

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI RENKLERDEKİ
KOMPOMERLERİN POLİMERİZASYONU
SONRASINDA AÇIĞA ÇIKAN ARTIK
MONOMER MİKTARININ İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Veli Alper GÖRGEN

İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ ve SELÇUK
ÜNİVERSİTESİ PEDODONTİ ANABİLİM DALI
ORTAK DOKTORA PROGRAMI

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Çiğdem GÜLER

MALATYA-2014

T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI RENKLERDEKİ
KOMPOMERLERİN POLİMERİZASYONU
SONRASINDA AÇIĞA ÇIKAN ARTIK
MONOMER MİKTARININ İNCELENMESİ

Veli Alper GÖRGEN

Danışman Öğretim Üyesi: Yrd. Doç. Dr. Çiğdem
GÜLER

Ortak Tez Danışman Öğretim Üyesi: Yrd. Doç.Dr.
Murat Selim BOTSALI

Bu Araştırma İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından 2013/89 Proje Numarası ile Desteklenmiştir.

MALATYA-2014

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne

Bu çalışma jürimiz tarafından Pedodonti Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Taşkın GÜRBÜZ
Atatürk Üniversitesi

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Çiğdem GÜLER
Ordu Üniversitesi

Üye

Prof. Dr. Sıddık MALKOÇ
İnönü Üniversitesi

Üye

Yrd. Doç. Dr. Esra KIZILCI
İnönü Üniversitesi

Üye:

Yrd. Doç. Dr. Gülsüm DURUK
İnönü Üniversitesi

ONAY :

Bu tez, İnönü Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu/...../ 20.... tarih ve 20.....sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Yusuf TÜRKÖZ
Enstitü Müdür V.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca bana her konuda yardımlarını esirgemeyen ve tüm tecrübelerini paylaşan değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Çiğdem GÜLER'e,

Tez çalışmam süresince desteğini esirgemeyen ortak tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Murat Selim BOTSALI'ya,

Çalışmamın deney düzeneğinin hazırlanmasında çok büyük katkıları olan Sayın Prof. Dr. Sibel YILDIRIM ve Sayın Doç. Dr. Gül Tosun'a

Kimyasal analizlerin yapılmasında ve değerlendirilmesinde bana yardımcı olan Doç. Dr. Selim ERDOĞAN'a ve laboratuvar çalışmasını titizlikle yapan Sayın Kimyager Yılmaz UĞUR'a,

İstatistik analizlerin yapılmasında ve yorumlamasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Cemil ÇOLAK'a,

Tez çalışmama olan katkısından dolayı Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Aynı mesaiyi paylaştığım çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman yanımda olan ve beni destekleyen eşime ve aileme,

Teşekkür ederim.

ÖZET

Bu in vitro çalışmanın amacı, üç farklı renkteki kompomerin polimerizasyonu sonrası reaksiyona girmemiş artık monomer salım miktarlarının on bir farklı zaman periyodunda (10. dakika, 1. saat, 3. saat, 12. saat, 1. gün, 3. gün, 7. gün, 11. gün, 14. gün, 21. gün ve 30. gün) belirlenmesi ve renklerin polimerizasyon üzerine etkisinin incelenmesidir.

Bu amaçla üç çalışma grubu oluşturulmuştur: Grup 1; geleneksel diş rengindeki kompomer Dyract XP'nin (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) A2 rengi, Grup 2; renkli kompomer Twinky Star'ın (VOCO, Cuxhaven, Almanya) pembe rengi ve Grup 3; Twinky Star'ın mavi rengi. Her grup için standart teflon kalıplar kullanılarak örnekler hazırlanmış (n=10) ve kompomerler üretici firmanın önerileri doğrultusunda bir LED ışık kaynağı kullanılarak polimerize edilmiştir. Her bir zaman periyodunda reaksiyona girmemiş artık monomer salım miktarları (HEMA, BIS-GMA, TEGDMA, UDMA ve toplam artık monomer) yüksek basınçlı likit kromatografisi (HPLC) kullanılarak tespit edilmiştir. Tüm veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Tüm gruplarda zaman periyodu arttıkça artık monomer salım miktarları da artmıştır. Kompomerlerden en çok salınan artık monomerin BIS-GMA, en az salınan artık monomerin ise HEMA olduğu tespit edilmiştir. 30 günlük zaman periyodunda BIS-GMA, UDMA ve toplam artık monomer salımı en çok Grup 3 ve en az Grup 1'de, HEMA salımı ise en çok Grup 1 ve en az Grup 3'de tespit edilmiştir. TEGDMA salımı en çok Grup 3'de belirlenirken, Grup 1'de hiç olmamıştır.

Sonuç olarak, kompomerlerde renk faktörünün artık monomer salımı üzerinde etkili olduğu tespit edilmiştir. A2 renk kompomer, pembe ve mavi renk kompomerlere oranla daha az toplam artık monomer salımı göstermiştir. Bu nedenle renkli kompomerlerden polimerizasyon sonrası artık monomer salım miktarının azaltılabilmesi için polimerizasyonun güçlendirilmesine yönelik ilave önlemler alınmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Artık monomer, kompomer, renk, yüksek basınçlı likit kromatografisi (HPLC)

ABSTRACT
THE EVALUATION OF RESIDUAL MONOMER RELEASED AFTER
POLIMERISATION OF DIFFERENT SHADE COMPOMERS

The aim of this in vitro study is to evaluate released monomer after polymerisation of three different colored compomers at eleven different polymerisation time (10. minute, 1. hour, 3. hour, 12. hour, 1. day, 3. day, 7. day, 11. day, 14. day, 21. day and 30. day) and investigate effect of different colors on polymerisation.

For this purpose, three experimental groups were formed: Group 1; A2 sahe of Dyract XP which conventional tooth colored compomer, Group 2; pink shade of Twinky Star which colored compomer and Group 3; blue shade of Twinky Star. For each group, there was prepared samples using standart clyndirical teflon molds (n=10) and the compomers curing using a LED light source in accordance with the manufacturer's recommendations. In each time period, amount of residual monomers (HEMA, BIS-GMA, TEGDMA, UDMA and total residual monomer) were determined with high performed liquid cromathography (HPLC). All data were analyzed statistically.

In all groups, amount of residual monomers increased when the time periods increasing. The most released residual monomer from compomers is BIS-GMA while at least HEMA. For 30 days time period, BIS-GMA, UDMA and total residual monomer releasing were determined at most Group 3 and at least Group 1, HEMA releasing was determined at most Group 1 and at least Group 3. TEGDMA releasing was determined at most Group 3, while there was no releasing at Group 1.

As a result, there was determined color factor's effective on residual monomer releasing at compomers. A2 shade compomer exhibited less total residual monomer releasing than pink and blue shade compomers. Therefore additional precautions for improving of polymerization should be taken for reducing residual monomers after polymerization from colored compomers.

Key Words: Residual monomer, compomer, shade, high performed liquid cromathography (HPLC)

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
TABLolar DİZİNİ	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kompomerler	3
2.1.2. Kompomerlerin Bağlanma Mekanizması	4
2.1.3. Kompomerlerden Flor Salımı	4
2.1.4. Kompomerlerin Endikasyonları	5
2.1.5. Kompomerlerin Avantaj ve Dezavantajları	5
2.2. Polimer ve Polimerizasyon	6
2.2.1. Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyon Mekanizmaları	8
2.3. Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Materyalleri... 10	
2.3.1. Kuartz Tungsten Halojen (QTH)	10
2.3.2. Plazma Ark (PAC)	11
2.3.3. Lazer.....	11
2.3.4. Işık Yayan Diyodlar (LED).....	11
2.4. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomerler.....	12
2.4.1. Hidroksietil Metakrilat (HEMA).....	14
2.4.2. Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (BIS-GMA).....	15

2.4.3. Tri Etilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)	16
2.4.4. Üretan Dimetakrilat (UDMA).....	16
2.4.5. Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri	17
2.4.6. Artık Monomerlerin Salım Nedenleri	18
2.4.7. Artık Monomerlerin Salımını Etkileyen Faktörler.....	19
2.4.8. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	20
2.4.9. Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1. Gereçler	25
3.1.1. Örneklerin Hazırlanması İçin Kullanılan Gereçler	25
3.1.2. Kullanılan Işık Kaynağı	27
3.1.3. Artık Monomer Miktarını Belirlemede Kullanılan Gereçler	28
3.2. Yöntem	35
3.2.1. Örneklerin Hazırlanması	35
3.2.2. HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması	37
3.2.3. Artık Monomer Salım Miktarlarının Belirlenmesi	43
3.2.4. İstatistiksel Değerlendirme	44
3.2.4.1. İstatistik Yöntemleri.....	44
3.2.4.2. Deneysel Güç Analizi	44
4. BULGULAR	45
4.1. Çalışma Grupları ve Ölçüm Periyodlarına Göre HPLC Bulguları.....	45
4.1.1. HEMA Değerleri.....	45
4.1.2. BIS-GMA Değerleri.....	48
4.1.3. TEGDMA Değerleri.....	54
4.1.4. UDMA Değerleri	59
4.1.5. Toplam Artık Monomer Değerleri	63

4.2. Tedavi Grupları ve Ölçüm Periyodlarına Göre Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları.....	68
5. TARTIŞMA	71
5.1. Amaç ve Yöntemin Tartışması.....	71
5.2. Bulguların Tartışılması.....	82
5.2.1. HEMA Miktarına Ait Bulguların Tartışması.....	82
5.2.2. BIS-GMA Miktarına Ait Bulguların Tartışması.....	84
5.2.3. TEGDMA Miktarına Ait Bulguların Tartışması.....	86
5.2.4. UDMA Miktarına Ait Bulguların Tartışması.....	87
5.2.5. Toplam Artık Monomer Miktarına Ait Bulguların Tartışması.....	88
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	91
KAYNAKLAR	93
EKLER	103
ÖZGEÇMİŞ	104

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ACN: Asetonitril

BIS-GMA: Bisfenol A Glisidil Dimetakrilat

BPA: Bisfenol-A

-C=C- : Karbon karbon bağı

-COOH: Hidrofilik karboksilik grup

DAD: Fotodiyot dizinli dedektör

dk: Dakika

DNA: Deoksiribonükleik asit

FTIR: Fourier Geçişli İnfrared Spectrometrisi (Fourier Transform Infrared Spectrometry)

g: Gün

GC/MS: Gaz kromatografisi/Kütle Spektroskopisi (Gass cromatography/Mass spectroscopy)

GC: Gaz kromatografisi

H⁺ : Hidrojen iyonu

HCl: Hidroklorik asit

HEMA: 2-hidroksietil metakrilat

HPLC: Yüksek basınçlı likit kromatografisi (High performed liquid chromatography)

HQTH: Yüksek yoğunluklu kuartz tungsten halojen (High intensity quartz tungsten halogen)

IR: İnfrared

LC: Likit kromatografi (Liquid chromatography)

LED: Işık yayan diyotlar (Light emitting diodes)

M: Molarite

MIRS: Çoklu iç yansıma spektroskopisi (Multiple internal reflection spectroscopy)

ml/dk: Mililitre/dk

mL: Mililitre

mm: Milimetre

MS: Kütle spektroskopisi (Mass spectroscopy)

mW/cm²: Miliwatt/santimetrekare

nm: Nanometre
NMR: Katı faz nükleer manyetik rezonans
Ort: Ortalama
PAC: Plazma ark (plasma arc)
PAMCR: Poliasit modifiye kompozit rezin
ppm: milyonda bir (parts per million)
QTH: Kuartz tungsten halojen
R: Regresyon
RM CIS: Rezin modifiye cam iyonomer
s: Saat
sn: Saniye
SS: Standart sapma
TCB: Tetrakarboksilik Bütan
TEGDMA: Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA: Üretan Dimetakrilat
UV: Ultravirole
 μ L: Mikrolitre
 μ m: Mikrometre
 μ M: Mikromolar

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2. 1: HEMA'ya ait kimyasal formül.....	14
Şekil 2. 2: BISGMA'ya ait kimyasal formül.....	15
Şekil 2. 3: TEGDMA'ya ait kimyasal formül	16
Şekil 2. 4: UDMA'ya ait kimyasal formül	17
Şekil 2. 5: HPLC sistemlerin şematik görünümü	24
Şekil 3. 1: A2 renkli kompomer (Dyract XP).....	25
Şekil 3. 2. Pembe ve mavi renkli kompomerler (Twinky Star)	26
Şekil 3. 3. Örneklerin hazırlanması için kullanılan gereçler.....	27
Şekil 3. 4: LED Işık cihazı (Elipar S10).....	28
Şekil 3. 5: Çalışmada kullanılan HPLC cihazı	29
Şekil 3. 6: Hassas terazi	29
Şekil 3. 7: Vakumlu filtrasyon cihazı	30
Şekil 3. 8: Manyetik karıştırıcı	30
Şekil 3. 9: Deiyonize su elde etmek için ultra saf su cihazı	31
Şekil 3. 10: 37°C'ye ayarlı etüv.....	31
Şekil 3.11: C18 ters faz analitik kolon.....	32
Şekil 3. 12: Standart çözeltilerin konulduğu amber renkli cam vialler	33
Şekil 3. 13: Kompomerlerin bulunduğu çözeltiden elde edilmiş 1mL'lik örnekler .	33
Şekil 3. 14: Standart olarak kullanılan saf monomerler	34
Şekil 3. 15: Polimerizasyon öncesi LED cihazının ışık yoğunluğunun ölçümü.....	36
Şekil 4. 1: G1'de (Dyract XP'nin A2 rengi) SEM görüntüleri a) Artık monomer salımı gerçekleşmeden önceki SEM görüntüsü (x20.00K) b) Artık monomer salımı sonrası 30. gündeki SEM görüntüsü (x20.00K).....	69
Şekil 4. 2: G2'de (Twinky Star'ın pembe rengi) SEM görüntüleri a) Artık monomer salımı gerçekleşmeden önceki SEM görüntüsü (x20.00K) b) Artık monomer salımı sonrası 30. gündeki SEM görüntüsü (x20.00K).....	69
Şekil 4. 3: G3'de (Twinky Star'ın mavi rengi) SEM görüntüleri a) Artık monomer salımı gerçekleşmeden önceki SEM görüntüsü (x20.00K) b) Artık monomer salımı sonrası 30. gündeki SEM görüntüsü (x20.00K).....	70

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 3. 1: HEMA'ya ait kalibrasyon grafiği.....	38
Grafik 3. 2: BİSGMA'ya ait kalibrasyon grafiği.....	38
Grafik 3. 3: TEGDMA'ya ait kalibrasyon grafiği	39
Grafik 3. 4: UDMA'ya ait kalibrasyon grafiği	39
Grafik 3. 5: HEMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı.	41
Grafik 3. 6: BİSGMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı.	41
Grafik 3. 7: TEGDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı.....	42
Grafik 3. 8: UDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı	42
Grafik 4. 1: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre HEMA salım miktarlarının dağılımı.....	47
Grafik 4. 2: HEMA salımına ait regresyon grafiği	48
Grafik 4. 3: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre BIS-GMA salım miktarlarının dağılımı.....	51
Grafik 4. 4: BIS-GMA'nın kümülatif salımına ait regresyon grafiği	52
Grafik 4. 5: BIS-GMA salımının zamana bağlı regresyon grafiği	53
Grafik 4. 6: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salım miktarlarının dağılımı.....	56
Grafik 4. 7: TEGDMA'nın kümülatif salımına ait regresyon grafiği.....	57
Grafik 4. 8: TEGDMA salımının zamana bağlı regresyon grafiği	58
Grafik 4. 9: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salım miktarlarının dağılımı.	61
Grafik 4. 10: UDMA'nın kümülatif salımına ait regresyon grafiği.....	62
Grafik 4. 11: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre toplam artık monomer salım miktarlarının dağılımı.	65
Grafik 4. 12: Toplam artık monomer kümülatif salımına ait regresyon grafiği	66
Grafik 4. 13: Toplam artık monomer salımının zamana bağlı regresyon grafiği	67

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3. 1: Dyract XP'ye ait MSDS* verileri	26
Tablo 3. 2: Twinky Star'a ait MSDS* verileri	26
Tablo 3. 3: Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynağına ait özellikler	28
Tablo 3. 4: Standart monomerlere ait bazı özellikler	34
Tablo 3. 5: Renk faktörü dikkate alınarak oluşturulan çalışma gruplarındaki örnek sayısının dağılımı	37
Tablo 3. 6: Monomerlerin lineerlik sonuçları	40
Tablo 3.7: Artık monomerlerin alıkonma zamanları.....	40
Tablo 3. 8: Artık monomerlerin ölçülmesine ait çalışma grupları	43
Tablo 4. 1: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre HEMA salım miktarlarının karşılaştırılması	46
Tablo 4. 2: HEMA salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu	47
Tablo 4. 3: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre BIS-GMA salım miktarlarının karşılaştırılması	50
Tablo 4. 4: BIS-GMA'nın kümülatif salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu.....	51
Tablo 4. 5: BIS-GMA salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu	53
Tablo 4. 6: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salım miktarlarının karşılaştırılması	55
Tablo 4. 7: TEGDMA'nın kümülatif salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu.....	56
Tablo 4. 8: TEGDMA salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu	58

Tablo 4. 9: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre UDMA salım miktarlarının karşılaştırılması	60
Tablo 4. 10: UDMA salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu	61
Tablo 4. 11: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre toplam artık monomer salım miktarlarının karşılaştırılması.....	64
Tablo 4. 12: Toplam artık monomer kümülatif salımının dağılımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu.....	65
Tablo 4. 13: Toplam artık monomer salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu.....	67

1. GİRİŞ

Kompomerler diş hekimliğinde özellikle süt dişlerinin restoratif tedavilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Kompomerler; kompozit rezinlerin renk, estetik, ışıkla polimerizasyon gibi özellikleriyle beraber, cam iyonomer simanlarının flor salımı gibi özelliklerini de kısmen gösterebilen restoratif materyallerdir [1]. Son yıllarda dental tedavinin çocuklar tarafından daha kabul edilebilir olması için kompomerlerin içerisine renk verici partiküller eklenerek renkli kompomerler de üretilmiştir [2, 3].

Hem geleneksel diş renginde hem de renkli kompomerlerin polimerizasyonu ışıkla olmaktadır. Yapılan çalışmalar renkli kompomerlerin içerisindeki partikül büyüklüğüne, monomer içeriğine, polimerizasyon başlatıcının miktarına, ışık yoğunluğuna ve ışınlama süresi gibi faktörlere bağlı olarak farklı polimerizasyon derecelerine sahip olabileceğini göstermiştir [4-10]. Yetersiz polimerizasyon materyalin fiziksel olarak mekanik direncini, su absorpsiyonu ve aşınma dayanımını zayıflatmakta, kimyasal olarak ise reaksiyona girmemiş artık monomerlerin mevcudiyetine sebep olmaktadır. Farklı renklerin polimerizasyonu ile ilgili yapılan çalışmalarda; materyallerin içerdiği renk pigmentlerinden dolayı ışığı absorbe etme ve yansıtma kapasitelerindeki değişikliğe bağlı olarak, farklı renkli kompomerlerin farklı polimerizasyon derinliğine ve konversiyon derecelerine sahip olduğu bildirilmiştir [6, 11]. Bu da yapılarında bulunan reaksiyona girmemiş artık monomer miktarları açısından önem arz etmektedir.

Kompomerlerin yapısında bulunan bisfenol-A glisidil metakrilat (BIS-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), hidroksi etil metakrilat (HEMA) ve tri etilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi monomer içeriklerinin, daha önce yapılmış sitotoksikite çalışmalarında canlı hücreler üzerinde sitotoksik, mutajenik ve östrojenik etkilerinin olduğu bildirilmiştir [12-14]. Bu nedenle kompomer materyallerinin monomer salım özelliklerinin de incelenmesi gerekmektedir. Ancak yapılan literatür taramasında kompomerlerin monomer salımlarıyla ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır. Monomer materyallerin biyouyumluluğu açısından bakıldığında kompomerlerin özellikle büyüme ve gelişim çağındaki çocuklarda

oldukça sık kullanılması ve bu dönemde, özellikle Bisfenol-A'nın östrojenik aktiviteyi artırması özelliğinden dolayı, bu materyalin monomer salım özelliğinin incelenmesi ayrı bir önem arz etmektedir.

Bu in vitro çalışmanın amacı, farklı renklerdeki kompomerlerde polimerizasyon sonrasında artık monomer salım miktarlarını zamana bağlı olarak incelemek ve renklerin polimerizasyon üzerine etkisini araştırmaktır. Test edilen hipotez; farklı renklerdeki kompomerlerin polimerizasyonu sonrasında artık monomer salım miktarının da farklı olduğudur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompomerler

Süt dişlerinin restorasyonlarında sıklıkla tercih edilen kompomerler, 1990'lı yılların başında piyasaya sunulmuştur. Kompozit rezinler ile cam iyonmer simanlar arasında bir geçiş materyali olan kompomerler (poliasit modifiye kompozit rezinler), kompozit rezinlerin renk, estetik, görünüm, ışıkla polimerize edilebilme gibi avantajlarını taşımakla birlikte, geleneksel cam iyonmer simanların flor salımı gibi özelliklerini de kısmen gösteren restoratif materyallerdir [1].

Kompomerlerin sertleşme reaksiyonunda cam iyonmerlerde olduğu gibi baskın bir asit-baz reaksiyonu meydana gelmez. Polimerizasyon ışık kaynağı uygulandıktan sonra fotoaktivatör olan kamforkinon tarafından başlatılır ve daha sonra tükruk veya nem temasıyla yavaş ve uzun süren bir asit baz reaksiyonuna dönerek devam eder [15].

2000'li yılların başında kompomerlerin yapılarına renk pigmentleri ilave edilerek renkli kompomerler geliştirilmiştir. İlk üretilen renkli kompomer MagicFil (Zenith, DMG, Englewood, NJ) hem ışık hem de kimyasal olarak sertleşmektedir. Renk seçenekleri; mavi, mor, yeşil ve universaldir. Daha sonra ise Twinky Star (VOCO, Cuxhaven, Almanya) adı altında bir renkli kompomer geliştirilmiştir. Bu renkli kompomer geleneksel diş rengindeki kompomerler gibi ışıkla polimerize olmaktadır ve 8 farklı renk seçeneğine (pembe, mavi, yeşil, altın, limon, portakal, dut ve gümüş) sahiptir.

2.1.1. Kompomerlerin İçeriği

Kompomerlerin yapısı kompozitlerin yapısıyla hemen hemen aynıdır. Organik matriks kısmını HEMA, BIS-GMA, TEGDMA, UDMA ve fotoaktivatör olarak kamforkinon oluşturmaktadır. Kompomerlerde kompozitlerden farklı olarak su içermeyen matriks kısmında fonksiyonel monomer olarak tetrakarboksilik bütan (TCB) ve sikloalifatik dikarboksilik asit dimetakrilat gibi yeni monomerler

bulunmaktadır [16]. Reaktif inorganik partikül kısmını ise flouroalumino silikat cam, itterbiyum triflorür ve baryum alüminyum silikat fluoro oluşturmaktadır.

2.1.2. Kompomerlerin Bağlanma Mekanizması

Kompomerlerin dış yüzeyine bağlanmaları iki şekilde gerçekleşir. Bunlardan birincisi; materyalin kendi bünyesinde bulunan self-adeziv özelliğinden kaynaklanır. Reaktif ünitelerin %50'sini oluşturan TCB hidrofilik karboksilik gruplar (-COOH) içerir. Bu fonksiyonel karboksil grupları kalsiyum iyonlarıyla dış yüzeyine asitle pürüzlendirme yapılmadan iyonik bağlarla bağlanırlar [17].

İkinci bağlanma mekanizması ise; dış yüzeyine primer/adeziv sistemlerle gerçekleşir. Adeziv rezin içerisindeki hidrofilik fosfat grupları hidroksiapatitteki kalsiyum iyonlarıyla iyonik olarak bağlanırlar. Buna ek olarak ışıkla polimerizasyon esnasında adeziv içerisindeki metakrilat bazlı rezinler serbest radikal polimerizasyonu gerçekleştirirler. Bu çapraz bağlı rezinler dentin yüzeyinde hibrit tabakasına benzer sert bir tabaka meydana getirir. Bu sert tabaka hem mine hem dentin için uygun olan bağlanmayı gerçekleştirirse de dentin tübüllerindeki rezin tag formasyonu adezivin tübüllere penetrasyonundan dolayı, mineye olan bağlanma daha yüzeyseldir [17, 18].

Kompomerlerle yapılan bağlanma dayanımı çalışmalarının çoğunda; bağlanmanın kompozit rezinlere göre daha zayıf, geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha kuvvetli olduğu belirtilmiştir [16, 19].

2.1.3. Kompomerlerden Flor Salımı

Kompomerlerin flor salım özelliği az da olsa cam iyonomer özelliği taşımasından kaynaklanır. Reaktif inorganik partikül kısmını oluşturan flouroalumino silikat cam, itterbiyum triflorür ve baryum alüminyum silikat fluoro gibi ajanlar fotopolimerizasyon sonrası ağız ortamı; dolayısıyla tükürük ve nemle temas sonucunda H^+ iyonlarıyla tepkimeye girerek florid moleküllerini ortama salıverirler. Ağızdaki florid konsantrasyonunun artışı asidik durumlara direnci

artırarak çürük oluşumunu önlemeye katkıda bulunur. Fakat restorasyonun kavite duvarlarına, antikaryojenik özellik bakımından, arada adeziv tabakanın varlığından dolayı florun geçişi tartışmalıdır [15, 17, 18, 20].

Uzun dönem klinik çalışmalarda kompomer restorasyonları sonrasında rekürrent çürükler gözlenmiştir. Bu da flor salımının rezin modifiye cam iyonomerlere göre daha az olmasından kaynaklanmaktadır [21].

Geleneksel cam iyonomerler ve rezin modifiye cam iyonomer simanların aksine kompomerler çoğunlukla başlangıçta ‘burst’ (patlama) etkisi göstermez, fakat flor salım düzeyleri zaman içinde sabit kalır [22].

2.1.4. Kompomerlerin Endikasyonları

Kompomerlerin endikasyonları [17, 18]:

- Süt dişlerinde sınıf I, II ve III kavitelerde,
- Kök çürüğü lezyonlarında,
- Sınıf V kavitelerde ve servikal erozyon/abrazyon lezyonlarında,
- Kırılmış dişlerin geçici tamirinde,
- Ortodontik bandların yapıştırılmasında,
- Açık sandviç tekniğinde ve
- Diş kronunun yaklaşık yarısının kaldığı olgularda krona destek amacıyla ‘core’ yapımında kullanılabilirler.

2.1.5. Kompomerlerin Avantaj ve Dezavantajları

Kompomerlerin avantajları [17, 18]:

- İyi estetik özellik göstermesi,
- Diş sert dokularına bağlanabilmesi,
- Kıvamlarının koyu olması ve uygulama esnasında aletlere yapışmaması nedeniyle kullanımlarının kolay olması,
- Flor salımı yapabilmeleri,

- Fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyi olması,
- Radyoopasite göstermeleri,
- Biyouyumlu olmaları,
- Bitirme işlemlerinin kolay olması ve
- Klinik ömürlerinin uzun olmasıdır.

Kompomerlerin dezavantajları [17, 18]

- Kompozitlerden daha kolay aşınmaları
- Zamanla bünyelerine su absorbe ederek genişlemeleri,
- Kompozitlerle kıyaslandığında daha zayıf fiziksel özellik göstermeleri ve bunun zamanla daha da azalması,
- Rezin modifiye cam iyonomerlerden daha fazla sızdırması,
- Uygulama esnasında dentin bağlayıcı ajanın gerekli olması,
- Flor salımının sınırlı olması ve
- Yapısındaki artık monomerlerin serbestleşmesi ve bunun çevre dokular için risk oluşturmasıdır.

2.2. Polimer ve Polimerizasyon

Polimerler; çok sayıda aynı veya farklı atomik grupların kimyasal bağlarla, az veya çok düzenli bir biçimde bağlanarak oluşturduğu uzun zincirli-yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Polimerler ‘monomer’ denilen birimlerin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Polimer materyaller diş hekimliğinde oldukça sık kullanılmaktadır. En çok kullanıldığı alanlar ölçü maddeleri, seramikler ve restoratif materyallerdir. Adeziv sistemlerin ve estetik restoratif materyallerin içerisinde resin monomerler mevcuttur. Polimerleri diğer klasik kimyasal maddelerden ayıran en önemli özellik, moleküllerinin büyüklüğüdür. Bu nedenle polimer kelimesi bütün yüksek molekül ağırlıklı maddeleri kapsar [23-25].

Monomerler basit olarak çapraz bağlayıcı ve fonksiyonel monomerler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Fonksiyonel monomerler sadece bir polimerize olabilen gruba, çapraz bağlayıcı monomerler ise iki tane polimerize olabilen gruba

sahiptir (vinil grup veya C=C grup). Fonksiyonel monomerlerin fonksiyonel grupları monomerin özelliğini vermektedir. Buna 'fonksiyonalite' denir [25, 26]

Monomerlerden polimer oluşması işlemine ise 'polimerizasyon' denilmektedir. Polimerizasyon derecesi, belirli bir zamanda polimerizasyon reaksiyonu içerisinde tekrarlayan birimlerin polimer zinciri oluşturması olarak tanımlanır. Polimer zinciri oluştururken sonlanma tepkimesinin türüne bağlı olarak polimerizasyon derecesi değişir [25, 26].

Polimerler genel olarak 4 farklı formda bulunmaktadır. Bunlar çizgisel, dallanmış ve az oranda çapraz bağlı ve yoğun çapraz bağlı yapılar olarak ifade edilmektedir. Çizgisel ve dallanmış formdaki yapılarda atomlar birbirine zayıf fiziksel bağlarla bağlanmıştır. Çapraz bağlantılı yapılar ise kovalent bağlarla bağlanmış atomların bir ağ yapısı oluşturması sonucu oluşur. Çapraz bağlantılı polimerler çizgisel formdaki polimerlerle karşılaştırıldığında daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve dolayısıyla rezin materyallerin dayanıklılığını arttırdığı için önemlidir [26-28].

Polimerler; iyonik, kondenzasyon (basamaklı) ve serbest radikal polimerizasyonu olmak üzere üç farklı yöntemle sentezlenmektedir. Zincirin büyümesini sağlayan aktif merkezler iyonik karakterde ise 'iyonik polimerizasyon' adını almaktadır. İyonik polimerizasyon da kendi içerisinde katyonik ve anyonik olarak ayrılır. İyonik polimerizasyonda reaksiyonlar yüksek hızlarda gerçekleşir. Monomerlerin yapısında bulunan bifonksiyonel gruplardan H₂O, HCl gibi küçük moleküllerin ayrılmasıyla gerçekleşen polimerizasyona 'basamaklı polimerizasyon' ya da 'kondenzasyon polimerizasyonu' denir. Diş hekimliğinde kullanılan bazı silikon ölçü maddelerinde kondenzasyon tipi polimerizasyon gözlenmektedir [25, 28, 29].

'Serbest radikal polimerizasyonu' ya da 'katılma polimerizasyonu' doymamış yapıda olan uygun monomerlerin serbest radikalik başlatıcılarla veya iyonik başlatıcılarla kolayca polimerleşerek uygun zincirlerin oluşmasıyla gerçekleşir. Bu tür polimerizasyonda radikal oluşumu; ısı, radyasyon, fotokimyasal reaksiyon veya

çeşitli başlatıcılar tarafından sağlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu genellikle serbest radikal polimerleşmesiyle gerçekleşmektedir [25, 29].

2.2.1. Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyon Mekanizmaları

Rezin materyaller polimerizasyon yöntemlerine göre 3 başlıkta incelenebilir [30]:

- Kimyasal olarak polimerize olanlar (self-cured),
- Işık ile polimerize olanlar (light-cured),
- Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olanlar (dual-cured) .

Kimyasal olarak polimerize olan rezin materyaller çift pat şeklinde üretilmiş olup, polimerizasyon bu patların karıştırılmasıyla gerçekleşmektedir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatıcı ‘benzoil peroksit’, diğerinde hızlandırıcı ‘tersiyer amin aktivatör’ bulunmaktadır. İki patın karıştırılmasıyla polimerizasyon gerçekleşir. Bu tür rezinlerde karıştırma oranı rezinin polimerizasyonunu etkilediğinden; karıştırma zamanı, ortam ısısı, hava kabarcıkları gibi faktörler porozite oluşmasına, karıştırma zamanının kontrol edilememesine, renklenme oluşmasına ve polimerizasyon büzülmesine yol açar [30].

Kimyasal olarak polimerize olan rezinlerin bu tür dezavantajlarından dolayı firmalar tarafından tek pat şeklinde üretilen, ışıkla polimerize olan rezin materyaller piyasaya sunulmuştur. Başlarda polimerizasyon için ultraviyole ışık kullanılırken daha sonraları ultraviyole ışığın zararlarından dolayı görünür ışık kaynağı kullanılmaya başlanmıştır. Işıkla sertleşen rezin materyallerde başlatıcı olarak ‘kamforokinon’, hızlandırıcı olarak ‘alifatik amin’ kullanılmıştır. Işıkla polimerize olan rezinlerin kimyasal olarak polimerize olanlara göre birtakım üstünlükleri bulunmaktadır. Çalışma zamanının hekim tarafından kontrol edilebilmesi, karıştırma işlemi yapılmadığı için hava kabarcığı ve dolayısıyla poroziteye daha az rastlanması, polimerizasyon reaksiyonu şekil verildikten sonra başlatılması ve tam bir

polimerizasyon gerçekleşmesi ve buna bağlı olarak rengin daha stabil olması gibi avantajları vardır [30].

