon mekanizması 3 aşamada meydana gelir (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Polimerizasyon aşamalarının şematik anlatımı

Başlama Reaksiyonu: Başlatıcı molekül; ısı, ışık veya kimyasal reaksiyonla aktive olabilir.⁵⁷ Kimyasal olarak aktive olan kompozitlerde polimerizasyon reaksiyonu peroksit başlatıcılar ve amin hızlandırıcılar ile oda sıcaklığında başlar. Işıkla sertleşen kompozitlerin reaksiyonu ise görünür mavi ışıkla tetiklenir. Hem ışıkla hem kimyasal olarak aktive olan ürünlerde ise kimyasal ve ışıkla aktivasyon kombine edilmiştir. Bu ortaya çıkan serbest radikaller monomerlerin aktif merkezlerine eklenerek reaksiyonu tetikler.²⁹

Yayılma Reaksiyonu: Zincirin büyüyüp uzadığı bu basamak yayılma reaksiyonu olarak adlandırılır. Başlama reaksiyonunda meydana gelen serbest radikal monomerle reaksiyona girer ve zincir bir monomer uzar. Bu yayılma ikinci, üçüncü, dördüncü ve

devamla zincir yüzlerce veya binlerce monomer uzunluğuna ulaşana kadar devam eder.⁵⁷

Sonlanma Reaksiyonu: Yayılma reaksiyonunun, monomer molekülleri tükenene kadar devam edebilmesi teorikte mümkün iken, tüm monomerlerin tükenmesi pratikte mümkün olmaz. Bu reaksiyonlar sonucu monomer bağlanma yeteneğini kaybeden polimer zincirler meydana gelir. Moleküler ağırlık, zincirin dallanma derecesi ve çapraz bağlanma miktarı en son oluşacak polimerin karakteristiğini belirler.⁵⁸

2.5.2 Polimerizasyon Derinliği

Polimerizasyon derinliği, özel ışık kaynaklarının monomerden polimere dönüştürebildiği resin kalınlığı olarak tanımlanmıştır.⁵⁹ Materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinden ödün vermeden tabakalı olarak yerleştirilmesinde polimerizasyon derinliği referans alınır.²

Küçük doldurucu partiküller ışığı büyük doldurucu partiküllerden daha fazla saçtığı için kompozitin kompozisyonu polimerizasyon derinliğinde önemli bir faktördür. Bundan dolayı daha derin bölgelere ışığın penetre olabilmesi küçük partiküllü kompozitlerde daha zordur. Bu kompozitlerde yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için ışığın uygulama süresini uzatmak gerekir. Ayrıca kompozitin doldurucu yüzdesi de polimerizasyon derinliğinde etkilidir. Doldurucu oranı fazla olan kompozitlerde ışığın kompozite daha zor penetre olduğu ifade edilmiştir.⁶⁰

Farklı Bis-GMA/TEGDMA oranları ışığın geçişini etkileyerek polimerizasyon derinliğini değiştirebilir. Bis-GMA'nın moleküler ağırlığı daha fazladır, TEGDMA ise viskoziteyi azaltır. Daha fazla visküz olan karışımlarda ışığın geçişi daha zor olacağı için bu durumda polimerizasyon derinliği de olumsuz etkilenir.⁶¹

Farklı ışık kaynaklarının kullanımı polimerizasyon derinliğini etkileyebilir. Bazı kompozitlerde LED ışık kaynaklarının kullanımının QTH ışık kaynaklarına göre daha

derin polimerizasyon sağladığı gösterilmiştir.^{60,62} Ayrıca ışık kaynağının restorasyondan uzaklığının artması da polimerizasyon derinliğinin azalmasında etkili olur.⁶³

2.5.3 Monomer Salınımını Etkileyen Faktörler

Kompozitlerden monomerlerin salınımında birçok faktör etkin rol oynar. Kompozitin kimyasal yapısı, monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesi, polimer ağındaki çapraz bağlantı yoğunluğu, doldurucu partiküllerin üzerine uygulanan yüzey işlemleri, oksijen inhibisyon tabakasının varlığı, kullanılan ışık cihazları ve çözücülerin özellikleri bunlardan birkaçıdır.^{7,64,65}

TEGDMA ve HEMA gibi daha fazla hidrofilik ve daha düşük moleküler ağırlıklı monomerler, Bis-GMA ve UDMA gibi moleküler ağırlığı daha fazla olan monomerlere göre daha fazla elüsyona uğrarlar. Bu açıdan yapılan çalışmalarda yüksek moleküler ağırlıklı ve daha fazla hidrofobik monomerler kullanılan kompozitlerde artık monomer miktarının daha az olduğu rapor edilmiştir.^{66,67} Ayrıca büyük doldurucu partiküller kullanılan kompozitlerde küçük partikül kullanılanlara göre artık monomer miktarı daha az görülmüştür.⁶⁰

Matriks kompozisyonu ve doldurucu tipinin yanı sıra silan uygulaması da monomer elüsyonunda etkilidir. Bu tür etkiler kür esnasında doldurucu rezin etkileşimi sırasında meydana gelir. Doldurucu kompozisyonu ve silan, doldurucu yüzeyindeki ışık dağılımını ve doldurucular arasından ışığın geçişini etkileyebilir. Aynı şekilde silanın doldurucu yüzeyine bağlanma derecesi de doldurucu rezin etkileşiminde etkilidir. Silan doldurucu yüzeyine zayıf bağlanırsa, kür daha uygulanmadan rezin içerisinde çözünebilir ve bunun sonucunda doldurucu yüzeyi açığa çıkar. Silanla kaplanmamış doldurucu yüzeyi ise rezin kürünün etkisini azaltabilir.⁷

Dental rezin kompozitlerde, monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesinin araştırıldığı çalışmalarda polimerizasyon miktarı yaklaşık olarak %35 ile %77 arası

oranlarda tespit edilmiştir.³⁻⁶ Farklı laboratuvar koşulları altında yüksek yoğunlukta ışık, ısı ve basınç uygulanarak bu oran %80'lere kadar çıkartılabilmektedir.⁶⁸ Monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesinin artması artık monomer miktarını azaltacaktır.⁶⁹

Metakrilat bazlı kompozitlerde ışık enerjisi başlatıcı sistemi aktive ederek reaktif serbest radikallerin oluşmasına öncülük eder. Oluşan serbest radikaller dimetakrilat grupların çift bağlarına eklenerek yeni serbest radikaller meydana getirir. Eklenecek monomer kalmayana kadar bu reaksiyon devam eder.⁷⁰ Monomerle kıyaslandığında atmosferdeki oksijenin serbest radikalle reaksiyona girme yeteneği daha fazladır. Bu reaksiyon monomerlere karşı düşük reaktiviteye sahip peroksitlerin oluşmasına sebep olur. Bu da serbest radikal polimerizasyonunu inhibe ederek geciktirir. Sonuç olarak yeni kür olan kompozitin yüzeyinde polimerize olmamış bir tabaka meydana gelir. Bu tabaka oksijen inhibisyon tabakası olarak bilinir.⁷¹ Oksijen inhibisyon tabakası monomerlerin polimere dönüşüm derecesini %25-35 arası azaltarak artık monomer miktarını artırır.^{66,72}

Işık gücü az olan ışık kaynakları kompozitin yüzeyini polimerize ederken, derin bölgeleri yeterli düzeyde polimerize edemeyebilir.⁷³ Kompozit yüzeyindeki %10'luk bir ışık yoğunluğu azalması, yüzeyin 2 mm altında rezin kürünü önemli derecede azaltır.⁷⁴ Işık kaynak gücünün yanında uygulama zamanı, ışık rehberinin dizaynı ve ışık rehber ucunun restorasyona uzaklığı, açısı ve ışık cihazının modu da polimerizasyon miktarında etkili olmaktadır.⁷⁵⁻⁷⁸

2.5.4 Monomerlerin İndirgenme Reaksiyonları

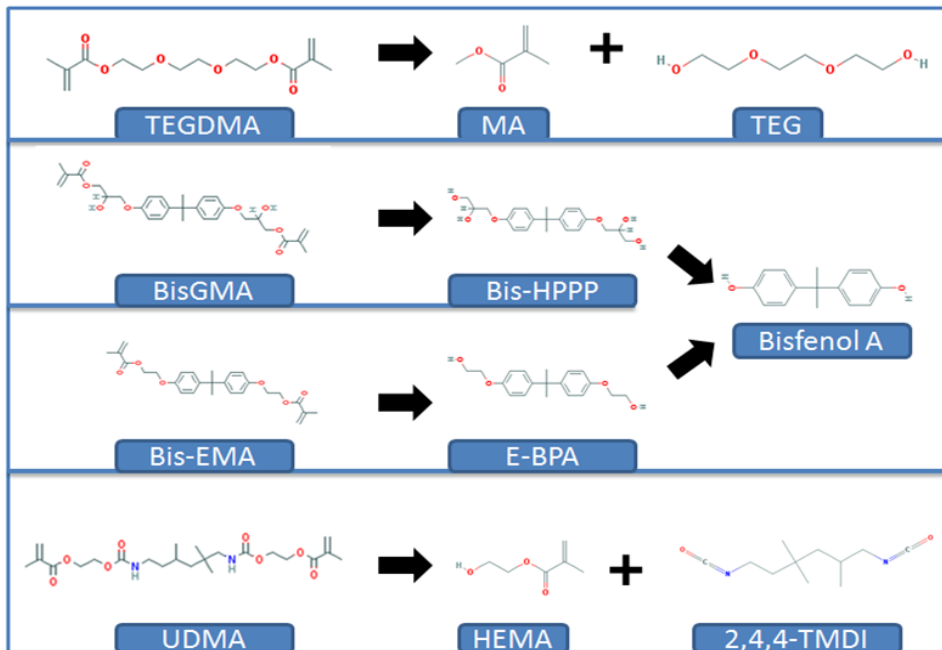
Polimer yapısı; ışık, ısı, mekanik veya kimyasal faktörlerden dolayı bozulma gösterebilir. Hidrolitik veya katalitik enzimler rezinin kimyasal olarak indirgenmesine sebep olabilir. Ağızda bulunan tükürük enzimleri, dental rezinlerdeki monomerlerin parçalanmasını ve bozulmasını sağlar. Örnek olarak tükürükteki esteraz gibi enzimlerin

dental kompozitteki rezin matrikse saldırıp metakrilat asiti (MA) serbest bıraktığı ifade edilmiştir.^{64,79,80}

Metakrilatların bozulması farklı mekanizmalarla farklı tipte ürünleri meydana getirir. Formaldehit, oksidasyon üzerinden Bis-GMA monomerini hidroliz veya esterifikasyon ile ayırır ve ürün olarak 2.2-Bis[4(2.3-hidroksiproksi)fenil]propan (Bis-HPPP) ve MA açığa çıkarır.^{65,81,82} Benzer şekilde Bis-EMA da reaksiyon sonucu Bisfenol A etoksilata (E-BPA) indirgenir. Süregelen indirgenme reaksiyonları ile iki monomerden de daha toksik bir bileşen olan BPA açığa çıkar (Şekil 2.4).^{83,84}

TEGDMA'nın hidrolize olması ile MA grupları ayrılarak trietilen glikol metakrilat (TEGMA) meydana gelir. Devam eden reaksiyonlar sonucu MA ve trietilen glikol (TEG) gibi yan ürünler açığa çıkar (Şekil 2.4).^{84,85}

UDMA'nın indirgenme reaksiyonu sonucu HEMA ve 2.4.4-TMDI yan ürün olarak açığa çıkar. Elüsyona uğrayan HEMA miktarının değerlendirildiği çalışmalarda, UDMA'nın indirgenerek HEMA miktarını artırabileceği göz önüne alınmalıdır (Şekil 2.4).⁸⁶



Şekil 2.4. Monomerlerin indirgenme reaksiyonlarının şematik gösterimi

Bis-GMA hidrofobik yapısından dolayı, Bis-EMA gibi hidrofilik monomere nazaran esteraz enzimlerine karşı daha dayanıklıdır.⁸⁴ Ayrıca UDMA/TEGDMA monomer ağına sahip rezinlerin, Bis-GMA/TEGDMA monomer ağına göre esteraz enzimlerine karşı daha stabil olduğu ifade edilmektedir. TEGDMA ise Bis-EMA ve Bis-GMA'ya nazaran indirgenme reaksiyonlarına daha hassastır.^{82,87}

2.5.5 Polimerizasyon Sonrası Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri

Kompozit rezinlerden açığa çıkan monomerler mide-bağırsak yolundan sindirim sistemine karışarak, dentin tübüllerinden pulpaya difüze olarak veya uçucu bileşiklerin akciğer yolu ile alınması ile sistemik dolaşıma katılabilir.⁸⁸⁻⁹⁰

Monomerlerin toksisite konsantrasyonları farklı hücre kültürlerinde farklı derecelerde etki oluşturmaktadır. Bu farklılıklara rağmen monomerlerin sitotoksite derecelerinin değerlendirildiği birçok çalışmayı göz önüne aldığımızda, monomerlerin sitotoksitesini BisGMA > UDMA > TEGDMA > HEMA olarak sıralayabiliriz.^{80,91-95}

Artık monomerlerin biyolojik etki oluşturmada diğer bir etki dentinin geçirgenliği ve kalan dentin dokusunun kalınlığıdır.⁹⁶ Kalın dentin dokusu monomerleri absorbe ederek pulpaya ulaşmalarını önler. Ayrıca dentin tübüllerinin lümenlerine kalsiyum/fosfat çökmesi ile oluşan sklerotik dentin de bağlanmamış monomerlerin pulpaya geçişini engelleyerek sitotoksitenin azaltılmasına yardımcı olur.⁹⁷

2.5.5.1 MA Bileşenin Biyolojik Etkileri

Birçok dental monomerin yapıtaşı olan MA hücredeki tiyolleri kolayca tüketebilen bir alkali ajandır.⁹⁸ Valin aminoasitinin indirgenmesi ile MA'e epoksi grubu eklenir ve 2.3-epoksimetakrilik asit (2.3-EMA) meydana gelir.⁹⁹ Bu bileşik ise hidrojen peroksit ve hidrojen karbonat ile katalizlenerek yüksek miktarda epoksi ortaya çıkarır.¹⁰⁰⁻¹⁰⁴ Epoksidasyona uğramış MA kimyasal olarak çok reaktif bir bileşik olduğu için DNA'nın tek ve çift bağlarını kırabilir¹⁰⁵ ve DNA hücrelerine bağlanan

aminoasitlerin yerlerine bağlanarak mutajenik etki oluşturabilir.¹⁰⁶ Kleinsasser ve ark.¹⁰⁷ çalışmalarında BisGMA, HEMA, TEGDMA ve UDMA monomerlerindeki MA'lerin insan lenfositleri için genotoksik etkisinin olduğunu göstermişlerdir. Monomerler hücre içerisinde reaktif oksijen türevlerini artırma potansiyeline sahiptir ve bu reaktif oksijen türevleri diğer etkilerinin yanında memeli hücrelerinde DNA hasarlarına sebep olur.¹⁰⁸ Ayrıca Poplawski ve ark.¹⁰⁹ MA'in genotoksik ve mutajenik olabildiği gibi teratojenik etkisinin de olabileceğini ve kanser formasyonuna neden olabileceğini ifade etmişlerdir.

2.5.5.2 TEGDMA Monomerinin Biyolojik Etkileri

TEGDMA ağız içerisinde TEG, 2.3-EMA ve MA gibi yan ürünlere parçalanır ve bu bileşenler ağızdan veya deri ile absorbe edilip dolaşıma katılır. Dolaşıma katılan bu ürünler ise toksik, alerjenik gibi birçok istenmeyen yan etkilere neden olur.⁸⁵ Lipofilik karakterinin diğer monomörlere göre daha fazla olması, memeli hücrelerinde membran lipitlerine çok daha kolay bir şekilde penetre olmasına olanak sağlar.¹¹⁰

Gerzina ve Hume¹¹¹ TEGDMA'nın su içerisinde bekletildiğinde dış yüzeyinden sızdığını ve pulpa odasının içine kadar yayıldığını göstermişlerdir. Ayrıca yaptıkları diğer çalışmada, Hume ve Gerzina¹¹² TEGDMA'nın HEMA'ya göre daha sitotoksik olduğunu ifade etmişlerdir ve yerleştirdikten saatler ve günler sonra dentin ve pulpa yüzeyinde bu monomerin varlığını göstermişlerdir.

Goon ve ark.¹¹³ dental hastalar ve dental personeller üzerinde yaptıkları çalışmada HEMA, EGDMA, TEGDMA ve MMA monomerlerinin kontak alerjiye neden olabildiğini tespit etmişlerdir. Alanko ve ark.¹¹⁴, TEGDMA'nın bu alerjenik etkilerine ek olarak liken planus, gingivitis ve ülserasyonlara da neden olabileceğini belirtmişlerdir.

Fibroblastlar üzerinde yapılan çalışmalarda, TEGDMA'nın mitokondriyal hasarı ve insan diş eti fibroblastlarında oksidatif stresi tetiklediği gösterilmiştir.^{115,116} Issa ve

ark.⁹⁵, TEGDMA'nın diş eti fibroblastlarında mitokondriyal dehidrogenaz ve laktat dehidrogenaz aktivitelerini değiştirerek toksik etki gösterdiğini ifade etmişlerdir.

Nocca ve ark.¹¹⁷ yaptıkları çalışmada TEGDMA monomerinin GSH aktivitesini azaltıp glikoz-6-fosfat dehidrogenaz (G6PDH) ve glutatyon redüktaz (GR) aktivitesini tetikleyerek glikoz tkretimini ve laktat ürününü artırdığını rapor etmişlerdir. Engelmann ve ark.¹¹⁸, TEGDMA'nın metabolik etkilerini incelediği çalışmalarında, TEGDMA'nın fosfomonoester konsantrasyonunu artırdığını, fosfodiesteri azalttığını ve fosfolipit döngüsünü artırdığını göstermişlerdir.

Birçok hücrede ve özellikle insan karaciğer ve akciğerinde bulunan Sitokrom P450 (CYP450) gibi enzimler TEGDMA metabolizmasını katalize edebilir. Emmeler ve ark.¹¹⁹ ve Kehe ve ark.¹²⁰ yaptıkları çalışmalarda akciğer hücre kültürlerinde TEGDMA'nın yüksek sitotoksite gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Hansel ve ark.¹²¹ çalışmalarında TEGDMA'nın laktobasilus asidofilus ve streptokokus sobrinus gibi önemli karyojenik mikroorganizmaların çoğalmasını tetikleyebileceğini rapor etmişlerdir. Kawai ve Tsuchitani¹²² BisGMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin streptokokus sobrinusun glikoziltransferaz aktivitesini artırdığını göstermişlerdir. Khalichi ve ark.⁸⁵ ise yaptıkları çalışmalarda TEGDMA'nın önemli bir karyojenik bakteri olan S. Mutans'ın fizyolojik fonksiyonlarını ve biyofilm formasyonunu etkilediğini tespit etmişlerdir.

2.5.5.3 BPA Bileşeninin Biyolojik Etkileri

Dental dolgu malzemelerinde genel olarak kullanılan Bis-GMA, Bis-EMA ve özellikle fissür rtclerde kullanılan Bis-DMA gibi monomerler parçalanarak BPA bileşenini ortama bırakır. BPA ise doku kültürlerinde östrojenik reseptörleri etkilediği ve uyardığı için sağlık için potansiyel bir tehlike olarak kabul edilir.⁷⁻⁹ Pulgar ve ark.¹²³ çalışmasında Bis-GMA içerikli kompozitlerden önemli miktarda BPA'nın (1.8 g/mg)

salındığını belirtmişlerdir. Bu düzeydeki konsantrasyon değerleri in vivo çalışmalarda anlamlı ölçüde toksik etki oluşturmuştur.^{124,125}

Düşük dozlarda BPA adiponektin sekresyonunu inhibe ederek interlökin 6 (IL-6) ve tümör nekrotizan faktör α (TNF α) sekresyonunu uyarır, bu iki enflamatuar obezitenin, metabolik hastalıkların ve insülin rezistansının muhtemel sebebi olabilir.¹²⁶ Masuno ve ark.¹²⁷ çalışmalarında BPA'nın fare fibroblastlarındaki adipoz hücrelerini farklılaştırdığını ve yağ birikiminde doza bağlı şekilde artışa sebep olduğunu rapor etmişlerdir. Carwile ve Michels¹²⁸ 2700 erişkin birey üzerinde yaptıkları epidemiyolojik çalışmada obezite ile BPA arasında anlamlı bir ilişki bulmuşlardır. BPA'ya maruz kalmak artık günümüzde obezitenin ve metabolik hastalıkların gelişimi ve ilerlemesi açısından bir risk faktörü olarak kabul edilmektedir.¹²⁹ Fare veya insan pankreas hücreleri üzerinde yapılan çalışmalar ve epidemiyolojik çalışmalar, BPA'nın tip 2 diyabet insidansını artırdığını göstermiştir. BPA östrojeni taklit ederek insülin sekresyonunu artırmakta ve böylece hızlı bir şekilde kandaki glikoz değerlerini azaltabilmektedir.¹³⁰ Ashby ve Tinwell¹³¹ hayvanlar üzerinde yaptıkları çalışmada, BPA'ya maruz bırakılan hayvanların rahim ağırlığının arttığını gözlemlemişlerdir. Ayrıca Colerangle ve Roy¹³² BPA'ya maruz bırakılan dişi farelerde, memeli epitel hücrelerin farklılaştığını ve proliferasyonunun arttığını rapor etmişlerdir. Sugiura-Ogasawara ve ark.¹³³ çalışmalarında tekrarlayan düşüklerin BPA ile ilişkili olabileceğini ifade etmektedir. Ayrıca bazı kromozomal defektlerin doğum öncesi BPA'ya maruz kalınması ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir.¹³⁴

BPA ayrıca tiroid hormon salınımına da etki edebilir.¹³⁵ Chevrier ve ark.¹³⁶ epidemiyolojik çalışmalarında hamilelik sırasında anne idrarı ve serumunda T4 konsantrasyonu ile BPA miktarı arasında ters orantının olduğunu rapor etmişlerdir.

2.5.5.4 HEMA Monomerinin Biyolojik Etkileri

HEMA yüksek su afinitesine sahip olmasından dolayı dentin organik matriksinin kollajen ağına ve idrar yollarına diğer monomerlere göre daha rahat geçer. Bundan dolayı da böbrek üzerine diğer monomere göre daha fazla yük oluşturur.^{137,138} Ayrıca hidrofilik yapısı kalan dentin dokusuna difüze olmasını sağlayarak odontoblastların bölünmesine ve fizyolojik aktivitelerinin etkilenmesine sebep olabilir.^{90,139}

HEMA reaktif oksijen türlerini artırarak ve hücre içi glutatyon (GSH) miktarını azaltarak oksidatif strese neden olur ve bunun sonucunda toksisite artar.¹⁴⁰⁻¹⁴² Oksidatif stresin artması ise ortamda bulunan antioksidanların azalmasına sebep olacaktır.¹¹ Kleinsasser ve ark.¹⁰⁷ çalışmalarında HEMA'nın hücredeki çekirdek sayısını artırarak DNA migrasyonunu artırdığını tespit etmişlerdir.

2.5.5.5 UDMA Monomerinin Biyolojik Etkileri

UDMA, Bis-GMA'dan sonra en yüksek toksisite potansiyeline sahip monomer olmasına rağmen sitotoksitesini değerlendiren çok fazla çalışma yoktur.¹⁴⁴

Schwengberg ve ark.¹⁴⁵ fare embriyolarını düşük konsantrasyonlarda UDMA'ya maruz bıraktıklarında, UDMA'nın hücrelerin farklılaşmasını etkilediğini ifade etmişlerdir. About ve ark.¹⁴⁶ çalışmalarında da UDMA'nın pulpa hücrelerinin odontoblastlara farklılaşmasını etkileyip dentin sialoproteinlerini azalttığını ve mineral formasyonunu inhibe ettiğini rapor etmişlerdir.

Nocca ve ark.¹⁴⁷ UDMA'nın insan promiyelositik lösemi hücrelerinin (HL-60) farklılaşmasını artırdığını ve hücredeki glikoz metabolizmasını değiştirdiğini belirtmişlerdir. Rakich ve ark.¹⁴⁸ ise UDMA'nın interlökin 1 beta (IL-1 β) aktivitesini ve makrofaj hücrelerinde TNF α sekresyonunu baskılayarak immün sistem hücrelerinin aktivitesini azalttığını rapor etmişlerdir.

2.6 Rezin Esaslı Dental Materyallerde Kullanılan Işık Kaynakları

2.6.1 Kuartz Tungsten Işık Kaynakları (QTH)

QTH, 380-520 nm dalga boylarında mavi ışık üreten ve yaygın olarak kullanılan bir ışık kaynağıdır. Bu ışık kaynaklarında elektrotların birleştiği tungsten bir bobin vardır. Bobin, havayla teması engelleyerek çok yüksek sıcaklıklara dayanabilen aynı zamanda da filamentlerden yayılan ışığa şeffaf bir geçiş sağlayan içerisinde halojen gaz bulunan kuartz bir yapı ile sarılmıştır.^{20,34,149}

QTH ışık kaynakları, diğer ışık kaynaklarına göre daha ucuzdur. Işık dalga boyu aralığının geniş olması, dental materyallerin foto polimerizasyonunda başarılı olmasını sağlamaktadır. Fakat açığa çıkan ışığın %99'u gerekli dalga boylarında olmadığı için, yüksek miktarda ısının oluşmasına sebep olan kızılötesi enerjiyi açığa çıkarır. Ortaya çıkan bu ısının elimine edilmesi için fan kullanılması gerekir, fan ise hastayı ve operatörü rahatsız eden gürültü ve sıcak hava üretir.⁴³

Yeni geliştirilen QTH ışık kaynaklarına, performansın artırılması için "*soft start*" ve "*pulse polimerizasyon*" gibi polimerizasyon yöntemleri eklenmiştir.¹⁴⁹ Pulse polimerizasyon tekniğinin kompozit restorasyonların diş yüzeyi ile marjinal uyumunu geliştirip polimerizasyon streslerini azalttığı belirtilmiştir.¹⁵⁰ Soft start tekniği de kontrollü bir şekilde ışık yoğunluğunu artırarak polimerizasyon büzülmesini azaltır, diş ile restorasyon arasındaki marjinal uyumu ve materyalin özelliklerini geliştirir.^{151,152}

2.6.2 Plazma Ark Işık Kaynakları (PAC)

PAC ışık kaynaklarında, inert gaz içeren basınçlı bir hazne içerisinde birbirinden ayrı iki tungsten elektrot bulunur. Bu elektrotlar aralarındaki boşlukta yüksek elektrik potansiyeli oluşturur ve bir kıvılcım meydana getirir. Bu kıvılcım ksenon gazını iyonize ederek plazmayı oluşturur.²⁸

PAC ışık kaynaklarında üretilen ışık, QTH ve LED ışık kaynaklarında üretilen ışığa göre daha güçlüdür ve çok daha kısa bir sürede polimerizasyon sağlayabilir. Üretilen ışığın dalga boyu 380-500 nm aralığındadır. Hızlı foto polimerizasyon sağlaması avantaj olmasına karşılık, fiyatının pahalı olması, diğer ışık kaynaklarına göre ağır ve büyük olması, aşırı ısı çıkarmasından dolayı pulpaya hasar verme potansiyeline sahip olması dezavantajlarıdır.^{43,153} Ayrıca polimerizasyonu çok hızlı gerçekleştirmesi, restorasyon ile diş yapısı arasında polimerizasyon stresini artırabilir.¹⁴⁹

2.6.3 Argon Lazer Işık Kaynakları

Argon lazerler 457-502 nm dalga boyunda ve gözle görülebilir spektrumda ışık üretirler. Neredeyse hiç kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve ağız dokularında ısı artışı en aza indirilmiştir.²⁸ Argon lazerlerin hızlı foto polimerizasyonu avantaj sağlasa da, spektrumu dar olduğu için her başlatıcının aktive edilmesinde yeterli olmayabilir.^{43,154}

2.6.4 Işık Yayan Diyotlar (LED)

LED ışık kaynakları, mavi ışık yaymak için galyum nitritten oluşan yarı iletkenler kullanır. Ürettikleri mavi ışığın spektrumu 450-490 nm aralığında olduğu için başlatıcı olarak kamforokinon içeren materyallerde etkili polimerizasyon sağlar.²⁹

LED ışık kaynakları, QTH ışık kaynaklarına göre daha etkilidir, daha az güç tüketimi gerektirir ve istenmeyen ısı etkilerine sebep olan kızılötesi ışığı daha az yayar. Bu sebeple üretici firmaların çoğu, LED ışık kaynaklarında soğutucu fana gereksinim duymaz.⁴³

LED ışık kaynaklarının birçok avantajı olmasına rağmen her kompozit materyalinde QTH ışık kaynakları kadar etkili olamayabilir. Bundan dolayı diş hekimleri kompozit uygularken ışık kaynağı ve süresinin yeterliliğini kontrol etmelidir.¹⁵⁵

2.7 Yapay Yaşlandırma

Kompozit rezinler restore edildikten sonra hayat boyu kimyasal, mekanik ve ısıl faktörelere maruz kalır. Bu etkenler kompozit rezinin polimer yapısını bozarak kompozitin ömrünü ve mekaniksel, estetiksel özelliklerini azaltır.^{156,157}

Kimyasal faktörlere tükürük, yiyecek ve içecekler örnek verilebilir. Tükürük sahip olduğu su, histatin, staterin, lizozim, protein, karbonik anhidraz, amilaz, peroksidaz, laktoferin, musin ve immünoglobulin A (IgA) gibi komponentlerle tamponlama, sindirim, yağlama, mineralizasyon ve savunma fonksiyonları gösterir. Yiyecek ve içecekler ise asit, baz, tuz ve oksijen gibi yapılardan oluşur. Tükürük, yiyecek ve içeceklerdeki bu komponentler zamanla kompozitin polimer yapısını bozarak kompoziti yaşlandırır.^{157,158}

Ağız içi sıcaklık erkeklerde 35.7-37.7 °C, kadınlarda 33.2-38.1 °C aralığında kabul edilse de modern hayatta kahve ve dondurma gibi yiyeceklerle bu sıcaklık değerleri 85 °C ile -12 °C aralığında değişkenlik gösterir.¹²⁻¹⁴ Bu ısıl değişimlerin kompozit rezinlerde oluşturduğu mikro kırıklardan çözücü maddeler çok daha rahat difüze olur ve bunun sonucunda çözünme miktarında artış meydana gelir.¹⁵

Kimyasal ve ısıl değişimlerin kompozit rezinler üzerindeki etkilerini klinik ortamlarda değerlendirmenin hem pahalı hem de uzun zaman gerektirmesinden dolayı, organik çözücüler ve termal siklus gibi cihazlar kullanarak laboratuvar ortamlarında ağız ortamı taklit edilerek yapay yaşlandırma testleri yapılmaktadır.¹⁴

2.7.1 Çözücüler

Çözücüler kompozit rezinde şişirme gibi hacimsel; plastikleştirme ve yumuşatma gibi fiziksel; oksidasyon ve hidroliz gibi kimyasal değişiklikler yapabilir.⁶⁵

Kompozit rezinlerdeki polimer yapısının çözücüler tarafından şişirilmesi restorasyonların boyutunda değişikliklere sebep olur. Çözücüler polimer ağına difüze