Işıkla sertleşen rezin materyaller başlarda sadece ön bölge restorasyonlarında ve fissür örtücülerde kullanılırken, sonraları bu avantajlarından dolayı posterior bölgede de kullanılmaya başlanmıştır [26].

Işıkla polimerize olan materyallerde polimerizasyonun derinliği üç farklı parametreye bağlıdır;

- Güç,
- Yoğunluk,
- Dalga boyu.

Işık kaynağının gücü ışığın birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır ve mW ile ifade edilir. Işık yoğunluğu birim alana uygulanan ışığın gücü demektir ve mW/cm^2 ile ifade edilir. Yeterli bir polimerizasyon için ışık cihazının en az 300 mW/cm^2 'lik ışık yoğunluğuna sahip olması gerekmektedir. Dalga boyu ise; ışığın yaydığı elektromanyetik dalga boyunu ifade eder. Resin materyallerde fotoaktivatör olarak kullanılan kamforokinon 420 ile 470 nm arasındaki dalga boyunda aktifleşir. Bu üç parametreden herhangi birindeki yetersizlik rezinin yetersiz polimerizasyonuna sebep olarak fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir [30, 31].

Işıkla polimerize olan rezinlerin üstün başarılarına rağmen, polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen ortamlarda kullanılmak amacıyla hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan resin materyaller üretilmiştir. Bu materyaller derin kaviteelerde, 2mm'den daha kalın resin uygulamalarında, giriş ve uygulamanın zor olduğu interproksimal alanlarda yeterli polimerizasyon sağlamak amacıyla kullanılmıştır [32].

2.3. Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Materyalleri

Günümüzde ışıkla sertleşen rezin esaslı dental materyallerin polimerizasyonunda farklı yapıda ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bunlar:

- Kuartz tungsten halojen ışık kaynakları [Quartz tungsten halogen lights (QTH)],
- Plazma ark ışık kaynakları (PAC) ,
- Lazer ışık kaynakları ve
- Işık yayan diyodlar [Light Emitting Diodes (LED)].

2.3.1. Kuartz Tungsten Halojen (QTH)

QTH ışık kaynaklarında tungsten halojen ampul kullanılmaktadır. Oluşan ışık demeti fiber optik esaslı bir tüp aracılığı ile restorasyona iletilmektedir. Bu ışık kaynakları 400-500 nm dalga boyu aralığına rastlayan geniş bir ışık spektrumuna sahiptir. QTH ışık kaynaklarında en düşük ışık yoğunluğu ortalama 300 mW/cm^2 'dir. Diş hekimliğinde rezin polimerizasyonunda geleneksel görünür ışık kaynağı olarak kullanılan halojenler; elektriksel gücün ancak %1'ini ışık enerjisine dönüştürebildiğinden verim çok düşük olmakta ve polimerizasyon sırasında ısı açığa çıkmaktadır [33].

Son yıllarda yüksek ışık şiddetine sahip yüksek yoğunluklu kuartz tungsten halojen ışık kaynağı [high intensity quartz tungsten halojen (HQTH)] gibi ışık kaynakları da geliştirilmiştir. Bu cihazlar 1300 mW/cm^2 'den daha fazla ışık şiddetine sahip bulunmaktadır.

QTH'ın diğer ışık kaynaklarına göre daha ucuz olmaları ve dalga boyu aralıklarının geniş olması tercih edilme nedenleri arasındadır. Lamba ömürlerinin kısa olması, polimerizasyon sırasında ısı oluşturmaları ve zaman içinde ışık kaynağının gücünde azalma meydana gelmesi ise QTH ışık kaynaklarının dezavantajları arasında yer almaktadır [34, 35].

2.3.2. Plazma Ark (PAC)

Plazma ark ışık kaynaklarında xenon lambalar kullanılmaktadır. Işığın dalga boyu aralığı 380-500 nm'dir. Polimerizasyon süresini kısaltmak amacıyla üretilmişlerdir. Bu ışık kaynaklarının bir diğer kullanım amacı ise polimerizasyon etkinliğini arttırmaktır [36]. Polimerizasyon sırasında büzülmenin ani bir şekilde olması, kullanım sırasında açığa çıkan ısı miktarının fazlalığı, ışığın dalga boyu aralığının dar olması ve pahalı sistemler olmaları kullanımlarını sınırlandırmıştır [34, 36].

2.3.3. Lazer

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunu güçlendirmek amacıyla argon lazer üniteleri üretilmiştir. Argon lazer sistemi kamforokinonu aktive edebilen tek lazer sistemidir. Lazer ışık kaynakları 400-500 nm dalga boyuna sahiptir ve uygulama süreleri kısadır, çok az ısı oluştururlar ve dalga boyları sabittir [37]. Lazer ışık kaynaklarında fiberoptik ucun yüzey alanının dar olması ve pahalı sistemler olması dezavantajları arasında sayılmaktadır [38].

Argon lazer sistemlerin güç yoğunluğu 2000 mW/cm²'ye kadar artmaktadır. Bu da rezin materyallerin mekanik özelliklerinin korunarak polimerizasyon derinliğinin artmasına ve kısa sürede yeterli polimerizasyonun sağlanmasına neden olur. Fakat klinik kullanım açısından teçhizat çok yer kaplar ve uygulayan hekimin sistemin zararlı etkilerinden korunması için özel önlemler alması gerekir. Yeterli polimerizasyon için etkili bir sistem olmasına rağmen argon lazerler bu gibi dezavantajlarından dolayı diş hekimliğinde çok sık kullanılmamaktadır [39].

2.3.4. Işık Yayan Diyodlar (LED)

Son yıllarda görünür mavi ışık cihazlarının modifiye tipleri olarak geliştirilen LED ışık kaynakları da diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. LED sistemler doğru yönde gerilim uygulandığı zaman ışıyan, elektriksel enerjiyi ışık enerjisine

dönüştüren özel katkı maddeli proton nötron diyotlardır. Bu sistemlerde 450-500 nm dalga boyunda görünür mavi ışığa sağlanmaktadır [34, 36].

LED ışık kaynakları gereken nitelikteki ışığı üretirken enerjiyi yüksek verimle kullanmaktadır. Halojen ışık kaynakları kapasitesinin sadece %0,5'ini kullanarak istenilen özellikteki ışığı üretebilirken LED ışık kaynaklarında üretilen ışığın yaklaşık %95'i polimerizasyon için istenilen niteliktedir. Bu durum sayesinde LED ışık kaynakları; yüksek güçte ışık veren, kablosuz ve pille dahi çalışabilen, fan soğutmasına gerek duymayan sistemler olarak dikkat çekmektedir [31]. LED ışık kaynakları 1200 mW/cm² düzeyine kadar ışık üretebilmektedir. Halojen lambaların ömrü 50-100 saat arasında olmasına rağmen LED lambaların ömrü yaklaşık 10000 saat civarındadır. Polimerizasyon sırasında dişte ısı oluşturmamaları, enerji tüketimlerinin az olması LED ışık cihazlarının diğer avantajları arasında sayılmaktadır [34, 36].

Halojenlere üstünlüğüne rağmen mevcut LED ışık kaynaklarının yaydığı ışığın yetersiz oluşu ve bunun da yeterli olmayan polimerizasyon sonucunda kompozit rezin materyallerin mekanik özelliklerinin zayıf olmasına neden olmaktadır. Bu sebeplerden dolayı yeni nesil LED olarak adlandırılan LED ışık kaynakları üretilmiştir. Bu ışık kaynakları çoklu ışık yayan ve böylelikle yüksek ışık gücü oluşturan, yüksek ışık gücü oluştururken açığa çıkan ısıyı absorbe eden yoğun ve hızlı emici bir sisteme sahip olan sistemlerdir. Yeni nesil LED sistemlere silikon jelle dolu plastik lensler takılmıştır. Böylelikle güvenli ve sağlam yapıda üretilmişlerdir [40].

2.4. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomerler

Tam olarak gerçekleşen bir polimerizasyon işleminde monomerlerin tüm karbon çift bağları reaksiyona girerek polimer zincirinde yer almaktadır. Ancak polimerizasyon sırasında moleküllerin polimer zincire katılmasıyla viskozite artmakta ve monomer-polimer dönüşümü yavaşlamaktadır. Bu durum materyalin içerisinde reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıç anına göre azalmış olmasına ve artmış viskoziteden dolayı monomerlerin hareketliliğini

kaybederek, polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlamasına bağlı olabilmektedir. Sonuç olarak bir miktar monomer, reaksiyona katılamayıp '*artık monomer*' olarak kalabilmektedir [29, 41]

Rezin esaslı materyallerde oluşan karbon çift bağlarının (C=C) karbon tek bağlarına (C-C) çevrilme oranına dönüşüm oranı adı verilmektedir. Yüksek oranda çapraz bağlı polimer ağının oluşumu sırasında meydana gelen jel yapı nedeniyle moleküler mobilite gittikçe azaldığı için, polimerizasyon hızı da büyük oranda düşmektedir ve bütün çift bağlar reaksiyona girmeden önce reaksiyon durmaktadır. Bu yüzden monomerlerin ya da oligomerlerin serbest radikal polimerizasyonu bütün çift bağların reaksiyona girmesiyle sonuçlanmaz [42, 43]. Dönüşüm oranı polimerin fiziko-mekanik özelliklerini belirlemede önemlidir. Reaksiyonda oluşan polimer oranı düşük olduğu zaman düşük dayanıklılık, yüksek geçirgenlik, sızıntı ve artık monomer salımı gibi istenmeyen durumlar meydana gelmektedir [8, 23, 44].

Reaksiyona giren monomer çift bağlarının yüzdesi ışıkla polimerize olan sistemlerde %55-80 arasında değişmektedir [33, 42]. Kalan artık monomer miktarı; rezin materyalin kompozisyonuna, kullanılan çözücü miktarı ve çözücü konsantrasyonuna, ışığa duyarlı başlatıcıların ve inhibitörlerin tipi ve oranlarına, ışık yoğunluğu ve süresine, ortamın ısısına ve ortamdaki oksijen varlığına bağlıdır [45, 46].

Polimerize olmamış artık monomerlerin salımı rezin materyalden dışarıya doğru olmaktadır. Rezin materyallerden artık monomer salımı materyalin yüzeyinde ve iç yapısında oluşan deformasyonlar sonucu zaman içerisinde gerçekleşmektedir. Reaksiyona girmeyen monomerler polimer matriks içerisinde dağılmış halde bulunmaktadır. Materyalin yapısını oluşturan monomerlerin tipi, büyüklüğü ve birbirleriyle kombinasyonu, materyalin yüzeyinde oluşan aşınma miktarı ve tükürük kompozisyonundaki değişiklikler gibi faktörlere bağlı olarak rezin materyalden değişen miktarlarda artık monomer salımı gerçekleşebilmektedir [41].

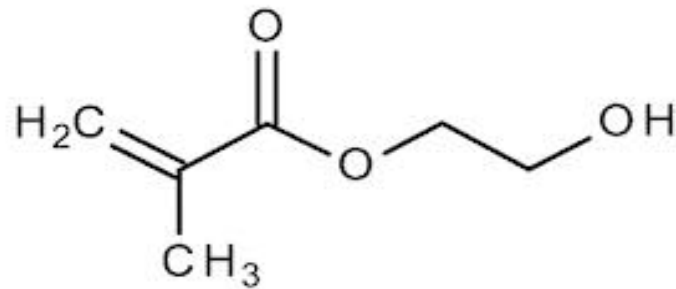
Rezin materyallerde polimerizasyon çeşitli faktörler tarafından engellenebilmektedir. Oksijen varlığında serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimli olduğundan, bu radikaller oksijenle reaksiyona girerek reaktif olmayan peroksi radikalleri oluştururlar ve oksijenle temas eden yüzeylerde

polimerizasyon gerçekleşmez. Bu olaya ‘polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu’, yüzeyde oluşan tabakaya da ‘oksijen inhibisyon tabakası’ adı verilmektedir [47]. Ayrıca dentin tübüllerinden dışarıya doğru olan sıvı akışı ve adeziv içerisindeki çözücüler polimerizasyonu olumsuz şekilde etkileyebilmektedir [44, 48].

Yapılan çalışmalarda, rezin esaslı restoratif materyallerden, fissür örtücülerden ve adeziv sistemlerden artık monomerlerin ve bozulma ürünlerinin salımının gerçekleştiği gözlemlenmiştir [29, 49-51]. Ağız ortamına bu artık monomerlerin salımı ise biyolojik dokularda bazı riskler ortaya çıkarmaktadır [43, 52].

2.4.1. Hidroksietil Metakrilat (HEMA)

HEMA, sadece diş hekimliğinde değil, diğer alanlarda da yaygın olarak kullanılan küçük monomerlerdendir. Medikal uygulamalarda popüler kullanımı, polimerize edilmemiş monomerlerin yüksek alerjik potansiyelinin olmasına rağmen biyouyumluluğunun iyi olmasından kaynaklanır [53-55].



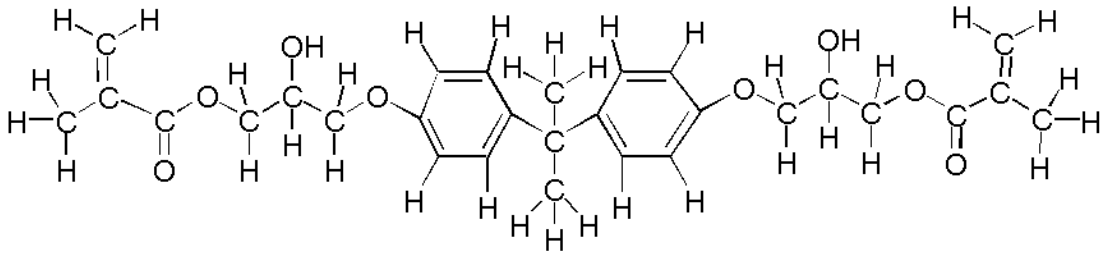
Şekil 2. 1: HEMA'ya ait kimyasal formül

HEMA, insanlardan ve hayvanlardan elde edilen immün sistem hücrelerinde apoptozisi artırma gücüne sahip bir moleküldür. Hatta sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında hassas bireylerden alınan periferik tek çekirdekli kan hücrelerinde daha düşük konsantrasyonlarda apoptotik hücre ölümlerine neden olabilme

yeteneğine sahiptir. Bu özelliği ile alerjik reaksiyonlar oluşturduğu düşünülmektedir [55].

2.4.2. Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (BIS-GMA)

Rezin materyallerde kullanılan birden fazla çift bağ içeren metakrilatlardan biridir. BIS-GMA molekülü 1960 yılında Bowen tarafından Bisfenol A ve glisidil dimetakrilatın epoksi reçineye eklenmesiyle sentezlenmiştir. BIS-GMA oldukça visköz bir monomerdur ve molekül ağırlığı yüksek olduğu için polimerizasyon büzülmesi düşüktür. Ayrıca, sertleşmenin hızlı olmasını ve yüksek mekanik özellikte polimerin oluşmasını sağlamaktadır. BIS-GMA yapısında epoksi grubu içermemektedir. Bu molekülde epoksi gruplarının yerine metakrilat grupları bulunmaktadır ve bu sayede ağız ortamında daha çabuk polimerizasyon gerçekleşmektedir [12, 42].

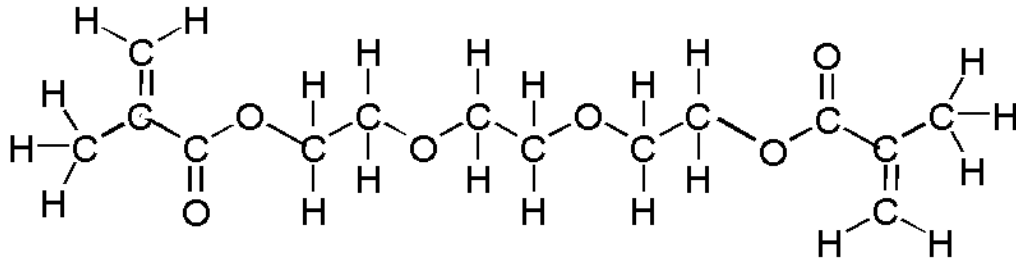


Şekil 2. 2: BISGMA'ya ait kimyasal formül

Polimerizasyon büzülmesini azaltması ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı kurabilmesi BIS-GMA'nın avantajları arasında sayılabilir. BIS-GMA molekülü oda sıcaklığında çok visközdür. Yüksek viskoziteye sahip olmasından dolayı monomere doldurucu eklenmesini güçleştirmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır [29]. BIS-GMA'nın viskozitesini azaltmak için düşük molekül ağırlığına sahip olan TEGDMA kullanılmaktadır.

2.4.3. Tri Etilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)

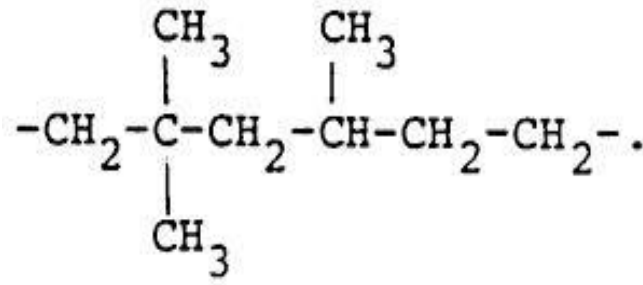
BIS-GMA ve UDMA monomerlerinin viskozitesini azaltmak amacıyla rezin matrikse TEGDMA ilave edilmektedir. Ayrıca bu monomer, oluşan polimerin çekme kuvvetlerine karşı dayanımında artış, kırılma kuvvetlerine karşı dayanımında ise azalma meydana getirmektedir. Ancak polimerizasyon büzülmesini arttırması bu monomerin dezavantajıdır [42].



Şekil 2. 3: TEGDMA'ya ait kimyasal formül

2.4.4. Üretan Dimetakrilat (UDMA)

UDMA'nın polimer matriks içerisinde kullanılma amacı BIS-GMA ile aynıdır. 2-hidroksil metakrilat ve 2,4,4-trimetilheksametilenediisosiyanatın reaksiyon ürünüdür. Üretan, daha az hidrofilik monomer sistemin elde edilmesi için BIS-GMA'nın ikincil hidroksil gruplarının izosiyanatlarla reaksiyonuyla sentezlenir [23]. Resin materyallere UDMA monomerinin eklenmesi ile yapının adezyon kapasitesinin arttığı, ağız ortamındaki renk değişikliklerinden daha az etkilendiği, aşınma dayanımının ve sertliğinin daha fazla olduğu bildirilmektedir [41]. UDMA, BIS-GMA'ya yakın moleküler ağırlığa sahip olmasına rağmen daha düşük viskoziteye sahiptir. UDMA'daki eter bağı Bis-GMA'daki iki büyük aromatik halka ile karşılaştırıldığında rotasyona izin vermektedir. Bu esnekliğinden dolayı adeziv sistemlerde tercih edilen bir monomer olmaktadır [42].



Şekil 2. 4: UDMA'ya ait kimyasal formül

2.4.5. Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan dental kompozit materyallerin zengin kimyasal içerikleri bu materyallerin biyouyumluluk açısından sorgulanmasına neden olmuştur. Bu nedenle birçok araştırmacı kültür ortamlarında rezin materyallerden salınan monomerlerle sitotoksosite arasında bir bağlantı kurmaya çalışmış ve pozitif sonuçlar elde etmişlerdir. Kültür ortamlarına yerleştirilen rezin materyallerden oluşmuş diskler etrafında hücre ölümleri meydana gelmiştir [13, 26, 55-58].

Yapılan birçok in vitro çalışma ile rezin materyallerdeki özellikle monomer matriks komponentlerin genotoksik, mutajenik ve östrojenik etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir [12, 14, 26, 53-55, 57-61].

Fissür örtücülerde yapılan tükrük analizlerinde Bisphenol-A (BPA)'nın geçici bir süre arttığı ve bunun östrojenik aktiviteyi artırdığı gözlenmiştir. BPA in vitro deneylerde xenoöstrojen olarak görev görür ve östrojen resptörlerine bağlanarak östrojene hassas hücrelerin büyümesini aktive eder [62]. Bununla birlikte bir diğer çalışmada BPA monomerlerinin östrojene duyarlı hücreleri etkilediği fakat kısa süreli uygulamaların östrojenik etki açısından önemsiz olduğu belirtilmiştir [12]. Laboratuvar ortamda yapılan bir çalışmada TEGDMA ve HEMA monomerlerinin HgCl₂ ile canlı hücrelerde birbirine yakın sitotoksik potansiyele sahip olduğu ortaya çıkarılmıştır. Monomer difüzyon sonrasında tükrükten alınan örneklerde TEGDMA, HEMA ve BIS-GMA monomerlerine rastlanmıştır. Aynı şekilde dentin dokusu

üzerinde yapılan çalışmalarda dentin ve pulpada sitotoksik etkide bulunabileceği bildirilmiştir [57].

Rezin esaslı materyallerle ilgili sitotoksikite çalışmalarında monomer içeriklerin herhangi bir sistemik etkiye sebep olmadığı, bunun için çok yüksek miktarlarda salınmaları gerektiği öne sürülmüştür. Sistemik olarak kabul edilebilir bir risk oluşturmazken, birçok araştırma monomer materyallerin sitotoksik olduğunu ortaya çıkarmıştır [56-58, 63, 64].

Kimyasal materyallerin hücre DNA'sını direk olarak etkilemesine 'genotoksikite' ve bunun bir sonraki hücre nesillerine aktarılmasına 'mutajenite' adı verilmektedir. Mutajenite 'karsinojenite' ile yakın ilişkilidir. Bu da bahsedilen kimyasal materyalin kanser oluşturma potansiyeli anlamına gelmektedir. Yapılan bir in vitro deneyde BIS-GMA ve UDMA gibi monomerlerin memeli hücrelerinde herhangi bir mutajenik etkisi gözlenmezken, TEGDMA ve GMA'nın orta derecede mutajenik etki gösterdiği saptanmıştır [58].

Artık monomer materyallere allerji açısından baktığımızda; diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin çoğuyla ilgili olarak allerjik reaksiyon potansiyellerinin bulunduğu ve bu materyallerle çalışanlarda (diş hekimi ve yardımcı personel) allerjik kökenli aşırı duyarlılık olgularına rastlandığı bildirilmiştir. Özellikle allerjik kontak dermatit ve iritan kontak dermatit gibi cilt hastalıkları sıklıkla rapor edilmiştir [65].

2.4.6. Artık Monomerlerin Salım Nedenleri

Rezin materyalleri oluşturan iki ana bölümün polimer matriks ve doldurucu partiküller olduğu belirtilmektedir. Materyale eklenen monomer yapının, kompozisyonu ya da kimyasındaki değişikliklerin, materyalin fiziksel özelliklerini değiştirdiği düşünülmektedir. Materyalin içerisindeki polimetakrilat ağ yapısında TEGDMA oranının artırılmasının materyalin su emiliminde artış, dayanıklılığında ve sertliğinde ise değişiklik oluşturduğu belirtilmektedir. BIS-GMA ve TEGDMA dental materyaller içine en sık eklenen monomerler olup, rezin sistemine UDMA'nın da eklenmesi ile yapıda sertlik ve dayanıklılığın arttığı bildirilmiştir [41].

Genel olarak artık monomerlerin ağız ortamına salım nedeni yetersiz polimerizasyondur. BIS-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA gibi monomerlerin tamamı iyonik partiküllerle sert bir yapı oluşturmadığından; reaksiyona girmeden kalan monomer moleküller ağız ortamında belirli nem ve ısı altında proteaz ve esteraz enzimlerinin de etkisiyle ortama serbestleşirler [14].

2.4.7. Artık Monomerlerin Salımını Etkileyen Faktörler

Rezin materyallerde reaksiyona girmemiş monomerlerin salımını çeşitli faktörler etkilemektedir:

- Çözücü maddenin yapısı; çözücü materyallerin çözme kapasitesine bağlıdır. Agresif çözücülerde daha çok ve daha hızlı serbestleşme gerçekleşmektedir. Çözücü materyalin polimerler içerisindeki hidrofilik yapılara bağlanma kapasitesine bağlı olarak ortamdaki daha çok veya daha az monomer serbestleşmesine neden olur.
- Doygunluk oranı; polimerize olan materyalde polimerizasyon için uygun şartlar sağlanmışsa daha çok çapraz bağlanmalarla daha az artık monomer oluşumuna neden olmaktadır. Böylelikle monomer yapısı içerisindeki hareketlilik azalır. Bu da çözücü içerisinde daha az ve daha yavaş monomer salımına neden olmaktadır.
- Oksijen inhibisyon tabakası; birçok araştırmacı tarafından polimerizasyon sonrası materyalin yüzeyinde monomerlerden zengin oksijen inhibisyon tabakası varlığı saptanmıştır. Araştırmaların çoğunda bu tabaka kaldırıldıktan sonra yapılan monomer analizlerinde monomer miktarlarının yaklaşık %90 azaldığı belirtilmiştir.
- Fiziksel ve kimyasal özellikler; düşük kutupsal gruplar içeren moleküllerin kompleks moleküllere göre daha çabuk serbestleştiği bildirilmektedir.

- Doldurucu tipi; doldurucu inorganik partiküllerle organik matriks monomerler arasında polimerizasyon sırasında büzülme-genleşme ve yüzeylerde oluşan bağların kuvvetliliğine bağlı olarak değişmektedir [41, 49, 66, 67].

2.4.8. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyon derecesini belirlemek veya fikir yürütebilmek için günümüzde birçok teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden bazıları şunlardır:

1. Ayırıcı Termal Analiz
2. Fourier Dönüşüm Spektroskopisi (FT-IR)
3. Katı Faz Nükleer Manyetik Rezonans (NMR)
4. UV Spektrofotometre
5. Çoklu İnternal Refleksiyon Spektroskopisi (MIRS)
6. Çift Bağ Değişimi
7. Yüzey Sertliği Ölçümü
8. Kromatografiler
 - Gaz Kromatografisi (GC)
 - Likit Kromatograf/Kütle Spektrometri (LC-MS)
 - Elektrospray İyonizasyon/Kütle Spektrometrisi
 - Micellar Elektrokinetik Kromatografi
 - Yüksek Basıncı Likit Kromatografisi (HPLC)

Ancak rezin esaslı materyallerden salınan artık monomerlerin analizi için en uygun yöntemler kromatografik yöntemlerdir [68]. Rezin esaslı materyallerden salınan komponentlerin ayırt edilebilmesi için en sık kullanılan kromatografik yöntemler HPLC ve GC/MS'dir. Ayırıştırma sürecinde monomerler mobil faz içerisinde çözünebildiğinden kontrolün daha kolay sağlanması, tekrarlanabilir, sonuçlarının güvenilir, hızlı, ekonomik ve seçici olmasından dolayı HPLC en çok tercih edilen ölçüm yöntemidir [49, 69].

2.4.9. Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)

Sıvı kromatografisi ilk kullanılmaya başlandığı zamanlarda, bir kolona doldurulan tanecikler üzerine numune ve daha sonra sıvı elüent ilave edilip sıvının yukarıdan aşağı akması beklenir ve bu oldukça zaman alırdı. Gelişen cihaz teknolojisi ile çok daha küçük tanecikleri içeren kolonlar hazırlanarak tabaka sayıları iyileştirilmiş ve kolona basınç uygulanarak akış hızı artırılmıştır. Bu şekilde elde edilen sıvı kromatografi sistemlerine arttırılmış performanslarından dolayı yüksek basınçlı likit kromatografisi (HPLC) adı verilmiştir. HPLC sağladığı yüksek doğruluk, kesinlik, hassaslık ve uçucu olmayan türler için de kullanılabilmesi nedeniyle en çok tercih edilen enstrümental kromatografi türüdür [70, 71]. Bir HPLC analizinin başarısı büyük oranda doğru çözücü sistemin belirlenmesine bağlıdır. HPLC’de kullanılacak çözücülerde bulunması gereken özellikler:

- İşlem sonrası çözücünün rahat uzaklaştırılabilmesi için kaynama noktaları düşük olmalıdır.
- Kolonda yüksek basınç oluşmaması için viskoziteleri düşük olmalıdır.
- Kullanılan dedektörlere uygun olmalıdır.
- Mümkün olduğunca güvenli bir kimyasal olmalı ve toksisitesi düşük olmalıdır.

HPLC’de çözelti olarak genellikle iki ya da daha fazla çözücünden oluşan bir karışım kullanılır. Bu karışımlarda sıklıkla belli oranlarda zayıf çözücü olarak su ve kuvvetli çözücü olarak da tetrahidrofur, etanol, metanol ve asetonitril gibi organik çözücüler tercih edilir. Seçicilik parametresi, bu çözücü oranları veya bileşimi değiştirilerek elde edilebilir.

Bazı çok bileşenli numunelerde, analiz boyunca aynı çözücü bileşimi kullanıldığında bazı elüsyon problemleri ortaya çıkabilir. Bazı bileşenler kolonu çok çabuk terkederken bazıları ise çok geç terkedebilir. Bu sorun, analiz boyunca elüent bileşiminin bir çözücü programlamasıyla değiştirilmesi ile çözülebilir. Sıvı kromatografisinde bu şekilde yapılan elüsyonlara ‘gradient elüsyon’, analiz boyunca sabit bileşimli bir çözücünün kullanılmasıyla yapılan elüsyona ise ‘isokratik elüsyon’ denir [70].

HPLC sistemler 4 ana unsurdan oluşmaktadır;

- Hareketli (mobil) faz,
- Sabit faz (kolon),
- Pompa,
- Dedektör.

Hareketli (Mobil) Faz: Ölçümü yapılacak örnek bileşenleri kolon boyunca taşıyan, çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip olan çözeltiler mobil faz olarak adlandırılır. Bu çözeltiler vialler içerisinde enjektörle alınarak belirli bir basınçla kolon boyunca ilerlediği için hareketli faz adını almıştır.

Hareketli fazda yapılacak en önemli işlem çözelti içerisindeki çözünmüş gazların uzaklaştırılmasıdır. Gazların uzaklaştırılması çeşitli yöntemlerle yapılmaktadır; ısıtma, karıştırarak vakumlama, ultrasonik yöntem. Bu işlem yapılmazsa kolonda hava kabarcıkları oluşturarak pik genişlemesine yol açılabilir. Bu da ölçümlerin hatalı olmasına yol açar.

Sabit Faz (Kolon) : HPLC’de kolon olarak çeşitli büyüklük ve çaplarda, cam veya paslanmaz çelikten yapılmış ve içinde uygun bir sabit faz bulunan malzemeler kullanılır. Bu sabit faz mobil faz içerisinde bulunan, belli bir basınç ve hızla yürütülmekte olan elüentlerle etkileşime girerek onları yavaşlatır ve belli ölçülerde alıkoyarak daha geç ilerlemesine neden olur. Buna ‘alikonma zamanı’ denir. Böylece tüm moleküller kolon içerisinde farklı zamanlarda alıkonulur. Bu işlem analiz esnasında farklı zamanlarda hangi molekülün pik yaptığını belirlediği için o molekül için kimlik niteliği taşır.

Kolon içerisinde bulunan dolgu malzemelerinin yarıçapları 3-20µm arasında değişmektedir. Dolgu partiküllerinin yarıçapı ne kadar küçük olursa teorik tabaka yüksekliği o kadar az ve kolonun verimliliği o kadar fazla olur. Ancak çok küçük taneciklerin kullanılması durumunda kolonda oluşan geri basınç artabilir. Bu nedenle optimum koşulları sağlayan dolgu malzemeleri seçilmelidir. Ayrıca kolon dolgu malzemeleri, kolona doldurulmadan önce ölçekli bir elek sisteminden geçirilmeli ve belirli bir aralıktaki tanecikler kolona doldurulmalıdır. Böylelikle kolon geçirgenliği artırılır ve daha düşük basınçlarla çalışılabilir.

Kolonda kullanılan dolgu malzemeleri çok çeşitli olabilmektedir ve kullanılan maddenin türüne göre yöntemler farklı isimlerle adlandırılır. Örneğin kolon dolgu maddesi iyon değiştirici bir reçine ise iyon kromatografisi, apolar bir madde ise ters faz sıvı kromatografisi adını alır. Bu çalışmada C18 ters faz kolon kullanıldığı için ters faz sıvı kromatografi yöntemiyle analizler yapılmıştır.

Pompa: Daha önceki sıvı kromatografi cihazlarında mobil fazın belli bir yükseklikten akışı sağlanarak kolonda yürütülmesi sağlanırdı. Fakat bu şekilde analizler çok yavaş ve uzun sürmekteydi. Sonradan geliştirilen HPLC sistemlerine pompa eklenerek hareketli fazı oluşturan çözeltinin enjektör, pompa ve detektörden belirli bir basınç altında belirli bir hızla geçmesi sağlanmıştır. Böylelikle analizler kısa zamanda ve yüksek performansla yapılabilmektedir.