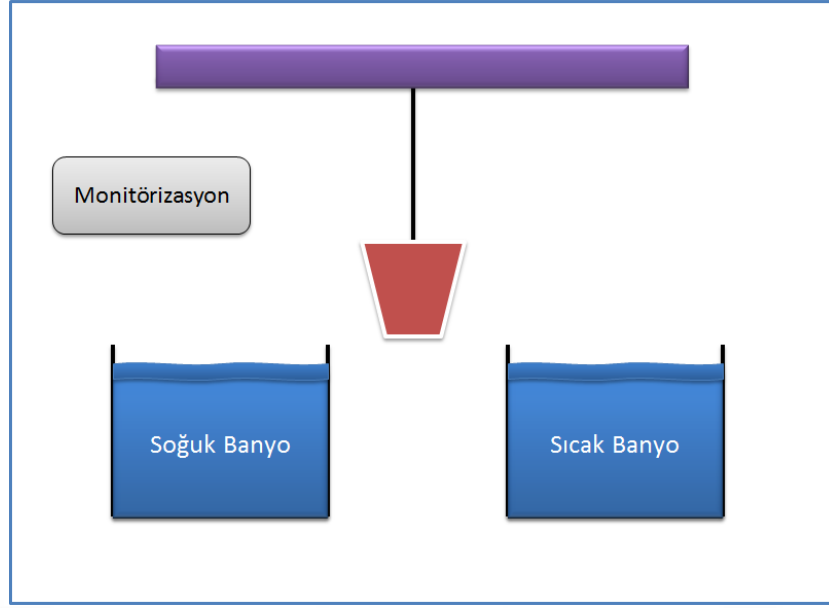
olup polimer zincirleri ayırır ve böylece genişleme meydana gelir. Su emilimi sonucunda artık monomerlerin kaybedilmesi toplam hacim miktarını artırmaktan ziyade azaltabilir.¹⁵⁹⁻¹⁶¹

Plastikleştirme, çözücülerdeki polimer zincirlerini birbirinden ayırarak kompozitteki sertlik ve dayanıklılık gibi mekanik özellikleri azaltmasıdır. Çözücünün asıl etkisi polimer zincirler arasındaki etkileşimleri azaltmaktır. Bu azalan etkileşimler sonucu kompozit rezinde yumuşama görülür.¹⁶²

Yaygın olarak yapay yaşlandırma işlemlerinde çözücü olarak su, etanol ve asetonitril kullanılmaktadır. Su, iyonları ve polar bileşikler çözüme kapasitesine sahip yalıtkan, güçlü bir polar çözücüdür. Güçlü hidrojen bağları oluşturabilme yeteneği çözücü özelliğini artırır. Fakat hidrofobik özellikteki organik bileşenlerden yoksun olması etkinliğini azaltır. Bundan dolayı çözücü olarak genelde etanol ve aseton gibi çözücülere eklenerek kullanılır. Etanol de su gibi hidrojen bağları oluşturabilen polar bir çözücüdür. Yalıtkanlık sabiti çok düşük değerlerde olduğu için düşük polariteye sahip maddeler için en uygun çözücüdür. Aseton ise polar ve apolar bileşenleri çözebilen, düşük yalıtkan sabitine sahip dipol bir çözücüdür. Bu nedenle hidrofobik ve hidrofilik yapıları kombine eden adezivler için asetonun seçilmesi iyi bir tercihtir.²⁷

2.7.2 Termal Siklus

Termal siklus işlemi, ısıl değişimlerin materyaller üzerindeki etkisinin değerlendirildiği bir yapay yaşlandırma tekniğidir. Termal siklus cihazında, belirlenen zaman aralıklarında ve belirlenen döngü sayısınca materyaller soğuk su ve sıcak su içeren haznelere bekletilir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Termal siklus cihazının şematik gösterimi

Termal siklus işlemi sırasında materyallerin sıcak suya maruz bırakılması arayüzdeki komponentlerin hidrolizini hızlandırır ve bunun sonucu olarak rezinin su emilim miktarı artar. Artan su emilimi ile birlikte yetersiz polimerize olmuş resin oligomerlerinin ve bozulmuş ürünlerin ekstraksiyonunda artış gözlenir.^{163,164}

Restoratif materyaller, doğal dişlerle karşılaştırıldığında yüksek ısıl büzülme ve genişleme katsayısına sahiptir. Termal siklus ile oluşan diş ile materyal arasında tekrarlayan büzülme ve genişleme stresleri bağlanma ara yüzeyi boyunca çatlaklar meydana getirir ve bunun sonucunda boşluklar oluşur.¹⁴ Soğuk ve sıcak şok etkisi ile meydana gelen polimer yapısındaki çatlaklar, çözücülerin daha rahat bir şekilde bu bölgelere difüze olmasını sağlar ve böylece ekstraksiyon miktarında artış gözlenir.¹⁵

Yapay yaşlandırma işlemi için 1 ile 1000000 arası değerlerde siklus sayısı belirlenebilir. Fakat 500 ile 10000 arasındaki siklus sayılarının anlamlı olduğu kabul edilir.¹⁶⁵ Brown ve ark.¹⁶⁶ bir insan ağızında, günlük ortalama 10 termal siklusun meydana geldiğini belirtmektedir. Fakat bu bireysel alışkanlıklara göre değişkenlik gösterir. Bir insanda günlük ağız içi ısıl değişim sıklığının 20 ile 50 döngü arası

olabileceği kabul edildiğinde, 10000 siklusun bir yıllık ağız içi fonksiyona denk gelebileceği düşünülmektedir.¹⁴

2.8 Artık Monomer Miktarının Ölçümünde Kullanılan Yöntemler

2.8.1 Spektroskopik Teknikler

Artık monomer miktarının tespitinde, sertleşme reaksiyonuna katılmayan maddeler *Mid-infrared (MIR) Spektroskopi* yöntemi ile belirlenir. Polimerizasyon sonrasında çift bağlara dönüşme yüzdesi ise *Infrared (IR) Spektroskopi* yöntemi ile hesaplanır.³³

2.8.2 Kromatografik Teknikler

Kromatografi kimyasal bileşenlerin içerisindeki komponentleri ayırmak, belirlemek ve ölçmek için analitik kimyada kullanılan bir tekniktir. Spektroskopik tekniklerden farklı olarak materyalin başlangıç ağırlığına göre, değerlendirilen ağırlık kaybı dikkate alınarak miktar tayini yapılır.³³

Kromatografik ayırimda bileşikler birbirine karışmayan hareketli faz ve sabit faz arasında dağılım gösterir. Hareketli faz gaz olduğunda *gaz kromatografisi*, sıvı olduğunda ise *sıvı kromatografisi* olarak adlandırılır. Eğer kritik sıcaklık üzerinde ısıtılıp basınç ile gazlar sıvılaştırılırsa *süper-kritik akışkan kromatografisi* olarak adlandırılır.^{33,167}

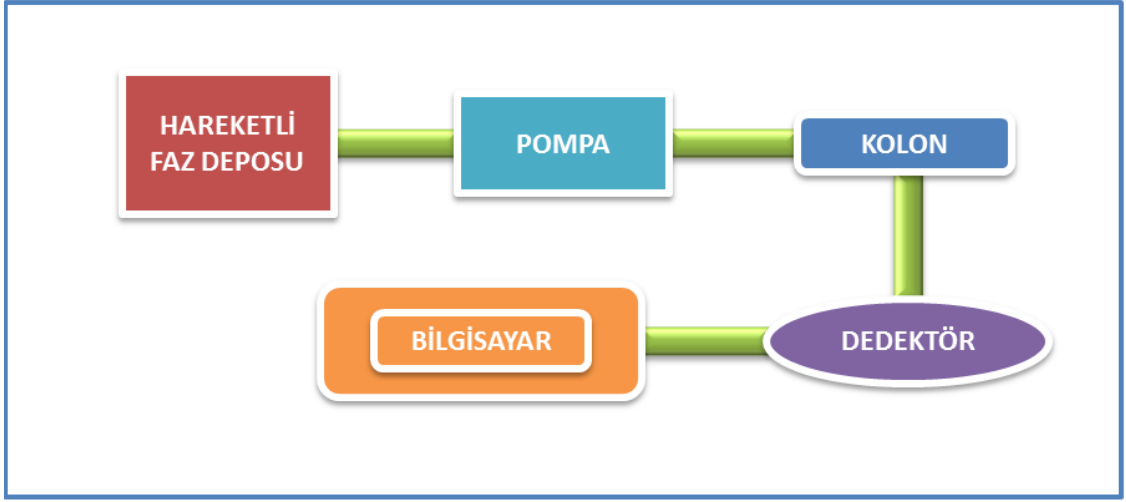
Hareketli faz içerisinde örneğe ait bileşenlerin etkileşime girdikleri ve belirli ölçüde alıkonuldukları faza *sabit faz* denir. *Hareketli faz* ise sabit faz üzerinde hareket ederek numune bileşenlerinin ayrılmasını sağlar. Mobil faz içerisinde gelen, analizi yapılacak maddeye ait bileşenlerin sabit faz ile etkileşime girerek belirli oranda yavaşlatılması ve böylece daha geç olarak sabit fazı terk etmesi olayına ise *alıkonma zamanı* denir.¹⁶⁸

Sıvı kromatografisi düzlemsel yöntemlerle ve kolanlarla uygulanabilir. Normal-faz sıvı ve ters-faz sıvı olarak iki teknikle uygulanır. Sabit fazın polar, hareketli fazın non-polar olarak kullanıldığı tekniğe *normal faz kromatografisi*, sabit fazın non-polar, hareketli fazın polar olarak kullanıldığı tekniğe ise *ters faz kromatografisi* denir. Bu tekniklerde, madde polaritesinin sabit faz polaritesine yakınlığına göre kolonda alıkonur ve hareketli faz polaritesine yakın olan maddeler kolonu daha önce terk eder.¹⁶⁹

HPLC tekniğinden önce standart sıvı kromatografik teknikleri kullanılmıştır. Sıvı kromatografik sistemler çözücülerin yerçekiminden etkilenen akışkan değerlerinden dolayı yetersiz kalmıştır. Gaz kromatografisi (GC), sıvı kromatografisine (LC) göre o dönemlerde daha güçlü sonuçlar verse de yüksek moleküler ağırlıktaki biyopolimerlerin gaz fazı ile ayrıştırılması ve analizi neredeyse imkânsızdı.¹⁷⁰ Sonuç olarak yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC) teknolojisinin geliştirilmesi ile nihayet bulacak olan birçok alternatif metot üretilmiştir.

HPLC tekniğinde diğer tekniklerden farklı olarak hareketli faz bir pompa yardımıyla belirli bir akış hızıyla ve basınç ile kolona gönderilir. Kromatografik sistemin sonunda ise bir dedektör bulunur. Bu sistem yüksek hıza ve yüksek ayırıcılığa sahip olduğu için yüksek performans olarak da adlandırılır. Ayrıca kolon boyunca fazın ilerlemesini sağlamak için yüksek basınç gerektiği için de *yüksek basınç sıvı kromatografisi* olarak da isimlendirilebilmektedir.^{171,172}

HPLC sistemleri pompa, enjektör, dedektör, kolon ve bilgisayar bölümlerinden meydana gelir (Şekil 2.6). Çözücüde çözülmüş örneğin sisteme enjekte edilmesi ile analiz süreci başlar. Örnek hareketli faz ile kolona pompalanır, kolonda ise örnek bileşenlerine ayrılır. Her bileşenden gelen sinyal ise *dedektör* tarafından kayıta alınır. Bu kaydedilen ve bilgisayara aktarılan sinyaller *kromatogram* olarak isimlendirilir.¹⁷³



Şekil 2.6. HPLC cihazının kısımlarının şematik gösterimi



3. MATERYAL VE METOT

3.1 Materyal

3.1.1 Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyaller

Çalışmada 5 farklı bulk fill kompozit: Filtek Bulk Fill Flowable (FBF); Tetric N-Ceram Bulk Fill (TB); Sonic Fill 2 (SF); Surefil SDR Flow (SDR); Venus Bulk Fill (VB) ve konvansiyonel mikrohibrit Filtek Z250 (FZ) kullanıldı (Şekil 3.1). Kullanılan kompozit materyallerin teknik detayları Tablo 3.1’de belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Kullanılan kompozit materyallere ait özellikler

Materyal (Kod)	Tip ve Renk	Üretici	Lot No.	Organik Matriks	İnorganik Doldurucu	İnorganik Doludurucu Oranı % (Ağırlık/Hacim)
Filtek Bulk Fill Flowable (FBF)	Düşük Viskoziteli Bulk Fill A2	3M ESPE Dental Product, St. Paul, MN, USA	N394107	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA, UDMA	Seramik, İterbiyum Florid	65/42.5
Surefil® SDR® Flow (SDR)	Düşük Viskoziteli Bulk Fill A2	Dentsply, Caulk, USA	05071	Mod UDMA, Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA	Baryum, Alüminyum, Flor, Borosilikat cam, İterbiyum Florid	70.5/47.4
Sonic Fill 2 (SF)	Yüksek Viskoziteli Bulk Fill A2	Kerr, Orange, CA, USA,	3851729	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA	Silikon dioksit, Cam oksit,	83/-
Tetric N-Ceram® Bulk Fill (TB)	Yüksek Viskoziteli Bulk Fill A2	Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA	R82387	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	İterbiyum Florid	77/60-61
Venus Bulk Fill (VB)	Düşük Viskoziteli Bulk Fill Universal	Heraus, Kulzer GmbH, Germany	1238065	UDMA, TEGDMA, Bis-EMA	Baryum, Alüminyum, Flor silikat cam, İterbiyum Florid	65/38
Filtek Z250 (FZ)	Yüksek Viskoziteli Kompozit A2	3M ESPE Dental Product, St. Paul, MN, USA	E4172	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, Bis-EMA	Silan uygulanmış seramik, benzotriazole	82/60



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan kompozitler

3.1.2 Kullanılan Işık Kaynakları

Çalışmada kompozitlerin polimerizasyonunun sağlanması için standart modda LED ışık kaynağı (Light Emitting Diode: VALO Cordless, Ultradent, South Jordan, Utah, USA) ve QTH ışık kaynağı (Quartz Tungsten Halojen: Monitex Blue Luxer M-835, Fomed Biotech Inc, China) kullanıldı (Tablo 3.2, Şekil 3.2).

Tablo 3.2. Kullanılan ışık kaynaklarının özellikleri

Ticari Adı	Üretici Firma	Dalga Boyu	Işık Gücü
VALO Cordless	Ultradent	395–480 nm	1000-1200 mW/cm ²
Monitex Blue Luxer M-835	Fomed Biotech Inc.	430 - 500 nm	1000 mW/cm ²

Işık kaynaklarının gücü her bir grupta polimerizasyondan önce düzenli bir şekilde radyometerle (TR-P004, TREE international trading company, Chine) kontrol edildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Monitex Blue Luxer M-835 halojen ışık kaynağı, VALO Cordless marka LED ışık kaynağı, TREE markalı radyometre cihazı

3.1.3 Metal Kalıplar

Kompozit materyallerden standart örnekler oluşturabilmek için iç çapı 5 mm yüksekliği 4 mm ve 2 mm deliklere sahip metal kalıplar hazırlandı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Kompozit örneklerin oluşturulduğu metal kalıplar

3.1.4 Cam Viyaller

Kompozit örneklerin bulunduğu solüsyonlar cam viyallerin içerisinde ölçüm zamanına kadar bekletildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Organik solüsyonun konulduğu cam viyeler

3.1.5 Termal Siklus ve Etüv Cihazı

Termal siklus işlemi için programlanabilir mantıksal denetleyici (PLC) kontrollü termal siklus test aygıtı (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) kullanıldı (Şekil 3.5).

Kontrol grubunda, cam viyelerdeki kompozit örnekleri sabit sıcaklıkta tutabilmek için Memmert UN110 marka etüv cihazı (Memmert, Schwabach, Germany) kullanıldı (Şekil 3.5). Kullanılan etüv cihazında 5 °C ile 300 °C arası sıcaklık değerleri sabit tutulabilmekte ve etüvün çalışma süresi 1 dakika ile 99 gün arasında ayarlanabilmektedir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Termal siklus cihazı, Memmert UN110 marka etüv cihazı

3.1.6 Artık Monomer Miktarının Belirlemede Kullanılan Cihazlar

3.1.6.1 HPLC Cihazı ve Analitik Kolon

Çalışmamızda artık monomer miktarını belirlemek için Ultimate 3000 marka Diyot dizi dedektörlü (DAD) HPLC cihazı (Thermo Fisher Scientific, Sunnyvale, CA, USA) kullanıldı. Kullanılan HPLC cihazı 10 ml/min akış hızında 620 bar basınca kadar çıkabilmekte ve dedektörü 100 hertzden yüksek değerlerde veri toplayabilmektedir. HPLC sistemi pompa, enjektör, dedektör (UV/VIS dedektör), kolon fırını, bilgisayar bağlantı modülü ünitelerinden oluşmaktadır (Şekil 3.6).

Artık monomer ölçümlerini HPLC cihazına bağladığımız partikül boyutu 5 µm, boyutları 250 mm * 4.6 mm olan Thermo ODS HYPERSIL marka C18 ters faz analitik kolonu (Thermo Fisher Scientific, Sunnyvale, CA, USA) ile gerçekleştirildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.6. Ultimate 3000 marka HPLC cihazı



Şekil 3.7. Thermo ODS HYPERSIL marka C18 ters faz analitik kolonu

3.1.6.2 Monomerlere Ait Saf Çözeltiler

Araştırmada Bis-GMA (Sigma Aldrich, 494356), TEGDMA (Sigma Aldrich, 261548), UDMA (Sigma Aldrich, 477028) ve Bis-EMA (ZINC15, ZINC31331642) monomerlerine ait saf kimyasallar kullanıldı (Tablo 3.3, Şekil 3.8).

Tablo 3.3. Kullanılan monomerlerin özellikleri

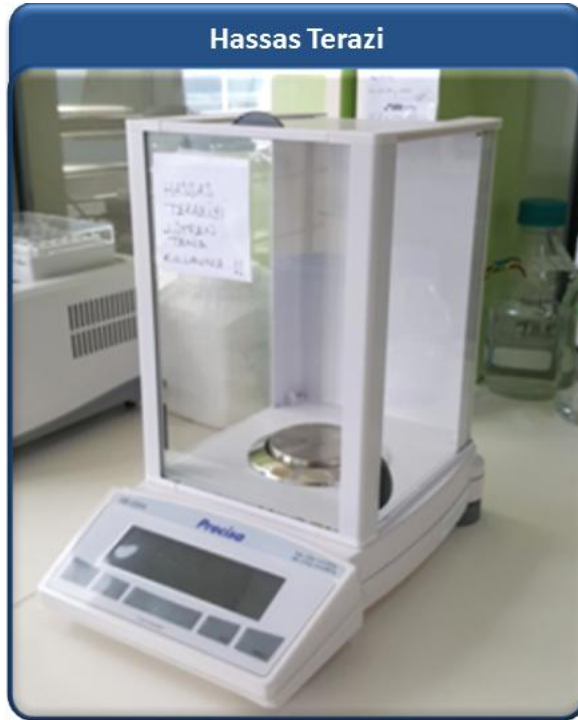
	Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	Bis-EMA
TİCARİ ADI	Bisfenol A gliserolat dimetakrilat	Trietilen glikol dimetakrilat	Diüretan dimetakrilat	Etoksi Bisfenol A dimetakrilat
ÜRETİCİ FİRMA	Sigma-Aldrich 494356	Sigma-Aldrich 261548	Sigma-Aldrich 436909	ZINC15 ZINC31331642
MOLEKÜL AĞIRLIĞI	512.59 g/mol	286.33 g/mol	470.56 g/mol	452.53 g/mol
MOLEKÜL FORMÜLÜ	$C_{29}H_{36}O_8$	$C_{14}H_{22}O_6$	$C_{23}H_{38}N_2O_8$	$C_{27}H_{32}O_6$



Şekil 3.8. Monomer olarak kullanılan saf çözeltiler

3.1.6.3 Hassas Terazi

Monomerlere ait standart stok çözeltiler hazırlamak amacıyla Precisa XB 220A marka hassas terazi (Precisa Gravimetrics AG, Dietikon, Switzerland) kullanıldı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Precisa XB 220A marka hassas terazi

3.1.6.4 Şırınga Filtreleri

Örnekleri HPLC cihazına vermeden önce solüsyonları süzmek için ise 15 mm'lik rejenere selüloz yapısına ve 0.2 µm por genişliğine sahip Minisart RC15 marka şırınga filtresi (Sartorius Stedim Biotech, Goettingen, Germany) kullanıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Minisart RC15 marka şırınga filtresi

3.1.6.5 Kimyasallar

Çözücü olarak % 75 etanol/su karışımını hazırlamak için etanol (Merck, Merck 100983) ve distile su (Sigma Aldrich, Denwat) kimyasalları, HPLC cihazında mobil faz olarak ise asetonytril ACN (Sigma Aldrich, 34851) kullanıldı (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Merck marka %96 Etanol ve Sigma Aldrich marka asetonitril

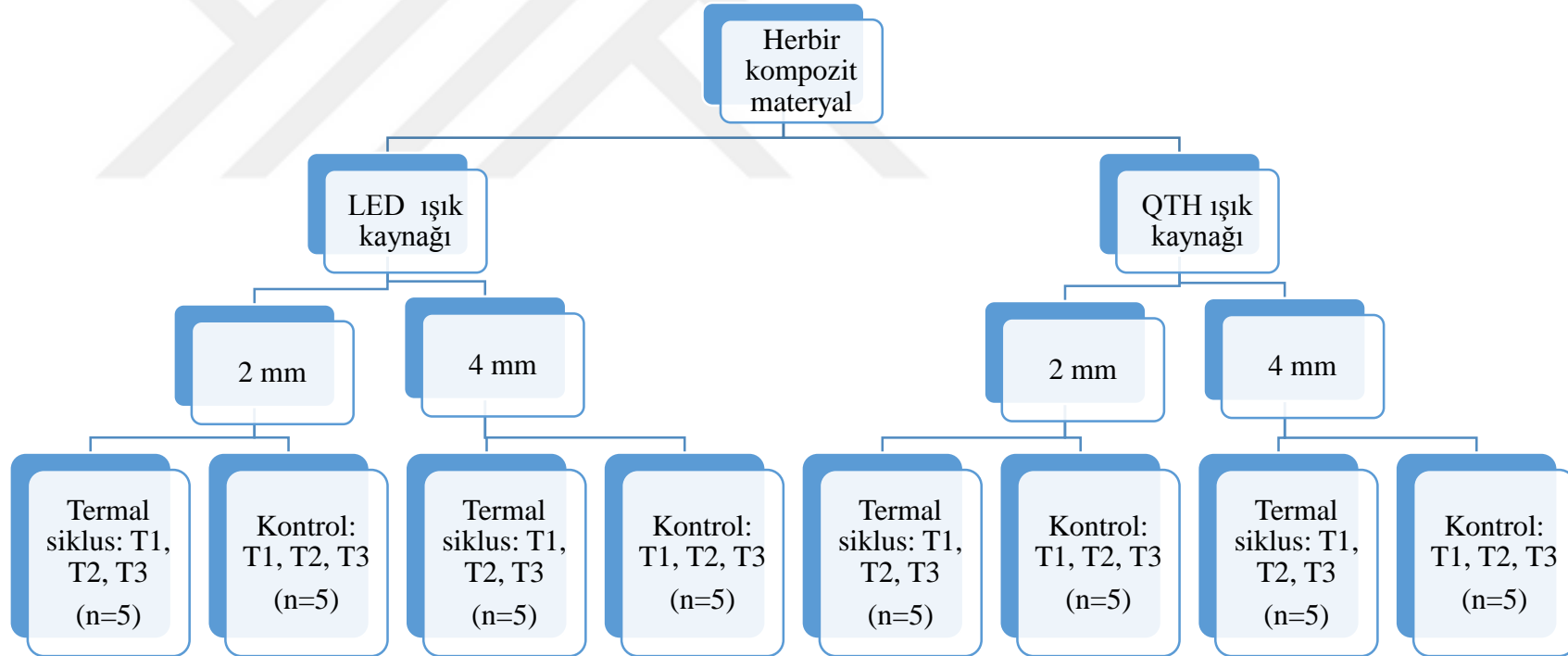
3.2 Metot

3.2.1 Örneklerin Hazırlanması

Her bir kompozit materyal 2 mm veya 4 mm'lik metal kalıplara yerleştirildi. Kompozit materyal fazlalıklarını çıkarmak ve boşlukları elimine etmek için metal kalıplar striplerle kaplı iki mikroskopik cam arasında parmak basıncı ile sıkıştırıldı. Her bir kompozit materyal kalıplara tek aşamalı olarak yerleştirildi. Fazlalıklar çıkarıldıktan sonra, kompozit materyal LED ya da QTH ışık kaynakları camla temasta tutularak üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda 20 saniye polimerize edildi.

Her bir kompozitten 2 mm (20) ve 4 mm (20) kalınlıklarında 40 adet kompozit örnek hazırlandı (Şekil 3.12). Polimerizasyonu tamamlanan her bir kompozit örnek metal kalıptan çıkarıldıktan hemen sonra amber rengi cam viyalere yerleştirildi ve ışık almamaları sağlandı (her bir cam viyale tek örnek yerleştirildi). 1.5 ml %75'lik etanol/su solüsyonu mikropipet ile aynı zamanda cam viyalere ilave edildi. Farklı kalınlıkta ve farklı ışık kaynakları kullanılarak polimerize edilmiş kompozitlerin bulunduğu cam viyaller iki gruba ayrıldı: Termal siklus ve kontrol grubu.

Kontrol grubundaki örnekler 37 °C'de etüvde bekletildi. Termal siklus grubundaki cam viyaller sıcaklıkları 5 °C ve 55 °C olarak ayarlanan banyoların bulunduğu termal siklus cihazına yerleştirildi. Her bir banyoda bekleme süreleri 25 saniye ve banyolar arası geçiş süresi 7 saniye olarak belirlendi. Kontrol grubundaki ve termal siklusa maruz bırakılan örneklerden 0-1 gün (T1), 1-3 gün (T2) ve 3-7 günlük (T3) zaman periyotlarında ekstraksiyon solüsyonları elde edildi. Bu zaman dilimleri sırasıyla 1500 (T1), 3000 (T2) and 6000 (T3) termal siklusa karşılık gelmektedir. Herbir zaman periyodunda kompozit örnekler buldukları cam viyallerden taze etanol solüsyonu konulmuş yeni cam viyalere aktarıldı ve sonra cam viyaller etüvde bekletildi ya da termal siklusa maruz bırakıldı. Bütün bu işlemler esnasında kontrol grubundaki kompozit örneklerin termal siklus uygulanan gruptaki kompozit örneklerle aynı anda cam viyalere aktarılmasına dikkat edildi. Her bir zaman periyodunda elde edilen ekstraksiyon solüsyonları şırınga filtresiyle süzülerek özel cam viyalere aktarıldı ve sonra cam viyalere taze etanol/su solüsyonu ilave edildi.



Şekil 3.12. Çalışma dizaynının şematik gösterimi

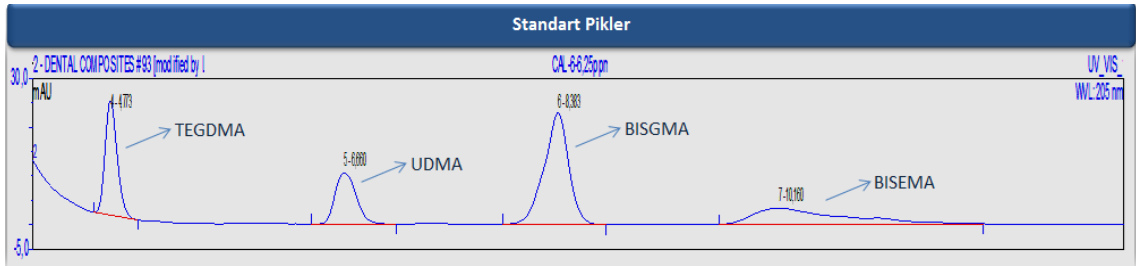
3.2.2 HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması

HPLC çalışmalarına başlamadan önce, cihazın kromatografik şartlarının oluşturulması ve kalibrasyonunun yapılabilmesi için çalışma yapacağımız cihaz deney şartlarına uygun şekilde hazırlandı. Monomerlere ait stok çözeltiler seyreltildi ve cihaza tanıtıldı. Böylece monomerlerin alıkonma süreleri ve pik değerleri tespit edildi.

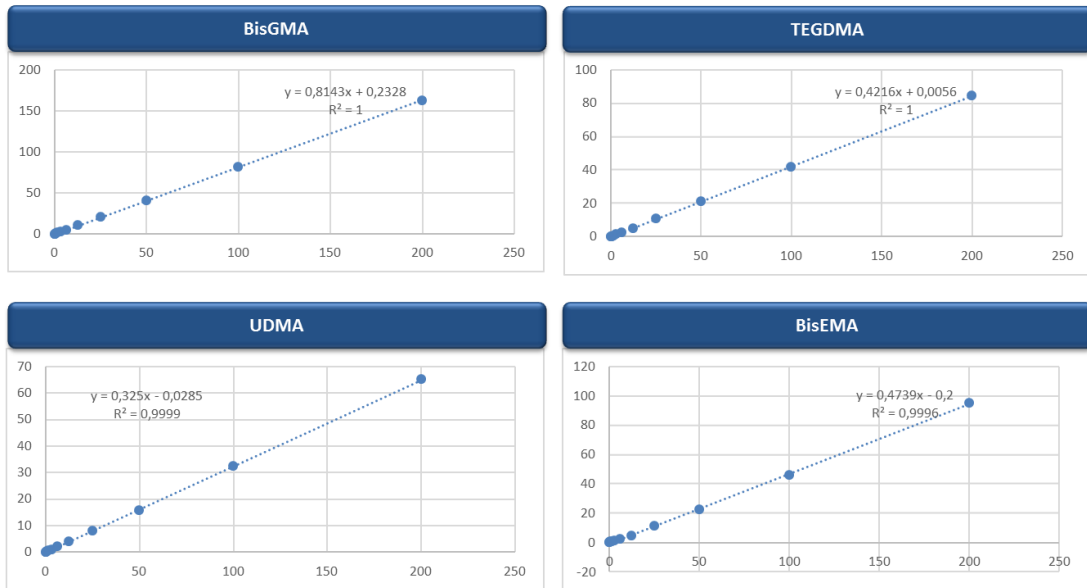
Hazırlanan örnekler HPLC sisteminde yürütüldü. İzokratik sistemde yürütülen örneklerin herbirinin analiz süresi 15 dk olup hareketli fazlardan A (%0.1 Formik asit içeren %20 Etanol- Su) analiz süresince %15 ve B (%70 Asetonitril-Su) %85 oranında kolondan geçirildi. Akış hızı 1.1 mL/dk olup enjeksiyon hacmi 10 µL'dir. Örneklerin bulunduğu otomatik örnekleyicinin sıcaklığı 20 °C ve kolon fırının sıcaklığı 30 °C'dir. Kullanılan DAD detektörüyle 190-300 nm arası tarama yapılmış ve seçilen 205 ve 254 nm'lerde kromatogram alınmıştır. 205 nm'deki veriler ise esas alınmıştır. Sonuçlar *parts per million* (ppm) olarak kaydedildi. Analiz süresince kromatografik sistemin uygunluğu, kapasite faktörü (k'), rezolusyon (R), selektivite (α) ve pik asimetrisi (T) hesaplanarak monitörize edildi. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve Bis-EMA 'nın alıkonma zamanları yaklaşık olarak sırasıyla 8.207 dk, 6.524 dk, 4.697 dk ve 10.036 dk olarak gözlemlendi. Böylece daha sonra yürütülecek örneklerde gözlenecek olan piklerden hangisinin hangi monomere ait olduğu ve yürütme işleminin kaçınıcı dakikada kesilebileceği anlaşılmış oldu. Monomer piklerinin ayrımını gösteren örnek kromatogramlar Şekil 3.13'de gösterildi. Örneklerin artık monomer miktarını belirlemek için gerekli olan kalibrasyon eğrilerinin çizilmesinde, monomerlerin HPLC standardı olarak önceden hazırlanmış standart stok çözeltileri referans olarak alındı.

Farklı konsantrasyonlarda seyreltilmiş olan standart çözeltilerin HPLC ile analizlerini takiben, her monomerin pik alanına karşılık gelen konsantrasyon kullanılarak kalibrasyon eğrileri hazırlandı (Şekil 3.14). Monomerlere ait lineer

kalibrasyon denklemleri ve korelasyon katsayılarını elde etmek amacıyla, monomerlerin standart çözeltilerindeki konsantrasyonlar lineer regresyon analizlerine tabi tutuldu. Lineer kalibrasyon denklemleri hazırlandıktan sonra kromatogramlarda elde edilen alanlara karşılık gelen konsantrasyonlar $\mu\text{g/mL}$ cinsinden hesaplandı ve böylece istatistik değerlendirme için veriler hazırlanmış oldu.