HPLC’de ileri-geri hareket eden pistonlu yüksek basınç pompaları kullanılır. Bu şekilde çalışan 3 tip pompa vardır; silindir yollu pompalar, şırınga benzeri pompalar ve pnömatik pompalardır. Sıvı faz çok sıkıştırılabilen bir faz olmadığı için ani basınç artışlarında cihazın herhangi bir yerinden sıvı kaçağı sorunu olabilir. Bu sorun genellikle kalibrasyon esnasında girilen bir basınç üst limit değeri ile çözülür.

Dedektör: Dedektör HPLC’nin ana elemanlarından biridir. Kolonda yürütülen mobil fazda bulunan molekülleri tanıyarak miktar tayini yapan donanımdır. HPLC’de infrared (IR), floresans, ultraviyole (UV), kırılma indisi ve elektrokimyasal dedektörler en çok bilinen türlerdir.

UV dedektörler HPLC’de en çok tercih edilen dedektörlerdir. Bir civa ya da döteryum lambasından çıkan ışımaldan, istenilen dalga boyu seçilerek kolondan çıkan türlere gönderilir ve numunedeki bileşenlerden bu ışımayı absorbe edenler belirlenir. UV dedektörler 195-350 nm dalga boyları aralığında kullanılabilirler. Bu dedektörlerle çok küçük derişimlerdeki bileşenler belirlenebilir, seçicilikleri oldukça yüksektir ve gradient elüsyon için oldukça uygundur.

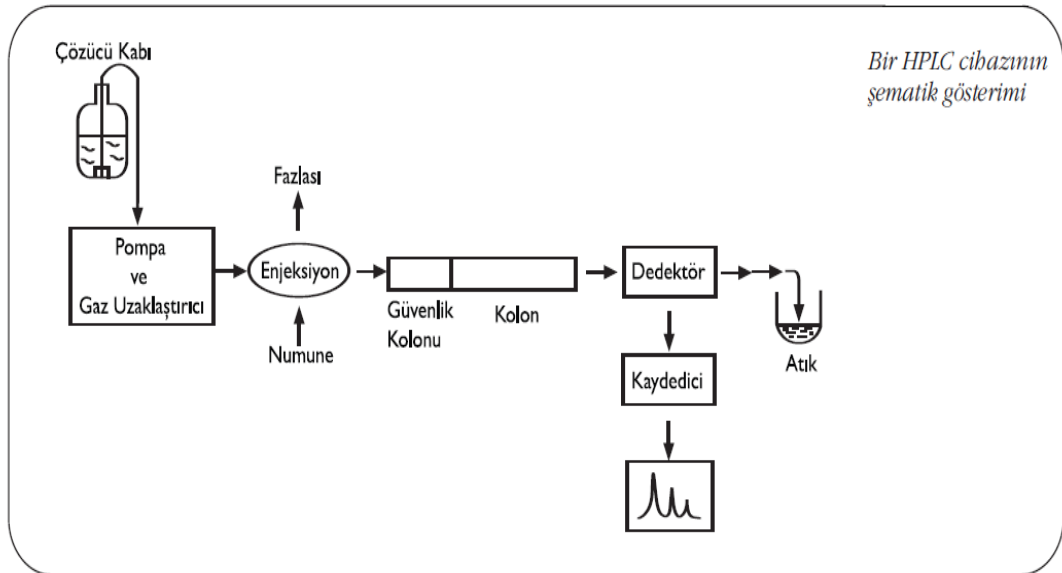
Çeşitli tiplerde UV dedektörler vardır, en ucuzu tek bir dalga boyunda çalışan filtreli UV dedektördür. Monokromatörlü UV dedektörler aynı anda 4-5 dalga boyunu tarayabilir ve çoklu dalga boylu dedektörler olarak piyasada bulunur. En pahalı olanı bir fotodiyot dizisi kullanılarak aynı anda istenildiği kadar dalga boyunu tarayan

diyot dizinli (DAD) dedektörlerdir. Fotodiyot dizinlerindeki her bir fotodiyot başka bir dalga boyunda ışık şiddetini ölçmektedir. Bu çalışmadaki HPLC cihazında DAD dedektörü kullanılmıştır.

HPLC sistemleri genel olarak şu şekilde çalışır;

- Önce analizi yapılacak olan örneklerden standart stok çözeltileri hazırlanır ve farklı konsantrasyonlarda alınarak kolona enjekte edilir ve pompa yardımıyla mobil fazın yürütülmesiyle uygun bir dedektöre tanıtılır ve her bir standartın piki ve alıkonma zamanları belirlenir.
- Cihazın bu standartlara göre oluşan lineer kalibrasyon grafiği çizilir.
- Örnekler kolona enjekte edilerek pik alanı ya da yüksekliği dedektörler tarafından belirlenir. Son olarak, daha önce oluşturulan kalibrasyon grafiğine göre bilgisayar programı vasıtasıyla pik alanı ya da yüksekliğine göre örneğin konsantrasyonları ölçülmüş olur.

Şekil 2. 5.'te bir HPLC elemanlarının ve çalışma sisteminin şeması genel olarak gösterilmiştir.



Şekil 2. 5: HPLC sistemlerin şematik görünümü

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereçler

Çalışmamızın örnek kalıp hazırlanması kısmı İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda; kimyasal solüsyonların hazırlanması ve HPLC analizinin yapılması Tarım ve Köy İşleri Bakanlığı Malatya Kayısı Araştırma Merkezi'nde; SEM görüntülerinin alınması işlemi İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir.

3.1.1. Örneklerin Hazırlanması İçin Kullanılan Gereçler

Bu çalışmada çocuk diş hekimliği kliniklerinde süt dişlerinin restorasyonlarında sıklıkla kullanılan iki farklı kompomer materyalinin 3 farklı rengi test edilmiştir. Geleneksel diş renginde kompomer olarak Dyract XP'nin (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) A2 rengi (Şekil 3. 1) ve renkli kompomer olarak Twinky Star'ın (VOCO, Cuxhaven, Almanya) pembe ve mavi renkleri (Şekil 3. 2) kullanılmıştır.



Şekil 3. 1: A2 renkli kompomer (Dyract XP)

Tablo 3. 1: Dyract XP'ye ait MSDS* verileri[72]

Ticari Adı	Üretici Firma	Zararlı Bileşenler	Oran
Dyract XP	Dentslpy DeTrey, Konstanz, Almanya	Metakrilat bazlı monomerler(Xi, R36/37/38**	% 10-25
		Stronsiyum florid	%2,5-10

*MSDS: material safety data sheet (malzeme güvenlik veri dosyası)

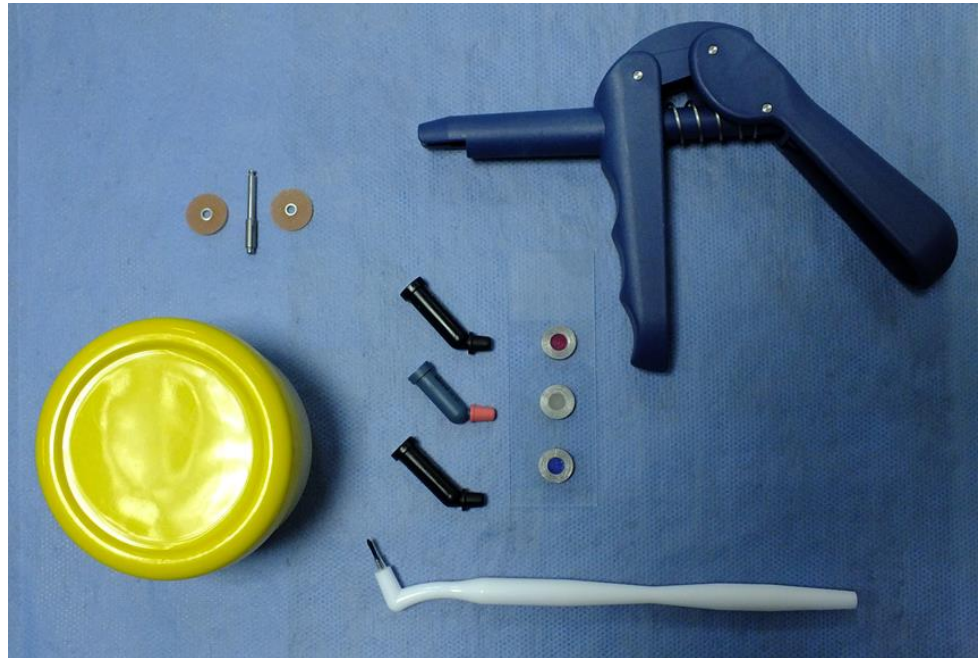
**Xi: İritan, R36/37/38: göz, solunum sistemi ve deri

**Şekil 3. 2.** Pembe ve mavi renkli kompomerler (Twinky Star)**Tablo 3. 2:** Twinky Star'a ait MSDS* verileri [73]

Ticari Adı	Üretici Firma	Zararlı Bileşenler	Oran
Twinky Star	VOCO, Cuxhaven, Almanya	BIS-GMA	% 10-25
		UDMA	% 10-25
		Katalizör	%≤2,5

* MSDS: material safety data sheet (malzeme güvenlik veri dosyası)

Örnek kalıpların hazırlanması için çapı 5mm, yüksekliği 2mm olan standart teflon kalıplar kullanılmıştır. Kalıpların düz bir zeminde hazırlanabilmesi için 1 adet lam ve örneklerin kalıptan rahatça çıkabilmesi için vazelin ve 1 adet fırça uçlu aplikatör kullanılmıştır. Kalıplara kompomer materyallerinin tüplerden aktarılması için kompomer setlerinin içerisinde mevcut olan aplikatör kullanılmıştır. Ayrıca polimerizasyon sonrası oksijen inhibisyon tabakasını kaldırmak amacıyla Sof-Lex kalın grenli cila diskleri (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kullanılmıştır (Şekil 3. 3).



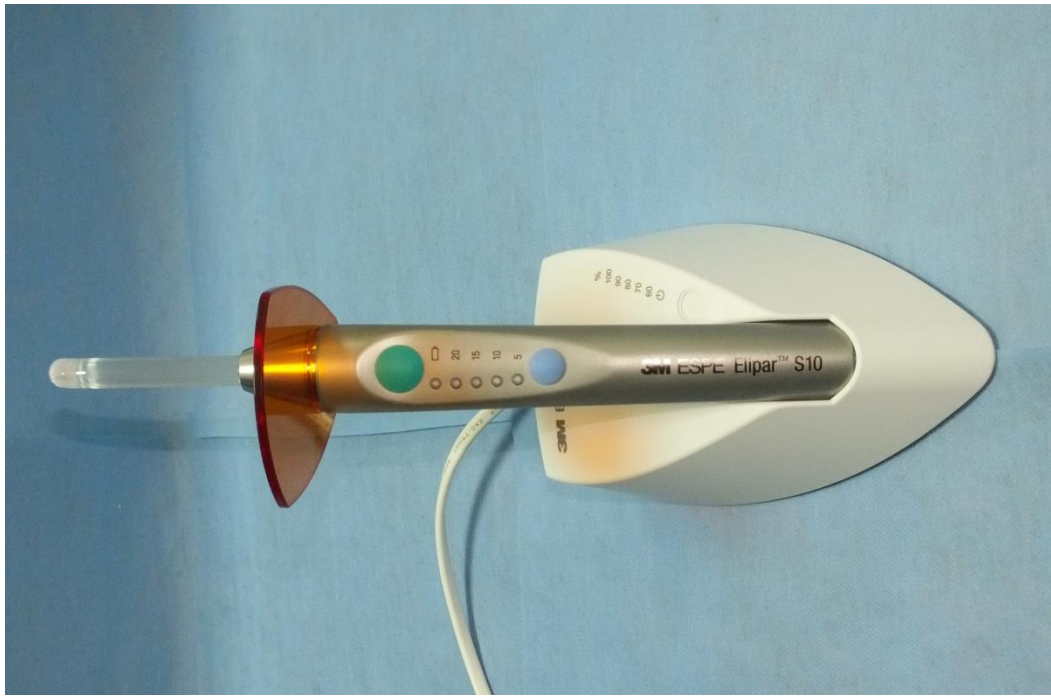
Şekil 3. 3. Örneklerin hazırlanması için kullanılan gereçler

3.1.2. Kullanılan Işık Kaynağı

Kompomerlerin polimerizasyonu için ışık kaynağı olarak yeni nesil LED (Elipar S10, 3M ESPE, St. Paul, ABD) kullanılmıştır (Şekil 3. 4). Elipar S10 LED ışık cihazı en az 1200 mW/cm² çıkış gücüne sahip (Tablo 3. 3), şarj edilebilen, farklı modlarda ve farklı zamanlarda polimerizasyon yapabilen bir cihazdır. Ayrıca ışık yoğunluk ölçümünü kendiliğinden yapabildiği için ışığın standadizasyonu da yapılabilmektedir.

Tablo 3. 3: Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynağına ait özellikler

Ticari Adı	Üretici Firma	Işık Gücü	Dalga Boyu
Elipar S10	3M ESPE, St. Paul, ABD	>1200 mW/cm ²	430-480 nm

**Şekil 3. 4:** LED Işık cihazı (Elipar S10)

3.1.3. Artık Monomer Miktarını Belirlemede Kullanılan Gereçler

- HPLC cihazı (UFLC-XR, Shimadzu, Japonya) (Şekil 3. 5)
- Hassas terazi (AUX220, Shimadzu, Japonya) (Şekil 3. 6)
- Vakumlu filtrasyon cihazı (BFC/BF-S2500, Abel Industries, Kanada) (Şekil 3. 7)
- Manyetik karıştırıcı (Wisestir, DAIHAN Scientific Co. Kore) (Şekil 3. 8)
- Ultra saf su cihazı (Milipore/Fransa) (Şekil 3. 9)
- Etüv (Lab. Companion ON-11E, Kore) (Şekil 3. 10)
- Analitik kolon (250x4,6mm CS-2546-C185, Higgins, USA) (Şekil 3.11)



Şekil 3. 5: Çalışmada kullanılan HPLC cihazı



Şekil 3. 6: Hassas terazi



Şekil 3. 7: Vakumlu filtrasyon cihazı



Şekil 3. 8: Manyetik karıştırıcı



Şekil 3. 9: Deiyonize su elde etmek için ultra saf su cihazı



Şekil 3. 10: 37°C'ye ayarlı etüv



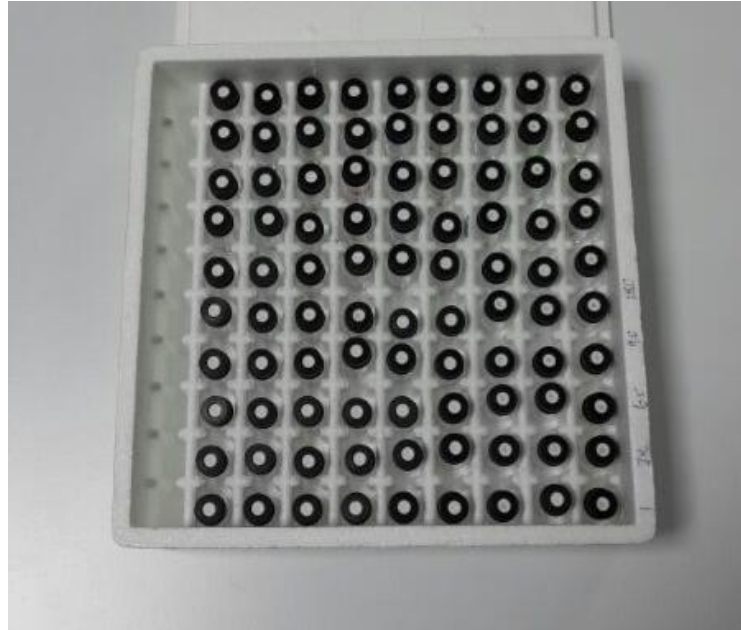
Şekil 3.11: C18 ters faz analitik kolon

Çalışmada örneklerin hazırlanması esnasında 0,45µm'lik por genişliğine sahip enjektör filtresi, 2mL'lik vida kapaklı, amber renkli cam vialler (Şekil 3. 12) ve 1mL'lik eppendorf uyumlu pipet uçları kullanılmıştır. Ayrıca kimyasal olarak aşağıdaki sıvılar kullanılmıştır;

- HEMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) (Şekil 3.14)
- BIS-GMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) (Şekil 3.14)
- TEGDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD)
- UDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) (Şekil 3. 14)
- Deiyonize su (HPLC Grade, Sigma Aldrich 01050KC)
- %99,8'lik asetonitril (ACN MERCK, I179258)
- %99'luk etanol (MERCK, K34553486)



Şekil 3. 12: Standart çözeltilerin konulduğu amber renkli cam vialler



Şekil 3. 13: Kompomerlerin bulunduğu çözeltiden elde edilmiş 1mL'lik örnekler



Şekil 3. 14: Standart olarak kullanılan saf monomerler

Tablo 3. 4: Standart monomerlere ait bazı özellikler

Ticari Adı	HEMA	BIS-GMA	TEGDMA	UDMA
Üretici Firma Ürün No	Sigma-Aldrich 477028	Sigma-Aldrich 494356	Sigma-Aldrich 261548	Sigma-Aldrich 436909
Molekül Ağırlığı	130,14 gr/mol	512,59 gr/mol	286,33 gr/mol	470,57 gr/mol
Molekül Formülü	$C_6H_{10}O_3$	$C_{29}H_{36}O_8$	$C_{14}H_{22}O_6$	$C_{23}N_2O_7H_{37}$

3.2. Yöntem

Geleneksel ve renkli kompomerlerden artık monomer salımının zamana göre incelendiği çalışmamızda sırasıyla; örneklerin hazırlanması, artık monomer salımı için çözücü solüsyonların hazırlanması, HPLC cihazına standart monomerlerin tanıtılması, HPLC cihazının kalibrasyonu, numunelerin çözücü solüsyonlarına konulması, farklı zaman periodlarında örnekler alınması, sonuçların istatistiksel analizlerinin yapılması işlemleri gerçekleştirilmiştir.

3.2.1. Örneklerin Hazırlanması

Kompomer örnekleri hazırlanırken mikroskop lamı üzerine konulan yüksekliği 2mm, iç çapı 5mm olan standart teflon kalıplar kullanılmıştır. Kompomerlerin polimerizasyonu öncesinde LED ışık cihazı kendi bünyesinde ışık yoğunluğunu ölçebildiğinden, her ölçüm öncesi ışık yoğunluğu ölçülerek standardizasyon yapılmıştır (Şekil 3.15). Teflon kalıpların içi fırça uçlu aplikatörler vasıtasıyla örneklerin sonradan kolay çıkarılabilmesi için vazelinle kaplanmış ve kompomer tabancasıyla materyaller kalıplara kondanse edilmiştir. Daha sonra ışık kaynağı ucu ve materyal ile arada mesafe olmayacak şekilde her bir örnekte üretici firmanın önerileri doğrultusunda Twinky Star renkli kompomerler 40 sn, Dyract XP A2 renkli kompomerler 10 sn olacak şekilde polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3. 15: Polimerizasyon öncesi LED cihazının ışık yoğunluğunun ölçümü

Bu çalışmada renk faktörü dikkate alınarak 2 farklı kompomer materyalinin 3 farklı rengi test edilmiştir. Bu amaçla her bir grupta 10 örnek olacak şekilde 3 çalışma grubu oluşturulmuştur. Her grupta örnek sayısının belirlenmesi için güç analizi yapılmıştır. Gruplar:

Grup 1: Geleneksel diş rengindeki kompomer Dyract XP'nin A2 rengi,

Grup 2: Renkli kompomer Twinky Star'ın pembe rengi ve

Grup 3: Renkli kompomer Twinky Star'ın mavi rengi.

Toplam 30 kompomer kalıbının her birinden Sof-Lex kalın grenli cila diskleri (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kullanılarak oksijen inhibisyon tabakası kaldırılmıştır.

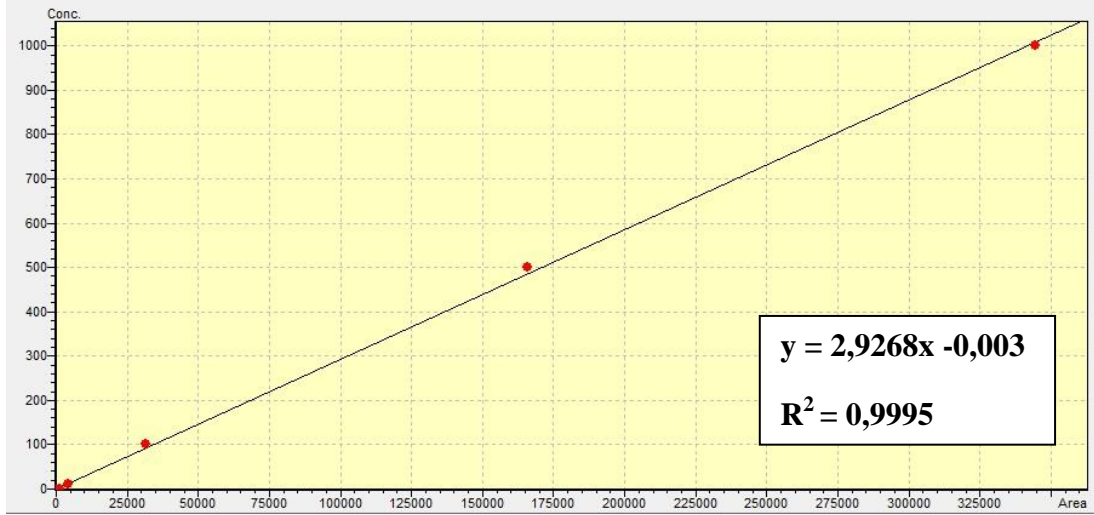
Tablo 3. 5: Renk faktörü dikkate alınarak oluşturulan çalışma gruplarındaki örnek sayısının dağılımı

Kompomer Rengi	A2	Pembe	Mavi
Kalıp sayısı	10	10	10
Toplam	30		

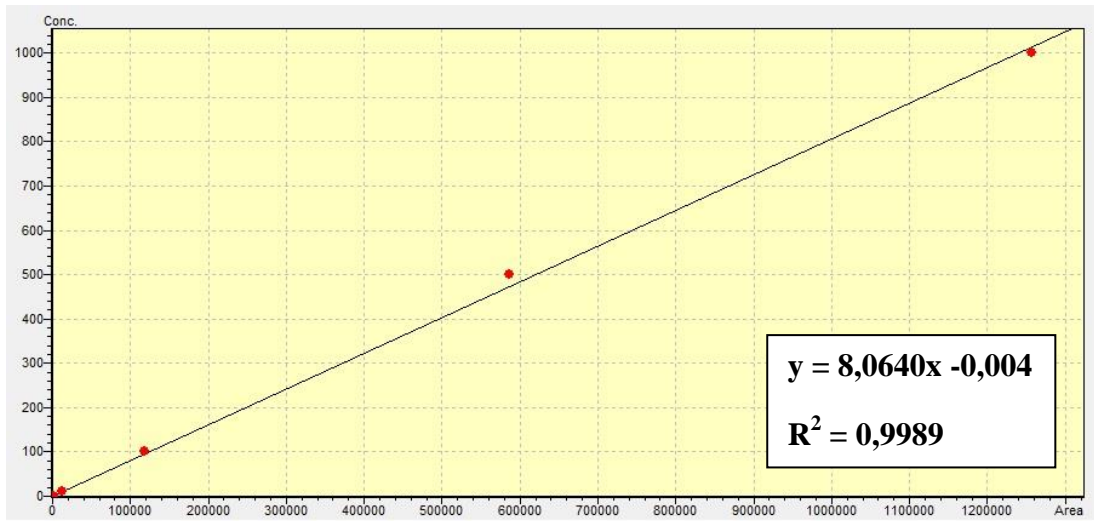
Her bir örnekten ekstraksiyonların gerçekleşebilmesi için %75 etanol ve %25 saf su olacak şekilde bir karışım hazırlanmıştır. Bu karışımlar vida kapaklı amber renkli cam viallere konularak cihazın kalibrasyonundan sonra işleme başlamak için +4°C’de buzdolabında saklanmıştır.

3.2.2. HPLC Cihazının Ölçüme Hazırlanması

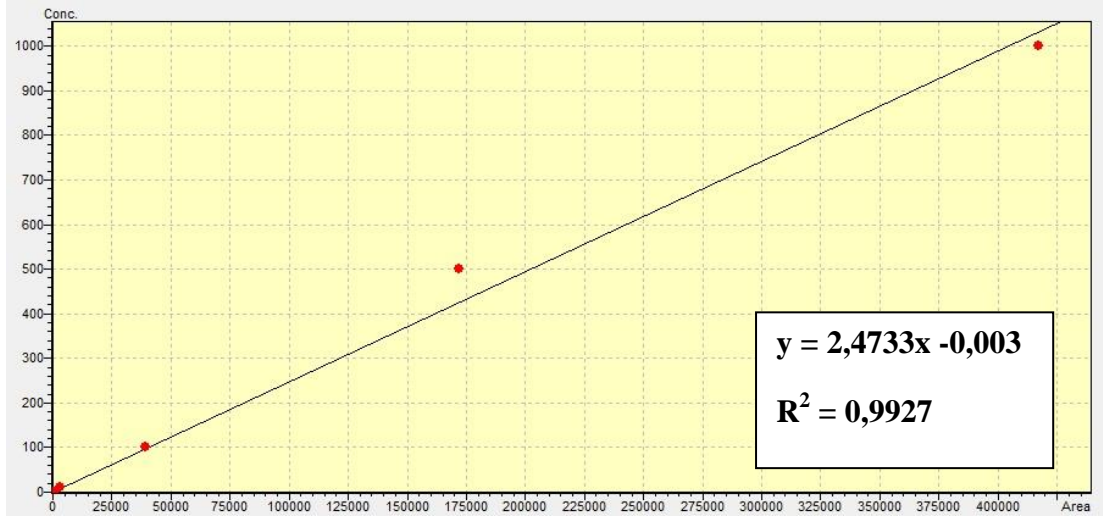
HPLC cihazının kalibrasyonunda önce standart olarak kullanılan saf monomerler ile sırasıyla 0,1, 1, 10, 100, 500, 1000 ppm’lik çözeltiler hazırlanarak HEMA, BİS-GMA, TEGDMA ve UDMA’nın her birinden 6’şar çözelti hazırlanarak toplam 24 standart stok çözelti HPLC sistemine enjekte edilmiştir. Bu aşamada mobil faz olarak %80 asetonitril ve %20 su karışımı kullanılmıştır. Böylelikle her bir monomere ait alıkonma zamanları ve lineer kalibrasyon grafikleri belirlenmiştir. Grafik 3.1-3.4’de standart monomerlere ait kalibrasyon grafikleri verilmiştir.



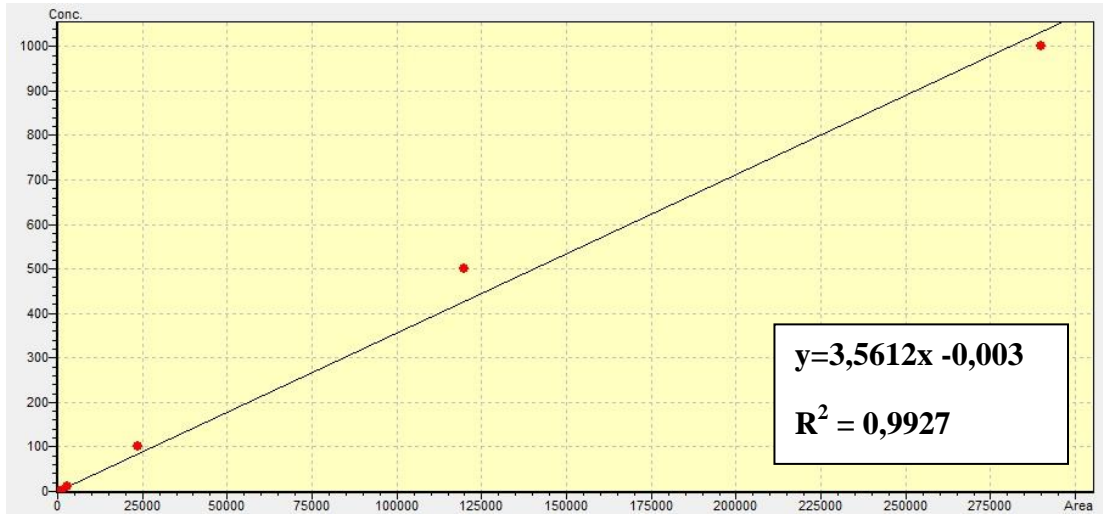
Grafik 3. 1: HEMA'ya ait kalibrasyon grafiği



Grafik 3. 2: BİSGMA'ya ait kalibrasyon grafiği



Grafik 3. 3: TEGDMA'ya ait kalibrasyon grafiği



Grafik 3. 4: UDMA'ya ait kalibrasyon grafiği

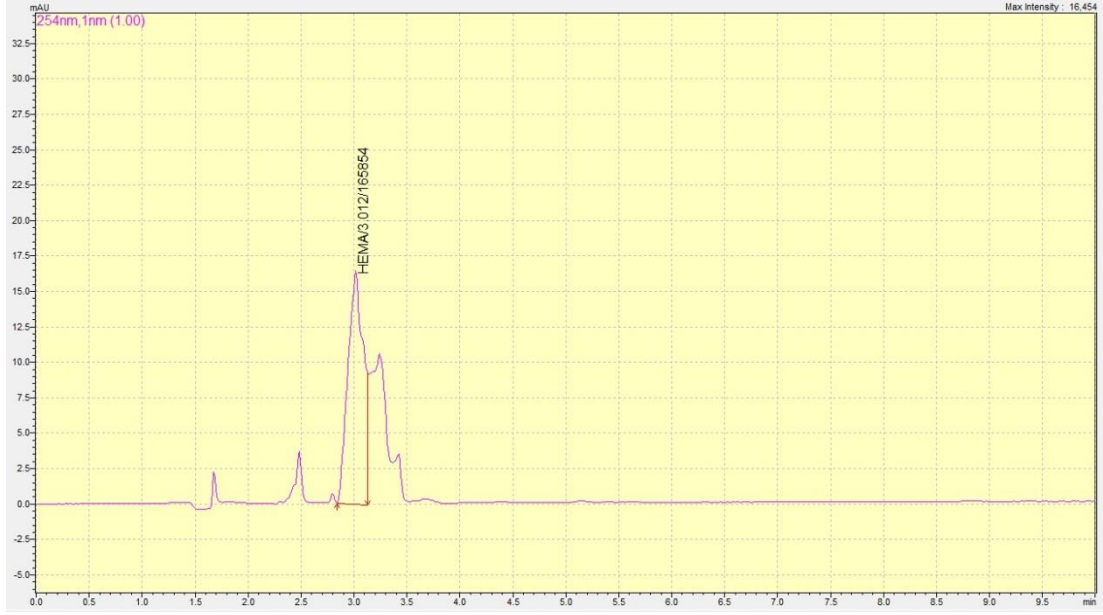
Tablo 3. 6: Monomerlerin lineerlik sonuçları

Artık Monomer	Dalga Boyu (λ, nm)	Korelasyon Katsayısı (R^2)	Denklem
HEMA	254	0,9995	$y = 2,9268x - 0,003$
BISGMA	254	0,9989	$y = 8,0640x - 0,004$
TEGDMA	254	0,9927	$y = 2,4733x - 0,003$
UDMA	254	0,9927	$y = 3,5612x - 0,003$
y: Alan		x: Konsantrasyon	

HEMA, BIS-GMA, TEGDMA, UDMA monomerlerine ait alıkonma zamanları sırasıyla; 3dk, 5dk, 4,5dk, 4,1dk olarak belirlenmiştir (Tablo 3. 7). Grafik 3. 5-3. 8'de monomerlere ait alıkonma zamanları ve pikleri verilmiştir.