Şekil 3.13. Monomerlerin standart piki ve alıkonma zamanları



Şekil 3.14. Monomerlerin lineer kalibrasyon denklemlerine ait grafikler

3.3 İstatistiksel Değerlendirme

Veriler normal dağılım gösterdiği ve varyanslar homojen olduğu için parametrik testler kullanıldı. Verilerin analizinde tekrarlayan ölçümlü varyans analizi ve tukey çoklu karşılaştırma testi uygulandı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma şeklinde verilmiştir. Bulgular $p < 0.05$ önem seviyesinde anlamlı kabul edildi. İstatistiksel analiz SAS (Statistical Analysis Software, SAS Institute Inc, USA) istatistik paket programı kullanılarak yapıldı.



4. BULGULAR

4.1 Bis-GMA Artık Monomer Miktarının Değerlendirilmesi

Bis-GMA monomerinin istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Yapılan analiz sonucunda kullanılan kompozit materyalinin, ışık kaynağı tipinin, uygulanan kompozit kalınlığının, termal siklusun ve zaman faktörlerinin Bis-GMA monomerinin elüsyon miktarını önemli ölçüde etkilediği görüldü ($p < 0.001$). Ayrıca, bu faktörler arasındaki bütün etkileşimlerin istatistiksel olarak önemli olduğu belirlendi. Fakat yalnızca ışık kaynağının tipi ve uygulanan kompozitin kalınlığı arasındaki ilişki istatistiksel olarak önemsiz bulundu ($p = 0.953$).

Tablo 4.1. Bis-GMA istatistiksel analiz sonuçları

Kompozit (C)	Lamba (L)	Kalınlık (K)	Uygulama (U)	Zaman (Z)	C*L	C*K	C*U
<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
C*Z	L*K	L*U	L*Z	K*U	K*Z	U*Z	C*L*K
<0.001	<0.001	0.953	0.009	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
C*L*U	C*L*Z	C*K*U	C*K*Z	C*U*Z	L*K*U	L*K*Z	L*U*Z
0.008	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.016	<0.001
K*U*Z	C*L*K*U	C*L*K*Z	C*L*U*Z	C*K*U*Z	L*K*U*Z	C*L*K*U*Z	
<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.006	<0.001	

Her bir kompozit için elde edilen Bis-GMA monomerinin ortalama ve standart sapma (SP) sonuçları Tablo 4.2’de belirtilmiştir.

Tablo 4.2. Bis-GMA monomerinin ortalama ve standart sapma sonuçları

C	L	K	U	T1	T2	T3
FBF	LED	4 mm	Kontrol	80.0 ± 3.59 no	20.1 ± 1.63 m ² -y ²	18.2 ± 0.93 o ² -c ³
			T.Siklus	98.2 ± 4.44 jk	32.1 ± 2.69 z-j ²	33.6 ± 2.65 y-g ²
	QTH	2 mm	Kontrol	17.4 ± 1.58 q ² -g ³	11.7 ± 1.26 w ² -o ³	7.9 ± 0.47 e ³ -q ³
			T.Siklus	39.7 ± 1.04 v-a ²	24.6 ± 1.56 g ² -t ²	7.9 ± 0.94 e ³ -q ³
		4 mm	Kontrol	93.9 ± 3.71 kl	25.9 ± 0.9 e ² -r ²	23.1 ± 0.54 i ² -v ²
			T.Siklus	105 ± 5.28 ij	33.2 ± 2.5 y-h ²	35.0 ± 1.91 y-e ²
2 mm	Kontrol	21.3 ± 1.32 k ² -w ²	13.5 ± 0.7 v ² -l ³	10.1 ± 1.65 y ² -q ³		
	T.Siklus	40.5 ± 1.92 u-z	25.2 ± 3.2 g ² -t ²	10.6 ± 1.61 x ² -q ³		
SDR	LED	4 mm	Kontrol	45.6 ± 3.56 t-x	20.9 ± 0.44 k ² -w ²	19.4 ± 0.80 m ² -z ²
			T.Siklus	67.2 ± 1.80 p-r	28.9 ± 0.71 b ² -m ²	38.2 ± 1.18 v-b ²
	QTH	2 mm	Kontrol	16.3 ± 0.35 r ² -h ³	8.4 ± 0.36 d ³ -q ³	8.1 ± 0.37 e ³ -q ³
			T.Siklus	25.4 ± 1.46 f ² -s ²	12.6 ± 0.45 w ² -m ³	9.3 ± 0.53 a ³ -q ³
		4 mm	Kontrol	47.5 ± 3.49 t-v	20.7 ± 0.86 l ² -x ²	19.6 ± 0.70 m ² -y ²
			T.Siklus	73.5 ± 1.89 o-q	28.1 ± 1.53 d ² -o ²	33.1 ± 0.68 z-i ²
2 mm	Kontrol	18.8 ± 2.78 n ² -a ³	9.41 ± 0.57 a ³ -q ³	8.4 ± 0.52 d ³ -q ³		
	T.Siklus	23.3 ± 0.32 h ² -v ²	17.3 ± 1.39 q ² -g ³	9.1 ± 0.52 b ³ -q ³		
SF	LED	4 mm	Kontrol	50.5 ± 4.15 s-u	19.3 ± 3.71 m ² -a ³	9.3 ± 0.41 a ³ -q ³
			T.Siklus	76.3 ± 5.98 op	23.7 ± 2.16 g ² -u ²	30.4 ± 1.59 a ² -l ²
	QTH	2 mm	Kontrol	8.7 ± 1.74 d ³ -q ³	3.0 ± 0.52 m ³ -q ³	3.5 ± 0.70 l ³ -q ³
			T.Siklus	16.2 ± 2.35 r ² -h ³	7.7 ± 0.98 g ³ -q ³	3.1 ± 0.42 m ³ -q ³
		4 mm	Kontrol	62.9 ± 3.45 r	14.0 ± 4.10 u ² -k ³	12.2 ± 1.66 w ² -n ³
			T.Siklus	82.7 ± 4.58 m-o	33.0 ± 1.70 z-i ²	30.8 ± 2.45 z-k ²
2 mm	Kontrol	7.1 ± 0.78 h ³ -q ³	2.5 ± 0.47 n ³ -q ³	2.2 ± 0.47 n ³ -q ³		
	T.Siklus	16.2 ± 2.35 r ² -h ³	8.54 ± 1.09 d ³ -q ³	3.5 ± 0.19 l ³ -q ³		
TB	LED	4 mm	Kontrol	282 ± 9.66 c	102 ± 5.83 jk	92.0 ± 5.51 klm
			T.Siklus	322 ± 6.39 a	114 ± 18.4 hi	95.5 ± 1.50 jkl
	QTH	2 mm	Kontrol	93.5 ± 1.34 kl	38.4 ± 0.98 v-c ²	36.6 ± 0.66 w-d ²
			T.Siklus	167 ± 14.4 e	63.3 ± 10.2 r	59.0 ± 2.79 rs
		4 mm	Kontrol	266 ± 14.8 d	93.1 ± 4.37 kl	87.6 ± 4.49 lmn
			T.Siklus	311 ± 5.51 b	119 ± 4.03 gh	101 ± 3.30 jk
2 mm	Kontrol	94.6 ± 3.63 kl	35.9 ± 1.07 x-e ²	27.0 ± 1.72 d ² -q ²		
	T.Siklus	134 ± 4.56 f	65.0 ± 4.43 qr	46.1 ± 2.29 t-w		
VB	LED	4 mm	Kontrol	17.8 ± 5.77 q ² -f ³	3.58 ± 0.93 l ³ -q ³	3.98 ± 0.69 l ³ -q ³
			T.Siklus	36.3 ± 2.36 w-d ²	7.20 ± 1.06 h ³ -q ³	7.78 ± 0.95 f ³ -q ³
	QTH	2 mm	Kontrol	4.6 ± 0.81 k ³ -q ³	3.17 ± 1.04 m ³ -q ³	1.23 ± 0.35 q³
			T.Siklus	4.9 ± 1.79 k ³ -q ³	3.77 ± 0.44 l ³ -q ³	2.36 ± 0.81 n ³ -q ³
		4 mm	Kontrol	16.1 ± 2.36 r ² -h ³	4.41 ± 0.97 k ³ -q ³	5.90 ± 1.19 l ³ -q ³
			T.Siklus	36.6 ± 2.62 w-d ²	7.79 ± 0.73 f ³ -q ³	8.92 ± 0.62 c ³ -q ³
2 mm	Kontrol	6.0 ± 1.19 l ³ -q ³	3.90 ± 0.64 l ³ -q ³	1.57 ± 0.40 p ³ -q ³		
	T.Siklus	6.5 ± 1.14 h ³ -q ³	5.32 ± 0.35 j ³ -q ³	2.04 ± 0.34 o ³ -q ³		
FZ	LED	4 mm	Kontrol	43.2 ± 2.70 t-y	15.6 ± 1.01 s ² -h ³	9.5 ± 0.57 a ³ -q ³
			T.Siklus	114 ± 2.90 hi	31.9 ± 1.44 z-j ²	19.8 ± 1.30 m ² -y ²
	QTH	2 mm	Kontrol	17.8 ± 1.04 p ² -e ³	5.1 ± 0.26 k ³ -q ³	3.52 ± 0.66 l ³ -q ³
			T.Siklus	27.9 ± 3.18 d ² -p ²	11.5 ± 0.59 w ² -p ³	16.2 ± 1.02 r ² -h ³
		4 mm	Kontrol	51.3 ± 5.23 st	19.1 ± 0.62 m ² -b ³	11.9 ± 1.18 w ² -o ³
			T.Siklus	127 ± 6.35 fg	50.2 ± 2.71 s-u	17.7 ± 3.46 q ² -g ³
2 mm	Kontrol	22.6 ± 1.68 j ² -v ²	5.5 ± 0.50 j ³ -q ³	4.2 ± 0.66 k ³ -q ³		
	T.Siklus	28.3 ± 3.71 c ² -n ²	15.3 ± 0.99 t ² -j ³	18.2 ± 3.28 o ² -d ³		

Harflendirme sıralaması (a-z)¹-(a-z)²-(a-z)³ olarak devam etmektedir. Harflerin üstündeki rakamlar farklı harf dizisini göstermektedir ve her bir dizide 26 harf vardır. Aynı satır veya sütundaki harf aralıklarında en az bir ortak harfe sahip gruplarda istatistiksel farklılık önemsizdir.

4.1.1. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Kompozit Kalınlığının Etkisi

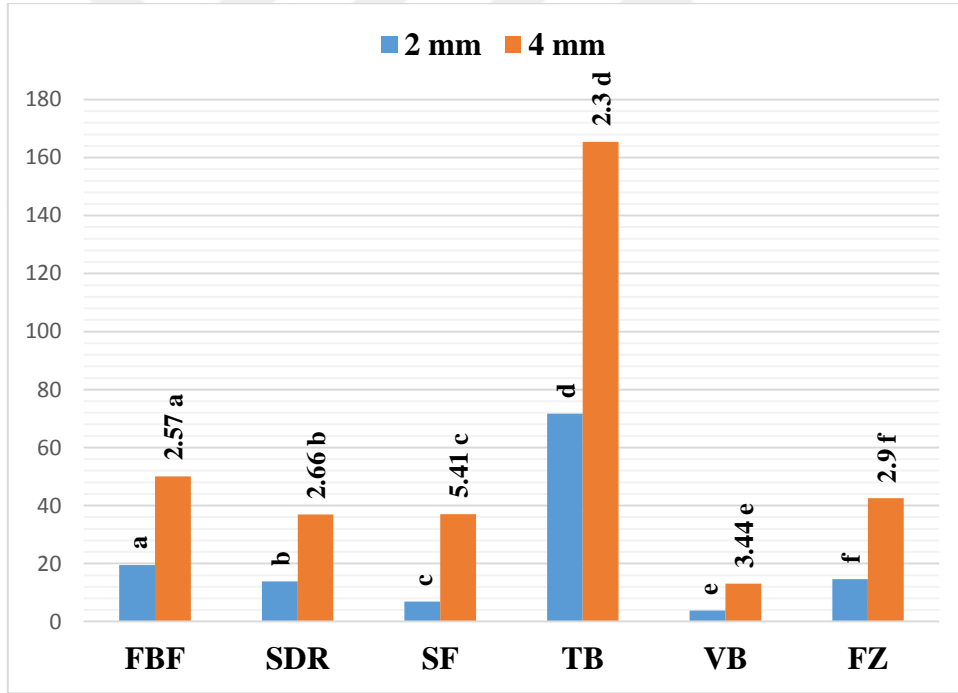
Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama yöntemine (kontrol veya termal siklus) bakılmaksızın T1 zaman aralığında, tüm kompozitlerin 4 mm kalınlığının 2 mm kalınlığa göre anlamlı miktarda daha fazla monomer açığa çıkardığı belirlendi (Tablo 4.2). T2 zaman aralığında FBF, SDR, SF, TB ve FZ kompozitlerin 4 mm kalınlığında 2 mm kalınlığa kıyasla daha fazla monomer tespit edildi ($p<0.05$), fakat VB kompoziti için kalınlık önemli bir etki oluşturmadı (Tablo 4.2). T3 zaman periyodunda ise FBF, SDR ve TB kompozitlerinde 2 mm kalınlığa göre 4 mm kalınlıkta daha fazla monomer elde edildi ($p<0.05$). Fakat T3 zaman aralığında VB ve FZ kompozitlerinde 4 mm ve 2 mm kalınlıkları arasında önemli bir farklılık bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2). T3 zaman periyodunda SF kompozitin termal siklus gruplarında 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa kıyasla daha fazla monomer tespit edildi, fakat SF kompozitin kontrol gruplarında anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Tüm kompozit materyallerde 4 mm kalınlık 2 mm kalınlığa göre önemli miktarda daha fazla artık monomer açığa çıkardı ($p<0.05$). Kalınlık farkından en fazla etkilenen SF kompozit materyaliydi. SF kompozitinden 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa göre 5.41 kat daha fazla monomer açığa çıktı. TB kompozit materyali ise istatistiksel olarak diğer kompozitlere göre daha az etkilendi. TB kompozit materyali 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa göre 2.3 kat daha fazla monomer açığa çıkardı (Şekil 4.1).

Toplam zamanda, 4 mm kalınlıkta tüm kompozit materyallerde TB kompoziti diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). VB kompozit materyali ise diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). Diğer kompozit materyallerden açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.1).

Toplam zamanda, 2 mm kalınlıkta tüm kompozit materyallerde TB kompoziti diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). VB kompozit materyalinin ise diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az Bis-GMA monomeri açığa çıkardığı tespit edildi ($p<0.05$). Sadece VB ve SF kompozitleri arasında önemli bir farklılık görülmedi ($p>0.05$). FBF, SDR ve FZ kompozit rezinlerinden açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarları arasında önemli bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Kompozit kalınlığındaki değişimle açığa çıkan Bis-GMA monomerinin dağılımı Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Bis-GMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı kalınlıklardaki grafiksel gösterimi

4.1.2. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Termal Siklusun Etkisi

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve kalınlığa bakılmaksızın, termal siklus uygulaması kontrol grubuyla karşılaştırıldığında FBF ve TB kompozitlerinden T1

zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarını önemli derecede artırdı ($p<0.05$). Termal siklus uygulanan 4 mm kalınlıktaki SDR, SF, VB ve FZ kompozitlerinden T1 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarı kontrol grubuna oranla istatistiksel olarak daha fazlaydı ($p<0.05$), fakat 2 mm kalınlıkta önemli bir farklılık bulunamadı ($p>0.05$).

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve kalınlığa bakılmaksızın, termal siklus uygulaması SDR ve VB kompozitlerinden T2 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarını kontrol grubuyla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak etkilemedi ($p>0.05$) (Tablo 4.2). Termal siklus uygulaması ile T2 ve T3 zaman aralığında TB kompozitinden açığa çıkan monomer miktarı ise önemli derecede arttı ($p<0.05$) (Tablo 4.2).

Kullanılan ışık kaynağının tipine bakılmaksızın, 4 mm kalınlıkta FBF, SDR, SF, VB ve FZ kompozitlerinden T3 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarı termal siklus uygulaması ile kontrol grubuna göre istatistiksel olarak yüksek bulundu ($p<0.05$). Fakat 2 mm kalınlıkta termal siklus ve kontrol grubu arasında önemli bir farklılık bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.2).

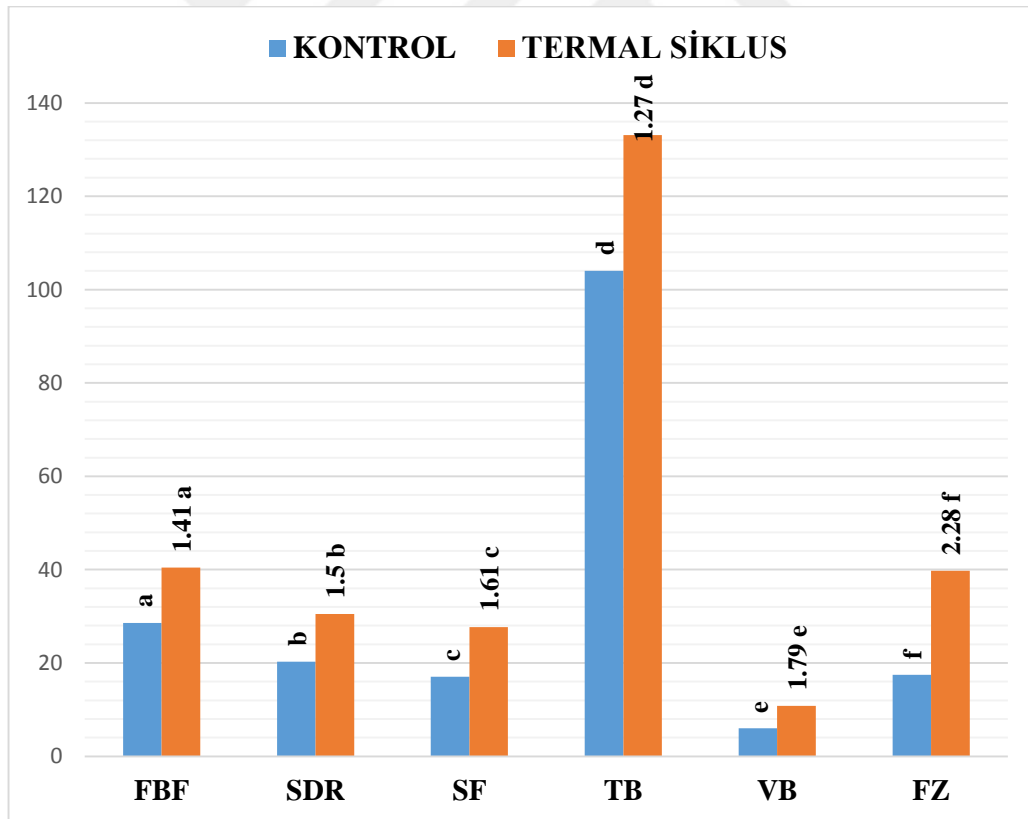
Toplam zamanda, TB kompozit hariç tüm kompozitlerde termal siklus uygulaması kontrol grubuna göre önemli miktarda daha fazla artık monomer açığa çıkardı ($p<0.05$). Termal siklus uygulamasından en az etkilenen TB kompozit materyaliydi. TB kompozit materyali termal siklus uygulandığında kontrol grubuna göre 1.27 kat daha fazla monomer bıraktı. FZ kompozit materyali ise termal siklus uygulamasından istatistiksel olarak diğer kompozitlere göre daha fazla etkilendi. FZ kompozit materyali termal siklus uygulandığında kontrol grubuna göre 2.28 kat daha fazla monomer bıraktı (Şekil 4.2).

Toplam zamanda, kontrol grubunda TB kompoziti diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). VB kompozit materyalinin ise FBF ve TB kompozitleri ile karşılaştırıldığında önemli miktarda daha

az Bis-GMA monomeri açığa çıkardığı gözlemlendi ($p<0.05$), fakat diğer kompozitlerle arasında önemli bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Şekil 4.2).

Toplam zamanda, termal siklus grubunda TB kompoziti diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). VB kompozit materyalinin ise SDR ve SF kompoziti hariç diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). FBF, SDR, SF ve FZ kompozit rezinlerinden açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.2).

Termal siklus uygulaması ile kompozit materyallerden açığa çıkan Bis-GMA monomerinin dağılımı Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



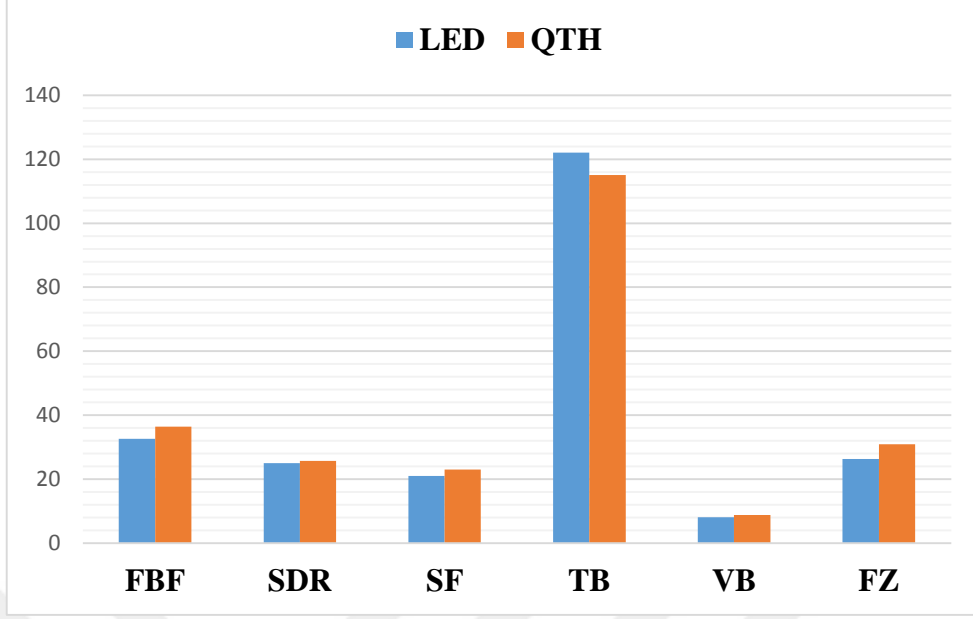
Şekil 4.2. Bis-GMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı uygulama yöntemlerindeki grafiksel gösterimi

4.1.3. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Işık Cihazlarının Etkisi

Kontrol grubunda 4 mm kalınlıkta LED ışık cihazı ile polimerize edilen FBF ve SF kompozitlerinden T1 zaman aralığında QTH ışık kaynağına göre daha az monomer açığa çıktı ($p < 0,05$). Fakat 4 mm kalınlıktaki termal siklus gruplarında istatistiksel bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$). Ayrıca uygulama şekline bakılmaksızın 2 mm kalınlıktaki FBF ve SF kompozitlerinde de ışık kaynakları arasında önemli bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.2). Uygulama yöntemi, kalınlığa ve zaman aralığına bakılmaksızın SDR ve VB kompozitlerinden açığa çıkan monomer miktarına, termal siklus uygulamasının istatistiksel olarak fark oluşturmadığı görüldü ($p > 0,05$). Termal siklus uygulaması ile T1 zaman periyodunda 4 mm kalınlıktaki FZ kompozitinde, LED ışık kaynağı uygulandığında QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer tespit edildi ($p < 0,05$), fakat 4 mm kalınlıktaki kontrol grubunda istatistiksel bir farklılık bulunmadı ($p > 0,05$). Ayrıca uygulama şekline bakılmaksızın 2 mm kalınlıktaki FZ kompozitlerinde de ışık kaynakları arasında önemli bir farklılık görülmedi ($p > 0,05$) (Tablo 4.2). Uygulama şekline bakılmaksızın, 4 mm kalınlıktaki TB kompozitinden T1 zaman periyodunda, QTH ışık kaynağının LED ışık kaynağına göre daha az monomer açığa çıkarttığı belirlendi ($p < 0,05$), fakat 2 mm kalınlıkta ışık cihazları arasında önemli bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.2).

Uygulama şekline ve kalınlığa bakılmaksızın T2 ve T3 zaman periyotlarında tüm kompozitlerde ışık kaynakları arasında önemli bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.2).

Toplam zamanda, tüm kompozit materyallerde ışık kaynakları arasında önemli bir farklılık bulunamadı ($p > 0,05$). Işık kaynakları ile kompozitlerden elde edilen monomer dağılımının grafiği Şekil 4.3'de gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Bis-GMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı ışık kaynaklarındaki grafiksel gösterimi

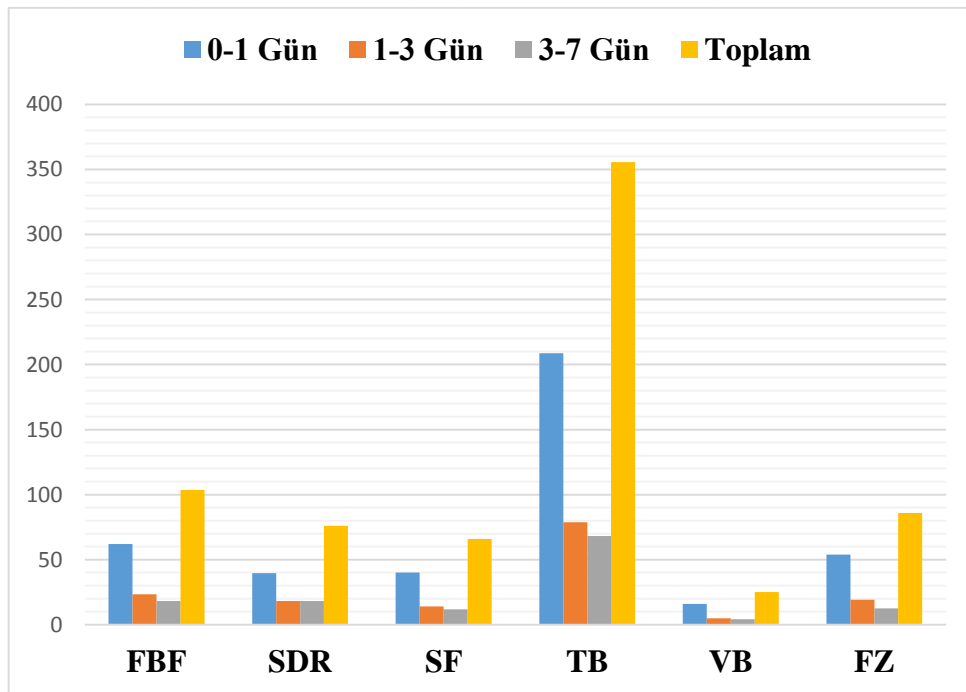
4.1.4. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Zaman Faktörünün Etkisi

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama şekline (kontrol ya da termal siklus) bakılmaksızın; 4 mm kalınlıkta tüm kompozitlerden T1 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarı T2 ve T3 zaman aralığındaki monomer miktarından önemli derecede daha fazla bulundu ($p < 0,05$). 4 mm kalınlıkta FBF, SDR, SF ve VB için ölçülen monomer miktarında T2 ve T3 zaman periyotları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı ($p > 0,05$). Termal siklus uygulanmış 4 mm kalınlıktaki TB ve FZ kompozitlerinden T2 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarı T3 zaman aralığına göre önemli derecede fazlaydı ($p < 0,05$), fakat kontrol grubunda istatistiksel bir fark bulunamadı ($p > 0,05$). 2 mm kalınlıkta ise TB ve FZ kompozitlerinden T1 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarı T2 ve T3 zaman aralığındaki monomer miktarından önemli derecede daha fazlaydı ($p < 0,05$). Ancak, 2 mm kalınlıktaki diğer her bir kompozit (FBF, SDR, SF ve VB) için zaman periyotları arasında önemli bir farklılık bulunamadı (Tablo 4.2).

Tüm kompozit materyallerde T1 zaman periyodunda T2 ve T3 zaman periyotlarına göre önemli miktarda daha fazla monomer açığa çıktı ($p<0.05$). T2 zaman periyodu ile T3 zaman periyotları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.4).

Kompozitlerden toplamda açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarları TB>FBF>FZ>SDR>SF>VB olarak sıralanmaktadır. Toplamda TB kompozit materyali diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). VB kompozitinin ise SF kompoziti hariç diğer kompozitlerden anlamlı miktarda daha az Bis-GMA monomeri açığa çıkardığı belirlendi ($p<0.05$). FBF, SDR, SF ve VB kompozitleri arasında ise toplamda önemli bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.4).

Çalışmada kullanılan Bis-GMA monomerinin zaman periyotlarına göre dağılımı Şekil 4.4’de gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Bis-GMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı zaman periyotlarındaki grafiksel gösterimi

4.2 TEGDMA Artık Monomer Miktarının Değerlendirilmesi

TEGDMA monomerinin istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.3’de gösterilmiştir. FBF ve TB kompozit materyali hariç diğer tüm kompozit materyallerde TEGDMA monomeri tespit edildi. Yapılan analiz sonucunda kullanılan kompozit materyalin, ışık kaynağı tipinin, uygulanan kompozit kalınlığının, termal siklusun ve zaman faktörlerinin TEGDMA monomerinin elusyon miktarını önemli ölçüde etkilediği görüldü ($p < 0.001$). Kompozit ve ışık kaynağının tipi arasındaki ilişki ($p = 0.611$); ışık kaynağının tipi ve uygulama metodu arasındaki ilişki ($p = 0.066$) önemsiz bulundu. Ayrıca kompozit, ışık kaynağının tipi ve zaman arasındaki ilişki ($p = 0.821$); kompozit, uygulama metodu ve zaman arasındaki ilişki ($p = 0.121$); ışık kaynağı, uygulama metodu ve zaman arasındaki ilişki ($p=0.588$); kalınlık, uygulama metodu ve zaman arasındaki ilişki de ($p=121$) istatistiksel olarak anlamlı değildi. Kompozit, ışık kaynağının tipi, uygulama metodu ve zaman arasındaki ilişki ($p=0.161$) ve ışık kaynağının tipi, kalınlık, uygulama metodu ve zaman arasındaki ilişki ($p=0,294$) de istatistiksel olarak önemsizdi. Diğer ilişkiler istatistiksel olarak önemli bulundu ($p < 0.005$).

Tablo 4.3. TEGDMA istatistiksel analiz sonuçları

C	L	K	U	Z	C*L	C*K	C*U
<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.611	-	<0.001
C*Z	L*K	L*U	L*Z	K*U	K*Z	U*Z	C*L*K
<0.001	<0.001	0.066	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	-
C*L*U	C*L*Z	C*K*U	C*K*Z	C*U*Z	L*K*U	L*K*Z	L*U*Z
0.015	0.821	-	-	0.121	0.026	<0.001	0.588
K*U*Z	C*L*K*U	C*L*K*Z	C*L*U*Z	C*K*U*Z	L*K*U*Z	C*L*K*U*Z	
0.121	-	-	0.161	-	0.294	-	

Her bir kompozit için elde edilen TEGDMA monomerinin ortalama ve standart sapma (SP) sonuçları Tablo 4.4’de belirtilmiştir.

Tablo 4.4. TEGDMA monomerinin ortalama ve standart sapma sonuçları

C	L	K	U	T1	T2	T3
SDR	LED	4 mm	Kontrol	52.5 ± 5f	3.8 ± 0.6w-b ²	-
			T.Siklus	46.8 ± 1.9g	7.4 ± 0.8s-x	-
	QTH	2 mm	Kontrol	31.6 ± 1.8kl	4.2 ± 0.1v-b ²	2.2 ± 0.1z-b ²
			T.Siklus	35.5 ± 2.9jk	3.6 ± 0.7w-b ²	1 ± 0.4a ² b ²
		4 mm	Kontrol	56.7 ± 12e	3.9 ± 1.4v-b ²	-
			T.Siklus	53.5 ± 5.7ef	6.8 ± 1.1s-z	-
SF	LED	4 mm	Kontrol	102.8 ± 2.5d	27.2 ± 6.5mn	21.1 ± 2.2op
			T.Siklus	138.8 ± 4.6b	36.2 ± 2.3ij	39.6 ± 1.9hı
	QTH	2 mm	Kontrol	8.8 ± 1.5s-u	4.6 ± 0.6u-b ²	5.4 ± 0.7t-a ²
			T.Siklus	15.3 ± 1.9q	8.4 ± 0.3s-v	5.1 ± 0.6u-b ²
		4 mm	Kontrol	111.5 ± 5.2c	40.5 ± 6.5h	23.2 ± 3.2op
			T.Siklus	148.2 ± 6.5a	47.2 ± 4.7g	36.7 ± 0.7h-j
VB	LED	4 mm	Kontrol	14.4 ± 2.3q	3.8 ± 0.7w-b ²	-
			T.Siklus	34.2 ± 2.4jk	-	-
	QTH	2 mm	Kontrol	2.2 ± 1.1z-b ²	-	-
			T.Siklus	-	-	-
		4 mm	Kontrol	13.3 ± 1.4qr	-	-
			T.Siklus	35.4 ± 4.3jk	-	-
FZ	LED	4 mm	Kontrol	7.8 ± 1.1s-w	-	-
			T.Siklus	19.5 ± 4.1p	2.3 ± 0.6y-b ²	-
	QTH	2 mm	Kontrol	4.0 ± 0.3v-b ²	-	-
			T.Siklus	4.5 ± 1u-b ²	-	-
		4 mm	Kontrol	10.4 ± 1.1rs	1.5 ± 0.3a ² b ²	1.8 ± 0.1a ² b ²
			T.Siklus	23.8 ± 1.4no	2.6 ± 0.8y-b ²	-
2 mm	Kontrol	4.1 ± 0.8v-b ²	0.5 ± 0.1b²	-		
	T.Siklus	3.9 ± 0.8v-b ²	-	-		

Harflendirme sıralaması (a-z)¹-(a-z)²-(a-z)³ olarak devam etmektedir. Harflerin üstündeki rakamlar farklı harf dizisini göstermektedir ve her bir dizide 26 harf vardır. Aynı satır veya sütundaki harf aralıklarında en az bir ortak harfe sahip gruplarda etkiler önemsizdir.

4.2.1. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Kompozit Kalınlığının Etkisi

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama yöntemine bakılmaksızın T1 zaman aralığında, SDR, SF ve VB kompozitlerinin 4 mm kalınlığı 2 mm kalınlığa göre anlamlı miktarda daha fazla monomer açığa çıkardı (p<0.05). QTH ışık kaynağı uygulandığında FZ kompozitin 4 mm kalınlığı 2 mm kalınlığa göre önemli miktarda daha fazla monomer açığa çıkardı (p<0.05), fakat LED ışık kaynağı uygulandığında önemli bir fark bulunamadı (p>0.05) (Tablo 4.4). Kullanılan ışık kaynağının tipine ve

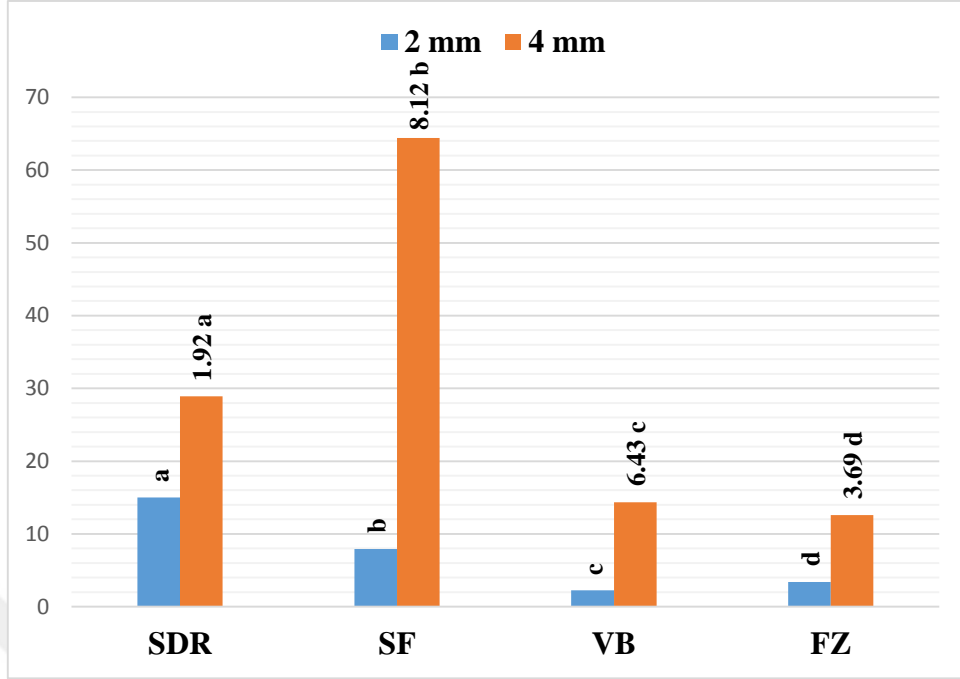
uygulama yöntemine bakılmaksızın T2 ve T3 zaman aralığında, SF kompozitin 4 mm kalınlığı 2 mm kalınlığa göre anlamlı miktarda daha fazla monomer açığa çıkardı ($p<0.05$). SDR kompozitinde ise kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama yöntemine bakılmaksızın T2 ve T3 zaman aralığında önemli bir farklılık bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

Tüm kompozit materyallerde 4 mm kalınlık 2 mm kalınlığa göre önemli miktarda daha fazla artık monomer açığa çıkardı ($p<0.05$). Kalınlık farkından istatistiksel olarak en fazla etkilenen SF kompozit materyaliydi. SF kompozit materyali 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa göre 8.12 kat daha fazla monomer bıraktı. SDR kompozit materyali ise istatistiksel olarak diğer kompozitlere göre daha az etkilendi. SDR kompozit materyali 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa göre 1.92 kat daha fazla monomer bıraktı (Şekil 4.5).

Toplam zamanda, 4 mm kalınlıkta tüm kompozit materyallerde SF kompozit diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla TEGDMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). FZ kompozit materyalinin ise VB kompozit hariç diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az TEGDMA monomeri açığa çıkardığı tespit edildi ($p<0.05$). SDR ve VB kompozit rezinlerden açığa çıkan TEGDMA monomer miktarları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.5).

Toplam zamanda, 2 mm kalınlıkta SDR kompozit diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla TEGDMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). Diğer kompozit rezinlerinden açığa çıkan TEGDMA monomer miktarları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.5).

Kompozit kalınlığındaki değişimle ile açığa çıkan TEGDMA monomerinin dağılımı Şekil 4.5’de gösterilmiştir.



Şekil 4.5. TEGDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı kalınlıklardaki grafiksel gösterimi

4.2.2. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Termal Siklusun Etkisi

Kullanılan ışık kaynağının tipine, kalınlığa ve zaman aralığına bakılmaksızın SF kompozitinden açığa çıkan monomer miktarını, termal siklus uygulaması kontrol grubuna göre önemli derecede artırdı ($p < 0.05$) (Tablo 4.4). Kullanılan ışık kaynağının tipine, kalınlığa ve zaman aralığına bakılmaksızın SDR kompozitinden açığa çıkan monomer miktarı uygulama metodu ile değişmedi ($p > 0.05$). Sadece T1 zaman aralığında LED ışık kaynağı kullanılan 4 mm kalınlıktaki ve QTH ışık kaynağı kullanılan 2 mm kalınlıktaki SDR kompozitlerinde kontrol grubunun termal siklus uygulamasına göre istatistiksel olarak daha fazla monomer açığa çıkardığı belirlendi ($p < 0.05$) (Tablo 4.4). Kullanılan ışık kaynağının tipine bakılmaksızın 4 mm kalınlıktaki VB ve FZ kompozitlerinden T1 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarını, termal siklus uygulaması kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha fazla artırdı

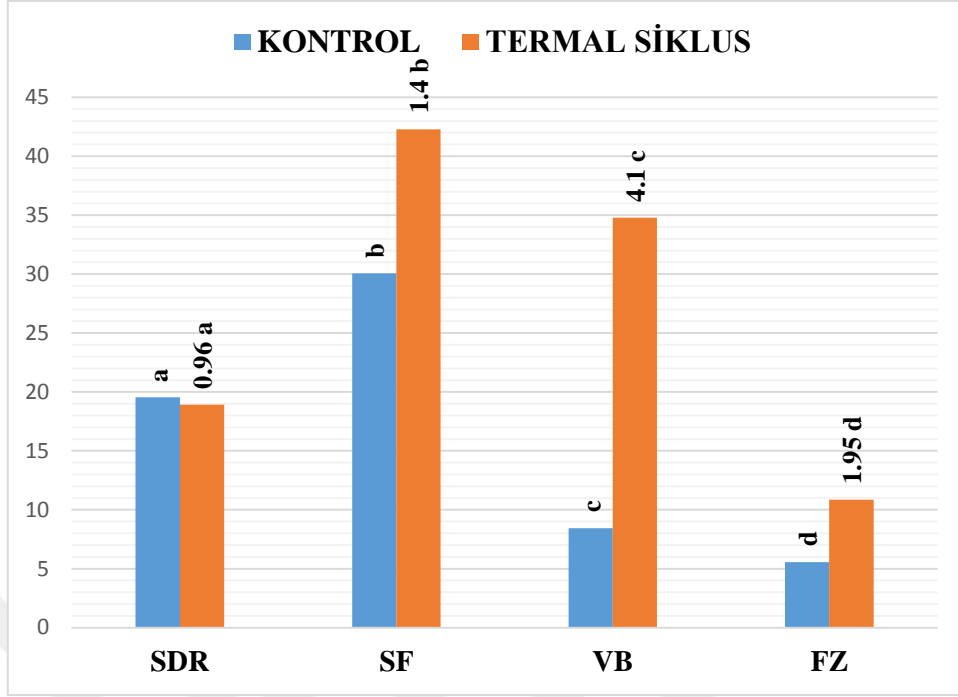
($p < 0.05$), fakat 2 mm kalınlıklarında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.4).

Toplam zamanda, SDR ve SF kompozit materyali hariç tüm kompozit materyallerde termal siklus uygulaması önemli miktarda daha fazla artık monomer açığa çıkardı ($p < 0.05$). Termal siklus uygulamasından en az etkilenen SDR kompozit materyaliydi. SDR kompozit materyali termal siklus uygulandığında kontrol grubuna göre 0.96 kat daha fazla monomer bıraktı. VB kompozit materyali ise termal siklus uygulamasından istatistiksel olarak diğer kompozitlere göre daha fazla etkilendi. VB kompozit materyali termal siklus uygulandığında kontrol grubuna göre 4.1 kat daha fazla monomer açığa çıkardı (Şekil 4.6).

Toplam zamanda, kontrol grubunda SF kompoziti, SDR kompoziti hariç diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p < 0.05$). FZ kompozit materyalinin ise SF kompoziti ile karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p < 0.05$), fakat diğer kompozitlerle arasında önemli bir farklılık bulunamadı ($p > 0.05$) (Şekil 4.6).

Toplam zamanda, termal siklus grubunda SF kompoziti VB kompoziti hariç diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-GMA monomeri açığa çıkardı ($p < 0.05$). FZ kompozit materyalinin ise SF kompoziti ile karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az TEGDMA monomeri açığa çıkardığı görüldü ($p < 0.05$), fakat diğer kompozitlerle arasında önemli bir farklılık bulunmadı ($p > 0.05$) (Şekil 4.6).

Termal siklus uygulaması ile kompozit materyallerden açığa çıkan TEGDMA monomerinin dağılımı Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



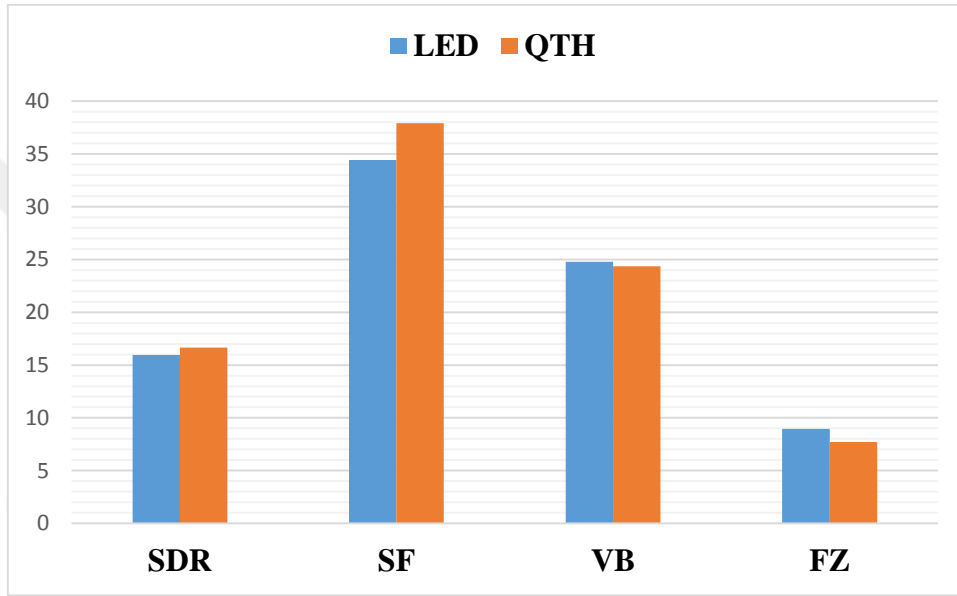
Şekil 4.6. TEGDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı uygulama yöntemlerindeki grafiksel gösterimi

4.2.3. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Işık Cihazlarının Etkisi

Uygulama şekline bakılmaksızın 4 mm kalınlıktaki SDR ve SF kompozitlerin T1 zaman aralığında, LED ışık kaynağı QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer açığa çıkardı ($p < 0.05$). Termal siklus uygulanmış 4 mm kalınlıktaki FZ kompozitinden T1 zaman aralıklarında, LED ışık kaynağı QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer açığa çıkarttı ($p < 0.05$), fakat kontrol gruplarında önemli bir farklılık bulunamadı ($p > 0.05$). Uygulama şekline bakılmaksızın 2 mm kalınlıktaki SDR, SF ve FZ kompozitlerinde ışık cihazları arasında anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p > 0.05$). Uygulama şekline, kalınlığa ve zaman aralığına bakılmaksızın VB kompozitlerinde ışık kaynağı istatistiksel bir fark oluşturmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.4). Uygulama şekline bakılmaksızın 4 mm kalınlıktaki SF kompozitlerin T2 zaman aralığında, LED ışık kaynağı QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az

monomer açığa çıkarttı ($p<0.05$), fakat 2 mm kalınlıklarında önemli bir fark bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

Toplam zamanda, tüm kompozit materyallerde ışık kaynakları arasında önemli bir farklılık görülmedi ($p>0.05$). Işık kaynakları ile kompozitlerden elde edilen monomer dağılımının grafiği Şekil 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. TEGDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı ışık kaynaklarındaki grafiksel gösterimi

4.2.4. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Zaman Faktörünün Etkisi

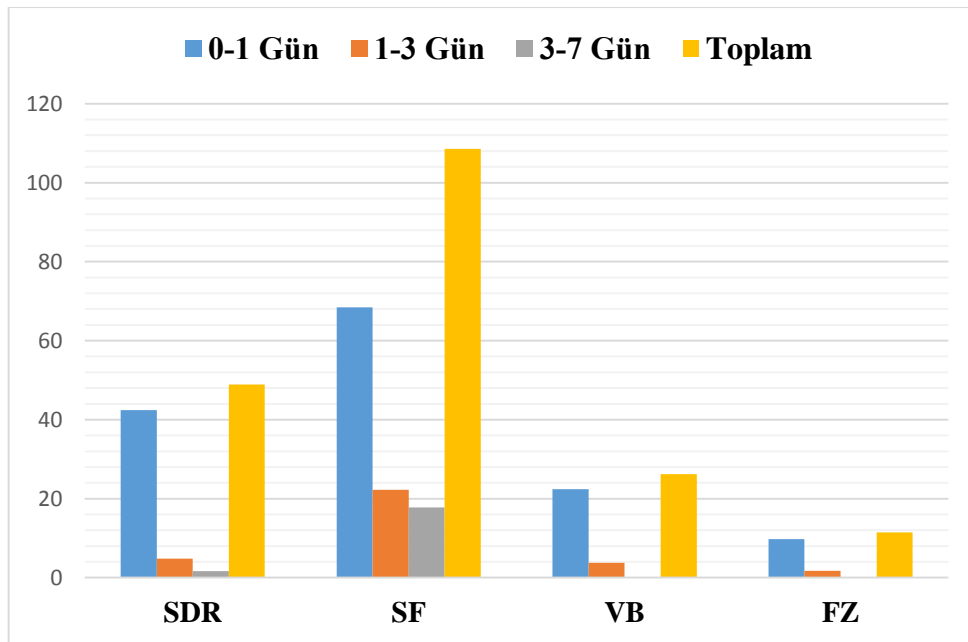
Kullanılan ışık kaynağının tipine, kalınlığa ve uygulama şekline bakılmaksızın; SDR kompozitinden T1 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarı T2 ve T3 zaman aralığındaki monomer miktarından önemli derecede daha fazlaydı ($p<0.05$). Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama şekline bakılmaksızın 4 mm kalınlıktaki SF ve FZ kompozitlerinden T1 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarı T2 ve T3 zaman aralığındaki monomer miktarından önemli derecede daha fazlaydı ($p<0.05$), fakat 2 mm kalınlığında istatistiksel fark bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.4). Kullanılan ışık

kaynağının tipine, uygulama şekline ve kalınlığa bakılmaksızın tüm kompozitlerin T2 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarı ile T3 zaman aralığında çıkan monomer miktarı arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.4).

Tüm kompozit materyallerde T1 zaman periyodunda T2 ve T3 zaman periyotlarına göre önemli miktarda daha fazla TEGDMA monomeri açığa çıktı ($p<0.05$). T2 zaman periyodu ile T3 zaman periyotları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.8).

Kompozitlerden toplamda açığa çıkan TEGDMA monomer miktarları SF>SDR>VB>FZ olarak sıralanmaktadır. Toplamda SF kompozit materyali diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla TEGDMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). FZ kompozitinin ise VB kompoziti hariç diğer kompozitlerden anlamlı miktarda daha az TEGDMA monomeri açığa çıkardığı belirlendi ($p<0.05$). SDR ve VB kompozitleri arasında ise toplamda önemli bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.8).

Çalışmada kullanılan TEGDMA monomerinin zaman periyotlarına göre dağılımı Şekil 4.8’de gösterilmiştir.



Şekil 4.8. TEGDMA monomerinin farklı zaman dönemlerindeki grafiksel gösterimi

4.3 UDMA Artık Monomer Miktarının Değerlendirilmesi

UDMA monomerinin istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.5’de gösterilmiştir. SF kompozit materyali hariç diğer tüm kompozit materyallerde UDMA monomeri görüldü. Yapılan analiz sonucunda kullanılan kompozit materyalinin, ışık kaynağı tipinin, uygulanan kompozit kalınlığının, termal siklusun ve zaman faktörlerinin UDMA monomerinin elusyon miktarını önemli ölçüde etkilediği görüldü ($p < 0.001$). Ayrıca, bu faktörler arasındaki bütün etkileşimlerin istatistiksel olarak önemli olduğu belirlendi. Fakat yalnızca ışık kaynağının tipi ve kompozitin kalınlığı arasındaki ilişki ($p = 0.550$), kompozitin tipi, ışık kaynağının tipi ve uygulama metodu arasındaki ilişki ($p = 0.543$), ışık kaynağının tipi, uygulama metodu ve zaman arasındaki ilişki istatistiksel olarak önemsiz bulundu ($p = 0.559$).

Tablo 4.5. UDMA istatistiksel analiz sonuçları

C	L	K	U	Z	C*L	C*K	C*U
<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
C*Z	L*K	L*U	L*Z	K*U	K*Z	U*Z	C*L*K
<0.001	0.550	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001
C*L*U	C*L*Z	C*K*U	C*K*Z	C*U*Z	L*K*U	L*K*Z	L*U*Z
0.543	0.008	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.559
K*U*Z	C*L*K*U	C*L*K*Z	C*L*U*Z	C*K*U*Z	L*K*U*Z	C*L*K*U*Z	
<0.001	-	-	-	-	-	-	

Her bir kompozit için elde edilen UDMA monomerinin ortalama ve standart sapma (SP) sonuçları Tablo 4.6’da gösterilmiştir.

Tablo 4.6. UDMA monomerinin ortalama ve standart sapma sonuçları

C	L	K	U	T1	T2	T3
FBF	LED	4 mm	Kontrol	264.0 ± 3.8ij	84.3 ± 7.5e ² -h ²	71.4 ± 3.93h ² -k ²
			T.Siklus	365.5 ± 15.8b	105.3 ± 2.4w-a ²	111.3 ± 3.6t-y
	QTH	2 mm	Kontrol	86.2 ± 6.9 d ² -g ²	36.7 ± 3.0 r ² -y ²	32 ± 0.7 t ² -a ³
			T.Siklus	155.6 ± 3.4o	81.4 ± 5.5 f ² -i ²	32.1 ± 4.6 t ² -a ³
		4 mm	Kontrol	343.0 ± 11c	109.5 ± 5.8u-z	92.0 ± 1.7a ² -f ²
			T.Siklus	421.1 ± 10.9a	123.5 ± 8.9st	121.6 ± 6.0s-u
SDR	LED	4 mm	Kontrol	288.6 ± 6.9fg	117.6 ± 4.9s-x	103.7 ± 2.4y-b ²
			T.Siklus	310.7 ± 6.4e	129.9 ± 5.9rs	117.8 ± 3.2s-w
	QTH	2 mm	Kontrol	142.0 ± 2.9o-r	44.2 ± 0.8 o ² -t ²	43.5 ± 0.3 p ² -t ²
			T.Siklus	176.1 ± 6.2n	68.2 ± 1.2i ² -l ²	62.8 ± 0.8j ² -m ²
		4 mm	Kontrol	272.4 ± 6.1h ₁	118.9 ± 6.3s-w	105.4 ± 2.5w-a ²
			T.Siklus	308.4 ± 7.2e	139.4 ± 4.2qr	124.6 ± 1.5st
TB	LED	4 mm	Kontrol	279.4 ± 10f-h	82.8 ± 4.6f ² -h ²	71.7 ± 4.1h ² -j ²
			T.Siklus	316.5 ± 6.3de	82.0 ± 2.1 f ² -i ²	73.9 ± 2.9g ² -j ²
	QTH	2 mm	Kontrol	91.3 ± 1.3b ² -f ²	33.9 ± 2.7 t ² -z ²	26.7 ± 2.0 w ² -c ³
			T.Siklus	149.5 ± 4.9o-q	66.3 ± 2.2j ² -l ²	44.0 ± 2.0 p ² -t ²
		4 mm	Kontrol	273.7 ± 5.7h ₁	83.8 ± 5.5e ² -h ²	71.9 ± 3.8h ² -j ²
			T.Siklus	292.6 ± 4.9f	89.7 ± 7.7 c ² -f ²	82.0 ± 1.4 f ² -h ²
VB	LED	4 mm	Kontrol	258.2 ± 8.0j	89.2 ± 4.1 c ² -f ²	71.9 ± 9 h ² -j ²
			T.Siklus	285.6 ± 3.0f-h	99.3 ± 6.7y-d ²	86.8 ± 2.1d ² -g ²
	QTH	2 mm	Kontrol	119.2 ± 10.2s-v	38.7 ± 0.8 r ² -x ²	41.2 ± 4 r ² -x ²
			T.Siklus	191.5 ± 1.5lm	60.5 ± 2.7 j ² -n ²	47.8 ± 3.2 n ² -s ²
		4 mm	Kontrol	277.2 ± 2.6g-i	101.5 ± 7.2y-c ²	81.8 ± 2.8f ² -i ²
			T.Siklus	326.3 ± 2.4d	106.1 ± 9v-z	97 ± 0.8z-e ²
FZ	LED	4 mm	Kontrol	70.5 ± 6.4h ² -k ²	25.8 ± 5.0 x ² -c ³	16.6 ± 0.5 b ³ -e ³
			T.Siklus	178.9 ± 4.2mn	44.0 ± 2.8 p ² -t ²	27.2 ± 0.9 v ² -c ³
	QTH	2 mm	Kontrol	32.5 ± 1.7 t ² -a ³	8.2 ± 0.9 d ³ e ³	7.3 ± 0.7 e³
			T.Siklus	55.7 ± 3.0 l ² -p ²	16.5 ± 0.9 b ³ -e ³	16.0 ± 2.8 b ³ -e ³
		4 mm	Kontrol	82.5 ± 5.0f ² -h ²	29.6 ± 0.4 u ² -b ³	21.8 ± 1.7 z ² -d ³
			T.Siklus	192.8 ± 4.4l	57.8 ± 10.6 k ² -o ²	24.6 ± 4.2 y ² -c ³
2 mm	Kontrol	37.4 ± 2.5 r ² -y ²	9.5 ± 1.3 d ³ -e ³	8.6 ± 1.0 d ³ e ³		
	T.Siklus	54.5 ± 5.6 l ² -q ²	19.0 ± 0.4 a ³ -e ³	13.9 ± 2.3 c ³ -e ³		

Harflendirme sıralaması (a-z)¹-(a-z)²-(a-z)³ olarak devam etmektedir. Harflerin üstündeki rakamlar farklı harf dizisini göstermektedir ve her bir dizide 26 harf vardır. Aynı satır veya sütundaki harf aralıklarında en az bir ortak harfe sahip gruplarda etkiler önemsizdir.

4.3.1. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Kompozit Kalınlığının Etkisi

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama yöntemine bakılmaksızın T1 ve T2 zaman aralıklarında, tüm kompozitlerin 4 mm kalınlığı 2 mm kalınlığa göre anlamlı miktarda daha fazla monomer açığa çıkardı (p<0.05) (Tablo 4.6). Kullanılan ışık

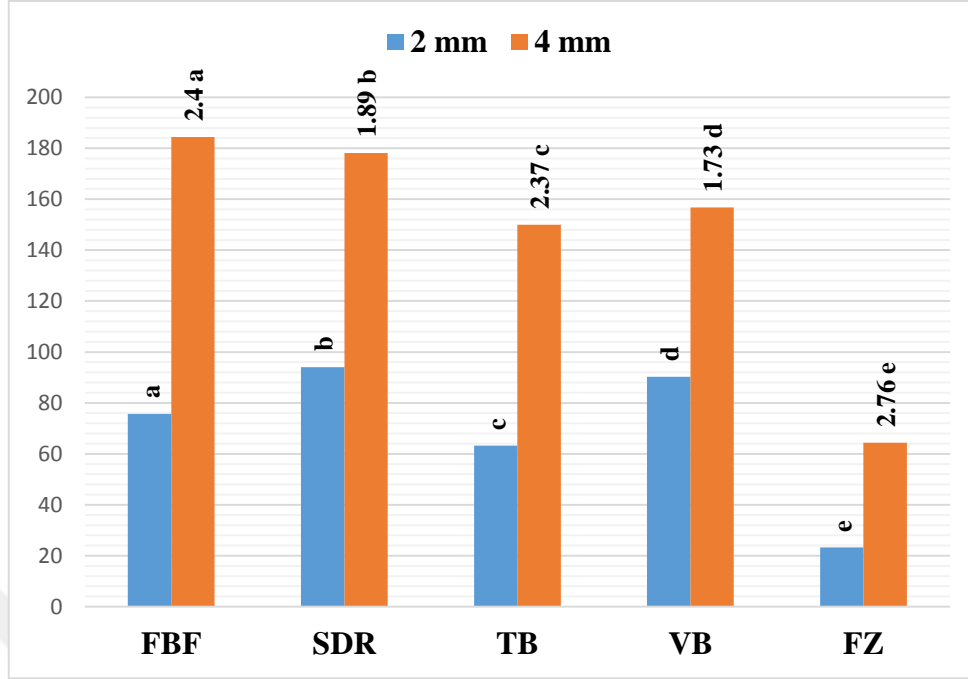
kaynağının tipine ve uygulama yöntemine bakılmaksızın T3 zaman aralığında FBF, SDR, TB ve VB kompozitlerinde 4 mm kalınlık 2 mm kalınlığa göre anlamlı miktarda daha fazla monomer açığa çıkardı ($p<0.05$), fakat FZ kompozitinde kalınlık farkı önemli bir etki oluşturmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

Tüm kompozit materyallerde 4 mm kalınlık 2 mm kalınlığa göre önemli miktarda daha fazla artık monomer açığa çıkardı ($p<0.05$). Kalınlık farkından istatistiksel olarak en fazla etkilenen FZ kompozit materyaliydi. FZ kompozit materyali 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa göre 2.76 kat daha fazla monomer bıraktı. VB kompozit materyali ise istatistiksel olarak diğer kompozitlere göre daha az etkilendi. VB kompozit materyali 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa göre 1.73 kat daha fazla monomer bıraktı (Şekil 4.9).

Toplam zamanda, 4 mm kalınlıktaki tüm kompozit materyallerde FZ kompozitinin diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az UDMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). FBF, SDR, TB ve VB kompozit rezinlerinden açığa çıkan UDMA monomer miktarları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.9).

Toplam zamanda, 2 mm kalınlıkta SDR kompoziti, FBF ve VB kompozitleri hariç diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla UDMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). FZ kompozit rezini ise diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha az UDMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$) (Şekil 4.9).

Kompozit kalınlığındaki değişim ile açığa çıkan UDMA monomerinin dağılımı Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. UDMA monomerinin, diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı kalınlıklardaki grafiksel gösterimi

4.3.2. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Termal Siklusun Etkisi

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve kompozitlerin kalınlığına bakılmaksızın T1 zaman aralığında tüm kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarını, termal siklus uygulaması kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha fazla artırdı ($p < 0.05$) (Tablo 4.6).

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve kalınlığına bakılmaksızın T2 zaman aralığında FBF ve SDR kompozitlerinden açığa çıkan monomer miktarını termal siklus uygulamasının istatistiksel olarak artırdığı belirlendi ($p < 0.05$). Sadece LED ışık cihazı kullanılan 4 mm kalınlıktaki SDR kompozitinde termal siklus uygulaması önemli bir farklılık oluşturmadı ($p > 0.05$). Kullanılan ışık kaynağının tipine bakılmaksızın, T2 zaman aralığında 2 mm kalınlıkta TB ve VB kompozitlerinde termal siklus uygulaması açığa çıkan monomer miktarını istatistiksel olarak artırdı ($p < 0.05$), fakat 4 mm kalınlıklarında istatistiksel fark bulunamadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.6). Kullanılan ışık

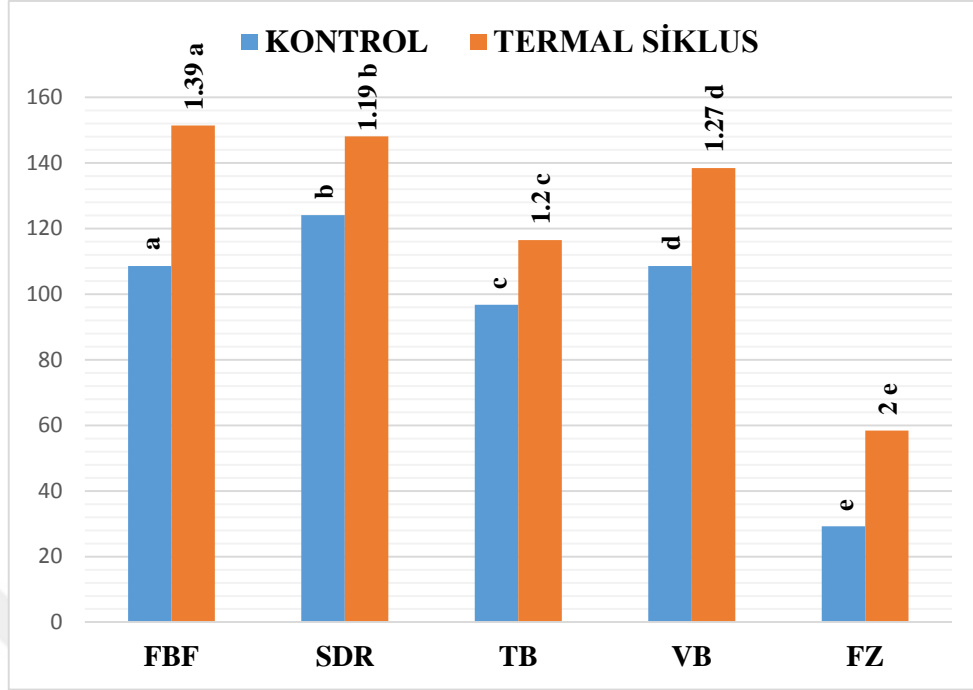
kaynağının tipine ve kalınlığına bakılmaksızın, FZ kompozitin T2 ve T3 zaman aralıklarında, termal siklus uygulaması açığa çıkan monomer miktarını istatistiksel olarak etkilemedi ($p>0.05$), sadece T2 zaman periyodunda 4 mm kalınlıkta istatistiksel farklılık bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.6). Kullanılan ışık kaynağının tipine bakılmaksızın T3 zaman aralığında 4 mm kalınlıktaki FBF, SDR, TB ve VB kompozitlerinde termal siklus uygulaması açığa çıkan monomer miktarını istatistiksel olarak artırdı ($p<0.05$), fakat 2 mm kalınlıkta anlamlı bir farklılık bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

Toplam zamanda, SDR, TB ve VB hariç diğer tüm kompozit materyallerde termal siklus uygulaması önemli miktarda daha fazla monomer açığa çıkardı ($p<0.05$). Termal siklus uygulamasından en az etkilenen SDR kompozit materyaliydi. SDR kompozit materyali termal siklus uygulandığında kontrol grubuna göre 1.19 kat daha fazla monomer bıraktı. FZ kompozit materyali ise termal siklus uygulamasından istatistiksel olarak diğer kompozitlere göre daha fazla etkilendi. FZ kompozit materyali termal siklus uygulandığında kontrol grubuna göre 2 kat daha fazla monomer bıraktı (Şekil 4.10).