Tablo 3.7: Artık monomerlerin alıkonma zamanları

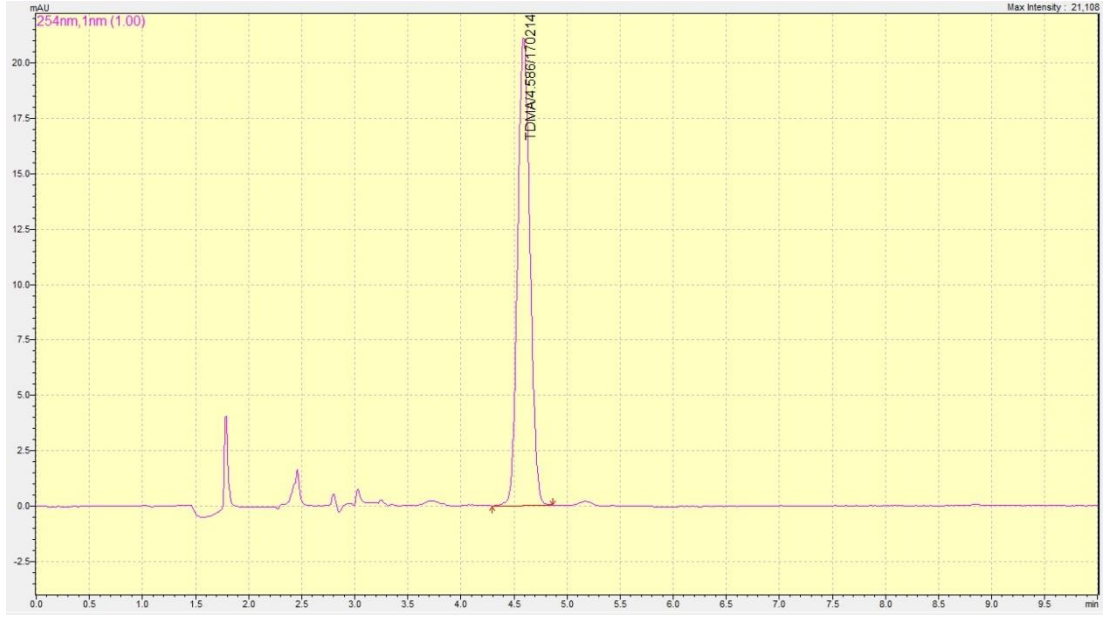
Artık Monomer	HEMA	BISGMA	TEGDMA	UDMA
Alıkonma Zamanı	3dk	5dk	4,5dk	4,1dk



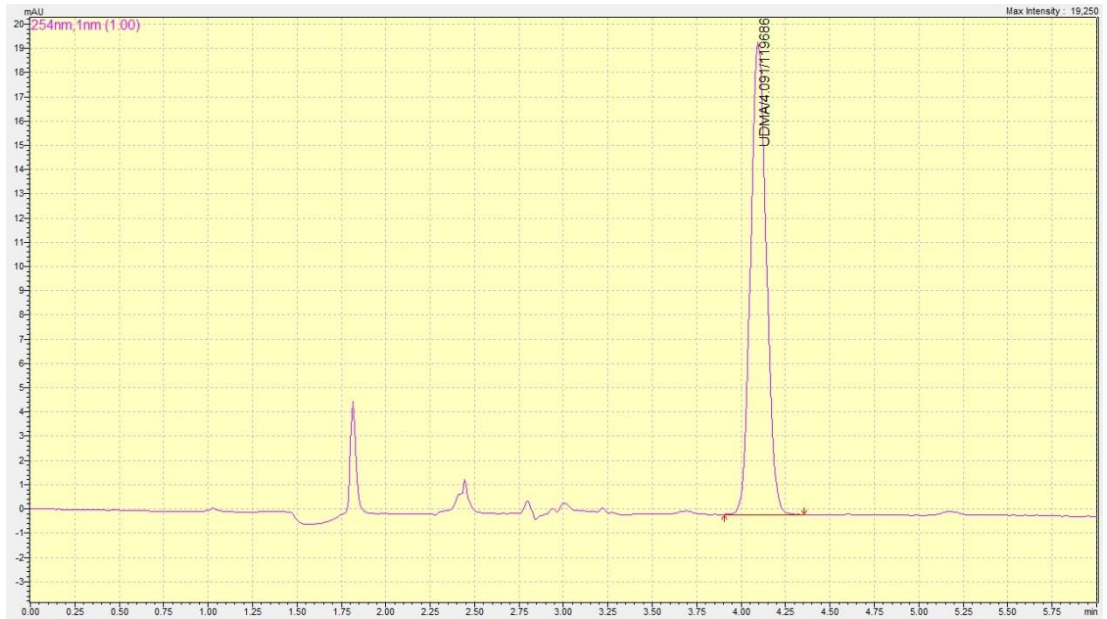
Grafik 3. 5: HEMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı



Grafik 3. 6: BIS-GMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı



Grafik 3. 7: TEGDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı



Grafik 3. 8: UDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı

3.2.3. Artık Monomer Salım Miktarlarının Belirlenmesi

HPLC cihazının monomer analizi yapabilmesi için dört farklı standart monomere (HEMA, BIS-GMA, TEGDMA ve UDMA) göre kalibrasyonu yapıldıktan sonra kompomer kalıpları çözücü içerisine (%75 etanol-%25 su) konularak ekstraksiyon işlemi başlatılmıştır. Kompomer kalıplar 20 mL'lik cam viallere konulduktan sonra sırasıyla 10. dk, 1. saat, 3. saat, 12. saat, 1. gün, 3. gün, 7. gün, 11. gün, 14. gün, 21. gün ve 30. günlerde olmak üzere 11 farklı zaman diliminde 1'er mL'lik örnekler alınarak toplam 330 örnek solüsyon elde edilmiştir (Tablo 3. 8). Bu örneklerin her biri kromatogramlar elde edilene kadar +4°C'de bekletilmiştir.

Tablo 3. 8: Artık monomerlerin ölçülmesine ait çalışma grupları

Gruplar (n=10)	10. dk.	1. saat	3. Saat	12. Saat	1. Gün	3. Gün	7. Gün	11. Gün	14. Gün	21. Gün	30. Gün	Toplam
Grup 1	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	110
Grup 2	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	110
Grup 3	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	110
Grup 1: Dyract XP'nin A2 rengi Grup 2: Twinky Starın pembe rengi Grup 3: Twinky Starın mavi rengi												

Artık monomerlerin salındığı çözeltiler numune alınma seansları arasında 37°C'deki etüvde bekletilmiştir. Her bir zaman diliminde çözeltilerden eppendorf yardımıyla 1'er mL'lik çözeltiler alınmış ve 2 mL'lik amber renkli cam viallere aktarılarak HPLC cihazına enjekte edilmiştir. Dedektör 254 nm'ye ayarlanmıştır. Alıkonma zamanlarından en uzununu 5 dk. olduğu için her bir yürütme işlemi ortalama 6,9 MPa basınçla 7 dk.'da gerçekleştirilerek kromatogramlar elde edilmiştir. Elde edilen kromatogramlarda, daha önceden her bir monomer için belirlenmiş olan pikler

üzerinden ölçümler yapılmıştır. Bu çalışmada pik alanı ölçülerek salınan monomer miktarları belirlenmiştir.

3.2.4. İstatistiksel Değerlendirme

3.2.4.1. İstatistik Yöntemleri

Sonuçların istatistiksel analizi İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıp Bilişimi Anabilim Dalı'nda bir istatistik uzmanı tarafından SPSS 21.0 yazılım programı kullanılarak yapılmıştır.

Veriler, 'ortalama \pm standart sapma' şeklinde özetlenmiştir. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testiyle yapılmıştır. Varyansların homojenliği Levene testiyle kontrol edilmiştir. Her bir ölçüm periyodunda gruplar arasında artık monomer salım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için "One Way Anova" testi kullanılmıştır. Farklılığın tespit edilmesi durumunda ise, farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için "Tukey HSD testi" kullanılmıştır. Her bir grupta ölçüm periyodları arası artık monomer salım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için Friedman testi kullanılmıştır. Farklılığın tespit edilmesi durumunda ise, farklılığın hangi ölçüm periyodundan kaynaklandığını tespit edebilmek için alt grup karşılaştırılması Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi kullanılarak yapılmıştır. Verilere yönelik regresyon grafikleri ve denklemleri tahmin edilmiştir. $p < 0,05$ değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

3.2.4.2. Deneysel Güç Analizi

En yüksek ortalama farkı 1,96, standart sapması 0,80, tip I hata 0,05, her bir grupta 10 örnek ve grup sayısı üç olduğunda, deneysel güç analizine göre gerçekleşen güç 0,997 olarak hesaplanmıştır (MedCalc 12.6.2 for Windows).

4. BULGULAR

Çalışmamızda oluşturulan grupların reaksiyona girmemiş artık monomer (HEMA, BIS-GMA, TEGDMA, UDMA ve toplam artık monomer) salım değerleri HPLC ile elde edilmiş ve sonuçlar istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

4.1. Çalışma Grupları ve Ölçüm Periyodlarına Göre HPLC Bulguları

4.1.1. HEMA Değerleri

Tablo 4. 1’de tüm grupların ölçüm periyodlarına göre HEMA salım değerleri verilmiştir. Her bir ölçüm periodunda gruplar arası HEMA salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için “One Way Anova” testi kullanılmıştır. Buna göre; 1. saat, 3. saat, 14. gün, 21. gün ve 30. günlerde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise “Tukey HSD testi” kullanılmıştır. Buna göre farklılık; 1. ve 3. saatte Grup 2’den, 14. günde Grup 3’den, 21. ve 30. günlerde ise hem Grup 2 hem de Grup 3’den kaynaklanmıştır ($p < 0,05$). Her bir grupta ölçüm periyodları arası HEMA salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için “Friedman testi” kullanılmıştır. Bu teste göre; tüm gruplarda ölçüm periyodları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Farklılığın tespit edilmesi durumunda ölçüm periyodlarının ikili karşılaştırılması “Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi” kullanılarak yapılmıştır. Bu teste göre; Grup 1’de; 10. dk ve 1. saat sonrası yapılan ölçümler arasındaki farklılıklar, Grup 2 ve Grup 3’de ise 10. dk ve 1. saat, 1. saat ve 3. saat sonrası yapılan ölçümler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). En az HEMA salım miktarı 10. dakikada Grup 2’de (pembe renk) ve en çok HEMA salım miktarı 30. günde Grup 1’de (A2 renk) gerçekleşmiştir. Toplamda 30. gün en fazla HEMA salımı Grup 1’de (A2 renk) ve en az ise Grup 3’de (mavi renk) gerçekleşmiştir.

Tablo 4. 1: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre HEMA salım miktarlarının karşılaştırılması

Ölçüm Periyodu	GRUPLAR			OWA	P
	G 1	G 2	G 3		
	(n=10)	(n=10)	(n=10)		
10. dk	4,00±1,25	2,87± 0,91	3,88± 1,48	2,53	0,098
1. saat	6,17±1,05^a	4,43± 0,84^b	5,26± 1,43^{ab}	5,79	0,008*
3. saat	4,35±0,89 ^a	5,26± 1,15^b	4,23± 0,75^a	3,52	0,044*
12. saat	4,07±0,91 ^a	4,75± 1,23 ^b	4,49± 0,76 ^{bc}	1,20	0,315
1. gün	4,65±1,29 ^a	4,60± 0,80 ^b	5,09± 1,13 ^b	0,59	0,558
3. gün	5,77±0,78	5,77± 0,96	5,89± 0,96	0,06	0,942
7. gün	5,56±1,29	6,04± 1,68	5,29± 1,07	0,76	0,474
11. gün	5,76±1,25	5,30± 0,93	5,22± 1,38	0,56	0,574
14. gün	6,25±1,24 ^a	5,12± 0,94 ^{ab}	4,66± 0,93 ^b	6,04	0,007*
21. gün	6,54±1,12 ^a	5,51± 0,64 ^b	4,60± 0,77 ^c	12,46	0,00**
30. gün	6,73±1,13 ^a	5,56± 0,62 ^b	4,79± 0,67 ^c	13,37	0,00**
F	15,60	16,96	10,48		
P	0,004*	0,002*	0,003*		

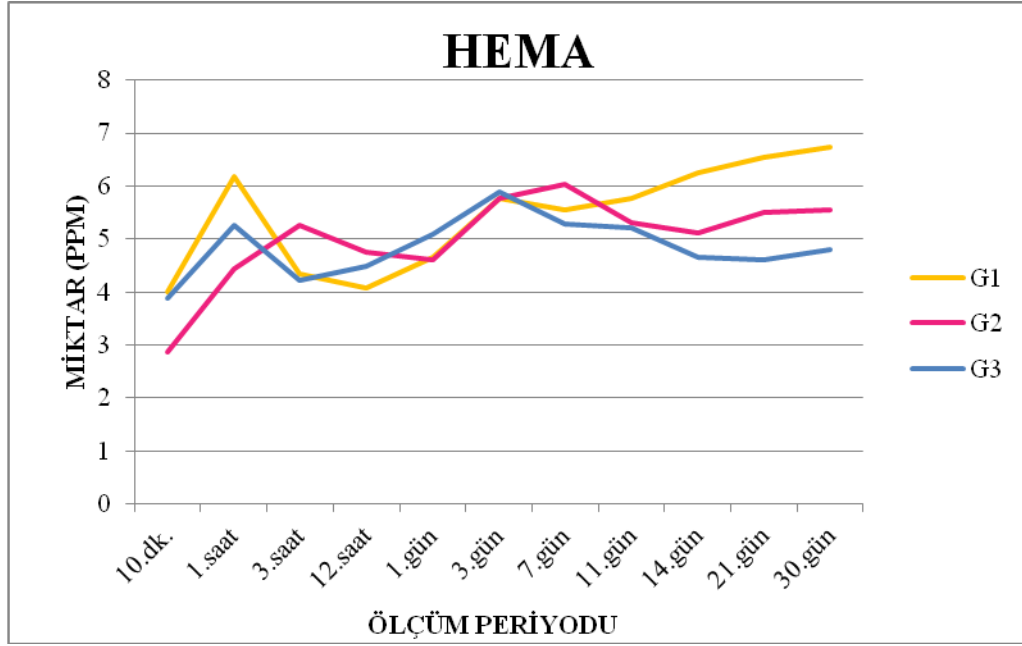
G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi ve G 3: Twinky Starın mavi rengi

*: p<0,05 seviyede anlamlı ve **: p<0,001 seviyede anlamlı

OWA: One Way Anova değeri ve F: Friedman değeri

Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili ölçüm periyodunda çalışma grupları arasında HEMA salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (Tukey HSD testine göre)

Her bir sütunda bold karakter; ilgili çalışma grubunda ölçüm periyotları arasında HEMA salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir (Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testine göre)



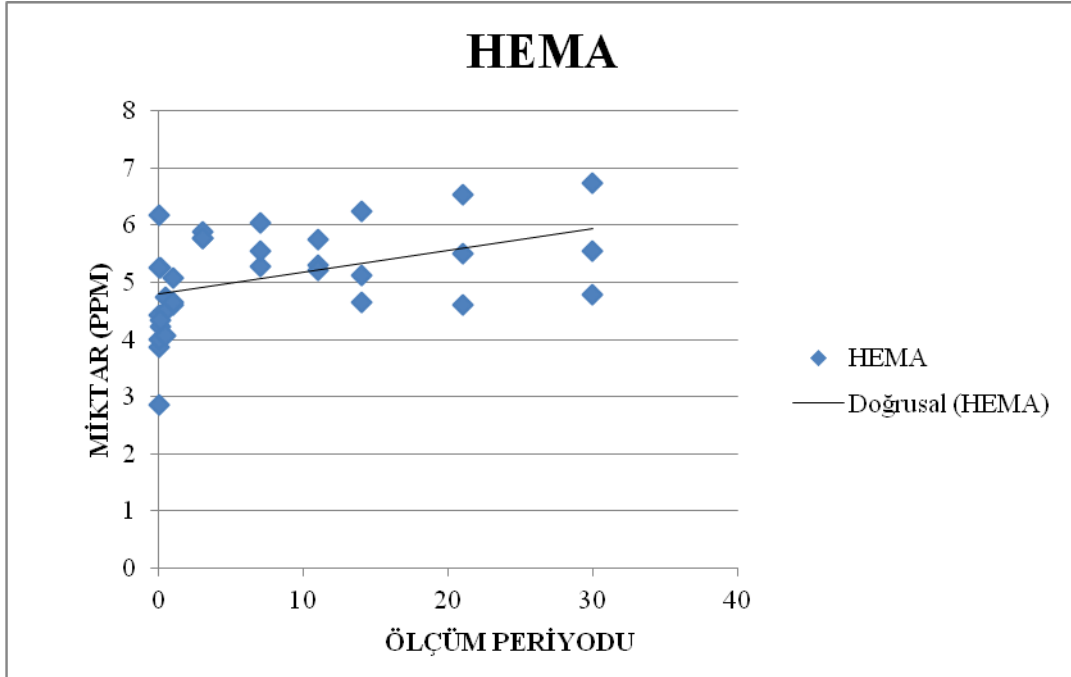
Grafik 4. 1: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre HEMA salın miktarlarının dağılımı. G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi, G 3: Twinky Starın mavi rengi

Tablo 4. 2: HEMA salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu

Model	Standartlaştırılmamış Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t	P	Katsayılar İçin %95,0 Güven Aralığı	
	Beta	Standart Hata	Beta			Alt Sınır	Üst Sınır
Sabit	4,800	0,174		27,646	<0,001	4,446	5,154
Zaman (Gün)	0,038	0,014	0,443	2,752	0,010	0,010	0,067

HEMA'nın kümülatif salın değerleri ile zaman arasında pozitif yönde, orta dereceli ve anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Pearson korelasyon=0,44; $p<0,005$). HEMA'nın kümülatif değerleri ile zaman arasındaki ilişkiyi ortaya koyan modelin

açıklayıcılık katsayısı 0,19'dur. Yani zaman HEMA'nın kümülatif salımının %19'unu ifade eder. Tahmin edilen model verilere uygun olduğu belirlenmiştir [F(1,31)=7,5; p<0,01]. Tablo 4.2'ye göre HEMA'nın her 3 grup için zamana göre kümülatif salım denklemi $y(\text{HEMA})=4,8+0,38x(\text{zaman})$ olarak tahmin edilmiştir.



Grafik 4. 2: HEMA salımına ait regresyon grafiği

4.1.2. BIS-GMA Değerleri

Tablo 4. 3'de tüm grupların ölçüm periyodlarına göre BIS-GMA salım değerleri verilmiştir. Her bir ölçüm periodunda gruplar arası BIS-GMA salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için "One Way Anova" testi kullanılmıştır. Buna göre; 1. saat BIS-GMA salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0,05$), diğer tüm ölçüm periyodlarında BIS-GMA salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise "Tukey HSD testi" kullanılmıştır. Buna göre farklılık; 10. dakika, 3. saat ve 30.

günde Grup 3'den, 12. saat, 1. gün, 3. gün, 7. gün, 11. gün, 14. gün ve 21. gün ise Grup 2 ve Grup 3'den kaynaklanmıştır ($p < 0,05$). Her bir grupta ölçüm periyodları arası BIS-GMA salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için "Friedman testi" kullanılmıştır. Bu teste göre; tüm gruplarda ölçüm periyodları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,001$). Farklılığın tespit edilmesi durumunda ölçüm periyodlarının ikili karşılaştırılması "Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi" kullanılarak yapılmıştır. Bu teste göre; Grup 1'de; 3. saat ve 12. saat sonrası yapılan ölçümler arasındaki farklılıklar, Grup 2 ve Grup 3'de ise 10. dk ve 1. saat, 3. saat ve 12. saat sonrası yapılan ölçümler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,001$). En az BIS-GMA salım miktarı 10. dakikada Grup 2'de (pembe renk) ve en çok BIS-GMA salım miktarı 30. günde Grup 3'de (mavi renk) gerçekleşmiştir. Toplamda 30. gün en fazla BIS-GMA salımı Grup 3'de (mavi renk) ve en az ise Grup 1'de (A2 renk) gerçekleşmiştir.

Tablo 4. 3: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre BIS-GMA salım miktarlarının karşılaştırılması

Ölçüm Periyodu	GRUPLAR			OWA	P
	G 1 (n=10)	G 2 (n=10)	G 3 (n=10)		
10. dk	0,62±0,14 ^a	0,61± 0,20 ^a	0,93± 0,15 ^b	9,00	0,00**
1. saat	1,07±0,27	1,44±0,40	1,42± 0,31	4,582	0,054
3. saat	1,87±0,45 ^a	1,52± 0,25 ^{ab}	1,38± 0,13 ^b	2,25	0,005*
12. saat	3,41±0,65^a	5,98± 1,40^b	5,77± 0,80^b	21,29	0,00**
1. gün	3,88±0,71 ^a	6,64± 1,16 ^b	6,83± 1,01 ^b	24,42	0,00**
3. gün	5,38±0,97 ^a	7,53± 1,07 ^b	8,26± 0,85 ^b	21,03	0,00**
7. gün	6,30±1,15 ^a	10,36± 1,97 ^b	10,13± 1,42 ^b	23,00	0,00**
11. gün	8,03±3,04 ^a	16,00± 2,5 ^b	15,80± 1,36 ^b	35,92	0,00**
14. gün	11,13±2,18 ^a	16,00± 2,53 ^b	16,00± 1,49 ^b	16,53	0,00**
21. gün	11,73±2,47 ^a	16,45± 2,9 ^b	17,39± 2,04 ^b	16,64	0,00**
30. gün	18,86±3,67 ^a	23,45± 5,51 ^{ab}	28,03± 3,89 ^b	10,73	0,00**
F	40,00	37,36	38,08		
P	0,00**	0,00**	0,00**		

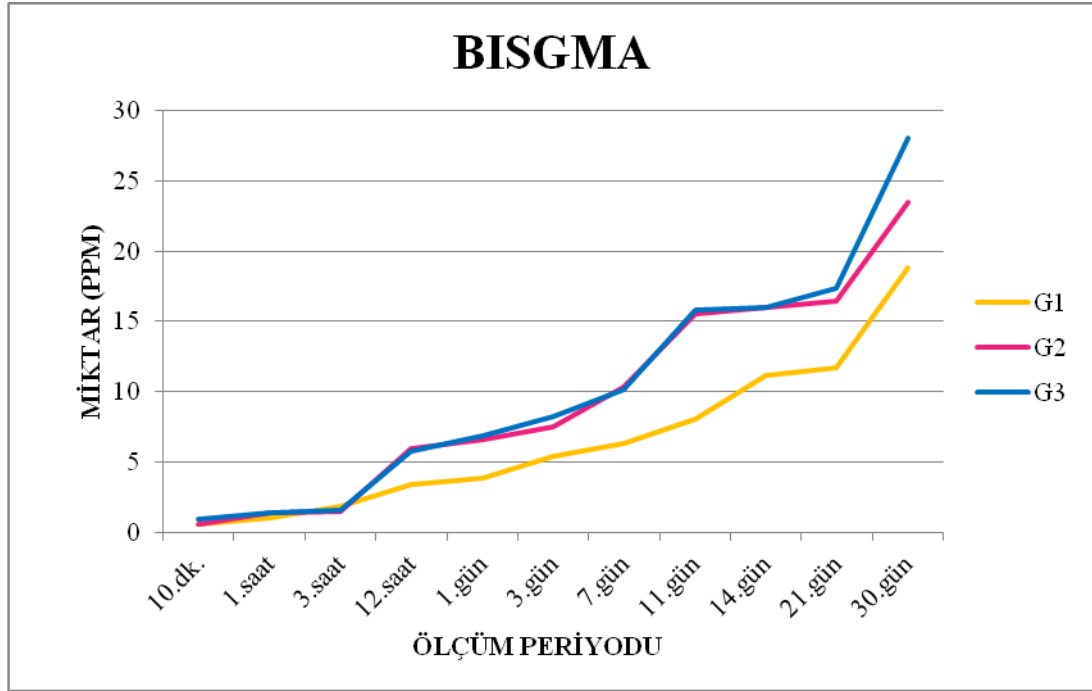
G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi ve G 3: Twinky Starın mavi rengi

*: p<0,05 seviyede anlamlı ve **: p<0,001 seviyede anlamlı

OWA: One Way Anova değeri ve F: Friedman değeri

Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili ölçüm periyodunda çalışma grupları arasında BISGMA salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (Tukey HSD testine göre)

Her bir sütunda bold karakter; ilgili çalışma grubunda ölçüm periyotları arasında BISGMA salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir (Bonferroni düzeltilmiş Wilcoxon testine göre)

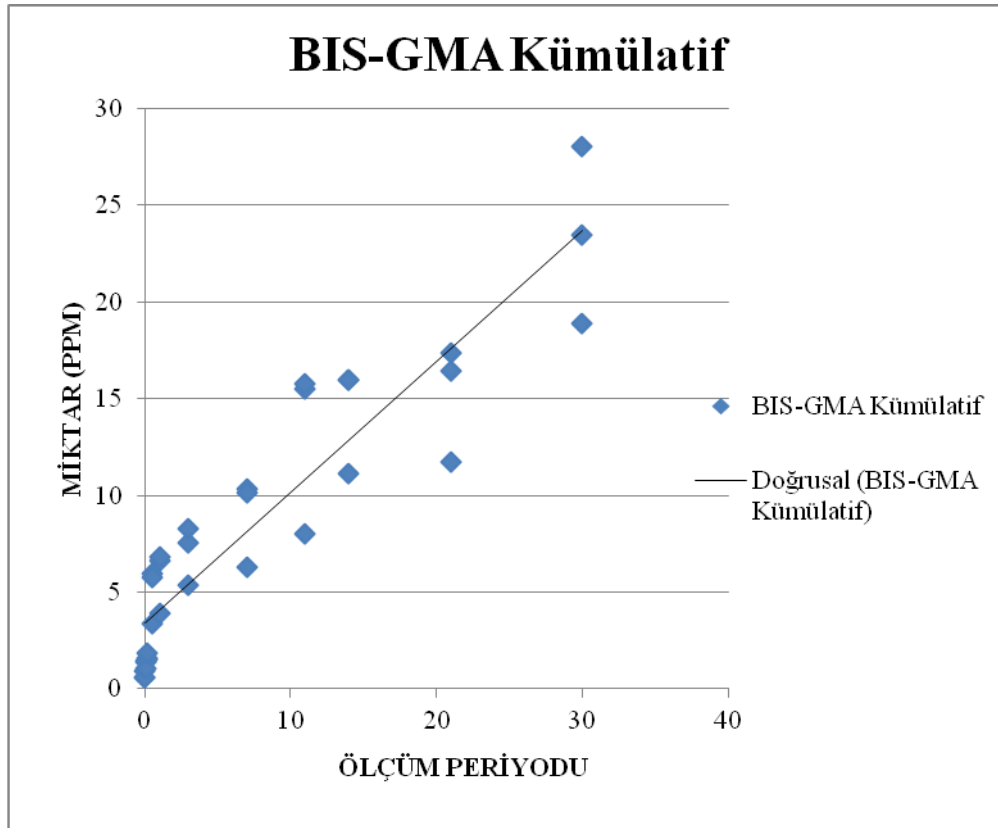


Grafik 4. 3: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre BIS-GMA salım miktarlarının dağılımı. G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi, G 3: Twinky Starın mavi rengi

Tablo 4. 4: BIS-GMA'nın kümülatif salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu

Model	Standartlaştırılmamış Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t	P	Katsayılar İçin %95,0 Güven Aralığı	
	Beta	Standart Hata	Beta			Alt Sınır	Üst Sınır
Sabit	3,386	0,640		5,291	<0,001	2,081	4,691
Zaman (Gün)	0,677	0,051	0,922	13,227	<0,001	0,573	0,782

BIS-GMA'nın kümülatif salım değerleri ile zaman arasında pozitif yönde, orta dereceli ve anlamlı ilişki tespit edilmiştir (Pearson Korelasyon=0,92; $p<0,001$). BIS-GMA'nın kümülatif değerleri ile zaman arasındaki ilişkiyi ortaya koyan modelin açıklayıcılık katsayısı 0,84'dür. Yani zaman BIS-GMA'nın kümülatif salımının %84'ünü ifade etmektedir. Tahmin edilen model verilere uygun olduğu belirlenmiştir [$F(1,31)=174,9$; $p<0,001$]. Tablo 4.4'e göre BIS-GMA'nın her 3 grup için zamana göre kümülatif salım denklemi y (BIS-GMA) $=3,386+0,677x$ (zaman) olarak tahmin edilmiştir.

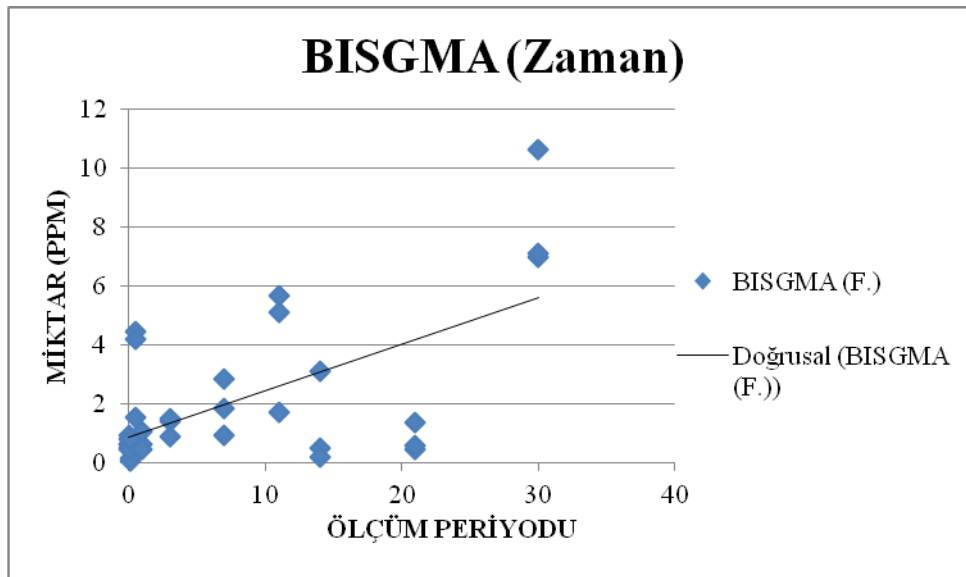


Grafik 4. 4: BIS-GMA'nın kümülatif salımına ait regresyon grafiği

Tablo 4. 5: BIS-GMA salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu

Model	Standartlaştırılmamış Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t	P	Katsayılar İçin %95,0 Güven Aralığı	
	Beta	Standart. Hata	Beta			Alt Sınır	Üst Sınır
Sabit	0,866	0,450		1,923	0,064	-0,052	1,784
Zaman (Gün)	0,158	0,036	0,619	4,389	<0,001	0,085	0,232

BIS-GMA'nın salım değerleri ile zaman arasında pozitif yönde, orta dereceli ve anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Pearson Korelasyon=0,61; $p<0,001$). BIS-GMA'nın değerleri ile zaman arasındaki ilişkiyi ortaya koyan modelin açıklayıcılık katsayısı 0,38'dir. Bu da zamanın BIS-GMA salımının %38'ini ifade ettiğini göstermektedir. Tahmin edilen model verilere uygun olduğu belirlenmiştir [$F(1,31)=19,2$; $p<0,001$]. Tablo 4. 5'e göre BIS-GMA'nın her 3 grup için zamana göre salım denklemi y (BISGMA) = $0,866 + 0,158x$ (zaman) olarak tahmin edilmiştir.



Grafik 4. 5: BIS-GMA salımının zamana bağlı regresyon grafiği

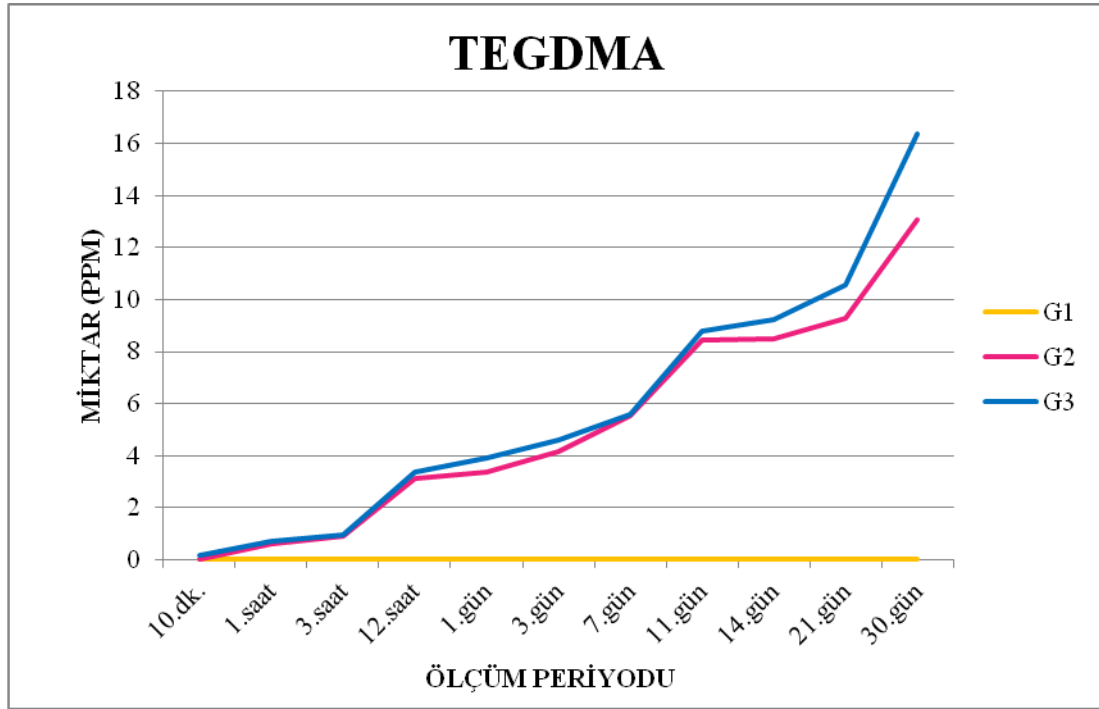
4.1.3. TEGDMA Değerleri

Tablo 4. 6’da tüm grupların ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salım değerleri verilmiştir. G 1’de (A2 renkli kompomer) TEGDMA salımı olmamıştır. Her bir ölçüm periyodunda gruplar arası TEGDMA salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için ‘Bağımsız T testi’ kullanılmıştır. Buna göre; 10. dakika ve 30. gün TEGDMA salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunurken ($p<0,05$), diğer tüm ölçüm periyodlarında TEGDMA salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmemiştir ($p>0,05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise “Tukey HSD testi” kullanılmıştır. Buna göre farklılık; 10. dakika ve 30. günde G 3’den kaynaklanmıştır ($p<0,05$). Her bir grupta ölçüm periyodları arası TEGDMA salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için “Friedman testi” kullanılmıştır. Bu teste göre; tüm gruplarda ölçüm periyodları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,001$). Farklılığın tespit edilmesi durumunda ölçüm periyodlarının ikili karşılaştırılması “Bonferroni düzeltmeli Wilcoxon testi” kullanılarak yapılmıştır. Bu teste göre; Grup 2 ve Grup 3’de 3. saat ve 12. saat sonrası yapılan ölçümler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,001$). En az TEGDMA salım miktarı 10. dakikada Grup 2’de (pembe renk) ve en çok TEGDMA salım miktarı 30. Günde Grup 3’te (mavi renk) gerçekleşmiştir.