Toplam zamanda, kontrol grubunda FZ kompozit materyalinin diğer tüm kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az UDMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$), fakat diğer kompozitler arasında anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.10).

Toplam zamanda, termal siklus grubunda FZ kompozit materyali diğer tüm kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az UDMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$), fakat diğer kompozitler arasında önemli bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.10).

Termal siklus uygulaması ile kompozit materyallerden açığa çıkan UDMA monomerinin dağılımı Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



Şekil 4.10. UDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı uygulama yöntemlerindeki grafiksel gösterimi

4.3.3. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Işık Cihazlarının Etkisi

Uygulama şekline, kalınlığa ve zaman periyotlarına bakılmaksızın, FBF kompozitlerde LED ışık kaynağı QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer açığa çıkarttı ($p < 0.05$). Sadece T2 ve T3 zaman periyotlarında 2 mm kalınlıktaki FBF kompozitlerde istatistiksel bir fark bulunamadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.6). Uygulama şekline, kalınlığa ve zaman periyotlarına bakılmaksızın SDR kompozitlerde ışık kaynakları istatistiksel olarak farklılık oluşturmadı ($p > 0.05$). Sadece T1 zaman aralığında termal siklus uygulanmış 2 mm kalınlıktaki SDR kompozitlerinde LED ışık kaynağının QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer açığa çıkarttığı tespit edildi ($p < 0.05$) (Tablo 4.6).

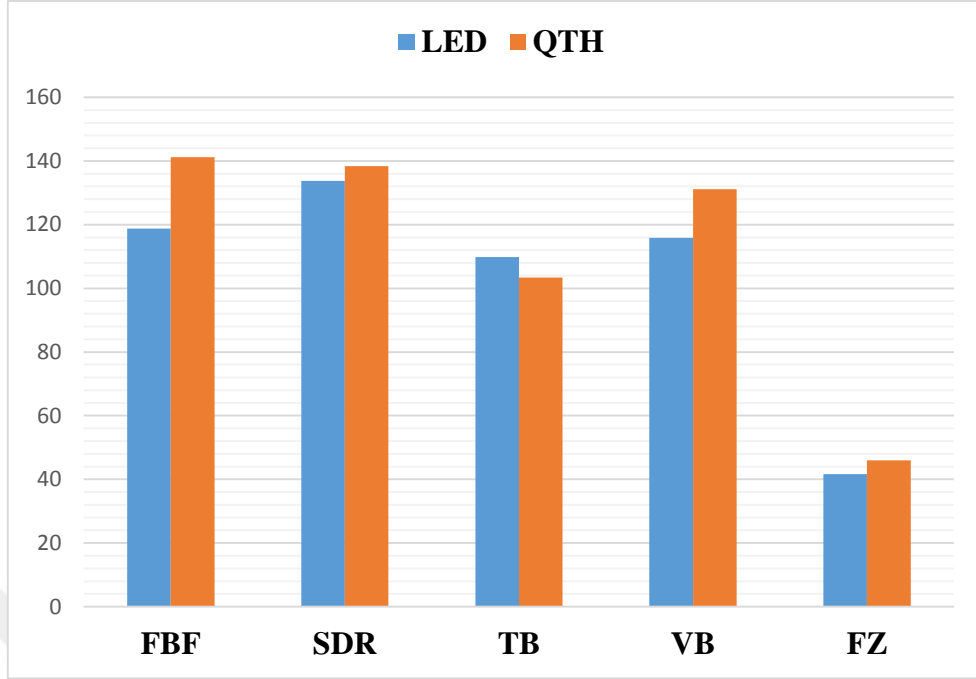
Kalınlığa bakılmaksızın termal siklus uygulanmış TB kompozitlerin T1 zaman aralıklarında, QTH ışık kaynağı LED ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az

monomer açığa çıkarttı ($p<0.05$), fakat kontrol gruplarında önemli bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). T2 ve T3 zaman aralıklarında ise kalınlığa ve uygulama yöntemine bakılmaksızın TB kompozitlerinde, ışık kaynakları arasında istatistiksel bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Sadece T2 zaman aralığında termal siklus uygulanmış 2 mm kalınlıktaki TB kompozitlerde QTH ışık kaynağının LED ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer açığa çıkarttığı gözlemlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.6).

Uygulama şekline ve kalınlığa bakılmaksızın VB kompozitlerin T1 zaman aralıklarında, LED ışık kaynağı QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer açığa çıkarttı ($p<0.05$). T2 ve T3 zaman aralıklarında ise ışık kaynakları arasında istatistiksel olarak bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

Uygulama şekline, kalınlığa ve zaman aralığına bakılmaksızın FZ kompozitlerde ışık kaynakları istatistiksel olarak farklılık oluşturmadı ($p>0.05$). Sadece T1 ve T2 zaman aralıklarında termal siklus uygulanmış 4 mm kalınlıktaki FZ kompozitlerde LED ışık kaynağının QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer açığa çıkarttığı belirlendi ($p<0.05$) (Tablo 4.6).

Toplam zamanda, tüm kompozit materyallerde ışık kaynakları arasında önemli bir farklılık görülmedi ($p>0.05$). Işık kaynakları ile kompozitlerden elde edilen monomer dağılımının grafiği Şekil 4.11'de gösterilmiştir.



Şekil 4.11. UDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı ışık kaynaklarındaki grafiksel gösterimi

4.3.4. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Zaman Faktörünün Etkisi

Kullanılan ışık kaynağının tipine, kalınlığa ve uygulama şekline bakılmaksızın; tüm kompozitlerin T1 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarının T2 ve T3 zaman aralığındaki monomer miktarından önemli derecede daha fazla olduğu belirlendi ($p < 0.05$) (Tablo 4.6).

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama şekline bakılmaksızın 4 mm kalınlığındaki FBF ve TB kompozitlerin açığa çıkan monomer miktarında T2 zaman aralığı ile T3 zaman aralığı arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı ($p > 0.05$). 2 mm kalınlıklarında ise T2 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarının T3 zaman aralığına göre istatistiksel olarak daha fazla olduğu tespit edildi ($p < 0.05$), fakat kontrol grubunda anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.6).

Kullanılan ışık kaynağının tipine bakılmaksızın, kontrol grubundaki 4 mm kalınlığındaki VB kompozitlerin T2 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarının

T3 zaman aralığına göre istatistiksel olarak daha fazla olduğu tespit edildi ($p<0.05$), fakat termal siklus uygulanmış gruplarında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama yöntemine bakılmaksızın, 2 mm kalınlıktaki VB kompozitlerin T2 zaman aralığı ile T3 zaman aralığı arasında istatistiksel olarak fark bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6)

Kullanılan ışık kaynağının tipine bakılmaksızın, termal siklus uygulanmış 4 mm kalınlığındaki FZ kompozitin T2 zaman aralığında açığa çıkan artık monomer miktarının T3 zaman aralığına göre istatistiksel olarak daha fazla olduğu görüldü ($p<0.05$), fakat kontrol grubunda anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama yöntemine bakılmaksızın, 2 mm kalınlığındaki FZ kompozitlerin T2 zaman aralığı ile T3 zaman aralığı arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamadı ($p>0.05$) (Tablo 4.6).

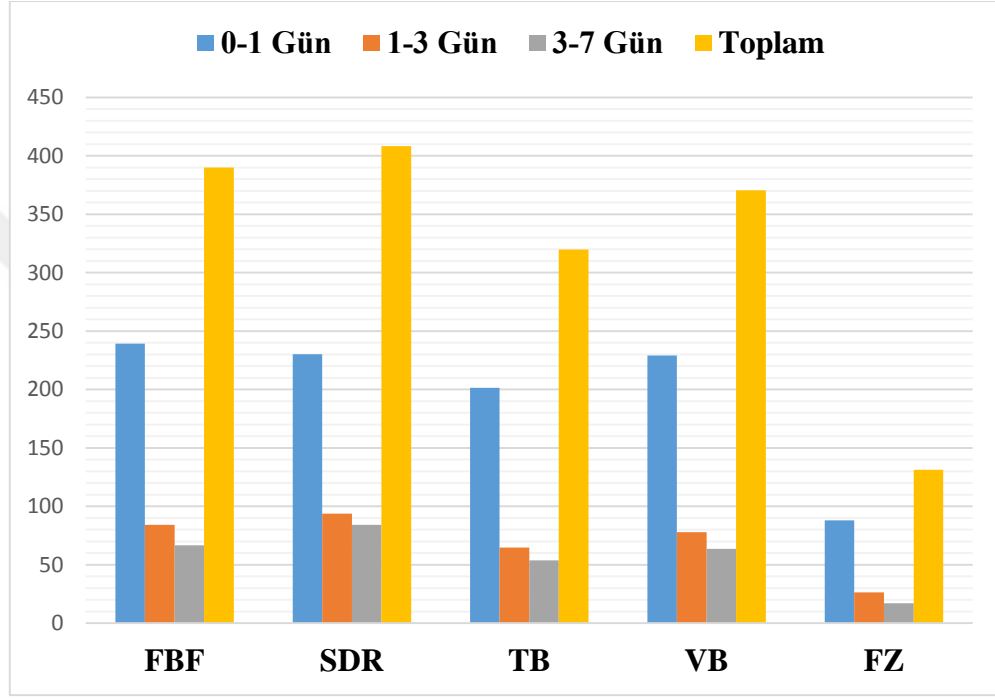
Kalınlığa ve uygulama yöntemine bakılmaksızın, LED ışık cihazı kullanılmış SDR kompozitin T2 zaman aralığı ile T3 zaman aralığı arasında istatistiksel olarak fark yoktu ($p>0.05$), fakat QTH ışık cihazı uygulandığında T2 zaman aralığında açığa çıkan artık monomer miktarının T3 zaman aralığına göre istatistiksel olarak daha fazla olduğu görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.6).

Tüm kompozit materyallerde T1 zaman periyodunda T2 ve T3 zaman periyotlarına göre önemli miktarda daha fazla monomer açığa çıktı ($p<0.05$). T2 zaman periyodu ile T3 zaman periyotları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.12).

Kompozitlerden toplamda açığa çıkan UDMA monomer miktarları SDR>FBF>VB>TB>FZ olarak sıralanmaktadır. Toplamda FZ kompozitinin diğer tüm kompozitlerden anlamlı miktarda daha az UDMA monomeri açığa çıkardığı görüldü

($p < 0.05$). Diğer kompozitler arasında ise önemli bir farklılık görülmedi ($p > 0.05$) (Şekil 4.12).

Çalışmada kullanılan UDMA monomerinin zaman periyotlarına göre dağılımı Şekil 4.12’de gösterilmiştir.



Şekil 4.12. UDMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı zaman dönemlerindeki grafiksel gösterimi

4.4 Bis-EMA Artık Monomer Miktarının Değerlendirilmesi

Bis-EMA monomerinin istatistiksel analiz sonuçları Tablo 4.7’de gösterilmiştir. Yapılan analiz sonucunda kullanılan kompozit materyalin, ışık kaynağı tipinin, uygulanan kompozit kalınlığının, termal siklusun ve zaman faktörlerinin Bis-EMA monomerinin elusyon miktarını önemli ölçüde etkilediği görüldü ($p < 0.001$).

Tablo 4.7. Bis-EMA istatistiksel analiz sonuçları

C	L	K	U	Z	C*L	C*K	C*U
<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	0.011	-	<0.001
C*Z	L*K	L*U	L*Z	K*U	K*Z	U*Z	C*L*K
<0.001	-	<0.001	<0.001	-	<0.001	<0.001	-
C*L*U	C*L*Z	C*K*U	C*K*Z	C*U*Z	L*K*U	L*K*Z	L*U*Z
0.040	0.020	-	-	<0.001	-	-	<0.001
K*U*Z	C*L*K*U	C*L*K*Z	C*L*U*Z	C*K*U*Z	L*K*U*Z	C*L*K*U*Z	
-	-	-	0.002	-	-	-	

Her bir kompozit için elde edilen Bis-EMA monomerinin ortalama ve standart sapma (SP) sonuçları Tablo 4.8’de belirtilmiştir.

Tablo 4.8. Bis-EMA monomerinin ortalama ve standart sapma sonuçları

C	L	K	U	T1	T2	T3
FBF	LED	4 mm	Kontrol	25.2 ± 1.6m	9.6 ± 0.8p-t	-
			T.Siklus	37.7 ± 3.3l	18.3 ± 0.9n	-
	QTH	2 mm	Kontrol	3.1 ± 1.1u-x	-	1.4 ± 0.3wx
			T.Siklus	-	-	-
		4 mm	Kontrol	37.9 ± 3.3l	6.7 ± 3.2p-x	-
			T.Siklus	51.7 ± 6jk	16.3 ± 2.2no	-
SDR	LED	4 mm	Kontrol	55.3 ± 7.8ij	-	-
			T.Siklus	74.9 ± 4.7fg	-	-
	QTH	2 mm	Kontrol	-	-	-
			T.Siklus	-	-	-
		4 mm	Kontrol	58.8 ± 7.8i	-	-
			T.Siklus	-	-	-
SF	LED	4 mm	Kontrol	48.8 ± 8.9k	13.0 ± 4n-p	4.9 ± 1.1r-x
			T.Siklus	72.4 ± 4.2g	17.5 ± 1.4n	7.1 ± 1.3p-w
	QTH	2 mm	Kontrol	10.6 ± 2.3o-s	-	-
			T.Siklus	11.2 ± 2.1o-r	-	3.1 ± 1.1u-x
		4 mm	Kontrol	55.9 ± 7.4ij	18.6 ± 2.6n	3.9 ± 1.9t-x
			T.Siklus	86.3 ± 5d	25.8 ± 5m	7.4 ± 0.7p-w
TB	LED	4 mm	Kontrol	-	-	-
			T.Siklus	25.6 ± 1.4m	-	0.6 ± 0.5x
	QTH	2 mm	Kontrol	-	-	-
			T.Siklus	-	-	-
		4 mm	Kontrol	-	-	-
			T.Siklus	24.8 ± 2.7m	-	-
VB	LED	4 mm	Kontrol	60.9 ± 8.7i	47.1 ± 5.5k	8.8 ± 2.5p-u
			T.Siklus	155 ± 2.3b	67.1 ± 0.8h	11.6 ± 3.2o-q
	QTH	2 mm	Kontrol	57.3 ± 2.8ij	25.3 ± 0.8m	5.4 ± 0.6q-x
			T.Siklus	84.1 ± 4de	8.4 ± 0.7p-u	-
		4 mm	Kontrol	47.6 ± 3.3k	49.7 ± 5.8k	10.8 ± 1.2o-s
			T.Siklus	169 ± 6.9a	77.6 ± 6.4fg	7.1 ± 2.4p-w
FZ	LED	4 mm	Kontrol	-	-	1.6 ± 0.1wx
			T.Siklus	-	-	-
	QTH	2 mm	Kontrol	-	-	-
			T.Siklus	8.1 ± 0.5p-v	1.4 ± 0.3wx	4.1 ± 1.6t-x
		4 mm	Kontrol	-	3.8 ± 0.5t-x	1.4 ± 0.3wx
			T.Siklus	-	-	-
2 mm	Kontrol	-	-	-		
	T.Siklus	7.6 ± 0.6p-w	-	1.9 ± 0.6v-x		

Harflendirme sıralaması (a-z)¹-(a-z)²-(a-z)³ olarak devam etmektedir. Harflerin üstündeki rakamlar farklı harf dizisini göstermektedir ve her bir dizide 26 harf vardır. Aynı satır veya sütundaki harf aralıklarında en az bir ortak harfe sahip gruplarda etkiler önemsizdir.

4.4.1. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Kompozit Kalınlığının Etkisi

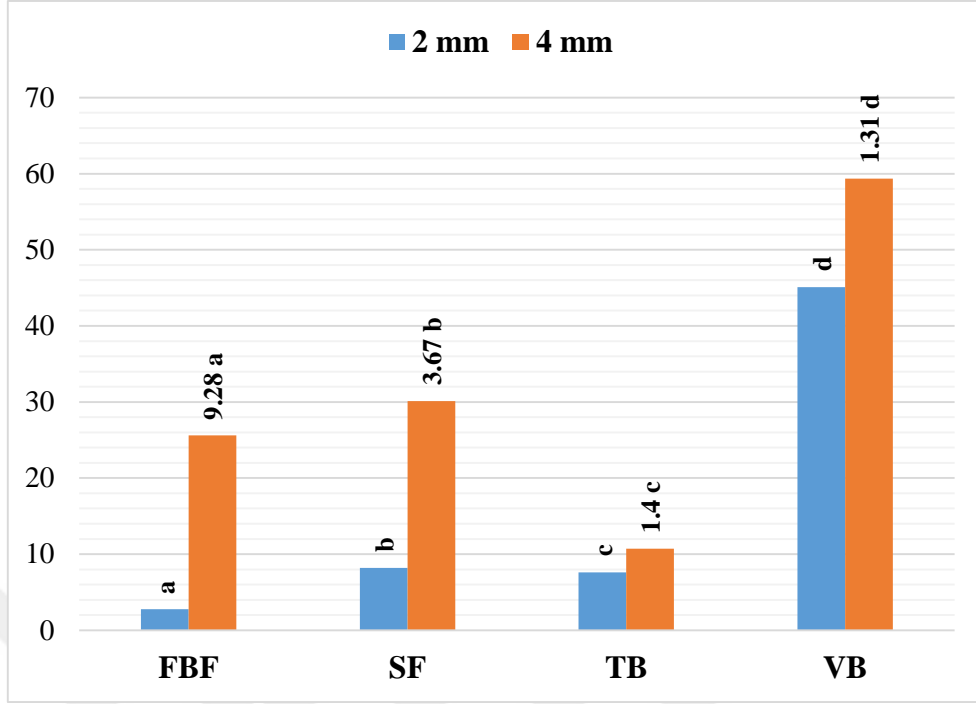
Kullanılan ışık kaynağının tipine ve uygulama yöntemine bakılmaksızın T1, T2 ve T3 zaman aralığında tüm kompozitlerde 4 mm kalınlık 2 mm kalınlığa göre önemli miktarda daha fazla monomer açığa çıkardı ($p<0.05$) (Tablo 4.8).

Tüm kompozit materyallerde 4 mm kalınlık 2 mm kalınlığa göre önemli miktarda daha fazla artık monomer açığa çıkardı ($p<0.05$). Kalınlık farkından istatistiksel olarak en fazla etkilenen FBF kompozit materyaliydi. FBF kompozit materyali 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa göre 9.28 kat daha fazla monomer bıraktı. VB kompozit materyali ise istatistiksel olarak diğer kompozitlere göre daha az etkilendi. VB kompozit materyali 4 mm kalınlıkta 2 mm kalınlığa göre 1.31 kat daha fazla monomer bıraktı (Şekil 4.13).

Toplam zamanda, 4 mm kalınlıkta VB kompoziti diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-EMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). TB kompoziti ise diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha az Bis-EMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). FBF ve SF kompozit rezinlerden açığa çıkan Bis-EMA monomer miktarları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.13).

Toplam zamanda, 2 mm kalınlıkta VB kompoziti diğer kompozitlere göre önemli miktarda daha fazla Bis-EMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). Diğer kompozit rezinlerinden açığa çıkan Bis-EMA monomer miktarları arasında ise anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.13).

Kompozit kalınlığındaki değişim ile açığa çıkan Bis-EMA monomerinin dağılımı Şekil 4.13'de gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Bis-EMA monomerinin, diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı kalınlıklardaki grafiksel gösterimi

4.4.2. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Termal Siklusun Etkisi

Kullanılan ışık kaynağının tipine ve kalınlığına bakılmaksızın T1 zaman aralığında tüm kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarını, termal siklus uygulaması kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha fazla artırdı ($p < 0.05$). Yalnızca, LED ışık kaynağı kullanılan 2 mm kalınlıktaki SF kompozitten T1 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarını istatistiksel olarak etkilemedi ($p > 0.05$) (Tablo 4.8). Kullanılan ışık kaynağının tipine ve kalınlığına bakılmaksızın T2 zaman aralığında tüm kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarını, termal siklus uygulaması kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha fazla artırdı ($p < 0.05$). Yalnızca LED ışık kaynağı kullanılan 4 mm kalınlıktaki SF kompozitten T2 zaman aralığında açığa çıkan monomer miktarını istatistiksel olarak etkilemedi ($p > 0.05$) (Tablo 4.8). Kullanılan ışık kaynağının tipine ve kalınlığına bakılmaksızın T3 zaman aralığında SF ve VB

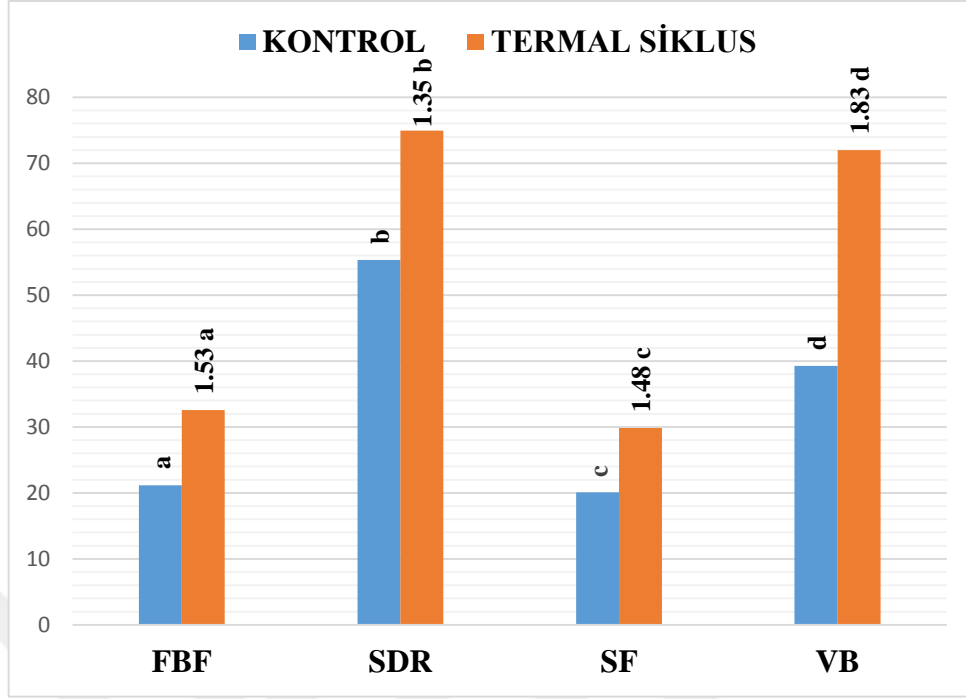
kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarını termal siklus uygulaması istatistiksel olarak etkilemedi ($p>0.05$) (Tablo 4.8).

Toplam zamanda, tüm kompozit materyallerde termal siklus uygulaması önemli miktarda daha fazla monomer açığa çıkardı ($p<0.05$). Termal siklus uygulamasından en az etkilenen SDR kompozit materyaliydi. SDR kompozit materyali termal siklus uygulandığında kontrol grubuna göre 1.35 kat daha fazla monomer bıraktı. VB kompozit materyali ise termal siklus uygulamasından istatistiksel olarak diğer kompozitlere göre daha fazla etkilendi. VB kompozit materyali termal siklus uygulandığında kontrol grubuna göre 1.83 kat daha fazla monomer bıraktı (Şekil 4.14).

Toplam zamanda, kontrol grubunda SDR kompozit materyalinin diğer tüm kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha fazla Bis-EMA monomeri açığa çıkardığı görüldü ($p<0.05$). SF kompozit materyalinin, FBF kompoziti hariç diğer tüm kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha az Bis-EMA monomeri açığa çıkardığı tespit edildi ($p<0.05$). FBF ve SF kompozitleri arasında ise önemli bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.14).

Toplam zamanda, termal siklus grubunda SDR kompozit materyali VB kompoziti hariç diğer tüm kompozitlerle karşılaştırıldığında önemli miktarda daha fazla Bis-EMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$). SF kompozit materyali FBF kompoziti hariç diğer tüm kompozitlerle karşılaştırıldığında ise önemli miktarda daha az Bis-EMA monomeri açığa çıkardı ($p<0.05$) (Şekil 4.14).

Termal siklus uygulaması ile kompozit materyallerden açığa çıkan Bis-EMA monomerinin dağılımı Şekil 4.14'de gösterilmiştir.



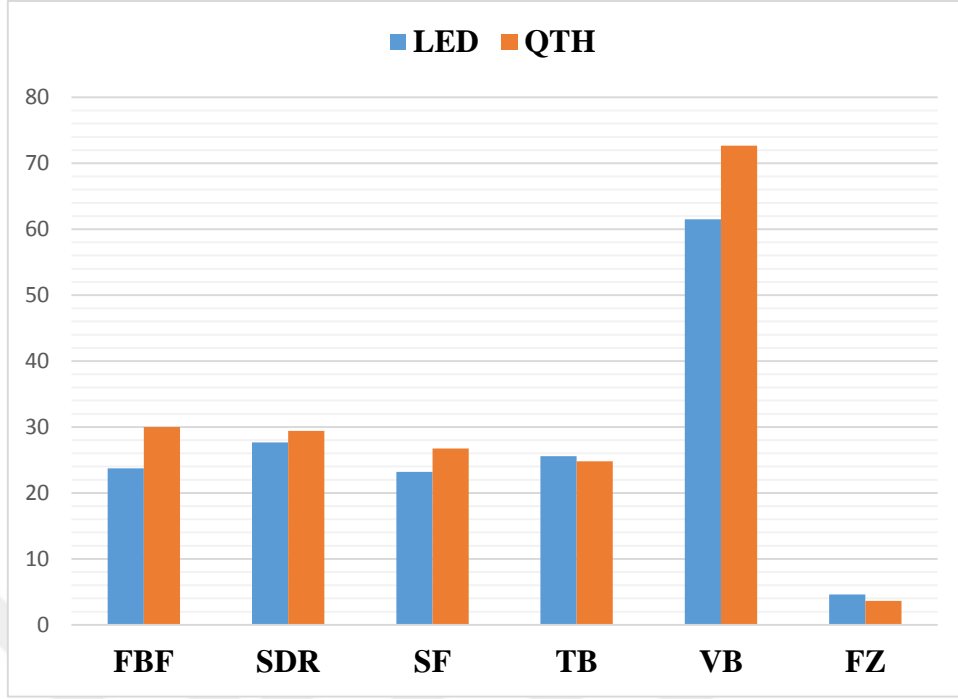
Şekil 4.14. Bis-EMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı uygulama yöntemlerindeki grafiksel gösterimi

4.4.3. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Işık Cihazlarının Etkisi

Uygulama şekline ve kalınlığa bakılmaksızın FBF, SF ve VB kompozitlerinden T1 zaman aralığında, LED ışık kaynağı QTH ışık kaynağına göre istatistiksel olarak daha az monomer açığa çıkarttı ($p < 0.05$). Sadece 2 mm kalınlıktaki FBF ve SF kompozitlerinde ve kalınlığa bakılmaksızın FZ kompozitlerinde T1 zaman aralığında önemli bir farklılık bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.8).

Uygulama şekline ve kalınlığa bakılmaksızın tüm kompozitlerin T2 ve T3 zaman aralıklarında ışık kaynakları arasında istatistiksel olarak farklılık bulunamadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.8).

Toplam zamanda, tüm kompozit materyallerde ışık kaynakları arasında önemli bir farklılık görülmedi ($p > 0.05$). Işık kaynakları ile kompozitlerden elde edilen monomer dağılımının grafiği Şekil 4.15'de gösterilmiştir.



Şekil 4.15. Bis-EMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı ışık kaynaklarındaki grafiksel gösterimi

4.4.4. Açığa Çıkan Monomer Miktarına Zaman Faktörünün Etkisi

Kullanılan ışık kaynağına, uygulama yöntemine ve kalınlığa bakılmaksızın tüm kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarının T1 zaman aralığında T2 ve T3 zaman aralığına göre istatistiksel olarak daha fazla olduğu bulundu ($p < 0.05$). Sadece QTH ışık kaynağı uygulanan, 4 mm kalınlıktaki VB kompozitin kontrol grubunda önemli bir farklılık bulunmadı ($p > 0.05$) (Tablo 4.8).

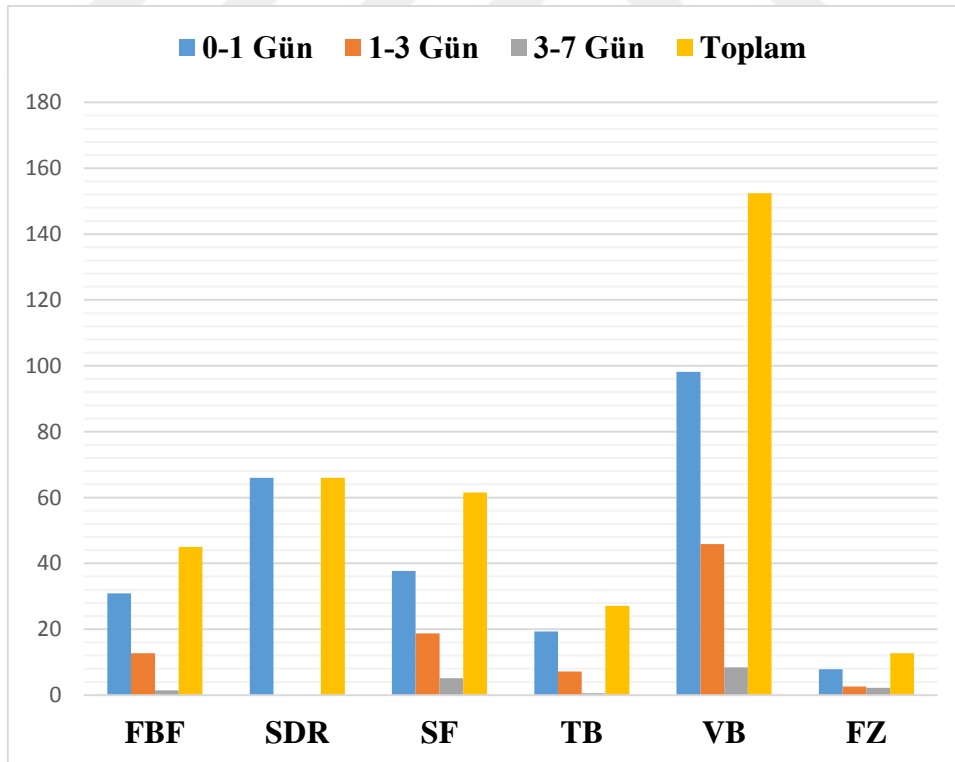
Kullanılan ışık kaynağına, uygulama yöntemine ve kalınlığa bakılmaksızın SF ve VB kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarının T2 zaman aralığında T3 zaman aralığına göre istatistiksel olarak daha fazla olduğu bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4.8).

FBF kompoziti hariç tüm kompozit materyallerde T1 zaman periyodunda T2 ve T3 zaman periyotlarına göre önemli miktarda daha fazla monomer açığa çıktı ($p < 0.05$). FBF ve VB kompozitlerinde ise T2 zaman periyodunda T3 zaman periyoduna göre önemli miktarda daha fazla monomer açığa çıktı ($p < 0.05$). Diğer kompozitlerde ise T2

zaman periyodu ile T3 zaman periyotları arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Şekil 4.16).

Kompozitlerden toplamda açığa çıkan Bis-EMA monomer miktarları VB>SDR>SF>FBF>TB>FZ olarak sıralanmaktadır. Toplamda VB kompozitinin diğer tüm kompozitlerden anlamlı miktarda daha fazla Bis-EMA monomeri açığa çıkardığı bulundu ($p<0.05$). FZ kompozitinin TB kompozit hariç diğer tüm kompozitlerden anlamlı miktarda daha az Bis-EMA monomeri açığa çıkardığı görüldü ($p<0.05$). FBF, SDR ve SF kompozitleri arasında ise önemli bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Şekil 4.16).

Çalışmada kullanılan Bis-EMA monomerinin zaman periyotlarına göre dağılımı Şekil 4.16'da gösterilmiştir.



Şekil 4.16. Bis-EMA monomerinin diğer faktörlerden bağımsız olarak hesaplanan artık monomer elüsyon değer ortalamalarının farklı zaman dönemlerindeki grafiksel gösterimi

5. TARTIŞMA

Kompozit restorasyonun başarısı için kompozitin mekanik özelliklerinin artırılması ve uygulama tekniklerinin geliştirilmesi gerekir.^{174,175} Scott ve ark.¹⁷⁶ dental materyallerin istenmeyen etkilerini araştırdıkları çalışmalarında uygulama tekniğinin komplikasyonlarda asıl etken olduğunu, oluşan komplikasyonların % 12'den fazlasının ise rezin esaslı materyallerden kaynaklandığını tespit etmişlerdir. Ortaya çıkan komplikasyonların çoğu polimerizasyon büzülmesine ve yetersiz polimerizasyon derinliğine bağlı olarak oluşmaktadır.¹⁷⁷⁻¹⁷⁹ Yetersiz polimerizasyon derinliği, kompozit rezinin içerisindeki bileşenlerin ağız ortamına ulaşmasına sebep olabilir. Kompozit rezinlerden 30'dan fazla farklı bileşenin organik çözücülerde elüsyona uğradığı yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir.^{4,112,180} Bunlar başlatıcılar, stabilizatörler, inhibitörler veya doldurucu kaynaklı bileşenler olabildiği gibi reaksiyona girmemiş monomerler de olabilir.¹⁸¹ Bu monomerlerin polimere yetersiz dönüşümü kompozitte artık monomer miktarını artırıp polimerizasyon işlemi sonrası oluşabilecek hassasiyeti artırabilir. Ayrıca yetersiz fiziksel özellikler kompozitin istenilen mekanik özelliklerine ulaşmadan erken kaybedilmesine sebep olabilir.¹⁸²

Dental kompozitlerdeki reaksiyona girmemiş monomerlerin elüsyon miktarı kompozitin kimyasal yapısı, monomerlerin polimere dönüşüm derecesi, polimer ağındaki çapraz bağlantı yoğunluğu, doldurucu partiküllere uygulanan yüzey işlemleri ve çözücünün özelliklerine göre değişkenlik gösterir. Materyalin çözünürlük derecesi ve sahip olduğu monomerlerin moleküler ağırlıkları kompozitin kimyasal yapısını etkileyen en önemli faktörlerdendir.^{64,65}

Ağız ortamındaki kimyasal çözücülerin kompozit rezin üzerine etkisinin incelenmesi için in vitro olarak birçok solüsyon kullanılmıştır. Larsen ve Munksgaard¹⁸³

yaptıkları bir çalışmada siloksan ve % 0, % 25, % 50, % 75, % 100 gibi farklı oranlarda etanol su karışımlarının kompozitlerin aşınması üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Sideridou ve Achilias¹⁸⁴ çalışmalarında ise etanol su karışımını kullanırken, Stefova ve ark.¹⁸⁵, Uzunova ve ark.¹⁸⁶ ve Tanaka ve ark.¹⁸⁷ gibi bazı araştırmacılar çözücü olarak su kullanımını tercih etmişlerdir. Spahl ve Budzikiewicz¹⁸⁸ ise çözücü olarak sadece metanol kullanmışlardır. Ayrıca birçok çalışmada da yapay tükürüğün etkisinin incelenmesi tercih edilmiştir fakat bu çözücüler polimer yapısına düşük oranda penetre oldukları için anlamlı bir etki oluşturmamıştır.^{189,190} Yapılan çalışmalarda sulu çözücülerde kompozit örneklerin ağırlık olarak % 0.5 ile % 2 arasında, alkol ve diğer organik çözücülerde ise % 2 ile % 6 arasında elüsyona uğradığı bildirilmiştir.^{4,81,112,187,191} Özellikle % 75 etanol su karışımı yiyecek ve içecekleri taklit eden en yakın sıvı olarak Amerika Gıda ve İlaç Dairesi (USFDA) tarafından araştırmalarda kullanımı tavsiye edilmiştir ve birçok araştırmacı çalışmalarında bu karışımı kullanmıştır.¹⁹²⁻¹⁹⁴ Bu çalışmada da yiyecek ve içeceklerin artık monomer miktarına etkisinin ağız ortamını taklit eden en yakın çözücü olarak düşünülen % 75'lik etanol/su karışımı kullanarak incelenmesi tercih edilmiştir.

Ağız içi ortamındaki sıcaklık değişimlerinin dental rezinlere etkisinin genel olarak laboratuvar ortamlarında termal siklus cihazları ile değerlendirilmesi tercih edilmektedir. Çünkü klinik değerlendirme araştırmacılar için hem pahalı hem daha uzun zaman kaybına neden olmaktadır. Uluslararası Standart Organizasyonu da 2003 yılında düzenlediği ve 2015 yılında revize ettiği dental adezivlerin bağlanma dayanımının ölçülmesini amaçlayan bir standartta alt ve üst sıcaklık değerlerinin 5 °C - 55 °C olarak belirlenmesini tavsiye etmektedir.¹⁹⁵ Örneklerin banyoda bekletilmesi için gerekli süre ise net olarak belirtilmemiştir, fakat yeterince bekletilmesi gerektiği vurgulanmıştır. Gale ve Darvell¹⁴ herbir banyoda kalma süresinin 14 saniye olarak ve banyolar arası

geçişin 1 saniye olarak belirlenmesini tavsiye etmişlerdir. Birçok araştırmacı ise bu sürenin yeterli olabilmesi için herbir banyo için örneklerin bekletilme süresini 30 saniye olarak ayarlamışlardır. Siklus sayısı ise 1 ile 1000000 arası uygulanabilirken 500 ile 10000 arası siklus uygulanması anlamlı bulunmuştur. ¹⁹⁶⁻¹⁹⁸ Bu çalışmada da termal siklus uygulanan grupta soğuk banyo değeri 5 °C, sıcak banyo değeri 55 °C, her bir banyoda bekleme süresi ise 25 saniye olarak belirlendi. Termal siklus uygulanmayan kontrol grubundaki örnekler ise deney sürecinde ağız ortamının sıcaklık değerini taklit etmesi için etüvde 37 °C'de bekletildi.

Kompozit materyallerden salınan monomerlerin organik çözücülerdeki elüsyonun hangi sürelerde tamamlandığı ile ilgili yapılan çalışmalar arasında farklılıklar görülmektedir. Bazı çalışmalarda monomerlerin elüsyon süresinin 30 güne kadar devam ettiği belirtilmiştir. ^{184,193} Bazı araştırmacılar ise 1-7 gün içerisinde monomer elüsyonunun sonlandığını ifade etmektedir. ^{191,193,199} Ayrıca birçok çalışmada en yüksek elüsyonun ilk 24 saatte olduğu ve polimerizasyon sonrası artık monomerin %50'inin ilk 3 saatte elüsyona uğradığı rapor edilmiştir. ²⁰⁰⁻²⁰² Kompozit rezindeki çapraz bağlı matrikse substansların difüzyonu yavaş olduğu için organik çözücünün rezin ile doyması haftalar veya aylar alabilir. Fakat monomer elüsyonunda ağırlık değişimleri çok küçük olmasından dolayı ölçümler mümkün olamaz ve bundan dolayı da bu süreç birkaç günde tamamlanabilir. ²⁵ Bu çalışmada monomerlerin en fazla elüsyona uğradığı ilk 24 saat değerlendirildi ve ekstaksiyon süreci 7 günde sonlandırıldı.

Organik çözücüler, ağız ortamındaki kimyasal değişimlerin etkilerini değerlendirmek için uygulanan bir yapay yaşlandırma yöntemi iken termal siklus uygulaması ise termal değişimlerin etkisini incelemek için tercih edilen bir yapay yaşlandırma işlemidir. Termal siklusun kompozit rezinler üzerindeki artık monomer miktarına etkisini inceleyen az sayıda çalışma bulunmaktadır. ^{198,199} Bu çalışmalarda

organik çözücülerin uygulama zamanı termal siklus uygulama zamanı ile eşit tutulmadığı için termal siklusun monomer miktarına etkisi organik çözücülerden bağımsız olarak değerlendirilmemiştir. Bu çalışmada kontrol grubundaki örnekler termal siklus uygulanan gruptaki örneklerle aynı sürelerde organik çözücülerde bekletilmiştir. Böylece iki değişkenden biri olan organik çözücülerin etkisini sabitleyerek termal siklusun saf etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Zayıf ışık kaynakları kompozitin yüzeyini polimerize ederken, derin bölgelerde polimerize olmamış tabaka bırakabilir.⁷³ Kompozit yüzeyindeki %10'luk bir ışık yoğunluğu azalması, yüzeyin 2 mm altındaki rezinin polimerizasyonunu önemli derecede azaltabilir.⁷⁴ Işık kaynak gücünün yanında, ışık uygulama zamanı, ışık rehberinin dizaynı ve ışık rehber ucunun restorasyona uzaklığı, açısı ve ışık modu da polimerizasyon miktarında etkilidir.⁷⁵⁻⁷⁸ Bu çalışmada ışık yoğunluğundaki farklılıklardan dolayı oluşabilecek hataların önüne geçmek için radyometre cihazı ile ışık kaynaklarının gücü kontrol edilmiştir ve farklı dalga boylarına sahip ışık cihazları kullanılarak ışık kaynaklarının polimerizasyona etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

CQ aktivasyonu için gerekli dalga boyu 390 - 500 nm aralığında değişirken 468 nm dalga boyunda maksimum aktivasyonun sağlandığı belirtilmektedir.²⁰³ Bu çalışmada sadece TB kompozit rezin, başlatıcı olarak CQ'dan farklı olarak kendi patentli ürünü olan Ivocerin marka başlatıcı içermektedir. Ivocerin 370 nm - 460 nm dalga boyu aralığında aktive olurken en yüksek aktivasyonunu 410 nm dalga boyunda sağlamaktadır.²⁰⁴ Bu çalışmada kullanılan LED ışık cihazının dalga boyu 395 nm - 480 nm, QTH ışık kaynağının dalga boyu ise 430 nm - 500 nm aralığında seyretmektedir. Başlatıcıların farklı dalga boylarında aktivasyonları ve ışık cihazlarının dalga boylarının farklılığı polimerizasyon miktarını etkiler.²⁰⁵ Bu çalışmada yaklaşık aynı ışık gücüne

sahip farklı dalga boylarında ışık cihazları kullanılarak ışık dalga boylarının ve kompozitlerde kullanılan farklı başlatıcıların artık monomer miktarına etkisi incelendi.

Yeterli miktarda ışık penetrasyonunun ve polimerizasyonun sağlanabilmesi için konvansiyonel kompozitlerde maksimum kompozit kalınlığının 2 mm olması gerektiği bildirilmiştir.^{52,53} Bu kısıtlama derin kavitelere tabakalama yöntemiyle kompozit uygulanmasını zorunlu kılmaktadır. Tabakalama yönteminin; uygulamasının zaman alması, tabakalar arası boşluklar kalması ve bunun sonucunda kontaminasyon riski, tabakalar arası bağlanmada başarısızlık ve küçük kavitelere uygulanma zorluğu gibi dezavantajları vardır.^{16,206} Bu dezavantajları elimine etmek için derin polimerizasyon imkânı sağlayan bulk-fill kompozitler geliştirilmiştir.¹⁷ Yapılan çalışmalar bu kompozitlerin iyi bir ışık geçirgenliğine izin verdiğini ve 4 mm.'den fazla polimerizasyon derinliği sağlayabildiklerini göstermektedir.²⁰⁷ Bulk-fill kompozitlerdeki polimerizasyon derinliğini artırmak için her üreticinin farklı bir stratejisi vardır. FBF ve VB gibi kompozit rezinlerde üretici firma doldurucu oranını azaltarak ışığın daha derin bölgelere ulaşabilmesini sağlamıştır. X-tra base, x-tra fil, SDR ve SF gibi ürünlerde ise doldurucuların boyutları artırılmıştır. Böylece doldurucular ile organik matriks arasındaki yüzey alanı azaltılmıştır. TB kompozit rezinde ise kamforokinondan daha etkili olduğu düşünülen ek bir başlatıcı sistem (Ivocerin) kullanılmıştır.¹⁷

Bu çalışmada kullanılan FZ kompozit rezin ise birçok çalışmada monomer elüsyon miktarını değerlendirmek ve diğer kompozit rezinlerle karşılaştırmak için yaygın olarak kullanılmıştır.^{184,208-210} Bunun bir nedeni kompozisyonunda 4 farklı monomeri de barındırması ve diğer kompozit rezinlerle karşılaştırılabilmesi için uygun bir konvansiyonel kompozit olmasıdır.²¹¹

Artık monomer miktarının tespitinde birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan *Mid-infrared (MIR) Spektroskopi* yöntemi ile sertleşme reaksiyonuna katılmayan maddeler belirlenir. Polimerizasyon sonrasında çift bağlara dönüşme yüzdesi ise *Infrared Spektroskopi (IR)* yöntemi ile hesaplanır. *Kromatografik teknikler* ise materyalin başlangıç ağırlığına göre değerlendirilme yapıp ağırlık kaybını dikkate alarak miktar tayini yapan yöntemlerdir.³³ Bu çalışmada materyalden kaybolan madde miktarını ölçmek için kromatografik teknikler kullanılmıştır. Kromatografik teknikler arasında ise diğer yöntemlere göre daha hızlı ve daha etkili olduğu için HPLC cihazı kullanılmıştır. Sıvı kromatografisi normal-faz sıvı ve ters-faz sıvı olarak iki teknikle uygulanır. Sabit fazın polar, hareketli fazın non-polar olarak kullanıldığı tekniğe *normal faz kromatografisi*, sabit fazın non-polar, hareketli fazın polar olarak kullanıldığı tekniğe ise *ters faz kromatografisi* denir. Bu çalışmada da miktar tespiti yapılması istenilen monomerler polar yapıda olduğu için ters faz kromatografisinin kullanılması tercih edilmiştir.¹⁶⁹

Bu çalışmada, TB kompozitin kalınlığı arttıkça (2 mm den 4 mm'ye) elde edilen Bis-GMA monomer miktar oranının (2.3) diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük olduğu görülmüştür. TB kompozitinde kullanılan ivocerin adlı başlatıcı ajanın CQ göre ışığı daha yüksek oranda absorbe etme katsayısına sahip olduğu ve böylece çok daha hızlı ve derin kür imkanı sağladığı belirtilmiştir.²¹² Ayrıca ivocerin CQ ile kıyaslandığında kompozit rezinin translüenslik derecesini daha fazla artırdığı tespit edilmiştir.²¹³ Bunlara ek olarak üretici firma TB kompozit rezinlerinde izofil olarak adlandırılan prepolimerize doldurucular kullanmıştır. Bu prepolimerize doldurucular 50 µm kadar büyük boyutlardadır ve baryum cam, silika gibi inorganik doldurucular içerir.¹⁷ TB kompozitin inorganik doldurucuları nanohibrit yapısındadır. İnorganik partikül boyutunun küçülmesi ışığın geçirgenliğini azaltır²¹⁴ ve viskoziteyi artırır.²¹⁵

Fakat nano doldurucu boyutları, görünür ışık boyutlarından (400-800 nm) daha düşük değerlerde olduğu için ışığı daha fazla geçirebilir.²⁹ Başlatıcı ajanın tipinin, içerdiği prepolimerize doldurucuların, inorganik doldurucu boyutlarının TB kompozit örneklerinde derin polimerizasyona katkı sağlamış olması muhtemeldir.

Bu çalışmada, SDR kompozitin kalınlığı arttıkça (2 mm den 4 mm'ye) elde edilen TEGDMA monomer miktar oranının (1.92) diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük olduğu görülmüştür. SDR kompozitlerinde ışığın geçiş miktarını artırmak için daha büyük boyutta (Ortalama 4.6 μm) doldurucular kullanılmıştır.²¹⁶ Ayrıca SDR kompozit düşük viskoziteye sahiptir. Büyük doldurucu partiküllerinin kullanılması ve düşük viskoziteye sahip olması ışık geçirgenliğini artırabilir.^{17,217}

Bu çalışmada, VB kompozitin kalınlığı arttıkça (2 mm den 4 mm'ye) elde edilen UDMA ve Bis-EMA monomer miktar oranlarının (1.73, 1.31) diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında daha düşük olduğu görülmüştür. VB kompozitin diğer kompozitlere göre daha derin polimerizasyon sağlamasının nedeni viskozitesinin ve doldurucu miktarının hacim olarak (%38) daha düşük olması olabilir.¹⁷ Çünkü viskozitenin ve doldurucu miktarının daha düşük olması ışığın daha derin bölgelere iletimini sağlar.^{218,219} Bucuta ve Ilie¹⁷ ve Garoushi ve ark.²¹⁷ çalışmalarında VB kompozit rezinin translüenslik derecesinin diğer bulk-fill kompozitlerden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, SF kompozitin kalınlığı arttıkça (2 mm den 4 mm'ye) elde edilen Bis-GMA, TEGDMA monomer miktar oranlarının (5.41, 8.12) diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu görülmüştür. SF kompozit rezinlerde üretici firma kompozitin mekanik özelliklerini üst düzeyde tutabilmek adına ağırlık olarak yüksek miktarda doldurucu (% 83,5) kullanmıştır. Kompozit rezinin viskozitesini

azaltarak kaviteye kolay yerleştirilebilmesini sağlamak için de sonik enerji üreten özel bir el aleti üretmiştir. Viskozitenin azalması ile kompozitin uygulanması ve kavite duvarlarına adaptasyonu kolaylaşır. Sonik enerji durduğunda kompozit daha viskoz hale gelir ve şekil verilmesi kolaylaşır.²²⁰ Ne kadar sonik enerji ile kompozitin viskozitesi düşürülse de polimerizasyon işlemi, kompozit yüksek viskozitedeyken gerçekleşir. Doldurucu miktarının ve viskozitenin artırılması ışığın geçişini azaltacaktır.^{218,219} Bundan dolayı da daha büyük boyutlarda inorganik partiküller kullanarak ışık geçirgenliğini artırmayı amaçlamışlardır.¹⁷ Fakat buna rağmen derin polimerizasyon yeteneği açısından SF kompozit rezinlerin çalışmamızdaki diğer kompozit rezinlere göre daha başarısız olduğu görülmektedir. Bucuta ve Ilie¹⁷ ve Garoushi ve ark.²¹⁷ çalışmalarında SF kompozit rezindeki translüenslik derecesini diğer bulk-fill kompozitlere göre daha düşük seviyede bulmuşlardır. Ayrıca SF kompozit rezin, bu çalışmadaki diğer kompozit rezinlerden farklı olarak UDMA monomeri içermemektedir. UDMA monomerinde Bis-GMA monomerine göre daha zayıf hidrojen bağlarının olması, UDMA monomerini Bis-GMA monomerine göre daha az visköz ve daha fazla esnek yapmaktadır.²²¹ Ayrıca UDMA monomerinde bulunan imino (-NH) gruplar devam eden polimerizasyona zincir transfer reaksiyonları ile alternatif yollar oluşturur. Bu reaksiyonlar serbest radikallerin polimer ağ içerisindeki hareket kabiliyetini artırır ve böylece monomerler polimere çok daha fazla miktarda dönüşebilir.²²² Bu özelliklerinden dolayı UDMA monomeri polimerizasyon derinliğini artırmak için birçok bulk-fill kompozitte tercih edilen önemli bir monomerdur.²²³ SF kompozit rezinin monomer kompozisyonunda TEGDMA monomer miktarının diğer monomerlere göre daha fazla olması, SF kompozit rezinden diğer kompozitlere göre daha fazla TEGDMA monomerinin açığa çıkmasına neden olabilir. TEGDMA monomeri ise yeterli düzeyde aktivasyona uğrayabildiğinde yüksek miktarda polimer

dönüşümü sağlayabilmekle beraber, polimerize olamadığında düşük viskozitesinden dolayı diğer monomerlere göre çok daha fazla miktarda ve daha hızlı bir şekilde elüsyona uğrayabilir.²²⁴ Bunlara ek olarak monomer kompozisyonuna çok fazla miktarda TEGDMA monomeri eklendiğinde polimerizasyon reaksiyonunun yayılımı çok hızlı gerçekleşir. Bu hızlı yayılım ile birlikte monomerlerin polimere dönüşüm süreci de hızlı bir şekilde sonlanır. Bu da kür sonrası devam edecek olan polimerizasyon miktarını azaltır ve devam eden polimerizasyon hızını da yavaşlatır.²²⁵ Al-Ahdal ve ark.²²⁶ çalışmalarında SF kompozit rezinlerin kür sonrası devam eden polimerizasyon miktarının diğer bulk-fill kompozitlere göre çok daha az olduğunu tespit etmişlerdir.

Bu çalışmada, FZ kompozitin kalınlığı arttıkça (2 mm den 4 mm'ye) elde edilen UDMA monomer miktar oranının (2.76) diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu görülmüştür. Doldurucu miktarı daha düşük olan FBF, SDR, VB ve TB kompozit rezinlere göre daha başarısız olma sebebi FZ kompozit rezinin doldurucu miktarının (%82) ve viskozitesinin diğer kompozitlere göre daha yüksek olması olabilir. Doldurucu miktarının ve viskozitenin artırılması ışığın geçişini azaltacaktır.^{218,219}

Marigo ve ark.²²⁷ SDR kompozit rezindeki ve 3 farklı akışkan konvansiyonel kompozit rezindeki monomerlerin dönüşüm derecelerini ve kompozitlerden açığa çıkan artık monomer miktarlarını farklı polimerizasyon derinliklerinde incelemişlerdir. SDR kompozit ile diğer konvansiyonel akışkan kompozitlerdeki monomerlerin polimere dönüşüm dereceleri arasında 2 mm kalınlıkta önemli bir farklılık bulamamışlardır. Fakat 4 mm kür derinliğinde SDR kompozit rezinin monomerleri diğer kompozit materyallerin monomerlerine göre önemli miktarda daha fazla polimere dönüşüm göstermiştir. Ayrıca konvansiyonel kompozitlerden açığa çıkan TEGDMA miktarı polimerizasyon derinliği ile artış gösterirken, SDR kompozit rezinde önemli bir artış görülmemiştir. Sonuç olarak 4 mm polimerizasyon derinliğinde akışkan konvansiyonel

kompozitlerin SDR kompozitler kadar tatmin edici olmadığını ve önemli miktarda daha fazla monomer salınımına neden olabileceğini belirtmişlerdir. Bu çalışmada da SDR kompozit rezinin kalınlık farkından konvansiyonel kompozitlere göre daha az etkilenmesi Marigo ve ark.²²⁷'ın bulgularını desteklemektedir.

Bu çalışmada, termal siklus uygulandığında FZ kompozit rezinden açığa çıkan Bis-GMA ve UDMA monomer miktarları diğer kompozitlere göre daha fazla artış gösterdi. 4 mm kalınlıktaki FZ kompozit rezininin, 2 mm kalınlığına göre termal siklustan çok daha fazla etkilendiği görülmektedir. Bu durum konvansiyonel bir kompozit rezin olan FZ kompozitin 4 mm polimerizasyon derinliğinde güçlü polimer ağları oluşturamadığı ve termal değişimlere daha duyarlı olduğunu gösterir.²²⁸

Termal siklusa maruz bırakılan VB kompozit rezinden açığa çıkan TEGDMA ve Bis-EMA monomer miktarları diğer kompozitlere göre daha fazla artış gösterdi. Bir kompozit rezinin polimer ağında bazı bölgelerde çapraz bağlantı yoğunluğu daha fazla iken bazı bölgelerinde bu yoğunluk daha azdır. Polimerizasyon reaksiyonunun başladığı bölgelerde, özellikle çapraz bağlantı bölgelerinde heterojen alanlar yoğunlaşır. Polimer zincirleri arasında veya polimer kümelerinin oluşturduğu bölgeler arasında reaksiyona uğramamış monomerler hapsolür ve monomer havuzları oluşur. Bu monomer havuzları polimer yapısı daha heterojen olan kompozitlerde daha fazla görülür.^{25,229} Termal siklus işlemi polimer ağını genişletirip büzerek polimer ağlarını parçalar.¹⁴ Böylece polimer kümeleri arasında kalmış reaksiyona girmemiş monomerlerin elüsyonu artar. Polimer ağı daha fazla heterojen olan kompozit rezinler termal siklus uygulamasından daha fazla etkilenebilir. Bis-GMA rijit BPA kor yapısına sahiptir. UDMA monomerinin ise moleküler ağırlığı Bis-GMA'ya yakın olmasına rağmen fenol halkalarının olmaması, Bis-GMA ile karşılaştırıldığında yüksek sertlik ile birlikte daha esnek bir yapıya sahip olmasını sağlar.²² Bis-GMA gibi daha rijit monomerler polimer ağını daha homojen

haline getirirken, UDMA ve TEGDMA gibi daha esnek monomerler polimer ağını heterojen yapacaktır.^{230,231} Çalışmamızda VB kompozit rezinde Bis-GMA monomerinin çok düşük miktarlarda, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin ise daha fazla miktarda açığa çıktığı tespit edildi. Alshali ve ark.²³² VB kompozitlerinde Bis-GMA monomerinin olmadığını belirtmişlerdir. UDMA monomerine ek olarak, TEGDMA gibi düşük monomer ağırlığındaki monomerlerin kullanımı polimer ağının esnekliğini artıracaktır.²³⁰ Esnek yapısı fazla olan polimer ağı termal siklus uygulamasına daha fazla duyarlıdır. Alshali ve ark.²³² çalışmasında UDMA - BisEMA esaslı sistemlerin BisGMA - BisEMA esaslı sistemlere göre elüsyona uğramaya daha fazla duyarlı olduğunu belirtmişlerdir. VB kompozit rezinde polimer ağının heterojen ve esnek yapıda olması, ayrıca UDMA - Bis-EMA esaslı bir sistem kullanılması VB kompozit rezinin termal siklus uygulamasından daha fazla etkilenmesine sebep olabilir.

Termal siklus uygulandığında, TB kompozit rezinden açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarı diğer kompozitlere göre daha az artış gösterdi. TB kompozit rezin ağırlık olarak yüksek doldurucu oranına sahiptir (% 77). Ayrıca polimer yapısı Bis-GMA ve UDMA gibi moleküler ağırlığı daha fazla olan monomerlerden oluşur. Bu faktörler TB kompozit rezin polimer yapısının ısıl değişimlerden daha az etkilenmesini sağlamış olabilir.²³³

Termal siklus uygulandığında, SDR kompozit rezinden açığa çıkan TEGDMA, UDMA ve Bis-EMA monomer miktarları diğer kompozitlere göre daha az artış gösterdi. SDR kompozit rezinlerde üretici firmanın kullandığı modifiye UDMA monomeri (849 g/mol) geleneksel monomerlere göre daha yüksek moleküler ağırlığa sahiptir. UDMA monomerinin moleküler ağırlığının artırılması homojenitesini artırmıştır.²³⁰ SDR kompozit rezinin polimer yapısının daha homojen ve güçlü olması, ayrıca yüksek doldurucu içeriği termal değişimlerin büzülme ve genleşme etkilerini

minimalize edebilir. Czasch ve Ilie²³⁴ çalışmalarında bizim çalışmamızla benzer şekilde SDR kompozit materyallerin mekanik özelliklerinin VB kompozit rezinlere göre çok daha üstün olduğunu tespit etmişlerdir. Kompozit materyalin mekanik özelliklerinin artması, termal siklus etkilerinden polimer yapısının daha az etkilenmesini sağlayabilir.²³¹

Tabatabaei ve ark.¹⁹⁹ nanohibrit kompoziti, etanole ek olarak, laktik asit ve sitrik asit gibi organik çözücülerle de bekletmişlerdir. Ayrıca bazı gruplara 1000, 2000, 3000 termal siklus uygulamışlardır. Genel olarak TEGDMA monomerinin BisGMA monomerinden fazla elüsyona uğradığını tespit etmişlerdir. Ayrıca termal siklus uygulaması açığa çıkan monomer miktarını artırmıştır. Bu çalışmada Tabatabaei ve ark.¹⁹⁹'ın çalışması ile aynı doğrultuda termal siklus uygulamasının artık monomer elüsyonunu artırdığı görüldü.

Tokay ve ark.¹⁹⁸ indirekt kompozit, posterior kompozit ve mikro hibrit kompozit rezinlerine 1000, 5000 ve 10000 termal siklus uygulayıp çıkan artık monomer miktarını değerlendirmişlerdir. Termal siklus değerleri arttıkça TEGDMA ve UDMA monomer miktarlarında doğrusal bir artış tespit etmişlerdir. İndirekt kompozitlerden açığa çıkan artık monomer miktarı diğer kompozitlere göre anlamlı derecede az bulunmuştur. Bizim de çalışmamızda Tokay ve ark.¹⁹⁸'ın çalışmaları ile aynı doğrultuda termal siklus uygulaması açığa çıkan artık monomer miktarını artırmıştır.

Bu çalışmanın sonuçları ile Geurtsen ve ark.¹⁸⁰'ın bulguları karşılaştırıldığında, termal siklus uygulaması ile 2 mm kalınlıktaki FBF ve FZ kompozit rezinlerinden açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarının İsviçre albino fare embriyo dokularından (3T3) (56.38 ppm), insan gingival fibroblastlarından (HGF) (51.25 ppm), insan periodontal ligament fibroblastlarından (HPLF) (41 ppm) ve insan pulpa fibroblastlarından (HPF) (71.76 ppm) hazırlanan hücre kültürlerindeki sitotoksite değerlerini aştığı

görülmektedir. Benzer şekilde, termal siklus uygulaması 2 mm kalınlıktaki FBF, TB ve VB kompozit rezinlerinden ve 4 mm kalınlıktaki FZ kompozit rezininden açığa çıkan UDMA monomer miktarını HPF (221 ppm) kültürlerindeki sitotoksite değerinin üzerine çıkarmıştır. TEGDMA ve Bis-EMA monomerlerinde ise termal siklus uygulaması, kompozit rezinlerden açığa çıkan monomer miktarını sitotoksik düzeye ulaştırmamıştır. Bu sonuçlar ağız içerisindeki ısıl değişimlerin sitotoksite için önemli bir parametre olabileceğini göstermektedir.