Tablo 4. 6: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salım miktarlarının karşılaştırılması

Ölçüm Periyodu	GRUPLAR			t	P
	G 1 (n=10)	G 2 (n=10)	G 3 (n=10)		
10. dk	-	0,01± 0,01 ^a	0,17± 0,23 ^b	-	0,035*
1. saat	-	0,61± 0,36	0,72± 0,28	0,00	0,466
3. saat	-	0,89± 0,34	0,94± 0,15	0,42	0,712
12. saat	-	3,11± 0,64	3,39± 0,68	1,17	0,355
1. gün	-	3,36± 0,67	3,92± 0,68	1,62	0,079
3. gün	-	4,17± 0,61	4,62± 0,50	1,43	0,092
7. gün	-	5,53± 1,10	5,57± 0,75	0,74	0,933
11. gün	-	8,86± 1,41	8,79± 0,72	0,22	0,879
14. gün	-	8,47± 1,50	9,22± 0,77	1,58	0,180
21. gün	-	9,26± 1,77	10,55± 0,14	1,72	0,069
30. gün	-	13,09± 2,94 ^a	16,37± 2,38 ^b	2,77	0,013*
F		27,78	27,84		
P		0,00**	0,00**		

G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi ve G 3: Twinky Starın mavi rengi
*: p<0,05 seviyede anlamlı ve **: p<0,001 seviyede anlamlı
t: Bağımsız t testi değeri ve F: Friedman değeri
Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili ölçüm periyodunda çalışma grupları arasında TEGDMA salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (Tukey HSD testine göre)
Her bir sütunda bold karakter; ilgili çalışma grubunda ölçüm periyotları arasında TEGDMA salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir (Bonferroni düzeltilmiş Wilcoxon testine göre)

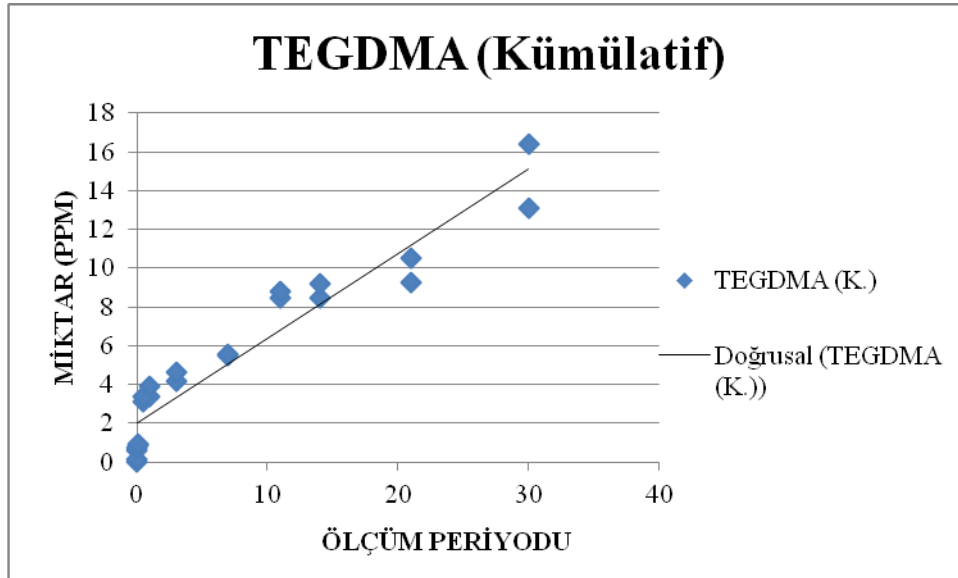


Grafik 4. 6: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salın miktarlarının dağılımı. G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi, G 3: Twinky Starın mavi rengi

Tablo 4. 7: TEGDMA'nın kümülatif salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu

Model	Standartlaştırılmamış Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t	P	Katsayılar İçin %95,0 Güven Aralığı	
	Beta	Standart Hata	Beta			Alt Sınır	Üst Sınır
Sabit	1,362	0,802		1,697	0,100	-0,275	2,998
Zaman (Gün)	0,290	0,064	0,630	4,516	<0,001	0,159	0,421

TEGDMA'nın kümülatif salım değerleri ile zaman arasında pozitif yönde, orta dereceli ve anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Pearson Korelasyon=0,63; $p<0,001$). TEGDMA'nın kümülatif salım değerleri ile zaman arasındaki ilişkiyi ortaya koyan modelin açıklayıcılık katsayısı 0,39'dur. Yani zaman, TEGDMA salımı açısından diğer faktörler içerisinde %40'lık bir önem ifade eder. Tahmin edilen model verilere uygun olduğu belirlenmiştir [$F(1,31)=20,3$; $p<0,001$]. Tablo 4.7'ye göre TEGDMA'nın her 2 grup için (Grup 2 ve Grup 3) zamana göre kümülatif salım denklemi y (TEGDMA)= $1,362+0,290x$ (zaman) olarak tahmin edilmiştir.

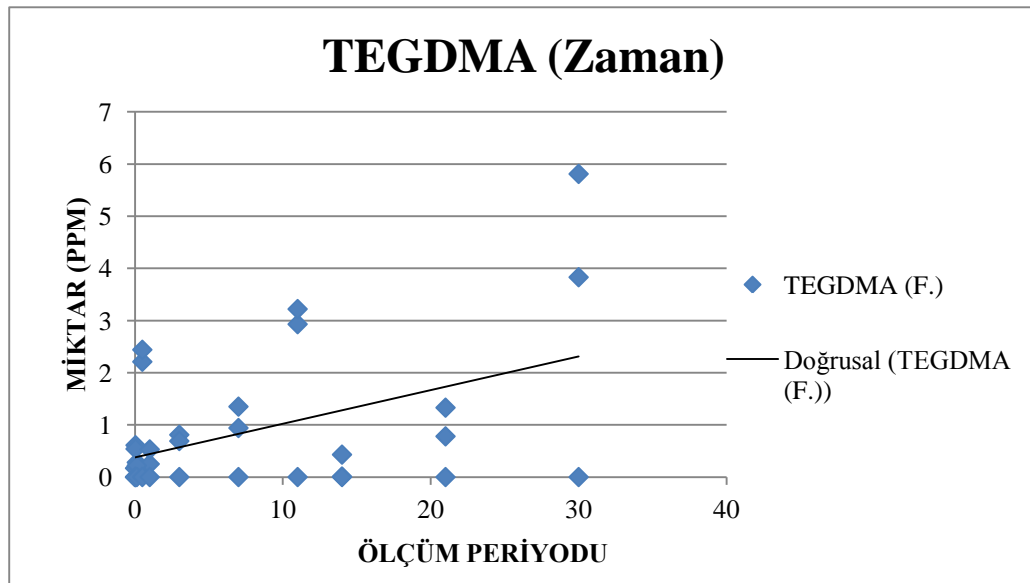


Grafik 4. 7: TEGDMA'nın kümülatif salımına ait regresyon grafiği

Tablo 4. 8: TEGDMA salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu

Model	Standartlaştırılmamış Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t	P	Katsayılar İçin %95,0 Güven Aralığı	
	Beta	Standart Hata	Beta			Alt Sınır	Üst Sınır
Sabit	0,377	0,278		1,354	0,185	-0,191	0,944
Zaman (Gün)	0,064	0,022	0,461	2,895	0,007	0,019	0,110

TEGDMA salımı ile zaman arasında pozitif yönde, orta dereceli ve anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Pearson Korelasyon=0,46; $p < 0,003$). TEGDMA salımı ile zaman arasındaki ilişkiyi ortaya koyan modelin açıklayıcılık katsayısı 0,21'dir. Yani zaman TEGDMA salımı açısından %21'lik bir anlam ifade etmektedir. Tablo 4. 8'e göre TEGDMA'nın her 3 grup için zamana göre salım denklemi y (TEGDMA) $= 0,377 + 0,064x$ (zaman) olarak tahmin edilmiştir.



Grafik 4. 8: TEGDMA salımının zamana bağlı regresyon grafiği

4.1.4. UDMA Değerleri

Tablo 4. 9’da tüm grupların ölçüm periyodlarına göre UDMA salım değerleri verilmiştir. Her bir ölçüm periyodunda gruplar arası UDMA salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için “One Way Anova” testi kullanılmıştır. Buna göre; 10. dakika, 3. saat, 3. gün, 7. gün ve 11. günlerde UDMA salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise “Tukey HSD testi” kullanılmıştır. Buna göre farklılık; 10. dakikada Grup 3’den, 3. saat, 3. gün ve 11. günde Grup 2’den, 7. günde ise Grup 2 ve Grup 3’den kaynaklanmıştır ($p<0,05$). Her bir grupta ölçüm periyodları arası UDMA salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için “Friedman testi” kullanılmıştır. Bu teste göre; tüm gruplarda ölçüm periyodları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Farklılığın tespit edilmesi durumunda ölçüm periyodlarının ikili karşılaştırılması “Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi” kullanılarak yapılmıştır. Bu teste göre; Grup 1 ve Grup 3’de 3. saat ve 12. saat sonrası yapılan ölçümler arasındaki farklılıklar, Grup 2’de ise 1. saat ve 3. saat sonrası yapılan ölçümler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). En az UDMA salım miktarı 10. dakikada Grup 1’de (A2 renk) ve en çok UDMA salım miktarı 30. günde Grup 3’de (mavi renk) gerçekleşmiştir. Bununla birlikte, toplamda 30. günde her üç grupta UDMA salım miktarlarının birbirine çok yakın olduğu tespit edilmiştir.

Tablo 4. 9: Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre UDMA salım miktarlarının karşılaştırılması

Ölçüm Periyodu	GRUPLAR			OWA	P
	G 1	G 2	G 3		
	(n=10)	(n=10)	(n=10)		
10. dk	1,84±0,46 ^a	2,32±0,48 ^{ab}	2,48± 0,49 ^b	4,55	0,018*
1. saat	2,56±0,55	2,64± 0,40	2,45± 0,67	0,26	0,730
3. saat	2,48±0,53 ^a	3,33± 0,45^b	2,66± 0,43 ^a	3,83	0,00**
12. saat	3,51±0,58	3,11± 0,64	3,03± 0,52	1,46	0,171
1. gün	3,24±0,57	3,48± 0,38	3,25± 0,68	1,71	0,560
3. gün	4,27±0,63 ^a	3,74± 0,29 ^b	4,26± 0,52 ^a	1,71	0,042*
7. gün	5,35±0,99 ^a	4,04± 0,66 ^b	4,19± 0,62 ^b	7,26	0,00**
11. gün	5,68±0,71 ^a	4,33± 0,75 ^b	5,48± 0,55 ^a	7,59	0,00**
14. gün	5,67±0,59	5,63± 0,77	5,80± 0,55	0,69	0,831
21. gün	6,48±0,93	7,11± 1,20	6,56± 0,62	2,13	0,295
30. gün	7,01±1,15	7,60± 1,07	7,62± 1,03	0,65	0,379
F	25,84	28,16	15,04		
P	0,00**	0,00**	0,005*		

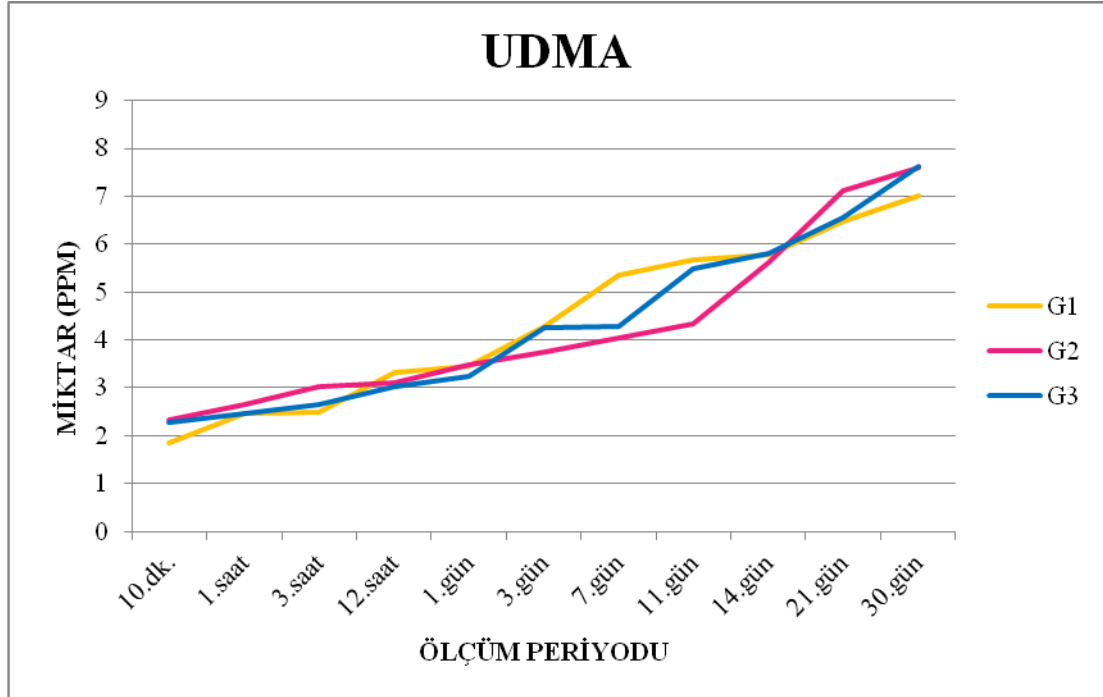
G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi ve G 3: Twinky Starın mavi rengi

*: p<0,05 seviyede anlamlı ve **: p<0,001 seviyede anlamlı

OWA: One Way Anova değeri ve F: Friedman değeri

Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili ölçüm periyodunda çalışma grupları arasında UDMA salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (Tukey HSD testine göre)

Her bir sütunda bold karakter; ilgili çalışma grubunda ölçüm periyotları arasında UDMA salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir (Bonferroni düzeltilmiş Wilcoxon testine göre)

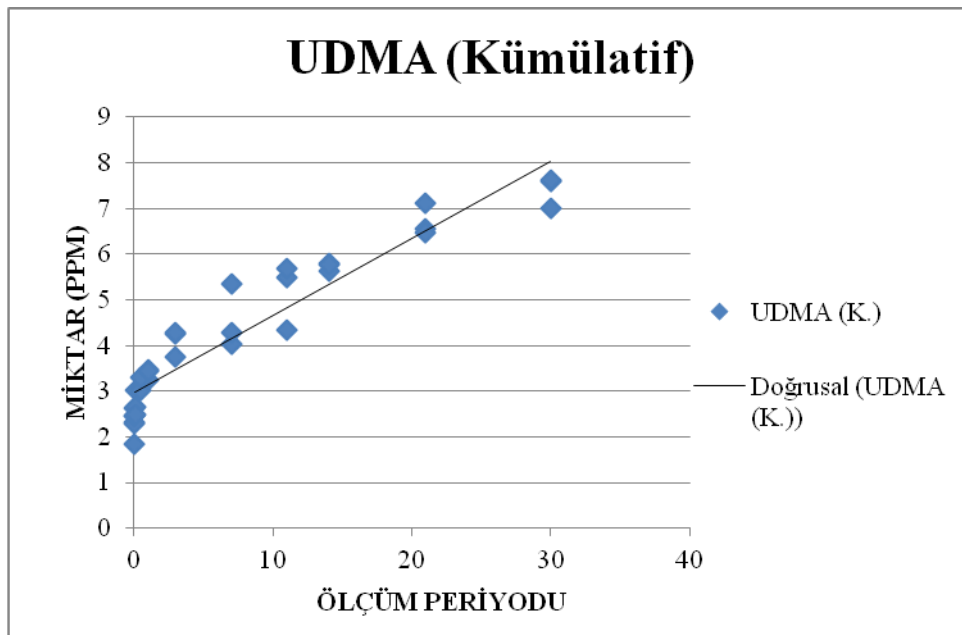


Grafik 4. 9: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salınım miktarlarının dağılımı. G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi, G 3: Twinky Starın mavi rengi

Tablo 4. 10 UDMA salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu

Model	Standartlaştırılmamış Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t	P	Katsayılar İçin %95,0 Güven Aralığı	
	Beta	Standart Hata	Beta			Alt Sınır	Üst Sınır
Sabit	2,992	0,128		23,381	<0,001	2,731	3,253
Zaman (Gün)	0,168	0,010	0,947	16,359	<0,001	0,147	0,188

Tablo 4. 10’da UDMA’nın kümülatif salım değerleri ile zaman arasında pozitif yönde, orta derecede anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Pearson Korelasyon=0,94; $p<0,001$). UDMA’nın kümülatif salım değerleri ile zaman arasındaki ilişkiyi ortaya koyan modelin açıklayıcılık katsayısı 0.89’dur. Yani zaman UDMA kümülatif salım değerlerinin %89’unu ifade etmektedir. Tahmin edilen modelin verilere uygun olduğu belirlenmiştir [$F(1,31)=267,6$; ($p<0,001$)]. Bu tabloya göre UDMA’nın her 3 grup için zamana göre kümülatif salım denklemi y (UDMA)= $2,992+0,168x$ (zaman) olarak tahmin edilmiştir.



4.1.5. Toplam Artık Monomer Değerleri

Tablo 4. 11’de tüm grupların ölçüm periyodlarına göre toplam artık monomer salım değerleri verilmiştir. Her bir ölçüm periyodunda gruplar arası toplam artık monomer salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için “One Way Anova” testi kullanılmıştır. Buna göre; 1. saat toplam artık monomer salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmazken ($p>0,05$), diğer tüm ölçüm periyodlarında toplam artık monomer salım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için ise “Tukey HSD testi” kullanılmıştır. Buna göre farklılık; 10. dakikada Grup 3’den, 1. saat 3. saat, 12. saat, 1. gün, 3. gün, 7. gün, 11. gün, 14. gün, 21. gün ve 30. günde Grup 2 ve Grup 3’den kaynaklanmıştır ($p<0,001$). Her bir grupta ölçüm periyodları arası toplam artık monomer salım miktarları arasında fark olup olmadığını karşılaştırmak için “Friedman testi” kullanılmıştır. Bu teste göre; Grup 1’de ölçüm periyodları arasında istatistiksel fark bulunmazken ($p>0,05$), Grup 2 ve Grup 3’te ölçüm periyodları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Farklılığın tespit edilmesi durumunda ölçüm periyodlarının ikili karşılaştırılması “Bonferroni düzeltilmeli Wilcoxon testi” kullanılarak yapılmıştır. Bu teste göre; Grup 2 ve Grup 3’de 3. saat ve 12. saat sonrası yapılan ölçümler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). En az toplam artık monomer salım miktarı 10. dakikada Grup 2’de (pembe renk) ve en çok toplam artık monomer salım miktarı 30. günde Grup 3’de (mavi renk) gerçekleşmiştir. Bununla birlikte, toplam artık monomer miktarının Grup 1’de oldukça az olması Dyract XP A2 renk kompozitinden hiç TEGDMA salımı gerçekleşmemesinden kaynaklanmaktadır.

Tablo 4. 11. Çalışma gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre toplam artık monomer miktarlarının karşılaştırılması

Ölçüm Periyodu	GRUPLAR			OWA	P
	G 1	G 2	G 3		
	(n=10)	(n=10)	(n=10)		
10. dk	6,48±1,09 ^{ab}	5,81±0,66 ^a	7,48± 1,59 ^b	5,02	0,01*
1. saat	9,80±1,29	9,14± 1,32	9,86± 1,01	1,06	0,35
3. saat	8,71±0,86 ^a	11,02± 1,53 ^b	9,22± 0,58 ^b	12,83	0,00**
12. saat	10,99±1,41 ^a	16,95± 2,97^b	16,70± 1,30^b	27,18	0,00**
1. gün	11,79±1,36 ^a	18,09± 1,94 ^b	19,10± 2,02 ^b	48,43	0,00**
3. gün	15,43±1,63 ^a	21,23± 1,53 ^b	23,04± 2,20 ^b	48,06	0,00**
7. gün	17,22±2,24 ^a	25,99± 3,73 ^b	25,20± 3,30 ^b	23,58	0,00**
11. gün	19,47±4,28 ^a	34,51± 4,24 ^b	35,30± 2,52 ^b	55,88	0,00**
14. gün	23,06±2,53 ^a	35,24± 4,47 ^b	35,70± 2,59 ^b	46,42	0,00**
21. gün	24,77±3,14 ^a	38,34± 5,32 ^b	39,12± 3,46 ^b	38,92	0,00**
30. gün	32,62±4,28 ^a	49,71± 9,28 ^b	56,83± 6,88 ^b	30,55	0,00**
F	45,36	62,86	68,33		
P	0,07	0,002*	0,00**		

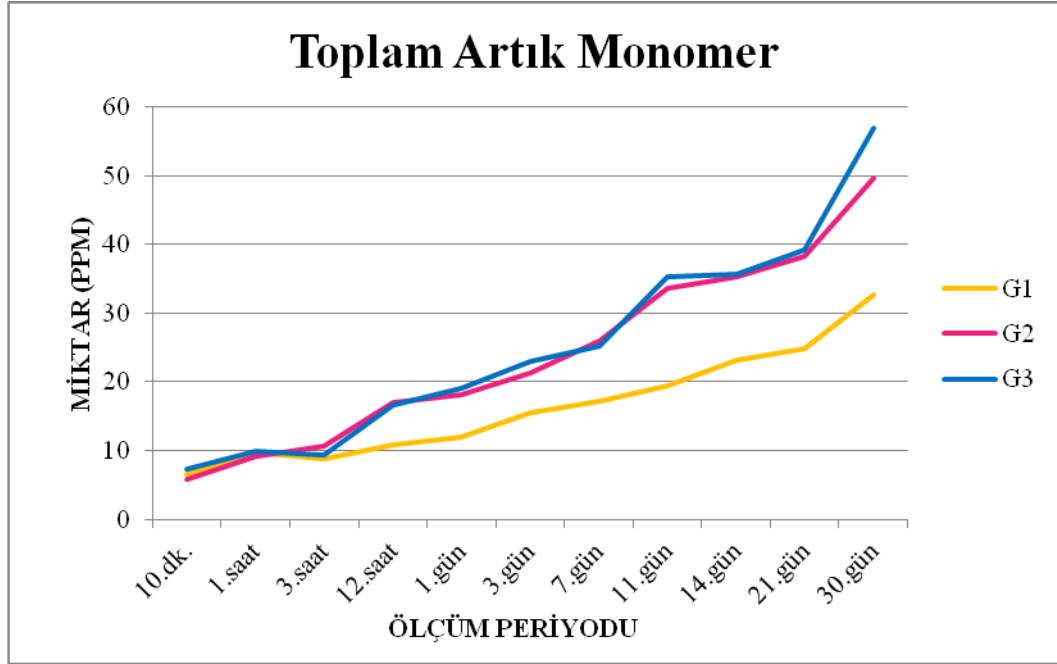
G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi ve G 3: Twinky Starın mavi rengi

*: p<0,05 seviyede anlamlı ve **: p<0,001 seviyede anlamlı

OWA: One Way Anova değeri ve F: Friedman değeri

Her bir satırda farklı üst simge (a, b, c); ilgili ölçüm periyodunda çalışma grupları arasında toplam artık monomer salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (Tukey HSD testine göre)

Her bir sütunda bold karakter; ilgili çalışma grubunda ölçüm periyotları arasında toplam artık monomer salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermektedir (Bonferroni düzeltilmiş Wilcoxon testine göre)

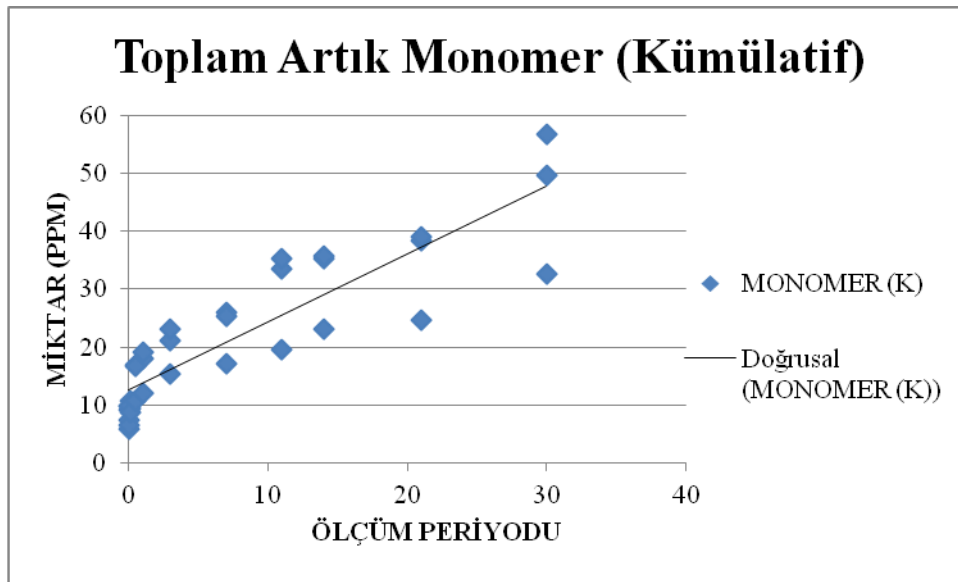


Grafik 4. 11: Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre toplam artık monomer salım miktarlarının dağılımı. G 1: Dyract XP'nin A2 rengi, G 2: Twinky Starın pembe rengi, G 3: Twinky Starın mavi rengi

Tablo 4. 12: Toplam artık monomer kümülatif salımının dağılımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu

Model	Standartlaştırılmamış Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t	P	Katsayılar İçin %95,0 Güven Aralığı	
	Beta	Standart Hata	Beta			Alt Sınır	Üst Sınır
Sabit	12,552	1,395		8,999	0,001	9,707	15,397
Zaman (Gün)	1,173	0,112	0,884	10,510	0,001	0,946	1,401

Toplam artık monomer kümülatif salım değerleri ile zaman arasında pozitif yönde, orta dereceli ve anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Pearson Korelasyon=0,88; $p<0,001$). Toplam artık monomer kümülatif salım değerleri ile zaman arasındaki ilişkiyi ortaya koyan modelin açıklayıcılık katsayısı 0,78'dir. Yani zaman toplam artık monomer salımının %78'ini ifade etmektedir. Tahmin edilen modelin verilere uygun olduğu belirlenmiştir [$F(1,31)=110,4$; ($p<0,001$)]. Tablo 4.11'e göre toplam artık monomer salımının her 3 grup için zamana göre kümülatif salım denklemi y (**monomer**)= $12,552+1,173x$ (**zaman**) olarak tahmin edilmiştir.

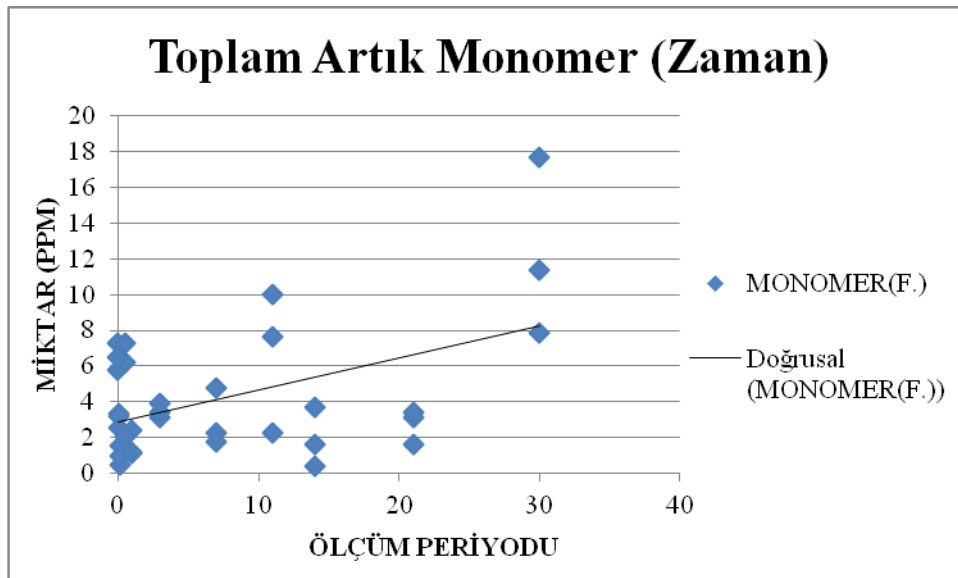


Grafik 4. 12: Toplam artık monomer kümülatif salımına ait regresyon grafiği

Tablo 4. 13: Toplam artık monomer salımına ait regresyon denkleminin oluşturulduğu katsayı tablosu

Model	Standartlaştırılmamış Katsayılar		Standartlaştırılmış Katsayılar	t	P	Katsayılar İçin %95,0 Güven Aralığı	
	Beta	Standart Hata	Beta			Alt Sınır	Üst Sınır
Sabit	2,860	0,738		3,873	0,001	1,354	4,366
Zaman (Gün)	0,181	0,059	0,481	3,057	0,005	0,060	0,301

Toplam artık monomer salımı ile zaman arasında pozitif yönde, orta dereceli ve anlamlı bir ilişki tespit edilmiştir (Pearson Korelasyon=0,48; $p < 0,002$). Toplam artık monomer salımı ile zaman arasındaki ilişkiyi ortaya koyan modelin açıklayıcılık katsayısı 0,23'dür. Yani zaman toplam artık monomer salımın %23'ünü ifade etmektedir. Tahmin edilen modelin verilere uygun olduğu belirlenmiştir [$F(1,31)=9,3$; ($p < 0,005$)]. Bu tabloya göre toplam artık monomer salımının her 3 grup için zaman göre salım denklemi y (**monomer**)= $2,860+0,181x$ (**zaman**) olarak tahmin edilmiştir.

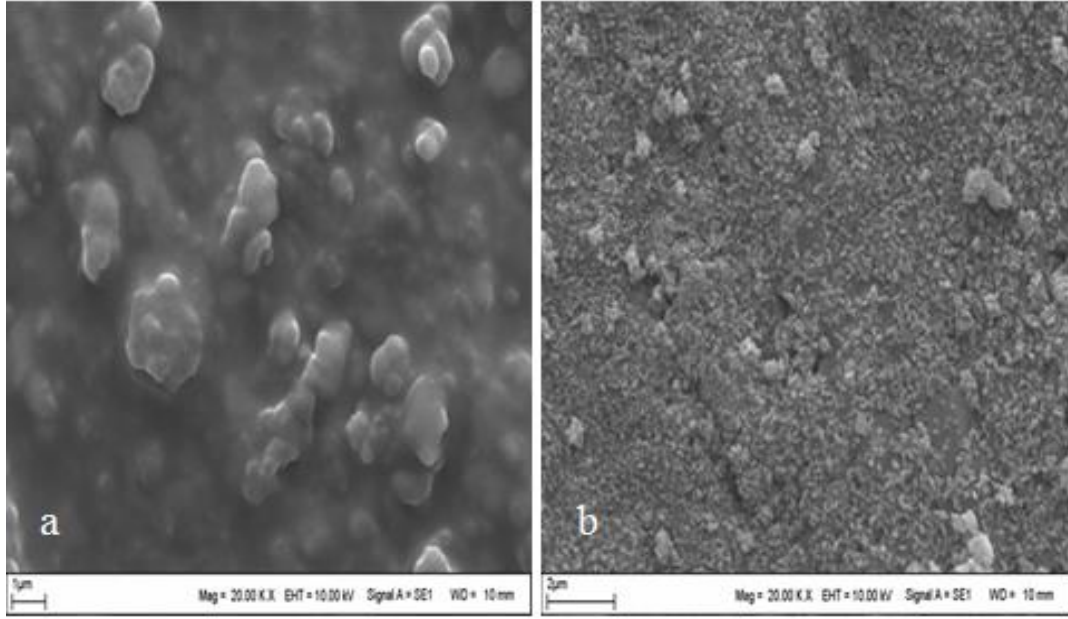


Grafik 4. 13: Toplam artık monomer salımının zamana bağlı regresyon grafiği

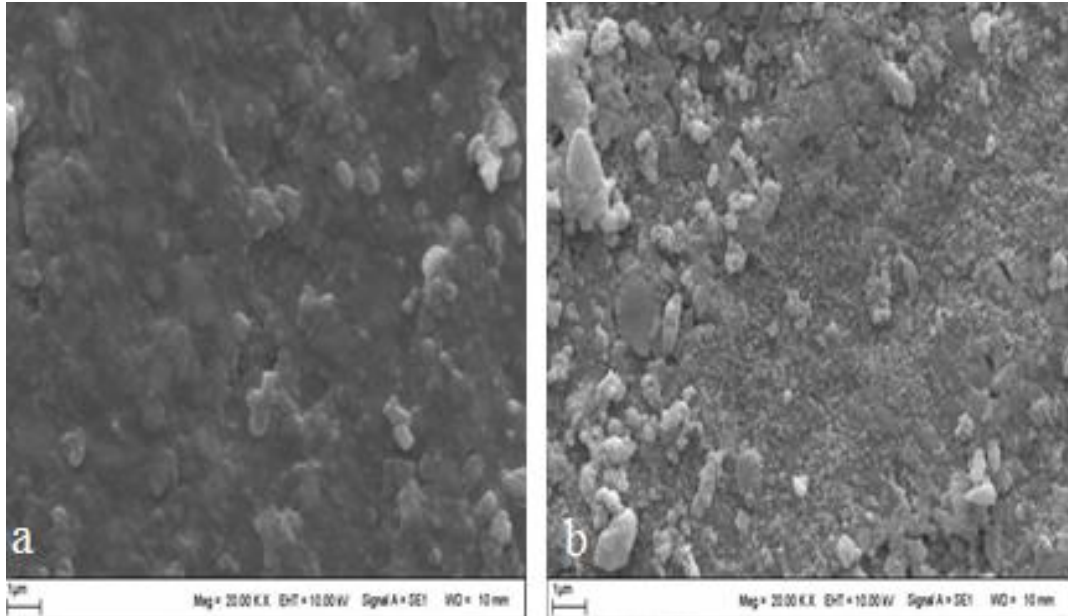
4.2. Tedavi Grupları ve Ölçüm Periyodlarına Göre Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

Polimerizasyon sonrası %75'lik etanol-su çözeltisine konulmuş olan kompomer materyalleri, etanolün polimer zincirler arasına yerleşerek genişlemeye yol açması ve bunun sonucunda reaksiyona girmemiş artık monomerlerin serbestleşmesi sonucu materyalin yüzeylerinde pöröz bir yapı oluşturmuştur. Şekil 4. 1.'de Grup 1'e (Dyract XP'nin A2 rengi) ait, Şekil 4. 2.'de Grup 2'ye (Twinky Star'ın pembe rengi) ait ve Şekil 4. 3.'te ise Grup 3'e (Twinky Star'ın mavi rengi) ait çözeltiliye konmadan önce ve çözeltiliye konduktan 30 gün sonrasına ait SEM görüntüleri verilmiştir. Materyallerin dış yüzeylerindeki oksijen inhibisyon tabakası kaldırılmış olmasına rağmen artık monomer salımı sonrası oluşan porozite net bir şekilde gözlenmektedir.