Bu çalışmada QTH ışık cihazı uygulanan FBF, SDR, SF, VB ve FZ kompozit rezinlerinden, LED ışık cihazı uygulamasına göre ilk 24 saatte istatistiksel olarak daha fazla artı monomer elde edildi. LED ışık cihazı uygulanan TB kompozit rezinden ise QTH ışık cihazına göre ilk 24 saatte daha fazla monomer açığa çıktı. TB kompozit rezinde ilk 24 saatte QTH ışık cihazının LED ışık kaynağına göre daha başarılı olmasının muhtemel sebebi TB kompozit rezinde firmanın kendi patentli ürünü olan Ivocerin adlı başlatıcı ajanın kullanılması olabilir. Ivocerin (dibenzol germanyum) başlatıcı ajanı, dibenzoldietilengerman'ın (DBDEGe) benzer bir türevidir. Dibenzol germanyuma görünür ışık uygulandığında germil ve benzol radikallerine parçalanır ve polimerizasyon tetiklenir. Bu reaksiyon için tersiyer amin gibi bir hızlandırıcıya gerek duyulmaz. Dibenzol germanyum (350-490 nm, maks=408.2 nm), CQ (400-550 nm, maks=468) ile kıyaslandığında çok düşük dalga boylarındaki ışıkları absorbe edebilecek özelliktedir. Dibenzol germanyum 400-450 nm dalga boyu aralığında CQ'a nisbeten görünür ışığı çok daha yüksek değerlerde absorbe edebilir. Ayrıca CQ'la kıyaslandığında çok daha yüksek kuantum dönüşüm verimine sahiptir (DBDEGe 0.85 - CQ 0.07) . Bu sayede molekül başına daha fazla serbest radikal aktif olabilir (DBDEGe 2-3, CQ 1).^{213,235} Bu çalışmada kullanılan QTH ışık cihazının dalga boyu spektrumu 430-500 nm, LED ışık cihazının dalga boyu spektrumu ise 395-480 nm aralığındadır.

Bu veriler LED ışık kaynaklarındaki dalga boyu spektrumunun dibenzol germanyumu aktif etmek için daha uygun olduğunu göstermektedir. Fakat bu çalışmada kullanılan QTH ışık kaynağı, dibenzol germanyumun aktivasyonunda daha başarılı olmuştur. Manojlovic ve ark.⁸⁶ çalışmasında bu çalışma ile aynı doğrultuda, ivocerin başlatıcı ajanı içeren Tetric Evo Ceram kompozit rezinine LED ve QTH ışık kaynakları uyguladıklarında, QTH ışık cihazlarının LED ışık cihazlarına göre daha az monomer salınımına neden olduğunu tespit etmişlerdir. QTH ışık kaynaklarının LED ışık cihazlarından bir diğer farkı yüksek miktarda ısı üretmeleridir. Özellikle ışık gücü artırılan QTH cihazlarında ısı miktarı çok daha fazla olmaktadır.⁴³ Isı miktarının artması serbest radikallerin hareket kabiliyetini artırır ve reaksiyon kabiliyetini geliştirir.²³⁶ Açığa çıkan yüksek ısının dibenzol germanyumu CQ'a nisbeten daha etkin kılmış olması muhtemeldir.^{213,237}

Nalcaci ve ark.²³⁸ standart QTH, yüksek yoğunlukta hızlı kür sağlayan QTH ve LED ışık cihazları ile hibrit ve mikrohibrit kompozitleri polimerize etmişler ve farklı zaman dilimlerinde (0, 3, 6, 9, 12, 24, 48 ve 72 saat) açığa çıkan artık monomer miktarlarını incelemişlerdir. CQ başlatıcı ajanı içeren kompozitlerde standart QTH ışık kaynakları diğer ışık kaynaklarına göre daha fazla monomer elüsyonuna neden olmuştur. Nalcaci ve ark.²³⁸'in çalışmasında kullandığı standart QTH ışık cihazının (600 mW/cm²) LED ışık kaynağına (400 mW/cm²) göre daha güçlü ışık yoğunluğuna sahipken daha yüksek miktarda monomer açığa çıkarması, ışık yoğunluğu ve gücünün başarılı bir polimerizasyonda tek parametre olarak düşünülmeceğini gösterebilir. Bu çalışmada da CQ içeren kompozit rezinler bazı zaman dilimlerinde QTH ışık cihazı ile daha başarısız olmuştur.

Bu çalışmada en yüksek monomer miktarının ilk 24 saat içerisinde açığa çıktığı tespit edildi. Sideridou ve Achilias¹⁸⁴ çalışmalarında TEGDMA monomer elüsyonunun

yaklaşık 3 günde tamamlandığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da VB kompozit rezinden açığa çıkan TEGDMA monomerinin 1 günde, SDR ve FZ kompozit rezinlerinde ise 3 günde tamamlandığı tespit edildi. SF kompozit rezinde ise 7 gün boyunca TEGDMA elüsyonu izlenmiştir. Bis-EMA monomeri ise SF ve VB kompozit rezinlerde tüm zaman periyotlarında görüldü, diğer kompozitlerde ise genellikle ilk 24 saatte elüsyonun bittiği gözlemlendi. SF kompozit rezinlerde TEGDMA ve Bis-EMA monomer elüsyonunun daha uzun süreye yayılma sebebi içerdiği TEGDMA ve Bis-EMA monomer miktarlarının diğer kompozit rezinlere göre çok daha fazla olmasından kaynaklanabilir. Bu çalışmada ise Bis-GMA ve UDMA monomerleri tüm kompozitlerde her bir zaman periyodunda görüldü.

Bu çalışmada TEGDMA monomerinin ilk 24 saat içerisinde diğer monomere göre daha fazla elüsyona uğradığı görülmektedir. Tanaka ve ark.¹⁸⁷ çalışmasında küçük boyuttaki moleküllerin büyük boyuttaki moleküllere göre önemli miktarda daha fazla elüsyona uğradığını tespit etmişlerdir. Küçük boyuttaki moleküller daha hızlı hareket edebilirler, bundan dolayı büyük moleküllere göre çok daha kısa sürede elüsyona uğrarlar.²³⁹ TEGDMA monomeri, diğer monomere göre çok daha küçük boyutlardadır. Bu çalışmada TEGDMA monomerinin daha hızlı elüsyona uğraması muhtemelen boyutunun küçük olması ve diğer monomere göre daha hareketli olmasından kaynaklanmaktadır. Bis-EMA monomeri ise Bisfenol A tabanlı homolog dizilerinin ortak bir adıdır ve içerisinde birden çok monomeri barındırmaktadır. Yüksek reaktif yapısı ile kısa sürede parçalanır ve küçük boyutta monomer yapıları açığa çıkarır.^{184,240} Bu küçük boyuttaki monomerler de hızlı hareket etme kabiliyetleri ile kısa sürede elüsyona uğrayabilir.

Bu çalışmanın sonuçları ile Geurtsen ve ark.¹⁸⁰'ın bulguları karşılaştırıldığında VB kompozit rezin hariç diğer tüm kompozit rezinlerden açığa çıkan Bis-GMA

monomer miktarları ilk 24 saatte 3T3 (56.38 ppm), HPF (71.76 ppm), HGF (51.25 ppm), HPLF (41 ppm) hücre kültürlerindeki sitotoksite değerlerinin üzerinde bulunmuştur. 24 saatin ardından ise TB kompozit rezin hariç diğer tüm kompozit rezinlerden açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarlarının sitotoksite değerlerinin altında olduğu görülmüştür. 4 mm kalınlıklardaki FBF, SDR, TB ve VB kompozit rezinlerinden açığa çıkan UDMA monomer miktarı 7 gün boyunca 3T3 (47.05 ppm), HGF (61.17 ppm), HPLF (28.23 ppm) hücre kültürlerindeki sitotoksite değerlerinin üzerinde bulunmuştur. 24 saatin ardından ise 2 mm kalınlıktaki kompozit rezinlerden açığa çıkan UDMA monomer miktarlarının sitotoksite değerlerinin altında olduğu görülmüştür. TEGDMA ve Bis-EMA monomerlerinde ise 24 saatten sonra elüsyona uğrayan monomer miktarları sitotoksik seviyeyi aşamamıştır. Bu sonuçlar Bis-GMA, TEGDMA ve Bis-EMA monomerlerinin daha çok ilk 24 saat zaman aralığında sitotoksik olduğunu göstermektedir. UDMA monomeri ise 7 gün boyunca sitotoksitesini devam ettirebilmektedir. Birçok çalışmaya göre monomerlerin sitotoksitesi BisGMA > UDMA > TEGDMA > HEMA şeklinde sıralanabilir.^{80,91-95} UDMA monomerinin sitotoksite eşik değeri Bis-GMA monomerine göre daha yüksek olmasına rağmen, UDMA monomerinin diğer monomere göre sitotoksik eşiği tüm zaman periyotlarında aştığı görülmektedir. Bunun muhtemel sebebi polimerizasyon derinliğini artırmak için, bulk-fill kompozit rezinlerde UDMA monomerinin Bis-GMA monomerine göre çok daha fazla tercih edilmesi olabilir.¹⁷

Örtengren ve ark.²³⁹ yaptıkları çalışmada 6 farklı kompozit rezini su çözeltisinde 5 farklı zaman diliminde (4, 24 saat, 7, 60, 180 gün) bekletmişlerdir. TEGDMA monomerinin Bis-GMA ve UDMA monomerlerine göre daha fazla elüsyona uğradığını belirtmişlerdir. Mazzaoui ve ark.²⁴¹ yaptıkları çalışmada, etanol/su solüsyonunda 4 farklı zaman diliminde (1, 7, 30, 90 gün) beklettikleri 4 farklı kompozit rezinden ve 1

adet cam iyonmer simandan açığa çıkan monomer miktarlarını ölçmüşlerdir. Monomerlerin en fazla 1. gün elüsyona uğradığını ve 90 güne kadar monomer elüsyonunda artışın devam ettiğini tespit etmişlerdir. Bu çalışmada da Örtengren ve ark.²³⁹'ın bulgularına paralel olarak monomerler en fazla ilk gün elüsyona uğramıştır. Ayrıca, TEGDMA monomerinin elüsyonu ilk günde tamamlanmış, Bis-GMA ve UDMA monomerlerinin ise elüsyonunun daha yavaş devam ettiği gözlemlenmiştir.

Sideridou ve Achilias¹⁸⁴ yaptıkları çalışmada 2 farklı kompozit rezini % 75 etanol/su solüsyonunda 6 farklı zaman diliminde (3, 6, 24 saat, 3, 6, 30 gün) bekletmişler ve tüm zaman periyotlarında monomerler tespit etmişlerdir. Ayrıca, bu araştırmacılar 3 gün sonra monomerlerin elüsyonunun büyük ölçüde tamamlandığını ve az da olsa 30 güne kadar monomer elüsyonunun devam ettiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada Bis-GMA ve UDMA monomerlerinin tüm zaman periyotlarında tespit edilmesi Sideridou ve Achilias¹⁸⁴'in çalışmasını desteklese de TEGDMA ve Bis-EMA monomerlerinin genel olarak 24 saat içerisinde elüsyonunun tamamlanması Sideridou ve Achilias¹⁸⁴'in çalışması ile aynı paralellikte değildir.

Polydorou ve ark.¹⁹³ yaptıkları çalışmada 2 farklı hibrit ve akışkan kompozit rezini 4 farklı sürede (0s, 20s, 40s ve 80s) polimerize etmişlerdir. Oda sıcaklığında % 75 etanol solüsyonunda beklettiği kompozit rezinlerden açığa çıkan artık monomer miktarını 3 farklı zamanda (24 saat, 7 ve 28 gün) değerlendirmişlerdir. TEGDMA monomer miktarının zamanla azaldığını, fakat BisGMA monomer miktarının yüksek seviyelerde olduğunu tespit etmişlerdir. Bis-GMA monomerinin yüksek seviyelerde devam edip, TEGDMA monomer miktarının çok daha hızlı azalması bu çalışmanın sonuçlarını desteklemektedir.

Łagocka ve ark.²⁵ yaptıkları çalışmada 4 farklı organik çözücüde beklettikleri SDR kompozit rezinlerinden açığa çıkan TEGDMA monomer miktarlarını

araştırmışlardır. Polimerizasyondan 30 dakika sonra tüm solüsyonlarda TEGDMA monomerine rastlamışlardır. TEGDMA monomeri ilk 24 saat içerisinde distile suya en yüksek geçişini yaparken yaklaşık 3 gün içerisinde bu geçiş sonlanmıştır. % 100 etanolde ise ilk 24 saat içerisinde en yüksek elüsyon olurken yaklaşık 14 günde elüsyon tamamlanmıştır. Bu çalışmada Łagocka ve ark.²⁵³'ün çalışması ile aynı paralellikte SDR kompozit rezinden açığa çıkan TEGDMA monomer miktarı ilk 24 saat içerisinde en yüksek miktarda görülmüş ve tüm zaman periyotlarında TEGDMA monomeri azalarak izlenmiştir.

Bu çalışmada TB kompozit rezinin diğer kompozitlerle kıyaslandığında çok daha fazla Bis-GMA monomeri açığa çıkarttığı görüldü. TB kompozit rezinde yüksek miktarda Bis-GMA monomerinin açığa çıkma sebebi üretici firmanın TB kompozit rezinlerde kullandığı izofil olarak adlandırılan prepolimerin varlığı olabilir.²¹² Bu prepolimerlerdeki reaksiyona uğramamış ve asılı kalan karbon-karbon çift bağları organik çözücüde yüksek miktarda çözünerek TB kompozit rezinden diğer kompozitlere göre daha fazla miktarda Bis-GMA monomeri açığa çıkarmış olması muhtemeldir.⁸⁶ Ayrıca bu kompozit rezinlerin TEGDMA monomeri içermemesi de ayrıca bir sebep olabilir. Çünkü TEGDMA monomeri düşük moleküler ağırlığı, düşük viskozitesi ve yüksek reaktivitesinden dolayı rezin bazlı kompozitlerde Bis-GMA ve UDMA gibi monomerlerin polimere dönüşüm derecesini ve çapraz bağ potansiyelini artırır.^{222 224} Diğer bulk-fill kompozitlere göre daha yüksek viskoziteye sahip olması da serbest radikallerin difüzyonunu sınırlayarak monomerlerin polimere dönüşüm miktarını azaltmış olabilir.^{212,218} Cebe ve ark.¹⁹⁴ ve Alshali ve ark.²³² çalışmalarında da bu çalışma ile paralel olarak Bis-GMA monomer miktarının bulk-fill kompozitler arasında en fazla TB kompozit rezinden elüsyona uğradığını belirtmişlerdir.

Bu çalışmada VB kompozit rezinin diğer kompozitlerle kıyaslandığında daha az Bis-GMA monomeri açığa çıkardığı görüldü. VB kompozit rezinde üretici firmanın stratejisi ışığın daha derin bölgelere ulaşabilmesi için kompozit rezinlerin doldurucu miktarını ve viskozitesini azaltma üzerinedir. Molekül ağırlığı daha az ve daha esnek olan UDMA ve TEGDMA gibi monomerleri Bis-GMA monomeri yerine kullanarak rezinin viskozitesini azaltmayı amaçlamış olmaları muhtemeldir.¹⁷ Alshali ve ark.²³² çalışmasında bu çalışmadan farklı olarak VB ve SDR kompozit rezinlerinde Bis-GMA monomerine rastlamamışlardır. Cebe ve ark.¹⁹⁴ çalışmasında ise bu çalışma ile benzer şekilde SDR kompozit rezinde Bis-GMA monomeri bulunduğunu belirtmektedirler. HPLC analizlerinde ölçülebilecek en düşük konsantrasyon miktarı, belirlenen analiz tayin sınırına göre değişkenlik gösterebilir. Bu çalışmada analiz tayin sınırının Alshali ve ark.²³²'in çalışmasındaki analiz tayin sınırına göre daha düşük değerlerde olması, düşük konsantrasyonlardaki monomerlerin tespit edilebilmesini sağlamış olabilir.²⁴²

Bu çalışmanın sonuçları ile Geurtsen ve ark.¹⁸⁰'in bulguları karşılaştırıldığında, 4 mm kalınlıktaki FBF ve SF kompozit rezinlerinden, 2 ve 4 mm kalınlıktaki TB kompozit rezininden açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarının; 3T3 (56.38 ppm), HGF (51.25 ppm), HPF (71.79 ppm) ve HPLF (41 ppm) hücre kültürlerindeki sitotoksite değerlerinden yüksek olduğu görülmektedir. Ayrıca 4 mm kalınlıktaki FZ kompozitten açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarının HPLF (41 ppm) hücre kültürlerindeki sitotoksite değerini aştığı görülmektedir. Issa ve ark.⁹⁵'in çalışması referans alındığında ise sadece 4 mm kalınlıktaki TB kompozit rezininden açığa çıkan Bis-GMA monomer miktarının HPF (164 ppm) hücre kültürlerinin sitotoksite değerlerinin üzerinde olduğu görülmektedir. Sonuç olarak Bis-GMA monomerinin sitotoksite eşik değeri diğer monomerlere göre çok daha düşük düzeylerde olmasına rağmen⁹⁵, VB ve SDR kompozit rezinlerinin sitotoksik seviyeyi aşmadığı görülmüştür.

Bu çalışmada açığa çıkan TEGDMA monomer miktarı SF kompozit rezinde diğer kompozit rezinlere göre daha yüksek oranda bulundu. Üretici firma yüksek doldurucu içeriğine sahip SF kompozitin uygulama esnasındaki viskozitesini sonik enerji uygulayarak düşürmeyi amaçlamıştır.²²⁰ TEGDMA monomerinin kompozitlerde kullanım amaçlarından birisi ise kompozitin yapısını seyreltmek ve viskozitesini düşürmektir. Üretici firmanın sonik enerji uygulamasının yanında TEGDMA monomerini de tercih ederek SF kompozit rezinin viskozitesinin düşürülmesini amaçlamış olması muhtemeldir.⁷ Cebe ve ark.¹⁹⁴ ve Alshali ve ark.²³² bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlardan farklı olarak, SF kompozitin TEGDMA monomeri içermediğini belirtmişlerdir. Bu farklılığın muhtemel sebebi daha önceki yapılan çalışmalarda firmanın ilk defa piyasaya sunduğu Sonic Fill kompozit rezinin kullanılmış olması olabilir. Biz çalışmamızda ise üretici firmanın yeni piyasaya çıkan ürünü olan Sonic Fill 2 kompozit rezini kullandık.

Bu çalışmada açığa çıkan TEGDMA monomer miktarı FZ kompozit rezinde en düşük miktarda bulunmuştur. Sideridou ve Achilias¹⁸⁴ de bizim çalışmamızın sonuçları ile aynı paralellikte FZ kompozit rezinde TEGDMA monomerini çok düşük seviyelerde bulmuşlardır. Alshali ve ark.²³² birçok bulk-fill ve konvansiyonel kompozitleri karşılaştırdıkları çalışmalarında da en düşük miktarda TEGDMA monomerinin FZ kompozit rezinden açığa çıktığını tespit etmişlerdir. FZ kompozit rezinin monomer kompozisyonunun temel olarak Bis-GMA, UDMA ve Bis-EMA monomerleri üzerine kurulu olması TEGDMA monomerinin daha az açığa çıkmasının muhtemel sebebi olabilir.¹⁸⁴

Bu çalışmada FBF ve TB kompozitlerinde TEGDMA monomeri tespit etmedik. Alshali ve ark.²³² ve Cebe ve ark.¹⁹⁴ de çalışmalarında TEGDMA monomerine rastlamamışlardır. Bu sonuçlar çalışmamızdaki verileri desteklese de Lempel ve ark.²⁴³

çok düşük miktarlarda da olsa FBF kompozit rezinlerinde TEGDMA monomeri bulunduğunu belirtmektedirler. Bu farklılığın sebebi Lempel ve ark.²⁴³'ün çalışmasındaki analiz tayin sınırının bu çalışmadaki analiz tayin sınırına göre daha düşük değerlerde olmasına bağlanabilir.

Bu çalışmanın sonuçları ile Geurtsen ve ark.¹⁸⁰'ün bulguları karşılaştırıldığında, 4 mm kalınlıktaki SF kompozit rezinlerinden açığa çıkan TEGDMA monomer değerlerinin 3T3 (54.4 ppm), HGF (65.85 ppm), HPF (74.44 ppm), HPLF (34.35 ppm) hücre kültürlerindeki sitotoksite değerlerinin üzerinde olduğu görülmektedir. Diğer kompozitlerden (SDR, VB, FZ) ise açığa çıkan TEGDMA monomer miktarının sitotoksite değerlerinin altında olduğu görülmektedir. Issa ve ark.⁹⁵'in çalışması referans alındığında ise tüm kompozitlerden açığa çıkan TEGDMA monomer miktarlarının HPF (509.66 ppm) hücre kültürlerinde sitotoksite değerlerini aşmadığı görülmektedir. Bu sonuçlar göz önüne alındığında SF kompozit rezini 4 mm kür derinliğinde uygulandığında TEGDMA sitotoksitesi açısından risk oluşturabileceği görülmektedir.

Bu çalışmada açığa çıkan UDMA monomer miktarı SDR kompozit rezinde en yüksek düzeyde bulundu. SDR (*Stress decreasing resin* / Stres azaltıcı rezin) kompozit rezini, büzülme streslerini çok düşük düzeylere indirdiği iddiasıyla ilk piyasaya çıkan bulk-fill kompozittir.²²³ Doldurucu içermeyen rezinler üzerinde yapılan çalışmalarda UDMA monomerinin konvansiyonel monomerlere göre büzülme streslerini % 60-70 oranlarında azaltabildiği ifade edilmiştir.²⁴⁴ SDR kompozit rezinlerde kompozitin stres kırıcı özelliğini artırmak için UDMA monomeri diğer kompozitlere göre daha fazla kullanılmış olabilir. Bunun sonucu olarak da UDMA monomer elüsyonunun daha fazla görülmüş olması muhtemeldir.¹⁷

Alshali ve ark.²³² çalışmamızla aynı doğrultuda olarak UDMA monomer miktarının en fazla SDR kompozitten en az da FZ kompozitten açığa çıktığını tespit

etmişlerdir. Yine bu çalışma ile benzer şekilde SF kompozit rezinlerinde UDMA monomerine rastlamamışlardır. Fakat Lempel ve ark.²⁴³ çalışmasında SDR kompozitteki UDMA monomer miktarını bu çalışma ve Alshali ve ark.²³²'nin çalışması ile karşılaştırıldığında yaklaşık 10 kat kadar düşük miktarlarda tespit etmişlerdir. Bu farklılığın muhtemel sebebi SDR kompozit rezinlerin modifiye UDMA monomeri kullanmaları olabilir. Kullanılan modifiye UDMA monomerinin moleküler ağırlığı (849 g/mol) geleneksel UDMA monomeri (470 g/mol) ile karşılaştırıldığında daha fazladır.²¹⁶ Bu da modifiye UDMA monomerinin geleneksel UDMA monomerine göre HPLC cihazındaki alıkonma zamanını geciktirmektedir. Alıkonma zamanı değişen pikin hangi monomere ait olduğunun tespitinde hatalar yapılabilir. Alıkonma zamanı değişen pikin hangi monomere ait olduğu HPLC cihazlarında yer alan dedektörlerle tespit edilebilir. Geleneksel UDMA monomerinin ve modifiye-UDMA monomerinin ışığı absorbe etme yeteneği çalışmada kullanılan HPLC cihazında yer alan DAD dedektörü ile ölçülmüştür. Geleneksel UDMA monomerine göre alıkonma zamanı geciken pikin modifiye-UDMA monomeri olduğu böylece teyit edilerek olası analiz hatalarının önüne geçilmiştir.

Bu çalışmanın sonuçları ile Geurtsen ve ark.¹⁸⁰'ın bulguları karşılaştırıldığında, tüm kalınlıklardaki tüm kompozit rezinlerden açığa çıkan UDMA monomer miktarının 3T3 (47.05 ppm), HGF (61.17 ppm), HPLF (28.23 ppm) hücre kültürlerindeki sitotoksite değerlerinin üzerinde olduğu görülmektedir. Ayrıca 4 mm kalınlıktaki FB, VB, TB kompozit rezinlerinden ve tüm kalınlıklardaki SDR kompozit rezininden açığa çıkan UDMA monomer miktarının HPF (221 ppm) hücre kültürlerindeki sitotoksite değerlerini aştığı görülmektedir. Bu sonuçlar göz önüne alındığında bu çalışmada test edilen tüm kompozit rezinlerin UDMA sitotoksitesi açısından risk oluşturabileceği görülmektedir.

Bu çalışmada Bis-EMA monomeri, Cebe ve ark.¹⁹⁴'nın çalışması ile paralel olarak tüm kompozitlerde tespit edilmiştir. Fakat Alshali ve ark.²³² çalışmasında TB kompozit rezinde Bis-EMA monomerine rastlamamışlardır. Alshali ve ark.²³² çalışmasında en yüksek Bis-EMA monomerinin SDR kompozitte, Cebe ve ark.¹⁹⁴ ise TB kompozit rezinde olduğunu ifade etmişlerdir. Durner ve ark.²⁴⁵ ise gaz kromatografisi ile yaptıkları çalışmada FBF, SF kompozit rezinlerinin SDR ve VB kompozit rezinlere göre daha fazla Bis-EMA monomer açığa çıkarttığını tespit etmişlerdir. Bu çalışmada ise Bis-EMA monomerinin en fazla VB kompozit rezinden elüsyona uğradığı görülmüştür. Bis-EMA monomeri etoksi BPA tabanlı homolog dizilerinin ortak bir adıdır, bundan dolayı Bis-EMA monomeri Bis-GMA, TEGDMA, UDMA monomerleri gibi tek başına bir monomer değildir. Bis-EMA monomerinde etoksilasyon reaksiyonu, etilen oksitlerle (oksiran) gerçekleşir.²⁴⁰ Etilen oksit ise bir oksijen atomuna bağlı iki karbon atomundan oluşan üç üyeli bir alkandır. Bu yüksek zincir yoğunluğundan dolayı, Bis-EMA monomeri diğer monomerlere göre çok daha fazla reaktif olmaktadır.^{184,240} Herbir etoksilasyon ürününün ve yan ürününün analitik olarak ayırt edilmesi gerekmektedir, bu da etoksilasyon reaksiyonunun kontrolünü zorlaştırmaktadır. Bütün bu çalışmalardaki farklılıkların muhtemel sebebi Bis-EMA monomerinin kendine özgü bu reaktif yapısı olabilir.⁶⁷

Bu çalışmanın sonuçları ile Geurtsen ve ark.¹⁸⁰'ın bulguları karşılaştırıldığında, 4 mm kalınlıktaki VB kompozit rezininden açığa çıkan Bis-EMA monomer miktarının HPF hücre kültürlerindeki sitotoksite değerlerinin üzerinde olduğu görülmektedir. Diğer kompozitlerin ise sitotoksite değerlerini aşmadığı görülmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

- 1) Kompozitlerin kalınlığı arttıkça tüm kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarı artmıştır. VB, SDR ve TB kompozitler polimerizasyon derinliğinden daha az etkilenirken; SF kompozit polimerizasyon derinliğinden diğer kompozitlere göre daha fazla etkilenmiştir.
- 2) Termal siklus kompozit rezinlerin monomer elüsyonunu artırmıştır. SDR ve TB kompozit rezinleri termal siklus işleminden daha az etkilenirken, VB ve FZ kompozit rezinleri ise termal siklus işleminden daha fazla etkilenmiştir.
- 3) Işık kaynağı kompozitlerden açığa çıkan monomer miktarını genel olarak etkilememiştir. Sadece ilk 24 saatte, TB kompozitte QTH ışık kaynağı, diğer kompozitlerde ise LED ışık kaynağı daha az monomer açığa çıkarmıştır.
- 4) Monomer elüsyonunun büyük bir kısmı ilk 24 saatte gerçekleşmiştir ve zamanla açığa çıkan monomer miktarı azalmıştır.

Bulgularımız ışığında;

Kompozit viskozitelerinin düşük olmasının polimerizasyon derinliğini artırabileceğini düşünmekteyiz. Yüksek viskoziteye sahip TB kompozitin polimerizasyon derinliğinden daha az etkilenmesinin nedeni içerisinde bulunan ivocerin başlatıcı ajanı olabilir. Bu başlatıcı ajan hakkında daha fazla çalışma yapılması gerekir. UDMA monomerinin kalınlık farkının etkisini azaltabildiği görülmektedir. UDMA monomerinin derin polimerizasyondaki rolü hakkında daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir. Bunlara ek olarak daha homojen ve rijit monomer kompozisyonuna sahip kompozitlerin termal siklustan daha az etkilendiği görülmektedir. Üretici

firmaların daha homojen ve rijit monomerleri esnek monomerlere göre daha fazla monomer kompozisyonunda tercih etmeleri ısısız değişimlerin etkilerini azaltabilir.



KAYNAKLAR

1. Sunnegårdh-Grönberg K, van Dijken JW, Funegård U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *Journal of Dentistry*, 2009,37:673-8.
2. Yap AUJ, Pandya M, Toh WS. Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dental Materials Journal*, 2016,35:503-10.
3. Ferracane J. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 1995,6:302-18.
4. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1994,21:441-52.
5. Antonucci J, Toth E. Extent of polymerization of dental resins by differential scanning calorimetry. *Journal of Dental Research*, 1983,62:121-5.
6. Asmussen E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *European Journal of Oral Sciences*, 1982,90:490-6.
7. Müller H, Olsson S, Söderholm KJ. The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites. *European Journal of Oral Sciences*, 1997,105:362-5.
8. Coelho AJM. Endocrine disruptors and dental materials: health implications associated with their use in Brazil. *Cadernos de Saude Publica*, 2002,18:505-9.

9. Olea N, Pulgar R, Pérez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, et al. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environmental Health Perspectives*, 1996,104:298.
10. Accorinte MdLR, Loguercio AD, Reis A, Muench A, de Araújo VC. Adverse effects of human pulps after direct pulp capping with the different components from a total-etch, three-step adhesive system. *Dental Materials*, 2005,21:599-607.
11. Lee DH, Lim B-S, Lee Y-K, Ahn S-J, Yang H-C. Involvement of oxidative stress in mutagenicity and apoptosis caused by dental resin monomers in cell cultures. *Dental Materials*, 2006,22:1086-92.
12. Michalesco P, Marciano J, Grieve A, Abadie M. An in vivo recording of variations in oral temperature during meals: a pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1995,73:214-8.
13. Sund Levander M, Forsberg C, Wahren LK. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scandinavian Journal of Caring Sciences*, 2002,16:122-8.
14. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 1999,27:89-99.
15. Mair L. Surface permeability and degradation of dental composites resulting from oral temperature changes. *Dental Materials*, 1989,5:247-55.
16. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*, 2005,21:9-20.

17. Bucuta S, Ilie N. Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations*, 2014,18:1991-2000.
18. Clarkson TW, Magos L. The toxicology of mercury and its chemical compounds. *Critical Reviews in Toxicology*, 2006,36:609-62.
19. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Medicina Oral, Patologia Oral, Cirugia Bucal*, 2006,11:E215-20.
20. Heymann HO, Swift Jr EJ, Ritter AV. *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry*. St. Louis, Elsevier Health Sciences, 2014.
21. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in Polymer Science*, 2001,26:535-76.
22. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N. Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry. *Dental Materials*, 2015c,31:711-20.
23. Nisha Garg AG. *Textbook of Operative Dentistry*. New Delhi, Jaypee Bros. Medical Publishers, 2013: 299-307.
24. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *Journal of Dental Research*, 2010,89:549-60.

25. Łagocka R, Jakubowska K, Chlubek D, Buczkowska-Radlińska J. Elution study of unreacted TEGDMA from bulk-fill composite (SDR™ Dentsply) using HPLC. *Advances in Medical Sciences*, 2015,60:191-8.
26. Gorgen VA, Guler C. Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review [Diş Hekimliğinde Artık Monomerler: Bir Literatür Derlemesi]. *Medicine Science*, 2015,4.
27. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 2007,28:3757-85.
28. Bektaş ÖÖ, Siso ŞH, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006,27:117-24.
29. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*, Elsevier Health Sciences, 2012: 162-94.
30. Park Y-J, Chae K-H, Rawls H. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dental Materials*, 1999,15:120-7.
31. Sun G, Chae K. Properties of 2, 3-butanedione and 1-phenyl-1, 2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer*, 2000,41:6205-12.
32. Neumann MG, Miranda WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *Journal of Dentistry*, 2005,33:525-32.