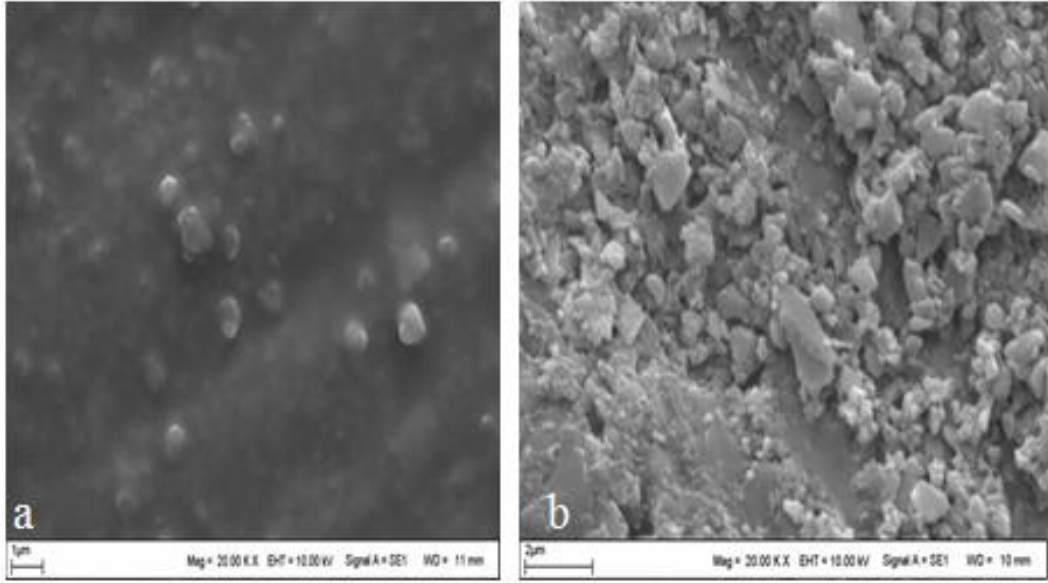
Artık monomer salımı öncesi ve salım sonrası 30. gündeki SEM görüntülerine bakıldığında en çok salımın Grup 3'de, en az salımın Grup 1'de gerçekleştiği gözlenmiştir. SEM görüntüleri ile elde edilen bulgular, HPLC ile elde edilen toplam artık monomer salım değerleri ile ilgili elde edilen bulguları desteklemektedir. Ez fazla porozite Grup 3'de (Şekil 4. 3.) ve en az porozite ise Grup 1'de (Şekil 4. 1.) tespit edilmiştir.



Şekil 4. 1: G1'de (Dytract XP'nin A2 rengi) SEM görüntüleri a) Artık monomer salımı gerçekleşmeden önceki SEM görüntüsü (x20.00K) b) Artık monomer salımı sonrası 30. gündeki SEM görüntüsü (x20.00K).



Şekil 4. 2: G2'de (Twinky Star'ın pembe rengi) SEM görüntüleri a) Artık monomer salımı gerçekleşmeden önceki SEM görüntüsü (x20.00K) b) Artık monomer salımı sonrası 30. gündeki SEM görüntüsü (x20.00K).



Şekil 4. 3: G3’de (Twinky Star’ın mavi rengi) SEM görüntüleri a) Artık monomer salımı gerçekleşmeden önceki SEM görüntüsü (x20.00K) b) Artık monomer salımı sonrası 30. gündeki SEM görüntüsü (x20.00K).

5. TARTIŞMA

Bu in vitro çalışma, farklı renklerdeki kompomerlerde polimerizasyon sonrası artık monomer salım miktarlarını zamana bağlı olarak incelemek ve renklerin polimerizasyon üzerine etkisini araştırmak için planlanmış ve uygulanmıştır. Test edilen hipotez; farklı renklerdeki kompomerlerin polimerizasyonu sonrasında artık monomer salım miktarının da farklı olduğudur. Çalışmada elde ettiğimiz verilere göre; tüm gruplardan salınan toplam artık monomer salım miktarları birbirleriyle karşılaştırıldığında gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu ve renk faktörünün polimerizasyon üzerinde etkili olduğu tespit edilmiştir. Tüm artık monomer salımlarının zaman arttıkça arttığı tespit edilmiştir. Toplam artık monomer salımı dikkate alındığında gruplar arasında artık monomer salımının istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık sergilediği, toplamda 30. günde en çok artık monomer salımının Grup 3’de (mavi renk) ve en az artık monomer salımının Grup 1’de (A2 renk) olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle test edilen hipotez kabul edilmiştir.

5.1. Amaç ve Yöntemin Tartışması

Çocuk diş hekimliğinde cam iyonomerler flor salımı ve remineralizasyon açısından oldukça başarılı bir restoratif materyal olsa da, mekanik kuvvetler karşısında oldukça zayıf ve ağız sıvılarından çok etkilenen materyaller olması nedeniyle araştırmacılar ve üretici firmalar ağızda daha uzun süre kalabilecek ve mekanik/kimyasal etkenler karşısında daha güçlü olabilecek bir materyal üretmek için çalışmalarına devam etmişlerdir. Bu nedenle yapılarına rezin ilavesi yaparak rezin modifiye cam iyonomerler üretilmiştir. Fakat rezin modifiye cam iyonomerler de kompozitlerde olduğu gibi, özellikle posterior bölgede amalgama alternatif olamamıştır. Bu nedenle mekanik özellikleri kompozitlere çok yakın, flor salabilen ‘poliasit modifiye kompozit rezin’ de denilen kompomerler üretilmiştir. 2000’li yılların başında ise, çocuklarda kooperasyonu artırmak amacıyla kompomerlerin yapılarına renk pigmentleri ilave edilerek renkli kompomerler üretilmiştir [74-78].

Kompomerlerin yapılarında da rezin esaslı monomerlerin olması ve bu monomerlerin belirli oranlarda toksik etkilerinin olabileceğinden yola çıkılarak, bu tez çalışmasında farklı renklerdeki kompomerlerin polimerizasyonu sonrası yapılarında reaksiyona girmeden kalmış olan ve daha sonra ağız ortamında salınabilecek olan artık monomer salım miktarlarının saptanması amaçlanmıştır.

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu ile ilgili birçok araştırma yapılmıştır [26, 29, 31, 35, 78, 79]. Rezin esaslı dolgu maddelerinin polimerizasyonunda değişik faktörler rol oynamaktadır. Laboratuvar çalışmalarında kalıpların yüksekliği, çapı, ışınlama süresi, ışık kaynağı ucu-dolgu maddesi arasındaki mesafe ve polimerizasyon modu gibi faktörler birçok araştırmada farklı değerlerde karşılaştırılarak klinik uygulamalarda ideal bir tedavi tekniği amaçlanmıştır [79, 80]. Çünkü bu parametreler polimerizasyon üzerinde etkilidir ve dikkatli bir uygulama yapılmadığında yetersiz polimerizasyon gerçekleşir ve rezin esaslı dolgu materyallerinin yapısında arzu edilmeyen bazı olaylar gerçekleşir [7]. Bunlardan biri, polimerizasyon sonrası meydana gelen büzülmedir. Bunun da diş yapısı ile rezin materyal arasındaki bağlantıyı olumsuz etkilediği ve sonuçta restorasyon kenarlarında mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet ve çürük oluşumuna neden olduğu bildirilmiştir [81-83].

Işıkla polimerize olan rezin materyallerin bir diğer dezavantajı ise polimerizasyonun, rezin materyalin her bölgesinde aynı oranda meydana gelmemesidir. Buna polimerizasyonun ışık uygulanan yüzeyde başlamasının neden olduğu bildirilmiştir [7].

V. S. Anand yaptığı bir çalışmada iki farklı kompozit restoratif materyalin dönüşüm derecelerini incelemiş; 2mm kalınlığındaki diskleri 5 sn, 10 sn, 20 sn ve 40 sn polimerize ederek karşılaştırmıştır. Sonuç olarak, polimerizasyon süresi arttıkça materyalin dönüşüm derecelerinin de önemli derecede arttığı rapor edilmiştir [4].

E.Frauscher nanohibrit rezin bazlı kompozitlerde yaptığı çalışmada 10 sn, 20 sn ve 40 sn polimerizasyon gerçekleştirerek polimerizasyon derinliğini farklı sürelerde farklı derinliklerdeki Vickers değerlerini ölçerek karşılaştırmıştır. Sonuç

olarak, polimerizasyon derinliği en yüksek 40 sn'de yapılan örneklerde elde edilmiştir [84].

M. Lombardini altı farklı kompozit materyalini 20 sn ve 40 sn'de polimerize ederek materyalin alt ve üst yüzeylerinden Vickers yüzey sertlik ölçümü yaparak karşılaştırmıştır. Sonuç olarak, tüm örneklerde üst yüzeyde ve 40 sn polimerizasyonda en yüksek değerler elde edilmiştir [85].

Çoğulu ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada renk, ışık kaynağı-dolgu arası mesafe ve ışınlama süresi faktörlerinin iki farklı kompomerde (Compoglass F: A1 ve A4, Twinky Star: yeşil, turuncu ve gümüş) yüzey sertliği üzerindeki etkisini incelemiştir. Sonuç olarak koyu renkli materyal gruplarında alt yüzey sertlik değerlerinin, diğer gruplara göre anlamlı düzeyde düşük olduğunu, yeterli polimerizasyon elde edebilmek için uygulanan kompomer materyalinin renginin, ışık kaynağı-dolgu arası mesafenin ve ışınlama süresinin önemli faktörler olduğunu rapor etmişlerdir [2].

Atabek ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada renkli kompomer Twinky Star'ın yedi farklı renginde farklı polimerizasyon sürelerinde polimerizasyon sonrası dönüşüm oranını araştırmıştır. Sonuç olarak tüm polimerizasyon sürelerinde (20 sn, 30 sn ve 40 sn) en kötü dönüşüm oranının gümüş renk kompomerde elde edildiğini ve aynı ışınlama süresinde farklı renkler arasında dönüşüm oranında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit ettiklerini rapor etmişlerdir. İlâveten, gümüş ve yeşil renkli kompomerlerin önerilen ışınlama sürelerinde polimerizasyonlarının yetersiz olduğu bildirilmiştir [6].

Rezin materyallerin tabakalandırma (incremental) tekniği ile uygulanmasının polimerizasyon açısından daha olumlu sonuçlar verdiği belirtilmektedir [7, 86]. Yapılan birçok çalışmada 2mm'den daha kalın yapılan tabakalandırma tekniği sonucunda polimerizasyonun yetersiz kaldığı ve restorasyonlarda başarısızlıklara neden olduğu belirtilmiştir [2, 7, 86, 87]. Materyalin uygulama kalınlığının artması ile ışık şiddetinin derinlere indikçe azalmasına bağlı olarak artık monomer miktarının da arttığı ve materyalin ince tabakalar halinde uygulanması gerektiği vurgulanmıştır [88-91].

S. K. Nikolaos yaptığı bir çalışmada altı farklı kompozit ve üç farklı kompozit rezini 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm, 3 mm ve 3,5 mm olmak üzere yedi farklı kalınlıkta polimerize ederek yüzey sertlik ölçümü yapmıştır. En yüksek yüzey sertlik değerlerini her grupta 0,5 mm kalınlıktaki örneklerde elde ederken, en düşük değerleri 3,5 mm kalınlıktaki örneklerde elde etmiştir [92]. O. Polydorou farklı ışık kaynakları ile farklı renklerdeki hibrit kompozitleri 0,5 mm, 1,5 mm, 2,5 mm ve 3,5 mm kalınlıklarda polimerize ederek karşılaştırmıştır. Tüm renk gruplarında, iki farklı ışık kaynağı ile yapılan polimerizasyonlarda kalınlık arttığında polimerizasyonun azaldığını bildirmişlerdir [93]. E. Asmussen ışıkla polimerize olan kompozitlerde farklı kalınlıklarda ve farklı çaplarda örnekler hazırlayıp polimerizasyon gerçekleştirerek, örnek çapının polimerizasyon üzerine etkisini incelemiştir. Kalınlık arttıkça polimerizasyonda yetersizlik görülürken, farklı çaplarda hazırlanan örnekler arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir [94].

Yapılan birçok çalışmada araştırmacılar 2mm'den daha kalın hazırlanan örneklerde ışık şiddetinin derinlere indikçe azalmasından dolayı polimerizasyonun yetersiz olacağını savunmuştur [2, 6, 86]. Ayrıca ışınlama süresinin artmasıyla polimerizasyon miktarının daha da artacağı ve buna bağlı olarak artık monomer miktarının azalacağı bildirilmiştir [95]. Yeterli miktarda polimerizasyonun elde edilebilmesi için ışınlama süresinin 40 sn olarak tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir [88]. Birçok çalışmada 40 sn'den daha fazla yapılan polimerizasyonlarda anlamlı bir farklılık bulunamamıştır [78, 88, 96].

Işıkla polimerize olan resin esaslı dental materyallerin polimerizasyonu, restorasyonların klinik başarısı açısından önemlidir. Restorasyonun kalitesi dolgu materyalinin fiziksel ve kimyasal özelliklerine, hekimin uygulama başarısına ve polimerizasyonun yeterli derecede olmasına bağlıdır. Işık kaynaklarının polimerizasyon derecesi üzerinde etkili olduğu bilinmektedir. Günümüzde resin esaslı dental materyallerin polimerizasyonunda argon lazer, plazma ark, halojen ve LED sistemler kullanılmaktadır [31, 34, 39, 40, 97]. Argon lazer sistemler etkili bir polimerizasyon için yeterli olsa da; pahalı sistemler olması, teçhizatın çok yer kaplamasından dolayı kullanım zorluğu ve uygulayan hekimin sistemin zararlı etkilerinden korunma gereksinimi klinik kullanımı zorlaştırdığından diş hekimliğinde

sık kullanılmamaktadır [39]. Polimerizasyon süresini kısaltmak amacıyla üretilen plazma arkların; polimerizasyon esnasında ani bir büzülmeye neden olması, kullanım sırasında açığa çıkan ısının yüksek olması ve pahalı sistemler olması nedeniyle diş hekimliğinde kullanımları sınırlandırılmıştır [97].

Diş hekimliği kliniklerinde rezin materyallerin polimerizasyonunda halojen ve LED sistemler sıklıkla kullanılmaktadır. Araştırmacılar her zaman daha iyi bir polimerizasyon elde etmek ve yetersiz polimerizasyonun olumsuz etkilerini azaltmak amacıyla halojen ve LED sistemlerle ilgili birçok çalışma yapmışlardır [34, 80, 88, 96]. Yapılan bu çalışmalarda ışık kaynağının lamba ömrü, dalga boyu aralığı, çıkış gücü, ısı açığa çıkarma ve polimerizasyon modu gibi faktörler göz önünde bulundurularak karşılaştırılmıştır. Lamba ömrü daha uzun, ışık kaynağı çıkış gücü daha yüksek, daha az ısı açığa çıkaran kaynaklar kullanıldığında ve dalga boyu aralığı daha geniş olan durumlarda daha yüksek polimerizasyon değerleri elde edilirken, polimerizasyon modları arasında anlamlı farklılıklar bulunamamıştır [10, 80, 98].

Yaman ve arkadaşları sekiz farklı rezin materyalin halojen ve LED ışık kaynaklarıyla polimerizasyonunu sağlayarak yüzey sertlik değerleriyle polimerizasyon derinliklerini karşılaştırmıştır. İki farklı LED ve iki farklı halojen ışık kaynağı kullanılarak yapılan ölçümlerden, tüm rezin materyallerde LED ışık kaynağı ile yapılan ölçümlerde daha yüksek yüzey sertlik değerleri elde edildiğini rapor etmişlerdir [99].

Uhl ve arkadaşları dört farklı kompozit materyalini LED ve halojen ışık kaynaklarıyla 40 sn'de ve farklı modlarda polimerize ederek, polimerizasyon derinliklerini ve yüzey sertliklerini karşılaştırmıştır. Sonuç olarak 40 sn'de yapılan polimerizasyonlarda birbirine yakın değerler elde etmesine ve farklı modlar arasında (standart, soft-start) kayda değer farklar bulamamasına rağmen, LED sistemlerle gerçekleştirdiği polimerizasyonlarda daha yüksek yüzey sertlik değerleri elde etmiştir [100].

Poggio ve arkadaşları altı farklı kompozit materyalini LED ışık kaynağıyla farklı sürelerde ve farklı modlarda (standart, soft-start) polimerize etmiştir. Süre

arttıkça polimerizasyon derecesi artarken, soft-start mod ile standart mod arasında anlamlı bir farklılık bulunamamıştır [101]. Soares ve arkadaşları da kompozit rezinlerde yaptığı bir çalışmada polimerizasyon modları arasında anlamlı bir fark bulamamıştır [82].

Ernst ve arkadaşları standart bir hibrit kompozit materyalini halojen ve LED ışık kaynaklarıyla 7 mm mesafeden polimerize ederek alt ve üst yüzey sertlik değerlerini incelemiştir. Tüm örneklerde üst yüzeylerde daha yüksek değerler elde edilirken, LED ışık kaynaklarıyla daha iyi polimerizasyon değerleri elde edilmiştir [10]. İlâveten, ışık kaynağı ve örnek kalınlıklarıyla beraber, ışık kaynağı ucu ile örneklerin alt ve üst yüzeyleri arasındaki mesafelerin de ayrı bir önem arz ettiği rapor edilmiştir [9].

Polimerizasyon etkinliği açısından bir diğer önemli faktör de ışık kaynağı çıkış güçleridir. Birçok çalışmada çıkış gücü cihazın kendisine bağlı olmakla birlikte ışık kaynağı ucu ile olan mesafe arttıkça bu gücün azaldığı belirtilmiştir. Ernst ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada üretici firmalar tarafından ışık kaynaklarının 0 mm ve 7 mm'deki çıkış güçleri verilmiştir. Örneğin; Elipar Trilight (3M ESPE, Seefeld, Almanya) 0 mm'de 500 mW/cm² çıkış gücüne sahipken, 7 mm'de 300 mW/cm² çıkış gücüne sahiptir. Birinci jenerasyon LED cihazlarından olan Elipar Freelight (3M ESPE, Seefeld, Almanya) 0 mm'de 250 mW/cm² çıkış gücüne sahipken, 7 mm'de bu değer 100 mW/cm²'ye kadar düşmektedir. İkinci jenerasyon LED ışık kaynaklarından LEDemetron 1 (SDS Kerr Demetron, Danbury, CT, USA) 0 mm'de yaklaşık 1000 mW/cm² çıkış gücü gösterirken, 7 mm'de yaklaşık 380 mW/cm²'ye kadar düşmektedir [86].

Benett ve arkadaşları iki farklı LED ışık kaynağının geleneksel halojen ışık kaynağına göre farklı mesafelerdeki çıkış güçlerini ve polimerizasyon etkinliklerini araştırmıştır. Tüm ışık kaynaklarında mesafe arttıkça cihazların çıkış gücü azalırken, polimerizasyon açısından LED ışık cihazlarında daha tatminkar sonuçlar elde edilmiştir [102]. Işık kaynaklarının çıkış güçleri sadece mesafeye de bağlı değildir. Cihazın lamba ömrü ve şarjına bağlı olarak da değişiklik gösterebilmektedir. Örneklerden doğru veriler elde edebilmek için, ışınlama işleminden önce hem halojen hem de LED ışık kaynaklarının çıkış güçleri radiometer denilen cihaz

yardımıyla ölçülerek standardizasyon sağlanmalıdır. Her iki ışık kaynağı için kullanılan radiometer birbirinden farklıdır. Son zamanlarda üretilen bazı ışık kaynakları kendi çıkış gücünü ölçebilen niteliktedir [26, 29].

Carvalho ve arkadaşları halojen ve LED ışık cihazlarının artık monomerleri azaltmadaki etkinliğini araştırdığı bir çalışmada braketleri yapıştırırken, merkezden ve braket çevresinden polimerizasyon gerçekleştirerek infrared spektroskopi yöntemiyle monomer analizi yapmıştır. Çalışma sonucunda merkezden ve yan taraflardan uygulamalar arasında anlamlı bir fark gözlenmezken, LED ışık cihazıyla polimerizasyonda daha iyi sonuçlar elde ederek artık monomer miktarlarının önemli derecede azaldığı belirtilmiştir [9].

Birçok çalışma ile LED ışık kaynakları geleneksel halojen ışık kaynaklarına göre daha iyi polimerizasyon gösterdiği ve restorasyonların yetersiz polimerizasyona bağlı olarak gösterdiği başarısızlıkların LED sistemlerle daha da azaltıldığı gösterilmiştir [5, 78, 86, 96]. Bunun için diş hekimliğinde rezin materyallerin polimerizasyonunda halojen sistemler yerlerini artık LED sistemlere bırakmıştır. Ancak üretici firmalar LED ışık cihazlarını da geliştirerek optimum tedavi şartlarıyla maksimum verim elde etmek için çalışmaktadırlar [88, 96].

Rencz ve arkadaşları LED ışık cihazlarının polimerizasyondaki etkinliğini araştırdığı çalışmasında dört farklı LED ışık cihazı kullanmıştır; Freelight 2 (3M ESPE), EliparTM S10 (3M ESPE), Demi (Kerr), SmartLiteTM PS (Dentsply DeTrey). Bu LED ışık cihazlarıyla silindirik kompozit kalıplar hazırlanarak farklı yükseklik ve sürelerde polimerizasyon işlemi gerçekleştirildikten sonra Vickers sertlik değerleri ölçülmüştür. Zaman arttıkça ve ışınlama mesafesi azaldıkça polimerizasyon değerleri artmıştır. Ayrıca hemen hemen tüm ölçümlerde en yüksek değerler EliparTM S10 LED ışık cihazında ölçülmüştür [98].

Tüm bu veriler doğrultusunda çalışmamızda polimerizasyon üzerinde etkili olabilecek faktörler minimize edilmiş ve optimum polimerizasyon sağlamak için bazı standartlar oluşturulmuştur. Çalışmamızda farklı renklerdeki kompozit materyalleri 2 mm yüksekliğinde 5 mm iç çapındaki standart silindirik teflon kalıplar kullanılarak hazırlanmış ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda Twinky Star renkli

kompozitler 40 sn, Dyract XP A2 renkli kompozitler 10 sn olacak şekilde polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Işık kaynağı olarak en az 1200 mW/cm^2 çıkış gücüne sahip olan ve kendi bünyesinde bulunan radiometer ile çıkış gücü ölçülebilen Elipar™ S10 LED ışık cihazı kullanılmıştır. Her ışınlama öncesinde çıkış gücü ölçülerek standardizasyon yapılmış, ışık kaynağı ucu-dolgu materyali arası mesafe 0 mm olacak şekilde ve standart modda polimerizasyonlar gerçekleştirilmiştir.

Oksijen inhibisyonu serbest radikal polimerizasyonunda yaygın bilinen bir fenomendir. Oksijen molekülleri, oksijene karşı oldukça hassas olan primer ve zincir radikalleriyle aniden reaksiyona girerek onları normal fotopolimerizasyon sıcaklığında çift bağlara karşı reaktif olmayan peroksi radikallere dönüştürür. Oksijen molekülleri aynı zamanda ‘fotoinitiyator’ denilen başlatıcıları da etkileyerek yeni serbest radikal üretilmesini de önler. Bu iki durum reaktif serbest radikallerin popülasyonunu oldukça azaltarak indüksiyon periodunun uzamasına, yavaş polimerizasyona ve düşük molekül ağırlıklı polimerlerin oluşmasına neden olur. Ortamdaki oksijen konsantrasyonu yeterince yüksek olduğunda, polimerizasyon neredeyse durma noktasına gelir ve bu da yüzeyde monomeren zengin ince bir tabaka oluşmasına neden olur. Mekanik olarak zayıf, sıvıya yakın parlak görümlü bu tabakaya ‘oksijen inhibisyon tabakası’ denir [103-105].

T.G. Nunes ve arkadaşları oksijen inhibisyon tabakasının bonding ajanlarla polimerizasyonunu etkileyerek adezivlerin dentine bağlanma dayanımını önemli derecede azalttığını bildirmiştir. Yetersiz polimerizasyonun adezivlerde su emilimini hızlandıracağını ve buna bağlı olarak da mikrosızıntılara neden olabileceği bildirilmiştir [48]. Gauthier ve arkadaşları; viskozite, doldurucu içeriği ve polimerizasyon sıcaklığının oksijenin rezin içerisine yayılmasına ve bu yüzden oksijen inhibisyonuna neden olduğunu belirtmiştir. Bununla ilgili yaptığı çalışmada içerisinde BIS-GMA ve TEGDMA bulunan monomer karışımına doldurucu partikül ekleyerek ve eklemeyen iki ayrı grup oluşturmuştur. Her iki grubu da ısı, mikrodalga ve görünür ışıkla polimerize etmiştir. 3 farklı yöntemle oluşan polimerizasyon sıcaklıkları mikrodalga ile $100 \pm 30 \text{ }^\circ\text{C}$, ısı ile $138 \pm 7 \text{ }^\circ\text{C}$, görünür ışık ile $85 \pm 3 \text{ }^\circ\text{C}$ olarak ölçmüştür. Daha sonra Raman spektroskopisiyle dönüşüm oranlarını hesaplamıştır. En yüksek dönüşüm oranı görünür ışıkta görülürken diğer

yöntemlerdeki değerler birbirine yakındır. Yine aynı çalışmada viskoziteyle dönüşüm oranının artması doldurucusuz rezinlerde gözlenmiştir. Bu da oksijen moleküllerinin materyalin içerisine daha az yerleşmesine bağlanmıştır. Doldurucu içeriğinin artışı doldurucu yüzeylerine oksijenin absorbe edilebileceğinden oksijen inhibisyonuna neden olabilir. Bunu önlemek için oksijen geçirmeyen bir bariyer kullanılmalıdır [106].

Birçok araştırmacı rezin materyallerin yüzeylerinde oluşan oksijen inhibisyon tabakasını kaldırmak için farklı yöntemler kullanılmıştır [48, 107, 108]. Yapılan çalışmalarda kuru pamuk, ıslak pamuk, frez ve cila diskleri, asit etching ve air abrazyon gibi yöntemlerle oksijen inhibisyon tabakası kaldırılmaya çalışılmıştır. Bu çalışmada oksijen inhibisyon tabakasının etkisi araştırılmadığından kalın grenli cila diskleriyle kalıpların dış yüzey tabakaları kaldırılmıştır.

Monomer salımı □ çalışmalarında reaksiyona girmeyen artık monomerlerin belirlenmesinde sertleşme reaksiyonuna katılmayan maddelerin belirlendiği MIR Spektroskopisi (Multipl Internal Reflection Spectroscopy) yöntemi [108], polimerizasyon sonrasında □ çift bağlara dönüşme yüzdesinin hesaplandığı Infrared Spektroskopisi yöntemi [109], materyalin başlangıç □ ağırlığına göre değerlendirilen ağırlık kaybı dikkate alınarak yapılan miktar tayini yöntemi [110], materyallerden sıvı ortama salınan maddelerin belirli □ çözücülerle ayrıştırılması esasına dayanan HPLC ya da Mass Spektrofotometre (Gaz Kromatografi) analiz yöntemleri bu amaca yönelik olarak kullanılabilir [57, 62, 64, 95, 111-123].

Araştırmacılar BIS-GMA ve UDMA gibi geniş ve difonksiyonel monomerlerin analizinde Gaz Kromatografisi yöntemi kullanıldığında bu monomerlerin kolon materyaline yapışabildiğini ya da enjeksiyon taşıyıcı bölümde polimerize olarak ısı ve buharlaşma artışına neden olabildiğini belirtmişlerdir [119]. Bu nedenle büyük ve stabil olan monomerlerin HPLC cihazı ile yapılan Sıvı Kromatografisi analizlerinde daha iyi belirlenebileceği belirtilmiştir [119, 124]. Ayrıca bu çalışmada miktarı belirlenecek olan materyaller sıvı formlarda bulduklarından HPLC analizinin daha uygun bir yöntem olduğu düşünülmüş ve bu tez çalışmasında HPLC yöntemi kullanılmıştır.

HPLC ile yapılan analizlerde ayrıştırılan maddelerin değerlendirilmesinde dış standart yöntemi [108, 125-127], iç standart yöntemi [90, 128] ve standart ilavesi yöntemi kullanılmaktadır. Bu çalışmada dış (eksternal) standart yöntemi kullanılarak ayrıştırılması istenen monomerlerin standart miktarda hazırlanan solüsyonları cihaza enjekte edilerek bu standart maddelerin kromatogramları, deney örneklerinden elde edilen kromatogram örnekleri ile karşılaştırılarak elde edilen pik alanlarından miktar tayini gerçekleştirilmiştir (ppm).

Çalışmada polimerizasyonu yapılmış örneklerden her biri 20mL'lik %75'lik etanol-su çözeltisine konularak belirli zamanlarda HPLC cihazına verilmesi sağlanmıştır. HPLC çalışmaları, Nathanson ve arkadaşları 5 µL'lik enjeksiyon, Inoue ve arkadaşları 100 µL'lik enjeksiyon, Spahl ve arkadaşları ve Tarumi ve arkadaşları 10 µL'lik, Al-Hiyasat ve arkadaşları ise 20 µL'lik enjeksiyonlar kullanmışlardır. Olea ve arkadaşları ise çalışmalarında HPLC cihazına 50 µL'lik enjeksiyonlar yapmışlardır [64, 126, 128-130]. Bu çalışmada da, Olea ve arkadaşlarının çalışmasına uygun olarak cihaza yapılan enjeksiyon hacmi 50 µL olarak gerçekleştirilmiştir.

Monomer salımının değerlendirilmesinde HPLC cihazına ilişkin en önemli parçalardan birinin dolgu materyali ve taşıyıcı kısımdan oluşan kolonlar olduğu belirtilmektedir [114, 115]. Analitik çalışmalarda, Hamid ve Hume C 18 kolon, Munksgaard ve arkadaşları C 18 kolon (10 cm x 4 mm), Santarre ve arkadaşları C 18 kolon (8 mm x 10 cm), Nathanson ve arkadaşları C 18 kolon (3,9 mm x 150 mm) kullanmışlardır [121, 125, 127, 131]. Bu çalışmada da ters faz analitik kolon C 18 (250 mm x 4 mm) kullanılarak analitik ölçümler HPLC cihazında gerçekleştirilmiştir.

HPLC cihazındaki dalga boyu ve akış hızı da monomer salım ölçümlerinde, analitik değerlendirmelerde önem taşımaktadır. Hamid ve Hume 215 nm dalga boyu, Munksgaard 210 nm dalga boyu ve 0,6 ml/dk akış hızı, Olea ve Pulgar 254-280 nm dalga boyu ve 1 ml/dk akış hızı ile ölçümler gerçekleştirmişlerdir. Pulgar ve

arkadaşları 280 nm dalga boyu ve 1 ml/dk akış hızı, Tarumi ve arkadaşları 215 nm dalga boyu ve 1 ml/dk akış hızı koşullarında analizlerini değerlendirmişlerdir [66, 130, 132, 133]. Bu çalışmada da *in vitro* monomer salımı değerlendirilmesinde akış hızı 1 ml/dk olarak uygulanmış ve 254 nm dalga boyunda çalışılmıştır.

Rezin esaslı dental materyallerin, uygulamayı takiben zaman içinde ağız ortamında bir miktar çözündükleri, bu çözünmede ana unsurun tükürük olduğu bilinmektedir [12, 64]. Ağız ortamında tükürüğün bu çözücü etkisi, *in vitro* çalışmalarda asetonitril, yapay tükürük, su, etanol, metanol gibi çözücülerle taklit edilmeye çalışılmaktadır [134, 135]. Hamid ve Hume, Munksgaard ve arkadaşları %70 etanol/su karışımı, Nathanson ve arkadaşları % 95 etanol/su, Olea ve arkadaşları değişen oranlarda asetonitril ve su, Al-Hiyasat ve arkadaşları, Pulgar ve arkadaşları ise asetonitril/su karışımı kullanmışlardır [64, 66, 125, 127, 133, 136]. Monomerlerin salım değerlerinin belirlenmesine yönelik *in vitro* araştırmalarda ise bu ortamı taklit etmek amacıyla organik çözücülerin kullanımının daha etkili sonuçlar verdiği gösterilmiştir [135]. ABD'nin Gıda ve İlaç Birliği (FDA) tarafından artık monomerlerin tespiti için tavsiye edilmiş olan % 75'lik etanol-su karışımı birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır [134, 135, 137, 138]. Etanol rezin esaslı materyalin polimer ağına penetre olarak, polimer zincirleri arasındaki boşlukları genişletmekte ve zaman içinde reaksiyona girmemiş monomerlerin salınmasını sağlamaktadır [138, 139]. Bu tez çalışmasında farklı renklere sahip kompozit materyallerden artık monomer salımının değerlendirilmesi aşamasında %75'lik etanol-su karışımı kullanılmıştır.

Literatürde reaksiyona girmemiş monomerlerin zaman periyotlarındaki salım davranışlarına yönelik birçok çalışma bulunmaktadır. Altıntaş ve Üşümez rezin simanlardan monomer salımını inceledikleri çalışmalarında salım zamanlarını 10. dk, 1. saat, 1., 3., 7., 14. ve 21. gün olarak belirlemişlerdir [50]. Miletic ve arkadaşları adezivlerden artık monomer salımını araştırdıkları çalışmalarında ölçüm periyotlarını 1., 6., 24., 96. saat ve 7. gün olarak belirlemişlerdir [140]. Kawahara ve arkadaşları geçici rezin materyallerden artık monomer salımını inceledikleri çalışmada ölçüm periyotlarını 1., 3., 6., 24., saat ve 3., 7., 14. gün olarak belirlemişlerdir [138]. Botsalı

fissür örtücü materyallerden salınan artık monomer miktarlarını araştırdıkları bir çalışmada salım zamanlarını 10. dk, 1. saat, 1., 7. ve 14. gün olarak belirlemişlerdir [29]. Rezin materyallerden ilk dakikalarda yüksek miktarda artık monomer salımının olduğu, ilerleyen zamanlarda bu miktarın giderek azaldığı bildirilmiştir [12, 29]. Bazı araştırmacılar ise monomer salımının 30. güne kadar devam ettiğini belirtmiştir [141, 142]. Tüm bu veriler dikkate alındığında bu tez çalışmasında salım zamanları 10. dk, 1. saat, 3. saat, 12. saat, 1. gün, 3. gün, 7. gün, 11. gün, 14. gün, 21. gün ve 30. gün olarak belirlenmiştir.

5.2. Bulguların Tartışılması

5.2.1. HEMA Miktarına Ait Bulguların Tartışması

Bu tez çalışmasında üç farklı renk kompomerde polimerizasyon sonrası HEMA salım miktarına ait bulgular farklı zaman periyodlarında değerlendirilmiştir. HEMA salımının zamana göre dağılımında üç farklı grup arasında 1.saat, 3.saat, 14.gün, 21.gün ve 30.günlerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bu da polimerizasyon derecelerinin renk grupları arasında anlamlı farklılıklar sergilediğini göstermektedir. Toplamda 30. günde en çok HEMA salımı A2 renkli kompomerde (Grup 1), en az ise mavi renkli kompomerde (Grup 3) olmuştur.

HEMA salımı açısından tüm gruplarda ilk 1 saate kadar oldukça yüksek salım değerleri elde edilirken, 30. güne kadar olan dönemde monomer salımı devam etse de ilk 1 saatlik dilimdeki kadar olmamıştır. İlk 1 saate kadar olan artış birçok çalışmadaki sonuçlarla benzerlik göstermektedir [29, 41, 65]. Bu çalışmalarda ilk 1 saat civarındaki fazla artış, oksijen inhibisyon tabakasında reaksiyona girmemiş monomerlerin fazla olmasına dayandırılmıştır. Fakat bu tez çalışmasında oksijen inhibisyon tabakası kaldırılmış olduğundan, HEMA'ya ait bulgulardaki ilk 1 saatlik dilimdeki artışın diğer zaman dilimlerine oranla yüksek oluşu, HEMA'nın molekül ağırlığının düşük olmasından kaynaklanmış olabilir. Çünkü HEMA'nın molekül ağırlığının düşük olması, onun hareket kapasitesinin artmasına neden olmaktadır. Zaten birçok araştırmacı küçük moleküllerin, büyük ve kompleks olanlara göre daha

hareketli olduğunu, serbestleşmesinin ve difüzyonlarının daha kolay olduğunu belirtmişlerdir [141, 143]. Bu çalışmadaki HEMA miktarlarının ilk 1 saatlik dilimde yüksek değerler vermesi, reaksiyona girmemiş HEMA moleküllerinin büyük çoğunluğunun ilk 1 saatte serbestleştiğini göstermektedir.

Birçok çalışmada monomer salımının belli bir zamanda maksimum seviyeye çıktığı ve daha sonra yavaş ve sürekli bir salım şeklinde gerçekleştiği belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında her üç grupta da farklı zaman periodlarında yer yer azalmalar meydana gelmiştir. Bu durum HEMA'nın oldukça hidrofilik yapıda olmasından ve çözeltilinin %75 etanol-sudan oluştuğu için içerisinde %25'lik su bulunduğu dikkate alındığında, HEMA moleküllerinin suyla etkileşime girmesinden kaynaklanmış olabilir. Ayrıca HEMA'nın oldukça kinetik yapıda olması, çözeltiden örnek alınıp cihaza enjekte edilene kadar olan süreçteki manuplasyondan etkilenmiş olabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.

Altıntaş ve Üşümez, rezin simanlardan artık monomer salımını araştırdığı bir çalışmada Nexus 2 (Kerr/Italy) simanından 10. dakikada HEMA salım miktarını 117 ppm bulurken, 21. günde 440 ppm olarak tespit etmiştir. Aynı çalışmada Rely X Arc (3M ESPE/Germany) için 10. dakikada 98,15 ppm, 21. günde 142,61 ppm olarak ölçülmüştür [50]. Botsalı, fissür örtücülerde yaptığı artık monomer çalışmasında Teethmate F1 materyalinde 10. dakikada HEMA salım miktarını 25,61 ppm olarak bulurken, 14. günde 144,17 ppm olarak ölçmüştür [29].

Birçok araştırmacı HEMA, BISGMA, TEGDMA ve UDMA gibi rezin materyallerde çokça bulunan monomerlerin sitotoksikite değerlerini tespit etmeye yönelik çalışmalar yapmışlardır. Reichl ve arkadaşları HEMA'nın 1,82 ppm değerinin sitotoksik olduğunu tespit etmiştir [144]. Bizim çalışmamızda en düşük HEMA salım değeri 10. dakikada 2,87 ppm olarak pembe renkli kompomerde (Grup 2) tespit edilirken, en yüksek değer ise 30. günde 6,73 ppm olarak A2 renkli kompomerde (Grup 1) tespit edilmiştir. Sitotoksik etki değerle kıyaslandığında oldukça yüksek miktarlarda HEMA salımı gerçekleştiği görülmektedir. Ratanasathien ve arkadaşları fare fibroblastlarında yaptığı sitotoksikite çalışmasında HEMA'nın sitotoksik etki değerini 3600 µmol/L (468 ppm) olarak tespit etmiştir [145]. Yine aynı sitotoksik değer Hanks ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada

HEMA için tespit edilmiştir. Kehe ve arkadaşları insan ve rat bronkoalveolar hücreleriyle yaptığı çalışmada HEMA'nın sitotoksik etki değerini 8854 $\mu\text{mol/L}$ (1151 ppm) olarak bulmuştur. Bu değerlerle kıyaslandığında kompomer materyallerden salınan HEMA miktarlarının sitotoksik etkilerini değerlendirirsek, Reichl ve arkadaşlarının bulduğu değere göre oldukça yüksek, diğer çalışmalara göre ise düşük olduğu sonucuna varabiliriz. Bu açıdan HEMA'nın gerçek sitotoksik etkilerini araştırmak için özellikle diş ve çevre yumuşak dokulardaki hücrelerden oluşturulacak kültür ortamları kullanılması gerekmektedir. Ayrıca bu tez çalışmasında oluşturulan in vitro laboratuvar ortamı hiçbir zaman gerçek ağız ortamını tamamiyle taklit edememektedir. Çünkü ağız ortamında bir taraftan tükürük akışı gerçekleşirken, diğer taraftan yutkunma refleksiyle tükürük, ağız-diş ve çevre dokulardaki sıvılar yutularak ağızda sürekli yıkayıcı bir etki oluşturmaktadır [57, 146]. Bundan dolayı in vitro ortamda salınan bu değerlerin ağız ortamında hiçbir zaman bu kadar yüksek olamayacağını düşünmekteyiz.

5.2.2. BIS-GMA Miktarına Ait Bulguların Tartışması

Bu tez çalışmasında üç farklı renk kompomerde polimerizasyon sonrası BIS-GMA salım miktarına ait bulgular farklı zaman periyodlarında değerlendirilmiştir. BIS-GMA salımının zamana göre dağılımında üç farklı grup arasında 1.saat hariç ($p>0,05$), tüm ölçüm periyodlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bu da polimerizasyon derecelerinin renk grupları arasında anlamlı farklılıklar sergilediğini göstermektedir. Toplamda 30. günde en çok BIS-GMA salımı mavi renkli kompomerde (Grup 3), en az ise A2 renkli kompomerden (Grup 1) olmuştur. BIS-GMA salımı açısından tüm gruplarda ilk 12 saatlik zaman diliminde en yüksek salım değerleri elde edilmiştir. Bu da HEMA ile kıyaslandığında; HEMA'nın ilk 1 saatte büyük oranda salım yaptığı göz önünde bulundurulduğunda, BISGMA'nın yüksek molekül ağırlığından dolayı diğer monomerlere göre çözelti içerisine difüzyonunun daha yavaş olmasından kaynaklanmış olabilir. Buna rağmen toplam BIS-GMA salım miktarı diğer monomerlerle kıyaslandığında oldukça yüksektir.

Ranasathien ve arkadaşları fare fibroblastları üzerinde yaptığı çalışmada BIS-GMA'nın sitotoksik etki değerini 9,35 μ M (4,78 ppm) olarak tespit etmiştir. Bizim çalışmamızda en düşük BIS-GMA salım değerleri 10.dakikada 0,61 ppm olarak pembe renkli kompomerde (Grup 2) tespit edilirken, en yüksek değer ise 30. günde 28,03 ppm olarak mavi renkli kompomerde (Grup 3) tespit edilmiştir. 30. gün BIS-GMA salım değeri göz önüne alınırsa, bu değerlerin oldukça sitotoksik değerler olduğu düşünülebilir. Ancak bu değerler kümülatif değerlerdir ve ağız ortamında tükürüğün yıkayıcı etkisi göz önüne alındığında, BIS-GMA salımının hiçbir zaman bu konsantrasyona ulaşamayacağını düşünmekteyiz.

Birçok araştırmacı BISGMA içerisinde bulunan Bisphenol-A (BPA)'nın canlı hücrelerde östrojenik reseptörleri uyarak yalancı östrojenik etki yaptığını tespit etmişlerdir [62, 147]. Bundan dolayı BPA xenoöstrojenler grubunda yer almaktadır. Bu açıdan rezin materyallerden salınan BISGMA miktarları önemlidir. Çünkü BISGMA, BPA içermektedir.

Arenholt-brindslev ve arkadaşları fissür örtücülerle yaptığı bir çalışmada; uygulamadan hemen sonra, 1 saat sonra ve 24 saat sonra örnekler alarak HPLC analizi yapmışlardır. Sadece 1. Grupta (Delton LC) uygulamadan hemen sonra tükürükte 0,3 ile 2,8 ppm arasında değişen BPA miktarı ölçülmüştür [62].

Schafer ve arkadaşları östrojenik stimülasyonla proliferen olan göğüs kanser hücrelerine farklı konsantrasyonlarda BPA ve BPA-DM uygulamışlardır. Mitojenik aktivitenin 24 saat içerisinde 0,5 ppm konsantrasyonda arttığını gözlemiştir [61].

Olea ve arkadaşları da BISGMA'nın MCF-7 hücrelerinde (göğüs kanser hücresi) fissür örtücüde 1 saate kadar olan salımdan sonra hücre proliferasyonunda artış saptanmıştır [64].

Tarumi ve arkadaşları 2 farklı fissür örtücü materyalden BIS-GMA salımı ve östrojenik aktivite arasındaki ilişkiyi ölçmek için yaptığı çalışmada HeLa hücrelerinde 5 ppm'den sonra östrojenik aktivitenin önemli derecede arttığını saptamıştır [59].

Kloukos ve arkadaşlarının pit ve fissür örtücülerde BPA salımı ile ilgili yaptıkları çalışmada tükürükteki konsantrasyon açısından; BPA miktarı tüm örneklerde uygulamadan hemen sonra maksimum 0,009 ppm olarak ölçülürken ilerleyen zamanlarda ölçülememiştir. Kandaki konsantrasyon açısından bakıldığında; tüm gruplarda kan serumunda BPA ölçülememiştir. Üriner sistemdeki konsantrasyon açısından; tedavi öncesi ve sonrası ölçümlerde 1.saatte tedavi öncesine göre 5 kat artarken, 1 gün sonra bu oran dörtte bire kadar düşmektedir. Tüm örnekler içerisinde üriner sistemde en yüksek salınan BPA miktarı 0,027 ppm olarak ölçülmüştür [148].

Tüm bu çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda, bu tez çalışmasındaki BPA değerleri oldukça yüksek olmasına rağmen, kümülatif olarak sistemik ve ayrıca üriner sistemde hiçbir zaman bu kadar yüksek konsantrasyonlara ulaşamayacağını, en fazla ağız ortamında tükürükte bulunacağını ve bunun gerçek östrojenik etkisini değerlendirmek için ileri çalışmalara ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz. Ayrıca BIS-GMA ve UDMA'nın in vitro deneylerde memeli hücrelerde mutajenik etki göstermediği, TEGDMA'nın ise orta derecede mutajenik olduğu belirtilmiştir [149]. Pulpal reaksiyon açısından artık monomerlerin dentin kanalcıkları vasıtasıyla pulpa tarafına geçebildiği birçok çalışmada belirtilmiş olsa da; bakteriyel penetrasyon olmadan artık monomerlerin direk pulpa reaksiyonuna neden olmadığı belirtilmiştir [150-153].

5.2.3. TEGDMA Miktarına Ait Bulguların Tartışması

TEGDMA, BISGMA'nın viskozitesini azaltmak için kullanılan düşük molekül ağırlıklı bir monomerdur. Bu tez çalışmasında üç farklı renk kompomerde polimerizasyon sonrası TEGDMA salım miktarına ait bulgular farklı zaman periyodlarında değerlendirilmiştir. A2 renkli kompomerden (Grup 1) TEGDMA salımı hiçbir zaman diliminde gerçekleşmemiştir. Bundan dolayı gruplar arası karşılaştırma pembe (Grup 2) ve mavi (Grup 3) renkli kompomer arasında yapılmıştır. TEGDMA salımının zamana göre dağılımında iki grup arasında sadece 10. dakika ve 30. gün ölçüm periyodlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Bu da polimerizasyon derecelerinin renk grupları arasında

anlamli farklılıklar sergilediğini göstermektedir. 30. günde en çok TEGDMA salımı mavi renkli kompomerde (Grup 3) olmuştur.

TEGDMA salımı en çok ilk 12 saatlik zaman diliminde olmuş, sonraki süreçte ise daha yavaş bir salım gerçekleşmiştir. Düşük molekül ağırlığına rağmen TEGDMA salım hızı BIS-GMA ile benzerlik göstermiştir.

Altıntaş ve arkadaşları rezin simanlarda yaptığı artık monomer çalışmasında Variolink II simanından TEGDMA salım miktarını 10. dakikada 25,74 ppm ve 21. günde 58,05 ppm olarak ölçmüştür. Rely X ARC simanından 10. dakikada 37,18 ppm ve 21. günde 62,92 ppm olarak ölçmüştür. Resilute simanından ise 10. dakikada 54,34 ppm ve 21. günde 80,65 ppm olarak ölçmüştür [50]. Resin simanlarda salınan TEGDMA miktarları bizim bulgularımız ile kıyaslandığında oldukça yüksektir.

Ranasathien ve arkadaşları fare fibroblastlarında yaptığı çalışmada TEGDMA'nın sitotoksik etki değerini 124,5 µmol/L (37,75 ppm) olarak tespit etmiştir. Noda ve arkadaşları TEGDMA'nın sitotoksik etki değerini 4000 µM (1144 ppm) olarak belirtmiştir. Bizim çalışmamızda en düşük TEGDMA salım değerleri 10. dakikada 0,17 ppm olarak mavi renkli kompomerde (Grup 3) tespit edilirken, en yüksek değer ise 30. günde 16,37 ppm olarak yine mavi renkli kompomerde (Grup 3) tespit edilmiştir. Bu değer diğer sitotoksikite çalışmaları ile kıyaslandığında sitotoksik açıdan risk oluşturmamaktadır [145, 154].

5.2.4. UDMA Miktarına Ait Bulguların Tartışması

Molekül ağırlığı BISGMA'nın molekül ağırlığına (512 g/mol) yakın olmasına rağmen, UDMA (470 g/mol) oldukça visköz yapıdadır. Bu tez çalışmasında üç farklı renk kompomerde polimerizasyon sonrası UDMA salım miktarına ait bulgular farklı zaman periyodlarında değerlendirilmiştir. UDMA salımının zamana göre dağılımında üç farklı grup arasında 10. dakika, 3. saat, 3. gün, 7. gün ve 11. günlerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Bu da polimerizasyon derecelerinin renk grupları arasında anlamlı farklılıklar sergilediğini

göstermektedir. Toplamda 30. günde tüm grupların UDMA salım değerleri birbirine çok yakın olmakla birlikte, en çok UDMA salımı mavi renkli kompomerde (Grup 3), en az ise A2 renkli kompomerde (Grup 1) olmuştur.

UDMA salımı en çok BISGMA ve TEGDMA'da olduğu gibi ilk 12 saatlik zaman diliminde gerçekleşmiştir.

Birçok çalışmada rezin materyallerden salınan artık monomer miktarları arasında UDMA genelde en az salınan monomerdır [41, 56, 65]. Bizim çalışmamızda ise HEMA hariç, diğer monomerler arasında en az miktarda salınan monomer UDMA'dır.

Ranasathien ve arkadaşları fare fibroblastlarında yaptıkları sitotoksikite çalışmasında UDMA'nın sitotoksik etki değerini 17,4 µmol/L (8,17 ppm) olarak belirtmiştir [145]. Hanks ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da UDMA'nın sitotoksik etki değeri 17,4 µmol/L (8,17 ppm) olarak belirtilmiştir [146]. Bizim çalışmamızda en düşük UDMA salım değerleri 10. dakikada 1,84 ppm olarak A2 renkli kompomerde (Grup 1) tespit edilirken, en yüksek değer ise 30. günde 7,62 ppm olarak mavi renkli kompomerde (Grup 3) tespit edilmiştir. 30. gün UDMA salım değeri göz önüne alınırsa, bu değerlerin sitotoksik değerlerden düşük olduğu görülmektedir. Daha önce de belirtildiği gibi bu değerler belli dar bir alanda biriktirilmiş toplam değerleri ifade etmektedir. Ağız ortamının stabil olmayışından dolayı, UDMA'nın hem sistemik olarak hem de diş ve çevre dokularında herhangi bir sitotoksik etki oluşturmayacağı söylenebilir.

5.2.5. Toplam Artık Monomer Miktarına Ait Bulguların Tartışması

Bu tez çalışmasında üç farklı renk kompomerde polimerizasyon sonrası toplam artık monomer salım miktarına ait bulgular farklı zaman periyodlarında değerlendirilmiştir. Toplam artık monomer salımının zamana göre dağılımında üç farklı grup arasında 1. saat hariç, diğer tüm ölçüm periyodlarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,05$). Bu da polimerizasyon derecelerinin renk grupları arasında anlamlı farklılıklar sergilediğini göstermektedir. 30. günde en

çok toplam artık monomer salımı mavi renkli kompomerde (Grup 3), en az ise A2 renk (Grup 1) kompomerde gerçekleşmiştir. A2 renk kompomer (Grup 1) ile hem pembe (Grup 2) hem de mavi renkli kompomer (Grup 3) arasındaki fark, pembe (Grup 2) ile mavi (Grup 3) arasındaki farktan daha fazladır. Bu durum A2 renkli (Grup 1) kompomerden hiç TEGDMA salımı gerçekleşmemesinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca Grup 1’de HEMA hariç, BISGMA ve UDMA değerleri de pembe (Grup 2) ve mavi (Grup 3) renklerine oranla daha düşük bulunmuştur. Bu sonuçlar Twinky Star renkli kompomerler ve geleneksel diş rengindeki kompomerlerle yapılan rengin polimerizasyon üzerine etkilerinin araştırıldığı başka yöntemlerle yapılan çalışmalarda sonuçlarla benzerlik göstermektedir [6, 11, 155]. Atabek ve arkadaşları Twinky Star renkli kompomerlerle yaptığı çalışmada Twinky Star’ın yedi farklı rengini farklı ışınlama süreleriyle LED ışık cihazıyla polimerize ederek dönüşüm oranlarını incelemiş ve farklı renkler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde etmiştir [6]. Vandebulcke ve arkadaşları Glassiosite (Voco) A2 ve A4 renkli geleneksel kompomerlerle Twinky Star renkli kompomerleri ve ayrıca Z100 (3M ESPE) hibrit A2 ve A4 rengini silindirik kalıplar içerisinde polimerize ederek penetrometer denilen cihazla polimerizasyon derinliklerini ölçmüştür. Sonuç olarak Twinky Star’ın mavi ve yeşil rengi hariç, Glassiosite A2 ve A4 renkli kompomeri Twinky Star renkli kompomerlere oranla daha fazla polimerizasyon derinliği göstermiştir. Z100 A2 ve A4 renkli hibrit kompozitler Glassiosite geleneksel kompomerlerle benzer oranda polimerizasyon derinliği göstermiştir. Ayrıca polimerizasyon derinliği açısından Twinky Star renkli kompomerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur [11]. Güler ve arkadaşları Twinky Star renkli kompomerlerle Dyract Extra’nın A3 rengini kullanarak dentin yüzeyinde mikrogerilim ve bağlanma dayanımı açısından değerlendirmiştir. Sonuç olarak renkler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmasa da, Dyract Extra’nın A3 rengiyle Twinky Star’ın yeşil rengi bağlanma dayanımı açısından en yüksek değerleri sergilemiştir [155].

Bu tez çalışmasında üç farklı renk kompomerde polimerizasyon sonrası HEMA, BISGMA, TEGDMA, UDMA ve toplam artık monomer salım miktarlarına ait bulgular farklı zaman periyodlarında değerlendirilmiştir. Gruplar arasında zaman periyodları dikkate alındığında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit

edilmiştir. Bu nedenle farklı renklerdeki kompomerlerin polimerizasyon dereceleri arasında da farklılık olduğu çıkarımına varılabilir. Fakat renk faktörüne Twinky Starın tüm renk grupları dahil edilmemiştir. Tüm polimerizasyonlar üretici firmanın önerileri doğrultusunda yapılmıştır. Polimerizasyon işlemi standart kalıplarda, 0 mm uzaklıktan ve tek bir ışık kaynağı (LED) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle renk, ışık kaynağı, örnek kalınlığı, ışık cihazı ve materyal arasındaki uzaklık gibi faktörler de değerlendirilerek ilave çalışmalar yapılmalıdır.

Çocuk diş hekimliğinde çocukların dikkatini çekmek ve dental tedavileri daha kabul edilebilir bir seviyeye getirebilmek amacı ile üretilmiş olan renkli kompomerlerde, polimerizasyon faktörlerinin maksimum seviyede tutulmasına rağmen, artık monomer salımı geleneksel diş rengindeki kompomerlere oranla daha fazla olmuştur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Üç farklı renk kompomer materyalinden polimerizasyon sonrası 11 farklı zaman periyodunda HEMA, BIS-GMA, TEGDMA, UDMA ve toplam artık monomer salım miktarlarına bakıldığında;

- Toplamda 30. gün en fazla salınan artık monomer BIS-GMA'dır (28,03 ppm).
- Toplamda 30. gün en az salınan artık monomer HEMA'dır (4,79 ppm).
- A2 renkli kompomerden TEGDMA salımı olmamıştır.
- Toplam artık monomer salımı açısından gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).
- Renkli kompomerlerde geleneksel diş rengindeki kompomerlere oranla daha fazla toplam artık monomer salımı gerçekleşmiştir.
- Artık monomerlerin salım hızları ilk zaman periyodlarında daha fazla iken, ilerleyen zaman periyodlarında daha az bir artış şeklinde gerçekleşmiştir.
- Salım hızları açısından artık monomerler arasında fark vardır.
- Zamana göre artık monomerlerin salımları regresyon grafikleri belirlenmiş olsa da bu durum laboratuvar şartları için geçerlidir.
- Polimerizasyonu etkileyen faktörler mümkün olduğunca standart hale getirilmiş ve optimum polimerizasyon sağlamak için uygun şartlar oluşturulmuş olmasına rağmen, renkli kompomerlerden salınan artık monomer miktarları yüksektir.

Bu sonuçlar ışığında;

- Bu çalışmada çocuk hastalar tarafından en çok tercih edilen renkli kompomer grupları (pembe ve mavi) oluşturulmuş, fakat renkli kompomerlerde diğer renk grupları değerlendirilmemiştir. Diğer renklerdeki renkli kompomerlerden salınan artık monomer miktarlarının da ilave çalışmalar ile incelenmesi gerekmektedir.

- 30 günlük zaman dilimlerindeki bu bulgular laboratuvar şartlarında birikerek elde edilen bulgular olduğundan, ağız ortamındaki sürekli değişen şartlarda dış ve çevre dokulara salınan artık monomer miktarlarının incelenmesi için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Daha önceki çalışmalarla HEMA, BIS-GMA, TEGDMA, UDMA gibi monomerlerin sitotoksik etki değerleri ile ilgili çalışmalar yapılmış olsa da bu değerler yalnızca o monomerleri bağladığından, farklı renkteki kompomerlerin gerçek sitotoksik etkilerini incelemek için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.
- %75 etanol-su çözeltisi artık monomer salımı açısından tükürüğü taklit etse de, farklı yiyecek ve içeceklerden dolayı ağızda oluşabilecek asidik ataklar karşısında bu kompomer materyallerinden artık monomer salımında bir değişiklik olup olmayacağı bilinmemektedir.
- Oksijen inhibisyon tabakasını kaldırmak adına, her işlem sonrası muhakkak bitirme ve porsaj işlemi gerçekleştirilmeli ya da en azından ıslak ya da kuru pamukla dolgunun yüzeyi silinmelidir.
- Özellikle renkli kompomerlerin 2 mm'lik tabakalar halinde, üretici firmaların önerileri doğrultusunda, ışık kaynağı ile mesafe en az olacak şekilde ve ışık kaynağı çıkış gücü yüksek olan bir cihaz kullanarak polimerizasyon işlemi yapılırsa bile artık monomer salımının gerçekleştiği tespit edilmiştir. Bu nedenle renkli kompomerlerin polimerizasyonunu güçlendirmeye yönelik ilave önlemler alınmalıdır.
- Bu çalışmada renkli kompomerlerin sadece pembe ve mavi rengi renkleri ve geleneksel diş rengindeki kompomerin sadece A2 rengi rest edilmiştir. Farklı renklerin artık monomer salımının değerlendirilmesi için ilave çalışmalar yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Meyer, J.M., Cattani-Lorente, M.A. And Dupuis, V. (1998). Compomers: Between Glass-Ionomer Cements And Composites. *Biomater*,19(6), 529-539.
2. Çoğulu, D., Ersin, N. And Ertuğrul, F. (2007), Renk, Işınlama Mesafesi Ve Işınlama Süresinin İki Farklı Kompomer Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg*,28, 187-192.
3. Oba, A.A, Sönmez, I.Ş., Sarı, Ş. (2010). Clinic Evaluation Of A Colored Compomer In Primary Molars. *Med. Princ. and Pract.*, 19, 148-152.
4. Anand, V.S., Balasubramanian,V. (2013). Effect Of Resin Chemistry On Depth Of Cure And Cytotoxicity Of Dental Resin Composites. *Med Sci and Eng*, 181, 33-38.
5. Asmussen, E. And Peutzfeldt, A. (2003). Light-Emitting Diode Curing: Influence On Selected Properties Of Resin Composites. *Quintessence Int*, 34(1), 71-75.
6. Atabek, D., Bodur, H.,Kalaycı, S., Baygın, O. And Tirali, E. (2011). Conversion Degrees Of A Colored Compomer In Different Colors Utilized By Various Curing Times. *J Dent Child (Chic)*, 78(2), 83-87.
7. Bala, O., Üçtaşlı, M.B. And Arısu, H.D. (2008) Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Derinliğine Farklı Renk Ve Polimerizasyon Tekniklerinin Etkisi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg*, 25(3), 7-14.
8. Cadenaro, M., Antonioli, F., Sauro, S., Tay, F. R., Di Lenarda, R., Prati, C., Biasotto, M., Contardo, L.,And Breschi, L. (2005). Degree Of Conversion And Permeability Of Dental Adhesives. *Eur J Oral Sci*, 113(6), 525-530.
9. Carvalho, F.A.R., Almeida, M.C., Almeida, M.A., Cevidanes, L.H.S. And Leite, M..C.A.M. (2010). Efficiency Of Light Emitting Diodes And Halogen Units In Reducing Redidual Monomers. *Am J Of Orthod And Dentofacial Orthop*,138, 617-622.
10. Ernst, C.P., Meyer, G. R., Muller, J., Stender, E., Ahlers, M. O. And Willershausern, B. (2004). Depth Of Cure Of LED Vs QTH Light-Curing Devices At A Distance Of 7 Mm. *J Adhes Dent*, 6(2), 141-150.
11. Vandenbulcke, J.D.E., Marks, L.A.M., Martens, L.C.,And Verbeeck, R.M.H. (2010). Comparison Of Curing Depth Of A Colored Poliacid-Modified Composite Resin With Different Light Curing Units. *Quintessence Int*,41,787-794.
12. Söderholm, K.J., Mariotti, A. Bis-GMA–Based Resins In Dentistry: Are They Safe? *JADA*, 130, 201-206.
13. Al-Hiyasat, A.S., Darmani, H. And Milhem, M.M. (2005). Cytotoxicity Evaluation Of Dental Resin Composites And Their Flowable Derivatives. *Clin Oral Investig*, 9(1), 21-25.
14. Atkinson, J.C., Diamond, F., Eichmiller, F., Selwitz, R. And Jones, G. (2002). Stability Of Bisphenol A, Triethylene-Glycol Dimethacrylate, And Bisphenol A Dimethacrylate In Whole Saliva. *Dent Mater*, 18(2),128-135.
15. Eliades, G., Kakaboura, A. And Palaghias, G. (1998). Acid-Base Reaction And Fluoride Release Profiles In Visible Light-Cured Polyacid-Modified Composite Restoratives (Compomers). *Dent Mater*, 14(1), 57-63.