33. Gül P. Kompozit dolgu maddesinden zamanla salınan artık monomer miktarları ve bu monomerlerin tükürük malondialdehit (mda) düzeyi ve bazı antioksidan enzim seviyeleri üzerine etkileri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Erzurum, Türkiye: Atatürk Üniversitesi, 2012.
34. Sherwood IA. *Essentials of Operative Dentistry*, Boydell & Brewer Ltd, 2010: 327-40.
35. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear. *Journal of Dentistry*, 1993,21:74-8.
36. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 2011,56:59-66.
37. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 2004,25:4065-71.
38. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of Dental Research*, 2011,90:402-16.
39. Ünlü N, Çetin AR. Kompozit Rezin Materyallerin İçeriklerindeki Yeni Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 2008,14:156-67.
40. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association*, 1998,129:567-77.

41. Cadenaro M, Marchesi G, Antonioli F, Davidson C, Dorigo EDS, Breschi L. Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dental Materials*, 2009,25:649-54.
42. Sagsoz O, Ilday NO, Karatas O, Cayabatmaz M, Parlak H, Olmez MH, et al. The bond strength of highly filled flowable composites placed in two different configuration factors. *Journal of Conservative Dentistry*, 2016,19:21.
43. Mitchell CA. *Dental Materials in Operative Dentistry*, Quintessence Pub., 2008.
44. Dafar MO, Grol MW, Canham PB, Dixon SJ, Rizkalla AS. Reinforcement of flowable dental composites with titanium dioxide nanotubes. *Dental Materials*, 2016,32:817-26.
45. Wolter H, Storch W, Ott H. New inorganic/organic copolymers (ORMOCER® S) for dental applications. *MRS Proceedings*, 1994,346:143.
46. Tagtekin DA, Yanikoglu FC, Bozkurt FO, Kologlu B, Sur H. Selected characteristics of an Ormocer and a conventional hybrid resin composite. *Dental Materials*, 2004,20:487-97.
47. Yap A, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. *Operative Dentistry-University of Washington*, 2004a,29:269-74.
48. Tilbrook D, Clarke R, Howle N, Braden M. Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials*, 2000,21:1743-53.

49. Eick J, Kostoryz E, Rozzi S, Jacobs D, Oxman J, Chappelow C, et al. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dental Materials*, 2002,18:413-21.
50. Bijelic Donova J, Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. Oxygen inhibition layer of composite resins: effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *European Journal of Oral Sciences*, 2015,123:53-60.
51. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*, 2013,29:139-56.
52. Lempel E, Czibulya Z, Kunsági-Máté S, Szalma J, Sümegi B, Böddi K. Quantification of conversion degree and monomer elution from dental composite using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *Chromatographia*, 2014,77:1137-44.
53. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Correr-Sobrinho L, De Goes MF, Henriques GEP. Monomer conversion at different dental composite depths using six light-curing methods. *Polymer Testing*, 2006,25:282-8.
54. Price RB, Murphy DG, Dérand T. Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence International*, 2000,31.
55. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash H. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *Journal of Dentistry*, 1999,27:235-41.

56. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental Materials*, 2013,29:269-77.
57. Gladwin M, Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials, Theory. *Practice and Cases, Lippincott Williams/Williams* 2009.
58. McCabe JF, Walls AW. *Applied Dental Materials*, John Wiley & Sons, 2013.
59. Anusavice K. Elsevier. *Phillips' Science of Dental Materials*. St. Louis 2003.
60. Mills R, Jandt K, Ashworth S. Restorative Dentistry: Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal*, 1999,186:388-91.
61. Shortall A, Palin W, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *Journal of Dental Research*, 2008,87:84-8.
62. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dentistry in Japan*, 1998,34:49-53.
63. Dunne SM, Millar BJ. Effect of distance from curing light tip to restoration surface on depth of cure of composite resin. *Primary Dental Care*, 2008,15:147-52.
64. Santerre J, Shajii L, Leung B. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2001,12:136-51.

65. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 2006,22:211-22.
66. Yap A, Han V, Soh M, Siow K. Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *Operative Dentistry-University of Washington-*, 2004b,29:448-53.
67. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *Journal of Dentistry*, 1998,26:137-45.
68. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *Journal of Dentistry*, 2000,28:447-52.
69. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *European Journal of Oral Sciences*, 2001,109:282-5.
70. Burtscher P. Stability of radicals in cured composite materials. *Dental Materials*, 1993,9:218-21.
71. Eliades G, Caputo A. The strength of layering technique in visible light-cured composites. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1989,61:31-8.
72. Franz A, König F, Lucas T, Watts DC, Schedle A. Cytotoxic effects of dental bonding substances as a function of degree of conversion. *Dental Materials*, 2009,25:232-9.

73. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light activated resin. *European Journal of Oral Sciences*, 1993,101:62-4.
74. Rueggeberg F, Jordan D. Light tip distance and cure of resin composite. *Journal Dental Research*, 1992,71:188.
75. Caldas D, Almeida J, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti M, Consani S. Influence of curing tip distance on resin composite Knoop hardness number, using three different light curing units. *Operative Dentistry-University of Washington*, 2003,28:315-20.
76. Harris J, Jacobsen P, O'Doherty D. The effect of curing light intensity and test temperature on the dynamic mechanical properties of two polymer composites. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1999,26:635-9.
77. Rueggeberg F, Caughman WF, Curtis J. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative Dentistry*, 1994,19:26-.
78. Emami N, Sjödahl M, Söderholm K-JM. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dental Materials*, 2005,21:721-30.
79. Jaffer F, Finer Y, Santerre J. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials*, 2002,23:1707-19.
80. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *European Journal of Oral Sciences*, 1998,106:687-95.

81. Pelka M, Distler W, Petschelt A. Elution parameters and HPLC-detection of single components from resin composite. *Clinical Oral Investigations*, 1999,3:194-200.
82. Shajii L, Santerre JP. Effect of filler content on the profile of released biodegradation products in micro-filled Bis-GMA/TEGDMA dental composite resins. *Biomaterials*, 1999,20:1897-908.
83. Koin P, Kilislioglu A, Zhou M, Drummond J, Hanley L. Analysis of the degradation of a model dental composite. *Journal of Dental Research*, 2008,87:661-5.
84. Lin BA, Jaffer F, Duff MD, Tang YW, Santerre JP. Identifying enzyme activities within human saliva which are relevant to dental resin composite biodegradation. *Biomaterials*, 2005,26:4259-64.
85. Khalichi P, Singh J, Cvitkovitch DG, Santerre JP. The influence of triethylene glycol derived from dental composite resins on the regulation of *Streptococcus mutans* gene expression. *Biomaterials*, 2009,30:452-9.
86. Manojlovic D, Radisic M, Vasiljevic T, Zivkovic S, Lausevic M, Miletic V. Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *Dental Materials*, 2011,27:371-8.
87. Finer Y, Santerre J. The influence of resin chemistry on a dental composite's biodegradation. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2004,69:233-46.

88. Marquardt W, Seiss M, Hickel R, Reichl FX. Volatile methacrylates in dental practices. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2009,11.
89. Reichl F, Seiss M, Kleinsasser N, Kehe K, Kunzelmann K, Thomas P, et al. Distribution and excretion of BisGMA in guinea pigs. *Journal of Dental Research*, 2008,87:378-80.
90. Gerzina T, Hume W. Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. *Journal of Dentistry*, 1996,24:125-8.
91. Hanks C, Strawn S, Watahai J, Craig R. Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *Journal of Dental Research*, 1991,70:1450-5.
92. Schweikl H, Schmalz G, Spruss T. The induction of micronuclei in vitro by unpolymerized resin monomers. *Journal of Dental Research*, 2001,80:1615-20.
93. Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks C, Dennison J. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *Journal of Dental Research*, 1995,74:1602-6.
94. Becher R, Kopperud HM, Al RH, Samuelsen JT, Morisbak E, Dahlman HJ, et al. Pattern of cell death after in vitro exposure to GDMA, TEGDMA, HEMA and two compomer extracts. *Dental Materials*, 2006,22:630-40.
95. Issa Y, Watts D, Brunton P, Waters C, Duxbury A. Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro. *Dental Materials*, 2004,20:12-20.

96. Bouillaguet S, Virgillito M, Wataha J, Ciucchi B, Holz J. The influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems, in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1998,25:45-51.
97. Schmalz G. The biocompatibility of non- amalgam dental filling materials. *European Journal of Oral Sciences*, 1998,106:696-706.
98. Potter DW, Tran T-B. Rates of ethyl acrylate binding to glutathione and protein. *Toxicology Letters*, 1992,62:275-85.
99. Custodio J, Palmeira C, Moreno A, Wallace K. Acrylic acid induces the glutathione-Independent mitochondrial permeability transition in vitro. *Toxicological Sciences*, 1998,43:19-27.
100. Fontaine S, Hoyer PB, Halpert J, Sipes I. Role of induction of specific hepatic cytochrome P450 isoforms in epoxidation of 4-vinylcyclohexene. *Drug Metabolism and Disposition*, 2001,29:1236-42.
101. Andersen MR, Farin FM, Omiecinski CJ. Quantification of multiple human cytochrome P450 mRNA molecules using competitive reverse transcriptase-PCR. *DNA and Cell Biology*, 1998,17:231-8.
102. Born SL, Caudill D, Smith BJ, Lehman-McKeeman LD. In vitro kinetics of coumarin 3, 4-epoxidation: application to species differences in toxicity and carcinogenicity. *Toxicological Sciences*, 2000,58:23-31.
103. Seiss M, Nitz S, Kleinsasser N, Buters JT, Behrendt H, Hickel R, et al. Identification of 2, 3-epoxymethacrylic acid as an intermediate in the metabolism of dental materials in human liver microsomes. *Dental Materials*, 2007,23:9-16.

104. Reichl F-X, Seiss M, Buters J, Behrendt H, Hickel R, Durner J. Expression of CYP450-2E1 and formation of 2, 3-epoxymethacrylic acid (2, 3-EMA) in human oral cells exposed to dental materials. *Dental Materials*, 2010,26:1151-6.
105. Koivisto P, Peltonen K. N7-guanine adducts of the epoxy metabolites of 1, 3-butadiene in mice lung. *Chemico-Biological Interactions*, 2001,135:363-72.
106. Kubinski H, Gutzke G, Kubinski Z. DNA-cell-binding (DCB) assay for suspected carcinogens and mut agens. *Mutation Research/Genetic Toxicology*, 1981,89:95-136.
107. Kleinsasser NH, Wallner BC, Harréus UA, Kleinjung T, Folwaczny M, Hickel R, et al. Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *Journal of Dentistry*, 2004,32:229-34.
108. Eckhardt A, Gerstmayr N, Hiller K-A, Bolay C, Waha C, Spagnuolo G, et al. TEGDMA-induced oxidative DNA damage and activation of ATM and MAP kinases. *Biomaterials*, 2009,30:2006-14.
109. Poplawski T, Pawlowska E, Wisniewska-Jarosinska M, Ksiazek D, Wozniak K, Szczepanska J, et al. Cytotoxicity and genotoxicity of glycidyl methacrylate. *Chemico-Biological Interactions*, 2009,180:69-78.
110. Geurtsen W, Leyhausen G. Concise review biomaterials & bioengineering: chemical-biological interactions of the resin monomer triethyleneglycol-dimethacrylate (TEGDMA). *Journal of Dental Research*, 2001,80:2046-50.

111. Gerzina T, Hume W. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1994,21:463-8.
112. Hume W, Gerzina T. Bioavailability of components of resin-based materials which are applied to teeth. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 1996,7:172-9.
113. Goon AT, Isaksson M, Zimerson E, Goh CL, Bruze M. Contact allergy to (meth)acrylates in the dental series in southern Sweden: simultaneous positive patch test reaction patterns and possible screening allergens. *Contact Dermatitis*, 2006,55:219-26.
114. Alanko K, Susitaival P, Jolanki R, Kanerva L. Occupational skin diseases among dental nurses. *Contact Dermatitis*, 2004,50:77-82.
115. Lefeuvre M, Amjaad W, Goldberg M, Stanislawski L. TEGDMA induces mitochondrial damage and oxidative stress in human gingival fibroblasts. *Biomaterials*, 2005,26:5130-7.
116. Janke V, Von Neuhoff N, Schlegelberger B, Leyhausen G, Geurtsen W. TEGDMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts. *Journal of Dental Research*, 2003,82:814-8.
117. Nocca G, De Palma F, Minucci A, De Sole P, Martorana G, Callà C, et al. Alterations of energy metabolism and glutathione levels of HL-60 cells induced by methacrylates present in composite resins. *Journal of Dentistry*, 2007,35:187-94.

118. Engelmann J, Leyhausen G, Leibfritz D, Geurtsen W. Metabolic effects of dental resin components in vitro detected by NMR spectroscopy. *Journal of Dental Research*, 2001,80:869-75.
119. Emmler J, Seiss M, Kreppel H, Reichl FX, Hickel R, Kehe K. Cytotoxicity of the dental composite component TEGDMA and selected metabolic by-products in human pulmonary cells. *Dental Materials*, 2008,24:1670-5.
120. Kehe K, Reichl F, Durner J, Walther U, Hickel R, Forth W. Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells. *Biomaterials*, 2001,22:317-22.
121. Hansel C, Leyhausen G, Mai U, Geurtsen W. Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *Journal of Dental Research*, 1998,77:60-7.
122. Kawai K, Tsuchitani Y. Effects of resin composite components on glucosyltransferase of cariogenic bacterium. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2000,51:123-7.
123. Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, Rivas A, Pazos P, Pedraza V, et al. Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environmental Health Perspectives*, 2000,108:21.
124. Von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre- loading and thermocycling. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2006,33:682-9.

125. Steinmetz R, Brown NG, Allen DL, Bigsby RM, Ben-Jonathan N. The Environmental Estrogen Bisphenol A Stimulates Prolactin Release in Vitro and in Vivo 1. *Endocrinology*, 1997,138:1780-6.
126. Hugo ER, Brandebourg TD, Woo JG, Loftus J, Alexander JW, Ben-Jonathan N. Bisphenol A at environmentally relevant doses inhibits adiponectin release from human adipose tissue explants and adipocytes. *Environmental Health Perspectives*, 2008,116:1642.
127. Masuno H, Kidani T, Sekiya K, Sakayama K, Shiosaka T, Yamamoto H, et al. Bisphenol A in combination with insulin can accelerate the conversion of 3T3-L1 fibroblasts to adipocytes. *Journal of Lipid Research*, 2002,43:676-84.
128. Carwile JL, Michels KB. Urinary bisphenol A and obesity: NHANES 2003–2006. *Environmental Research*, 2011,111:825-30.
129. Alonso-Magdalena P, Quesada I, Nadal A. Endocrine disruptors in the etiology of type 2 diabetes mellitus. *Nature Reviews Endocrinology*, 2011,7:346-53.
130. Alonso-Magdalena P, Laribi O, Ropero AB, Fuentes E, Ripoll C, Soria B, et al. Low doses of bisphenol A and diethylstilbestrol impair Ca²⁺ signals in pancreatic α -cells through a nonclassical membrane estrogen receptor within intact islets of Langerhans. *Environmental Health Perspectives*, 2005:969-77.
131. Ashby J, Tinwell H. Uterotrophic activity of bisphenol A in the immature rat. *Environmental Health Perspectives*, 1998,106:719.

132. Colerangle JB, Roy D. Profound effects of the weak environmental estrogen-like chemical bisphenol A on the growth of the mammary gland of Noble rats. *The Journal of Steroid Biochemistry and Molecular Biology*, 1997,60:153-60.
133. Sugiura-Ogasawara M, Ozaki Y, Sonta S-i, Makino T, Suzumori K. Exposure to bisphenol A is associated with recurrent miscarriage. *Human Reproduction*, 2005,20:2325-9.
134. Yamada H, Furuta I, Kato EH, Kataoka S, Usuki Y, Kobashi G, et al. Maternal serum and amniotic fluid bisphenol A concentrations in the early second trimester. *Reproductive Toxicology*, 2002,16:735-9.
135. Moriyama K, Tagami T, Akamizu T, Usui T, Saijo M, Kanamoto N, et al. Thyroid hormone action is disrupted by bisphenol A as an antagonist. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 2002,87:5185-90.
136. Chevrier J, Gunier RB, Bradman A, Holland NT, Calafat AM, Eskenazi B, et al. Maternal urinary bisphenol a during pregnancy and maternal and neonatal thyroid function in the Chamacos study. *Environmental Health Perspectives*, 2013,121:138.
137. Reichl F-X, Durner J, Kehe K, Manhart J, Folwaczny M, Kleinsasser N, et al. Toxicokinetic of HEMA in guinea pigs. *Journal Of Dentistry*, 2002,30:353-8.
138. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 2005,84:118-32.

139. Teti G, Mazzotti G, Zago M, Ortolani M, Breschi L, Pelotti S, et al. HEMA down- regulates procollagen $\alpha 1$ type I in human gingival fibroblasts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2009,90:256-62.
140. Reichl F-X, Seiss M, Marquardt W, Kleinsasser N, Schweikl H, Kehe K, et al. Toxicity potentiation by H₂O₂ with components of dental restorative materials on human oral cells. *Archives of Toxicology*, 2008,82:21-8.
141. Volk J, Engelmann J, Leyhausen G, Geurtsen W. Effects of three resin monomers on the cellular glutathione concentration of cultured human gingival fibroblasts. *Dental Materials*, 2006,22:499-505.
142. Noda M, Wataha J, Lewis J, Kaga M, Lockwood P, Messer RL, et al. Dental adhesive compounds alter glutathione levels but not glutathione redox balance in human THP- 1 monocytic cells. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2005,73:308-14.
143. Katsuno K, Manabe A, Kurihara A, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S, et al. The adverse effect of commercial dentine-bonding systems on the skin of guinea pigs. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1998,25:180-4.
144. Chang H-H, Chang M-C, Lin L-D, Lee J-J, Wang T-M, Huang C-H, et al. The mechanisms of cytotoxicity of urethane dimethacrylate to Chinese hamster ovary cells. *Biomaterials*, 2010,31:6917-25.
145. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther U, et al. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *Journal of Dentistry*, 2005,33:49-55.

146. About I, Camps J, Mitsiadis TA, Bottero MJ, Butler W, Franquin JC. Influence of resinous monomers on the differentiation in vitro of human pulp cells into odontoblasts. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2002,63:418-23.
147. Nocca G, Martorana GE, De Sole P, De Palma F, Callà C, Corsale P, et al. Effects of 1, 4- butanediol dimethacrylate and urethane dimethacrylate on HL- 60 cell metabolism. *European Journal of Oral Sciences*, 2009,117:175-81.
148. Rakich DR, Wataha JC, Lefebvre CA, Weller RN. Effect of dentin bonding agents on the secretion of inflammatory mediators from macrophages. *Journal of Endodontics*, 1999,25:114-7.
149. Caughman WF, Rueggeberg F. Shedding new light on composite polymerization. *Operative Dentistry*, 2002,27:636-8.
150. Kanca 3rd J, Suh BI. Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *American Journal of Dentistry*, 1999,12:107-12.
151. Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *European Journal of Oral Sciences*, 1991,99:440-4.
152. Goracci G, Mori G, de'Martinis LC. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. *Quintessence International*, 1996,27.
153. Christensen GJ. Curing restorative resin: a significant controversy. *The Journal of the American Dental Association*, 2000,131:1067-9.

154. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *Journal-Canadian Dental Association*, 1999,65:447-52.
155. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *Journal-Canadian Dental Association*, 2003,69:666-.
156. Göpferich A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials*, 1996,17:103-14.
157. Lee S-Y, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluid simulating food and saliva. *Dental Materials*, 1995,11:348-53.
158. Levine MJ. Salivary macromolecules. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1993,694:11-6.
159. Kalachandra S, Turner D. Water sorption of polymethacrylate networks: Bis- GMA/TEGDM copolymers. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1987,21:329-38.
160. Sideridou I, Achilias DS, Spyroudi C, Karabela M. Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. *Biomaterials*, 2004,25:367-76.
161. Hermes C, Wall B, McEntire J. Dimensional stability of dental restorative materials and cements over four years. *General Dentistry*, 2002,51:518-23.
162. Ferracane J, Berge H, Condon J. In vitro aging of dental composites in water— effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1998,42:465-72.

163. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *American Journal of Dentistry*, 1998,11:118-22.
164. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research*, 2000,79:1385-91.
165. Karaman T. Termal Siklus ve Baski Kuvvetine Maruz Birakilan Galvano Kronlarda Marjinal Bölge Uyumunun (Stereomikroskop) ve Marjinal Bölge Yüzey Özelliklerinin (Sem'de) İncelenmesi.Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Diyarbakır: Dicle Üniversitesi, 2013.
166. Brown W, Jacobs H, Thompson R. Thermal fatigue in teeth. *Journal of Dental Research*, 1972,51:461-7.
167. Adamovics JA. *Chromatographic Analysis of Pharmaceuticals*. 74, CRC Press, 1996.
168. Aközlü A. Kayseri ve Civarında Geleneksel Yollarla Üretilen Pekmezlerdeki Hidroksi Metil Furfural Miktarlarının Yüksek Performanslı Sıvı Kromatografisi ile Tayini.Analitik Kimya Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Kayseri, Türkiye: Erciyes Üniversitesi, 2012.
169. Pryde S, Gilbert MT. *Applications of High Performance Liquid Chromatography*, Springer Science & Business Media, 1979: 31.
170. Karger BL. HPLC: Early and Recent Perspectives. *Journal of Chemical Education*, 1997,74:45.

171. Krstulovic AM, Brown PR. *Reversed-Phase High-Performance Liquid Chromatography: Theory, Practice, and Biomedical Applications*, Wiley, 1982.
172. Hanai T. *HPLC: a Practical Guide*. 6, Royal Society of Chemistry, 1999.
173. Tomruk E. Yüksek performanslı sıvı kromatografisi için hidrofilik destek materyali sentezi ve kromatografik karakterizasyonu. Kimya Mühendisliği Anabilim Dalı. Yüksek Lisans Tezi, Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2005.
174. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2002,133:1387-98.
175. Kim M, Park S. Comparison of premolar cuspal deflection in bulk or in incremental composite restoration methods. *Operative Dentistry*, 2011,36:326-34.
176. Scott A, Egner W, Gawkrödger D, Hatton P, Sherriff M, Van Noort R, et al. The national survey of adverse reactions to dental materials in the UK: a preliminary study by the UK Adverse Reactions Reporting Project. *British Dental Journal*, 2004,196:471-7.
177. Moraes RR, Garcia JW, Barros MD, Lewis SH, Pfeifer CS, Liu J, et al. Control of polymerization shrinkage and stress in nanogel-modified monomer and composite materials. *Dental Materials*, 2011,27:509-19.
178. Shortall A, Wilson H, Harrington E. Depth of cure of radiation- activated composite restoratives Influence of shade and opacity. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1995,22:337-42.

179. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence International*, 1986,17:103-11.
180. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1998,41:474-80.
181. Zhou M, Drummond JL, Hanley L. Barium and strontium leaching from aged glass particle/resin matrix dental composites. *Dental Materials*, 2005,21:145-55.
182. Ferracane J, Mitchem J, Condon J, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *Journal of Dental Research*, 1997,76:1508-16.
183. Larsen Ib, Munksgaard Eg. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *European Journal of Oral Sciences*, 1991,99:254-61.
184. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis- GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis- EMA from light cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2005,74:617-26.
185. Stefova M, Ivanova V, Muratovska I. Identification and Quantification of Bis-GMA and Teg-DMA Released from Dental Materials by HPLC. *Journal of Liquid Chromatography & Related Technologies*, 2005,28:289-95.
186. Uzunova Y, Lukanov L, Filipov I, Vladimirov S. High-performance liquid chromatographic determination of unreacted monomers and other residues

- contained in dental composites. *Journal of Biochemical and Biophysical Methods*, 2008,70:883-8.
187. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible light cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1991,18:353-62.
188. Spahl W, Budzikiewicz H. Qualitative analysis of dental resin composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *Fresenius' Journal of Analytical Chemistry*, 1994,350:684-91.
189. Danesh G, Hellak T, Reinhardt K-J, Végh A, Schäfer E, Lippold C. Elution characteristics of residual monomers in different light-and auto-curing resins. *Experimental and Toxicologic Pathology*, 2012,64:867-72.
190. Hsu WY, Wang VS, Lai CC, Tsai FJ. Simultaneous determination of components released from dental composite resins in human saliva by liquid chromatography/multiple stage ion trap mass spectrometry. *Electrophoresis*, 2012,33:719-25.
191. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European Journal of Oral Sciences*, 2000,108:341-5.
192. FDA FDA. Recommendations for chemistry data for indirect food additive petitions. *Chemistry Review Branch, Office of Premarket Approval, Center for Food Safety & Applied Nutrition: Washington, DC*, 1995.

193. Polydorou O, Trittler R, Hellwig E, Kümmerer K. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. *Dental Materials*, 2007,23:1535-41.
194. Cebe MA, Cebe F, Cengiz MF, Cetin AR, Arpag OF, Ozturk B. Elution of monomer from different bulk fill dental composite resins. *Dental Materials*, 2015,31:e141-e9.
195. ISO. Dentistry -- Testing of adhesion to tooth structure. 2015.
196. Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory- processed composite resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001,28:703-7.
197. Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, et al. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dental Materials*, 2002,18:269-75.
198. Tokay U, Koyuturk AE, Aksoy A, Ozmen B. Do the monomers release from the composite resins after artificial aging? *Microscopy Research and Technique*, 2015,78:255-9.
199. Tabatabaei MH, Sadrai S, Bassir SH, Veisy N, Dehghan S. Effect of food stimulated liquids and thermocycling on the monomer elution from a nanofilled composite. *The Open Dentistry Journal*, 2013,7:62.
200. Ferracane J, Condon J. Rate of elution of leachable components from composite. *Dental Materials*, 1990,6:282-7.

201. Tarle Z, Meniga A, Knežević A, Šutalo J, Ristić M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002,29:662-7.
202. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, 2003,24:1787-95.
203. Filipov IA, Vladimirov SB. Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation. *Brazilian Dental Journal*, 2006,17:34-8.
204. Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, Hahn P. Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. *Clinical Oral Investigations*, 2008,12:45-51.
205. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2002,29:1165-73.
206. El-Safty S, Silikas N, Watts D. Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 2012,28:928-35.
207. Finan L, Palin WM, Moskwa N, McGinley EL, Fleming GJ. The influence of irradiation potential on the degree of conversion and mechanical properties of two bulk-fill flowable RBC base materials. *Dental Materials*, 2013,29:906-12.

208. Tabatabaei M, Arami S, Zandi S, Bassir S. Evaluation of Bis-GMA/TEGDMA monomers leaching from a hybrid dental composite resin. *Minerva Stomatologica*, 2011,60:159-65.
209. Ak AT, Alpoz AR, Bayraktar O, Ertugrul F. Monomer release from resin based dental materials cured with LED and halogen lights. *European Journal of Dentistry*, 2010,4:e40.
210. Kopperud HM, Johnsen GF, Lamolle S, Kleven IS, Wellendorf H, Haugen HJ. Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dental Materials*, 2013,29:824-34.
211. Manojlovic D, Radisic M, Lausevic M, Zivkovic S, Miletic V. Mathematical modeling of cross- linking monomer elution from resin- based dental composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2013,101:61-7.
212. Ivoclar V. Tetric EvoCeram Bulk Fill Scientific Documentation. 2014.
213. Moszner N, Fischer UK, Ganster B, Liska R, Rheinberger V. Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials*, 2008,24:901-7.
214. Fujita K, Ikemi T, Nishiyama N. Effects of particle size of silica filler on polymerization conversion in a light-curing resin composite. *Dental Materials*, 2011,27:1079-85.

215. Michelsen VB, Moe G, Strøm MB, Jensen E, Lygre H. Quantitative analysis of TEGDMA and HEMA eluted into saliva from two dental composites by use of GC/MS and tailor-made internal standards. *Dental Materials*, 2008,24:724-31.
216. Dentsply.
<http://dentsply.com.tr/%C3%BCr%C3%BCnler/restoratif/kompozitler/sdr%E2%84%A2-0>. 26 Şubat 2017.
217. Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L. Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk fill composites. *Odontology*, 2015:1-7.
218. Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Davidson C, Vanherle G. Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *Journal of Dental Research*, 1982,61:791-6.
219. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dental Materials Journal*, 2007,26:38-44.
220. Kerr. Portfolio of Scientific Research. Swiss2011. p. 22 s.
221. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dental Materials*, 2003,19:584-8.
222. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 2002,23:1819-29.

223. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials*, 2011,27:348-55.
224. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. *Journal of Dentistry*, 2015d,43:209-18.
225. Tarumi H, Imazato S, Ehara A, Kato S, Ebi N, Ebisu S. Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA. *Dental Materials*, 1999,15:238-42.
226. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dental Materials*, 2015,31:1207-13.
227. Marigo L, Spagnuolo G, Malara F, Martorana GE, Cordaro M, Lupi A, et al. Relation between conversion degree and cytotoxicity of a flowable bulk-fill and three conventional flowable resin-composites. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, 2015,19:4469-80.
228. Santerre J, Shajii L, Tsang H. Biodegradation of commercial dental composites by cholesterol esterase. *Journal of Dental Research*, 1999,78:1459-68.
229. Lovell LG, Berchtold KA, Elliott JE, Lu H, Bowman CN. Understanding the kinetics and network formation of dimethacrylate dental resins. *Polymers for Advanced Technologies*, 2001,12:335-45.

230. Elliott J, Lovell L, Bowman C. Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dental Materials*, 2001,17:221-9.
231. Achilias DS, Karabela MM, Sideridou ID. Thermal degradation of light-cured dimethacrylate resins: Part I. Isoconversional kinetic analysis. *Thermochimica Acta*, 2008,472:74-83.
232. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N. Analysis of long-term monomer elution from bulk-fill and conventional resin-composites using high performance liquid chromatography. *Dental Materials*, 2015b,31:1587-98.
233. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*, 1998,14:51-6.
234. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clinical Oral Investigations*, 2013,17:227-35.
235. Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U, et al. Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental Materials*, 2015,31:293-301.
236. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Effect of temperature on post-cure polymerization of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, 2014,42:1255-60.

237. Trujillo M, Newman SM, Stansbury JW. Use of near-IR to monitor the influence of external heating on dental composite photopolymerization. *Dental Materials*, 2004,20:766-77.
238. Nalcaci A, Ulusoy N, Atakol O. Time-based elution of TEGDMA and BisGMA from resin composite cured with LED, QTH and high-intensity QTH lights. *Operative Dentistry*, 2006,31:197-203.
239. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter I. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of Oral Rehabilitation*, 2001,28:1106-15.
240. Smith MB, March J. *March's Advanced Organic Chemistry: Reactions, Mechanisms, and Structure*, John Wiley & Sons, 2007.
241. Mazzaoui S, Burrow M, Tyas M, Rooney F, Capon R. Long term quantification of the release of monomers from dental resin composites and a resin modified glass ionomer cement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2002,63:299-305.
242. Ertaş ÖS, Kayali A. Analitik Yöntem Geçerliliğine Genel Bir Bakış. *Ankara Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Dergisi*, 2005,57:41-57.
243. Lempel E, Czibulya Z, Kovács B, Szalma J, Tóth Á, Kunsági-Máté S, et al. Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk Fill Composites. *International Journal of Molecular Sciences*, 2016,17:732.
244. Jin X, Bertrand S, Hammesfahr P. New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *Journal of Dental Research*, 2009,88:1651.

245. Durner J, Schrickel K, Watts DC, Ilie N. Determination of homologous distributions of bisEMA dimethacrylates in bulk-fill resin-composites by GC-MS. *Dental Materials*, 2015,31:473-80.



EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	: Ömer HATİPOĞLU
Doğum Tarihi	: 1/1/1987
Doğum Yeri	: KAYSERİ
Uyruğu	: TC
Adres	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 53100, Rize
Tel	: 0464 222 00 00
E-mail	: omerhpt@gmail.com
Eğitim	
Lise	: Nuh Mehmet Baldöktü Anadolu Lisesi (2005)
Lisans	: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2005-2012)
Uzmanlık	: Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2013-2017)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	