16. Schneider, B. T., Baumann, M. A., Watanabe, L. G. And Marshall, G. W. Jr. (2000). Dentin Shear Bond Strength Of Compomers And Composites. *Dent Mater*, 16(1), 15-19.
17. Hse, K.M., Leung, S.K. And Wei, S.H. (1994). Resin-Ionomer Restorative Materials For Children: A Review. *Aust Dent J*, 44(1), 1-11.
18. Nicholson, J.W. (2007). Polyacid-Modified Composite Resins ("Compomers") And Their Use In Clinical Dentistry. *Dent Mater*, 23(5), 615-622.
19. Xie, H., Zhang, F., Wu, Y. And Liu, W. (2008). Dentine Bond Strength And Microleakage Of Flowable Composite, Compomer And Glass Ionomer Cement. *Aust Dent J*, 53, 325-331.
20. Guersten, W., Leyhausen, G. And Garcia-Godoy, F. (1999). Effect Of Storage Media On The Fluoride Release And Surface Microhardnessof Four Polyacid-Modified Composite Resins ("Compomers"). *Dent Mater*, 15, 196-201.
21. Cehreli, Z.C. And Altay, N. (2000). Three-Year Clinical Evaluation Of A Polyacid-Modified Resin Composite In Minimally Invasive Occlusal Cavities. *J Dent*, 28(2), 117-122.
22. Wiegand, A., Buchalla, W. And Attin, T. (2007). Review On Fluoride-Releasing Restorative Materials, Fluoride Release And Uptake Characteristics, Antibacterial Activity And Influence On Caries Formation. *Dent Mater J*, 23(3), 343-362.
23. Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A. (2007). Systematic Review Of The Chemical Composition Of Contemporary Dental Adhesives. *Biomater*, 28, 3757-3785.
24. Çökelliler, D. (2010). *Polimer Kimyası*. Başkent Üniversitesi.
25. Saçak, M. (2002). *Polimer Kimyası*. Gazi Kitabevi.
26. Altunsoy, M. (2012). **Farklı Sürelerde Polimerize Edilen Adeziv Sistemlerin Yapılarından Salınan Artık Monomer Miktarının Araştırılması**. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.
27. Paul, S. J., Leach, M., Rueggeberg, F. A. And Pashley, D. H. (1999). Effect Of Water Content On The Physical Properties Of Model Dentine Primer And Bonding Resins. *J Dent*, 27, 209-214.
28. O' Brein, W.J. (2002). *Dent Materials And Their Selection*. Quint Publ Co.
29. Botsalı, M.S. (2008). **Rezin Esaslı Fissur Örtücülerin Farklı Işık Kaynakları Le Polimerizasyonu Sonrasında Açığa Çıkan Artık Monomer Miktarının, Yüzey Sertliğinin Ve Bağlanma Dayanımının Araştırılması**. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.
30. Dayangaç, G.B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar*. Ankara : Güneş Kitabevi, 15-19.
31. Özel, E. And Soyman, M. (2003). LED Işık Kaynakları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 13(3), 13-17.
32. Altun,C. (2005). Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gülhane Tıp Derg*, 47(1), 77-82.
33. Üşümez, S., Büyükyılmaz, T., Karaman, A.İ. And Gündüz, B. (2005). Degree Of Conversion Of Two Lingual Retainer Adhesives Cured With Different Light Sources. *Eur J Orthod*, 173-179.

34. Mills, R. W., Jandt, K. F. And Ashworth, S. H. (1999). Dental Composite Depth Of Cure With Halogen And Blue Light Emitting Diode Technology. *Br Dent J*, 186, 388-391.
35. Price, R. B. T., Felix, C. A. And Andreou, P. (2005). Knoop Hardness Of Ten Resin Composites irradiated With High-Power LED And Quartz-Tungsten-Halogen Lights. *Biomater*, 26, 2631- 2641.
36. Fortin, D. And Vargas M. A. The Spectrum Of Composites: New Techniques And Materials. *J Am Dent Assoc*, 131, 26-30.
37. Lioret, P.R., Rode, K. M. And Turbino, M. L.(2004). Dentine Bond Strength Of A Composite Resin Polymerized With Conventional Light And Argon Laser. *Braz Oral Res*, 18, 271- 275.
38. Deb, S. And Sehmi, H. (2003). Comparative Study Of The Properties Of Dental Resin Composites Polymerized With Plasma And Halogen Light. *Dent Mater*, 19, 517-522.
39. Turbino, M. L., Belan, L. C., Soprano, V., Rode, K. M., Lloret, P. R. And Youssef, M. N. (2011). Argon Ion Laser Curing Depth Effect On A Composite Resin. *Lasers Med Sci*, 26(4), 421-425.
40. Uhl, A., Sigusch, B.W. And Jandt, K. D. (2004). Second Generation Leds For The Polymerization Of Oral Biomaterials. *Dent Mater*, 20(1), 80-87.
41. Tuna, E. B. (2006). **Süt Ve Sürekli Dişlerde Kullanılan Dört Farklı Kompozit Materyalden Monomer Salınımının Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi.** Doktora Tezi, İstanbul.
42. Peutzfeldt, A. (1997). Resin Composites In Dentistry: The Monomer Systems. *Eur J Oral Sci*, 105(2), 97-116.
43. Komurcuoglu, E., Olmez, S. And Vural, N. (2005). Evaluation Of Residual Monomer Elimination Methods In Three Different Fissure Sealants In Vitro. *J Oral Rehabil*, 32(2), 116-121.
44. Cardoso Pde, C. Loguercio, A. D., Vieira, L. C., Baratieri, L. N. And Reis, A. (2005). Effect Of Prolonged Application Times On Resin-Dentin Bond Strengths. *J Adhes Dent*, 7(2), 143-149.
45. Stansbury, J.W. And Dickens, S.H. (2001). Determination Of Double Bond Conversion In Dental Resins By Near Infrared Spectroscopy. *Dent Mater*, 17(1), 71-79.
46. Holmes, R.G., Rueggeberg, F. A., Callan, R. S., Caughman, F., Chan, D. C., Pashley, D. H. And Looney, S. W. (2007). Effect Of Solvent Type And Content On Monomer Conversion Of A Model Resin System As A Thin Film. *Dent Mater*, 23(12), 1506-1512.
47. Rueggeberg, F.A. And Margeson, D.H.(1990). The Effect Of Oxygen Inhibition On An Unfilled/Filled Composite System. *J Dent Res*, 69(10), 1652-1658.
48. Nunes, T. G., Ceballos, L., Osorio, R. And Toledano, M. (2005). Spatially Resolved Photopolymerization Kinetics And Oxygen Inhibition In Dental Adhesives. *Biomater*, 26(14), 1809-1817.
49. Sideridou, I.D. And Achilias, D.S. (2005). Elution Study Of Unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, And Bis-EMA From Light-Cured Dental Resins And Resin Composites Using HPLC. (2005). *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 74(1), 617-626.

50. Altıntaş, S. And Uşumez, A. (2008). Evaluation Of Monomer Leaching From A Dual Cured Resin Cement. *J Biomed Mater Res Part B:Appl Biomater*, 86, 523-529.
51. Tabatabaee, M. H., Mahdavi, H., Zandi, S., Kharrazi, M. J. (2009). HPLC Analysis Of Eluted Monomers From Two Composite Resins Cured With LED And Halogen Curing Lights. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater*, 88(1), 191-196.
52. Eliades, T., Eliades, G., Brantley, W.A. And Johnston, W. M. (1995). Polymerization Efficiency Of Chemically Cured And Visible Light-Cured Orthodontic Adhesives: Degree Of Cure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108, 294-301.
53. Geurtsen, W. (2000). Biocompatibility Of Resin-Modified Filling Materials. *Crit Rev Oral Biol Med.*, 11 333–355.
54. Goossens, A. (2004). Contact Allergic Reactions On The Eyes And Eyelids. *Bull Soc Belge Ophthalmol*, 292, 11-17.
55. Paranjpe, A., Bordador, L. C., Wang, M. Y., Hume, W. R. And Jewett, A. (2005). Resin Monomer 2-Hydroxyethyl Methacrylate (HEMA) Is A Potent Inducer Of Apoptotic Cell Death In Human And Mouse Cells. *J Dent Res*, 84(2), 172-177.
56. Mohsen, N. M., Craig, R. G. And Hanks, C. T. (1997). Cytotoxicity Of Urethane Dimethacrylate Composites Before And After Aging And Leaching. *J Biomed Mater Res*, 39, 252-260.
57. Kehe, K., Reichl, F. X., Durner, J., Walther, U., Hickel, R. And Forth, W. (2001). Cytotoxicity Of Dental Composite Components And Mercury Compounds In Pulmonary Cells. *Biomater*, 22(4), 317-322.
58. Schmalz, G. (1998). The Biocompatibility Of Non-Amalgam Dental Filling Materials. *Eur J Oral Sci*, 106(2 Pt 2), 696-706.
59. Tarumi, H., Imazato, S., Narimatsu, M., Matsuo, M. And Ebisu, S.(2000). Estrogenicity Of Fissure Sealants And Adhesive Resins Determined By Reporter Gene Assay. *J Dent Res*, 79(11), 1838-1843.
60. Wada, H., Tarumi, H., Imazato, S., Narimatsu, M. And Ebisu, S. (2004). Et Al., In Vitro Estrogenicity Of Resin Composites. *J Dent Res*, 83(3) 222-226.
61. Schafer, T.E., Lapp, C. A., Hanes, C. M., Lewis, J. B., Wataha, J. C. And Schuster, G. S. (1999). Estrogenicity Of Bisphenol A And Bisphenol A Dimethacrylate In Vitro. *J Biomed Mater*, 45, 192-197.
62. Arenholt-Bindslev, D., Breinholt, V., Preiss, A. And Schmalz, G. (1999). Time-Related Bisphenol-A Content And Estrogenic Activity In Saliva Samples Collected In Relation To Placement Of Fissure Sealants. *Clin Oral Invest*, 3, 120–125.
63. Geurtsen, W., Lehmann, F., Spahl, W., Leyhausen, G. (1998). Cytotoxicity Of 35 Dental Resin Composite Monomers/Additives In Permanent 3T3 And Three Human Primary Fibroblast Cultures. *J Biomed Mater Res*, 41(3), 474-480.
64. Olea, N., Pulgar, R., Perez, P., Olea-Serrano, F., Rivas, A., Novillo-Fertrell, A., Pedraza, V., Soto, A. M., Sonnenchein, C. (1996). Estrogenicity Of Resin-Based Composites And Sealants Used In Dentistry. *Environ Health Perspect*, 104(3), 298-305.

65. Büyüközer, Ş.T. (2009). **Farklı Işık Kaynakları İle Polimerize Edilen Çeşitli Adeziv Sistemlerden Farklı Dentin Kalınlıkları Altında Salınan Artık Monomerlerin Yüksek Basınçlı Likit Kromatografisiyle İncelenmesi.** Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.
66. Munksgaard, E. C., Peutzfeldt, A., Asmussen, E. (2000). Elution Of TEGDMA And Bis-GMA From A Resin And A Resin Composite Cured With Halogen Or Plasma Light. *Eur J Oral Sci*, 108, 341-345.
67. Geurtsen, W. Substances Released From Dental Resin Composites And Glass Ionomer Cements. *Eur J Oral Sci*, 106, 687-695.
68. Ortengren, U., Weelendorf, H., Karlsson, S. And Ruyter, I. E. (2001). Water Sorption And Solubility Of Dental Composites And Identification Of Monomers Released In An Aqueous Environment. *J Oral Rehabil*, 28(12), 1106-1115.
69. Moharamzadeh, K., Van Noort, R., Brook, I. M. And Scutt, A. M. (2007). HPLC Analysis Of Components Released From Dental Composites With Different Resin Compositions Using Different Extraction Media. *J Mater Sci Mater Med*, 18(1), 133-137.
70. Yıldız, A., Genç, Ö. And Bektaş, S. (1997). Enstrümental Analiz Yöntemleri. *Hacettepe Üniversitesi Yayınları*.
71. Kupiec, T. (2004). Quality-Control Analytical Methods: High-Performance Liquid Chromatography. *Int J Of Pharm Comp.*, 8, 223-227.
72. Dyract XP, Material Safety Data Sheet, *Erişim tarihi: 01.02.2014.* http://www.voco.com/us/products/products/twinky_star/sdb_Twinky_Star_US_rev_00_091021.pdf.
73. Twinky Star, Material Safety Data Sheet, *Erişim Tarihi: 01.01.2014.* http://www.google.com.tr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&ved=0CDoQFjAC&url=http%3A%2F%2Fwww.dentsply.com.au%2Fsecure%2Fdownloadfile.asp%3Ffileid%3D1002294&ei=o7w6U_jiKdTwhQemuohICA&usg=AFQjCNHsfNOtJoQcqky0Xl01mkWuVz9p-g&bvm=bv.63934634,d.bGE.
74. Hammouda, I. M. and Al-Wakeel, E. E. (2011). Effect of water storage on fluoride release and mechanical properties of a polyacid-modified composite resin (compomer). *J Biomed Res*, 25(4), 254-258.
75. Vicente, A., Ortiz, A. J., Parra, P. L., Calvo, J. L. and Chiva, F. (2011). Microleakage in Class V composite and compomer restorations following exposure to a colutory prescribed for the treatment of xerostomy. *Odontology*, 99(1), 49-54.
76. Trachtenberg, F., Maserejian, N. N., Soncini, J. A., Hayes, C. and Tavares, M. (2009). Does fluoride in compomers prevent future caries in children? *J Dent Res*, 88(3), 276-279.
77. Tunc, E.S., Ozer, L., Sari, S. and Cetiner, S. (2009). Cytotoxic effects of halogen- and light-emitting diode-cured compomers on human pulp fibroblasts. *Int J Paediatr Dent*, 19(1), 55-60.
78. Küçükşen, Ç., Özdeş, D. D., Küçükşen, H. C. (2007). Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen kompozit, kompomer ve rezin modifiye cam iyonomer siman materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlük düzeylerinin incelenmesi. *SDÜ Tıp Fak Derg*, 14(29), 17-23.

79. Soares, G. P., Ambrosano, G. M. B., Lima, D. A. N. L., Marchi, G. M., Sobrinho, L. C., Lovadino, J. R., Aguiar, F. H. B. (2013). Effect of light polymerization time, mode, and thermal and mechanical load cycling on microleakage in resin composite restorations. *Lasers Med Sci*, 1007.
80. Stahl, F. A., Jandt, S. H., Mills, K. D., R.W. (2000). Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomater*, 21, 1379-1385.
81. Shafiei, F. and Akbarian, S. (2013). The effect of LED curing mode on microleakage of Class V cavity restored by silorane-based composite. *Acta Odontol Scand*, 71(5), 1162-1167.
82. Soares, G. P., Ambrosano, G. M. B., Lima, D. A. N. L., Marchi, G. M., Sobrinho, L. C., Lovadino, J. R. and Aguiar, F. H. B. (2013). Effect of light polymerization time, mode, and thermal and mechanical load cycling on microleakage in resin composite restorations. *Lasers Med Sci*, 12, 1244-1247
83. Conte, N. R., Goodchild, J. H. (2013). Flowable Composite Resins: Do They Decrease Microleakage and Shrinkage Stress? *Comp Cont Educ Dent*, 34(4), 1-6.
84. Frauscher, K. E. and Ilie, N. (2012). Depth of cure and mechanical properties of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. *Clin Oral Investig*, 16(5), 1425-1434.
85. Lombardini, M., Chiesa, M., Scribante, A., Colombo, M. and Poggio, C. (2012). Influence of polymerization time and depth of cure of resin composites determined by Vickers hardness. *Dent Res J (Isfahan)*,9(6), 735-740.
86. Ernst, C. P., Meyer, G. M., Müller, J., Stender, E., Ahlers, M. O. and Willershausen, B. (2004). Depth of Cure of LED vs QTH Light-curing Devices at a Distance of 7 mm. *J Adhes Dent*, 6, 141-150.
87. Aravamudhan, K., Rakowski, D. and Fan, P. L. (2006). Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater J*, 22, 988-994.
88. Lindberg, A., Peutzfeldt, A., Dijken, J. W. V. (2005). Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Invest*, 9, 71-76.
89. Burgess, J. O., Walker, R. S., Porche, C. J. and Rappold, A. J. (2002). et al., Light curing--an update. *Compe Cont Educ Dent*, 23(10), 889-892, 894, 896 passim; quiz 908.
90. Lygre, H., Hol, P. J., Solheim, E. and Moe, G. (1999). Organic leachables from polymer-based dental filling materials. *Eur J Oral Sci*,107(5), 378-383.
91. Mills, R. W., Uhl, A. and Jandt, K. D. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*, 193(8), 459-463; discussion 455.
92. Koupis, N. S., Verbruyse, C. W., martens, L. C. and Verbeeck, R. M. (2008). Knoop hardness depth profile of polyacid-modified composite resins. *Quintessence Int*, 39(9), 733-743.



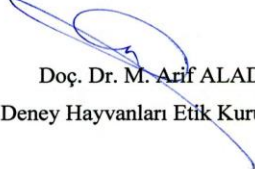
93. Polydorou, O., Manolakis, A., Hellwig, E. and Hahn, P. Evaluation of the curing depth of two translucent composite materials using a halogen and two LED curing units. *Clin Oral Investig*, 12(1), 45-51.
94. Asmussen, E. and Peutzfeldt, A. (2003). Influence of specimen diameter on the relationship between subsurface depth and hardness of a light-cured resin composite. *Eur J Oral Sci*, 111(6), 543-546.
95. Hamid, A., Okamoto, A., Iwaku, M. and Hume, W. R. (1998). Component release from light-activated glass ionomer and compomer cements. *J Oral Rehab.*,25, 94-99.
96. Chang, M. H., Das, D., Varde, P. V. and Pecht, M. (2012). Light emitting diodes reliability review. *Microelectronics Reliability*, 55, 762-782.
97. Hoffmann, N., Renner, J., Hugo, B. and Kleiber, B. (2002). Elution leachable components from resin composites after plasma arc vs. standart or soft-start halogen light irradiation. *J Dent*, 30, 223-232.
98. Rencz, A., Hickel, R. and Ilie, N. (2012). Curing efficiency of modern LED units. *Clin Oral Investig*,16(1), 173-179.
99. Yaman, B.C., Efes, B. G., Dorter, C., Gomec, Y., Erdilek, D. and Buyukgokcesu, S. (2011). The effects of halogen and light-emitting diode light curing on the depth of cure and surface microhardness of composite resins. *J Conserv Dent*, 14(2), 136-139.
100. Uhl, A., Mills, R. W. and Jandt, K. D. (2003). Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomater*, 24(10), 1787-1795.
101. Poggio, C., Lombardini, M., Gaviati, S. and Chiesa, M. (2012). Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes. *J Conserv Dent*, 15(3), 237-241.
102. Bennett, A. W. and Watts, D. C. (2004). Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater*, 20(1), 72-79.
103. Feng, L. S., Suh, B. I. (2008). Acrylic Resins Resisting Oxygen Inhibition During Free-Radical Photocuring. 1. Formulation Attributes. *J App Pol Sci*, 112, 1565-1571.
104. Özcan, M., Pekkan, G. (2012). Effect of delay layering on the incremental adhesion of indirect dental composite resins. *Int J Adhes & Adhes*, 39, 15-20.
105. Shawkat, E.S., Shortall, A. C., Addison, O. and Palin, W. M. (2009). Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dent Mater*, 25(11), 1338-1346.
106. Gauthier, M.A., Stangel, I., Ellis, T. H. and Zhu, X. X. (2005). Oxygen inhibition in dental resins. *J Dent Res*, 84(8), 725-729.
107. Papacchini, F., Dall' Oca, S., Chieffi, N., Goracci, C., Sadek, F. T., Suh, B. I., Tay, F. R. and Ferrari, M.(2007). Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition. *J Adhes Dent*, 9(1), 25-31.
108. Rueggeberg, F. A., Dlugokinski, M. and Ergle, J. W. (1999). Minimizing patients' exposure to uncured components in a dental sealant. *J Am Dent Assoc*, 130(12), 1751-1757.

109. Bala, O., Türkoz, E. (1995). Görünür ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddelerindeki artık monomer miktarını etkileyen faktörler. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, 22(2), 131-136.
110. Elliot, J. E., Lovell, L.G. and Bowman, C. N. (2001). Primary cyclization in the polymerization of BISGMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dent Mater J*, 17, 221-229.
111. Baker, S., Brooks, S. C. and Walker, D.M. (1998). The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva. *J Dent Res*, 67(10), 1295-1299.
112. Duke, E.S. (2003). Has dentistry moved into the nanotechnology era? *Comp Cont Educ Dent*, 24(5), 380-382.
113. Forss, H. (1993). Release of fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. *J Dent Res*, 72(8), 1257-1262.
114. Geurtsen, W., Spahl, W. and Leyhausen, G. (1998). Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *J Dent Res*, 77(12), 2012-2019.
115. Geurtsen, W., Spahl, W. and Leyhausen, G. (1999). Variability of cytotoxicity and leaching of substances from four light-curing pit and fissure sealants. *J Biomed Mater*, 44, 73-77.
116. Hallstrom, U. (1993). Adverse reaction to a fissure sealant: report of case. *ASDC J Dent Child*, 60(2), 143-146.
117. Lovell, L. G., Newman, S. M. and Bowman, C. N. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res*, 78(8), 1469-1476.
118. Mitra, S. B., Wu, D. and Holmes, B. N. (2003). An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc*, 134(10), 1382-1390.
119. Muller, H., Olsson, S. and Soderholm, K. J. (1997). The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites. *Eur J Oral Sci*, 105(4), 362-368.
120. Price, R. B., Felix, C. A. and Andreou, P. (2003). Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc*, 69(10), 666.
121. Ruyter, L.E. (1995). Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in an aqueous environment. *Adv Dent Res*, 9(4), 344-347.
122. Spagnuolo, G., Annunziata, M. and Rengo, S. (2004). Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig*, 8(2), 81-85.
123. Stanislawski, L., Lefevre, M., Bourd, K., Soheili- Majd, E., Goldberg, M. and Perianin, A. (2003). TEGDMA-induced toxicity in human fibroblasts is associated with early and drastic glutathione depletion with subsequent production of oxygen reactive species. *J Biomed Mater Res A*, 66(3), 476-482.
124. Noda, M., Komatsu, H. and Sano, H. (1999). HPLC analysis of dental resin composites components. *J Biomed Mater Res*, 47(3), 374-378.
125. Hamid, A. and Hume, W. R. (1997). A study of component release from resin pit and fissure sealants in vitro. *Dent Mater*, 13(2), 98-102.

126. Inoue, K. and Hayashi, I. (1982). Residual monomer (Bis-GMA) of composite resins. *J Oral Rehabil*, 9(6), 493-497.
127. Nathanson, D., Lertpitayakun, P., Lamkin, M. S., Edalatpour, M. and Chou, L. L. (1997). In vitro elution of leachable components from dental sealants. *J Am Dent Assoc*, 128(11), 1517-1523.
128. Spahl, W., Budzikiewicz, H. and Geurtsen, W. (1998). Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*, 26(2), 137-145.
129. Pelka, M., Distler, W. and Petschelt, A. (1999). Elution parameters and HPLC-detection of single components from resin composite. *Clin Oral Investig*, 3(4), 194-200.
130. Tarumi, H., Imazato, S., Ehara, A., Kato, S., Ebi, N. and Ebisu, S. (1999). Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA. *Dent Mater*, 15(4), 238-242.
131. Munksgaard, E. C., Peutzfeldt, A. and Asmussen, E. (2000). Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci*, 108(4), 341-345.
132. Moszner, N. and Klapdohr, S. (2004). Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology*, 1, 130-150.
133. Pulgar, R., Olea-Serrano, M. F., Novillo-Fertrell, A., Rivas, A., Pazos, P., Pedraza, V., Navajas, J. M. and Olea, N. (2000). Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environ Health Perspect*, 108(1), 21-27.
134. Wu, W. and McKinney, J. E. (1982). Influence of chemicals on wear of dental composites. *J Dent Res*, 61(10), 1180-1183.
135. Ferracane, J. L. and Condon, J. R. (1990). Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*, 6(4), 282-287.
136. Al-Hiyasat, A. S., Darmani, H. and Elbetieha, A. M. (2004). Leached components from dental composites and their effects on fertility of female mice. *Eur J Oral Sci*, 112(3), 267-272.
137. Lee, S. Y., Greener, E. H. and Menis, D. L. (1995). Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva. *Dent Mater*, 11(6), 348-353.
138. Kawahara, T., Nomura, Y., Tanaka, N., Teshima, W., Okazaki, M. and Shintani, H. (2004). Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins. *J Dent*, 32(4), 277-283.
139. Geurtsen, W. (1998). Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci*, 106(2 Pt 2), 687-695.
140. Miletic, V., Santini, A. and Trkulja, I. Quantification of monomer elution and carbon-carbon double bonds in dental adhesive systems using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *J Dent*, 37(3), 177-184.
141. Ferracane, J. L. (1994). Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*, 21(4), 441-452.
142. Sideridou, I., Achilias, D. S., Spyroudi, C. and Karabela, M. (2004). Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. *Biomater*, 25(2), 367-376.
143. Nayır, H. E. (1999). *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*. İ. Ü. Yayınevi.

144. Reichl, F.X., Walther, U. I., Durner, J., Kehe, K., Hickel, R., Kunzelmann, K. H., Spahl, W., Hume, W.R., Benschop, H. and Forth, W. (2001). Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in lung cells. *Dent Mater*, 17(2), 95-101.
145. Ratanasathien, S., Wataha, J. C., Hank, C. T. and Dennison, J. B. (1995). Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *J Dent Res*, 74(9), 1602-1606.
146. Hanks, C. T., Strawn, S. E., Wataha, J. C. and Craig, R. G. (1991). Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *J Dent Res*, 70(11), 1450-1455.
147. Breinholt, V. and Larsen, J. C. (1998). Detection of weak estrogenic flavonoids using a recombinant yeast strain and a modified MCF7 cell proliferation assay. *Chem Res Toxicol*, 11(6), 622-629.
148. Kloukos, D., Pandis, N. and Eliades, T. (2013). In vivo bisphenol-a release from dental pit and fissure sealants: a systematic review. *J Dent*, 41(8), 659-667.
149. Schweikl, H. Schmalz, G. and Rackebrandt, K. (1997). Mutagenic activity of resin components in mammalian cells. *J Dent Res*, 76, 382.
150. Fuks, A. B., Funnell, B. and Cleaton-Jones, P. (1990). Pulp response to a composite resin inserted in deep cavities with and without a surface seal. *J Prosthet Dent*, 63(2), 129-134.
151. Plant, C. G., Tobias, R. S. and Browne, R. M. (1986). Pulpal response to an experimental adhesion promoter. *J Oral Pathol*, 15(4), 196-200.
152. White, K.C., Cox, C. F., Kanka, J., Dixon, D. L., Farmer, J. B. and Snuggs, H. M. (1994). Pulpal response to adhesive resin systems applied to acid-etched vital dentin: damp versus dry primer application. *Quintessence Int*, 25(4), 259-268.
153. Grieve, A. R., Alani, A. and Saunders, W. P. (1991). The effects on the dental pulp of a composite resin and two dentine bonding agents and associated bacterial microleakage. *Int Endod J*, 24(3), 108-118.
154. Noda, M., Wataha, J. C., Kaga, M., Lockwood, P. E., Volkmann, K. R. and Sano, H. (2002). Components of dentinal adhesives modulate heat shock protein 72 expression in heat-stressed THP-1 human monocytes at sublethal concentrations. *J Dent Res*, 81(4), 265-269.
155. Güler, Ç., Keskin, G., Görgen, V. A., Demir, P. and Altunsoy, M. (2013). Süt dişlerinde farklı renklerdeki kompozitlerin mikrogerilim ve bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 19(2), 106-112.

EKLER**Ek-1: Etik kurul izni**

	
T.C.	
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ	
Tıp Fakültesi	
Deney Hayvanları Etik Kurulu Başkanlığı	
	
Sayı : B.30.2.İNÜ.0.20.05.05/13	
Konu :Deney Hayvanları Etik Kurulu	MALATYA
	08 / 07 / 2014
Sayın: Arş. Gör. Dt. Veli Alper Görgeç Pedodonti AD	
“Farklı renklerdeki kompozitlerin polimerizasyon sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının incelenmesi.” İsimli projeniz için Etik Kurul izni gerekmektedir.	
Gereğini bilgilerinize arz ederim.	
	
Doç. Dr. M. Arif ALADAĞ Deney Hayvanları Etik Kurul Başkanı	
<hr/>	
Inönü Üniversitesi Merkez Kampüsü 44280 MALATYA Telefon: (0 422) 341 00 45 Faks: (0 422) 341 00 36 e-posta: tip@inonu.edu.tr Elektronik Ağ : http://cms.inonu.edu.tr/tr/tip	Bilgi için:

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Veli Alper GÖRGEN
 Doğum Tarihi: 01.01.1985
 Doğum Yeri: Gölbaşı/ADİYAMAN
 Medeni Durum: Evli
 E-mail: alper.gorgen@inonu.edu.tr

Eğitim Bilgileri

2010- İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (Doktora eğitimi)
 2009 Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (Lisans eğitimi)
 2003 Gölbaşı Anadolu Lisesi
 1996 Atatürk İlköğretim Okulu

Ulusal Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Özeti Yayınlanan Bildiri, Poster:

1. Çiğdem Güler, Dilek Uysal, Alper Görğen. Malatya İlindeki 7-14 Yas Arası Çocukların Ağız-Diş Sağlığının Değerlendirilmesi. 18. Türk Pedodonti Derneği Bilimsel Kongresi. 1-3 Nisan 2011. Lütfi Kırdar Kongre ve Sergi Sarayı, İstanbul.

Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Özeti Yayınlanan Bildiri, Poster:

1. Çiğdem Güler, Gül Keskin, **Veli Alper Görğen**, Pınar Demir, Mustafa Altunsoy. Süt Dişlerinde Farklı Renklerdeki Kompomerlerin Mikrogerilim Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. İnönü Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi. 26-28 Nisan 2012. Turgut Özal Kongre Merkezi, Malatya/TÜRKİYE.
2. Çiğdem Güler, **Veli Alper Görğen**, Gül Keskin, Pınar Demir. Rezin rengi ve ışık kaynaklarının bir kompozit rezin ve iki farklı kompomer restoratif materyalinin yüzey sertliği üzerine etkisinin değerlendirilmesi. İnönü Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi. 26-28 Nisan 2012. Turgut Özal Kongre Merkezi, Malatya/TÜRKİYE.

3. Çiğdem Güler, **Veli Alper Görğen**, Gül Keskin, Pınar Demir. Sınıf V kavitelere iki farklı kompozit rezin ve üç farklı dentin bağlayıcı ajanın mikrosızıntı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi. İnönü Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi. 26-28 Nisan 2012. Turgut Özal Kongre Merkezi, Malatya/TÜRKİYE.
4. Cigdem Guler, Meral Arslan Malkoc, **Veli Alper Gorgen**, Erhan Dilber, Mehmet Bulbul Effects Of Er: Yag Laser On Mineral Content Of Sound Dentin In Primary Teeth Using Icp-Aes Technique. 101. Uluslararası Dünya Diş Hekimliği Kongresi (FDI). 28-31 Ağustos 2013, İstanbul/ TÜRKİYE
5. Çiğdem Güler, Dilek Güneş, **Veli Alper Görğen**. Çocuklarda Çürük Süt Dişlerin Bir Renkli Kompomer İle Restore Edilmesinden Sonra Tükruk Total Antioksidan Ve Antioksidan Durumunun Değerlendirilmesi. 3-5 Ekim 2013. Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi 1. Uluslararası Diş Hekimliği Sempozyumu, Rize.
6. Pınar Demir, Çiğdem Güler, Esra Kızılcı, **Veli Alper Görğen**, Dilek Güneş, Gül Keskin. A Retrospective Study of Traumatic Dental İnjuries in Malatya, Turkey. 18. Uluslararası Dental Travmatoloji Kongresi (IADT). 19-21 Haziran 2014. İstanbul, Turkey.
7. Esra Kızılcı, **Veli Alper Görğen**, Gülsüm Duruk, Saim Yoloğlu. Determination of Working Length for Primary Teeth with Different Methods. 18. Uluslararası Dental Travmatoloji Kongresi (IADT). 17-21 Haziran 2014. İstanbul, Turkey.
8. Gülsüm Duruk, **Veli Alper Görğen**, Fatih Şengül. Clinical Survival of Composite Resin Restoration in Class II Fractures. 19. Balkan Diş Hekimliği Kongresi (BASS), 24-27 Nisan 2014. Belgrad, Sırbistan.

Katıldığı Kongreler:

1. 18. Türk Pedodonti Derneği Bilimsel Kongresi. 1 - 3 Nisan 2011. Lütfi Kırdar Kongre ve Sergi Sarayı. İstanbul.
2. İnönü Üniversitesi Uluslar Arası Diş Hekimliği Kongresi. 26-28 Nisan 2012. Turgut Özal Kongre Merkezi, Malatya/TÜRKİYE
3. 19. Balkan Diş Hekimliği Kongresi (BASS). 24-27 Nisan 2014 Belgrad/SIRBİSTAN.
4. 7. EAPD Interim Seminar & Workshop – İstanbul/TURKEY
5. 101. Dünya Diş Hekimliği Kongresi (FDI). 28-31 Ağustos 2013 İstanbul/Türkiye.

Seminerler:

1. Pulpa Kuafaj Materyalleri
2. Diş Hekimliğinde Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)

Yayınlar:

1. Güler Ç., Keskin G., **Görgen V.A.**, Demir P., Altunsoy M. Süt Dişlerinde Farklı Renklerdeki Kompomerlerin Mikrogerilim Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci 2013;19(2):106-12.
2. Güler Ç., Eltas A., Güneş D., **Görgen V.A.**, Ersöz M. Malatya İlindeki 7-14 Yaş Arası Çocukların Ağız Diş Sağlığının Değerlendirilmesi. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2012; 2: 19-24