

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SÜT VE SÜREKLİ DİŞLERDE KULLANILAN
DÖRT FARKLI KOMPOZİT MATERYALDEN
MONOMER SALINIMININ
KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. ELİF BAHAR TUNA

**DANIŞMAN
Prof. Dr. KORAY GENÇAY**

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

İSTANBUL-2006

TEZ ONAYI

Aşağıda tanıtım yapılan tez, jüri tarafından başarılı bulunarak Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

11 / 04 / 2006

Prof.Dr.Emine Kökoğlu
Enstitü Müdürü

Kurum : İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Doktora Programı
Programın seviyesi : Yüksek Lisans ☐ Doktora ☒
Anabilim Dalı : Pedodonti Anabilim Dalı
Tez Sahibi : Elif Bahar TUNA
Tez Bağı : Süt ve sürekli dişlerde kullanılan dört farklı kompozit materyalden monomer salınımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi
Sınav Yeri : İ.U. Dişhekimliği Fakültesi
Sınav Tarihi : 11 / 04 / 2006

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı, Adı, Soyadı Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı

- 1.Prof.Dr. Zeynep AYTEPE (Tez İzleme Kom.Üyesi- İ.U.Dişhek. Fak. Pedodonti AD)
- 2.Prof.Dr. Tevfik AKINCI (Tez İzleme Kom.Üyesi- İ.U.Dişhek. Fak. Pedodonti AD)
- 3.Prof.Dr. Oya AKTÖREN (Tez İzleme Kom.Üyesi- İ.U.Dişhek. Fak. Pedodonti AD)
- 4.Prof.Dr. Koray GENÇAY (Danışman-İ.U. Dişhek. Fak. Pedodonti AD)
- 5.Prof.Dr. İlknur TANBOĞA (Tez İzleme Kom.Üyesi- Mar. Ün. Dişhek. Fak. Pedodonti AD)

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Arş.Gör. E. Bahar TUNA

TEŞEKKÜR

Pedodonti Anabilim Dalı'ndaki doktora eğitimim boyunca danışmanlığımı yapmış olan ve her zaman desteğini ve dostluğunu hissettiğim, sevgili hocam

Prof.Dr. Koray Gençay 'a,

Pedodonti AD'ndaki eğitimim boyunca göstermiş olduğu anlayış ve verdiği destek nedeniyle sevgili hocam, Pedodonti AD. Başkanı

Prof. Dr. Zeynep Aytepe 'ye,

Anabilim Dalı'mızın uzun seneler başkanlığını yapmış, anlayışı ve olumlu bakış açısı ile her zaman sevgisini hissettiğim

Prof.Dr. Tevfik Akıncı 'ya,

Doktora tezimin laboratuvar çalışmalarını gerçekleştirmek için beni davet etmiş olan ve gerekli olan tüm çalışma olanaklarını ve ortamını sağlayarak katkıda bulunan Indiana University, School of Dentistry, Dental Materials Division Direktörü

Dr. Jeffrey A. Platt'e,

Laboratuvar çalışmalarım sırasında bana biyokimyasal analiz işlemlerini öğreten, çalışmalarım sırasında sorularımı yanıtsız bırakmayan ve destek olan Indiana University, School of Dentistry, Dental Materials Division Biyokimyageri

Karen S. Gregson 'a,

Doktora öğrenim hayatım boyunca kendilerinden çok şey öğrendiğim, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım sevgili bölüm hocalarım,

***Prof.Dr. Oya Aktören'e, Prof.Dr. Figen Seymen'e, Prof.Dr. Işın Ulukapı'ya,
Prof.Dr. Gamze Aren'e ve Prof.Dr. Elif Sepet'e,***

Doktora tezim süresince ve klinik çalışmalar sırasında destek veren ve herşeyi paylaşabildiğimiz sevgili çalışma arkadaşlarıma,

Doktora tezi döneminde ilgisi, sabrı ve özellikle yurtdışında geçen dönemde bilgisiyle hayatımda hep desteğini ve sevgisini hissettiren nişanlím

End. Müh. Gökhan Akın 'a,

Tüm yaşantım boyunca her kararımı destekleyen, her zaman anlayışla ve sevgiyle yaklaşan sevgili anneme, babama ve attığım her adımda yanımda hissettiğim sevgili ağabeyime,

TEŞEKKÜRLERİMİ SUNUYORUM.

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından **T-198/06032003** no'lu proje olarak desteklemiştir.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEZ ONAYI	ii
BEYAN	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLOLARIN LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
GRAFİKLERİN LİSTESİ.....	xi
KISALTMALARIN LİSTESİ	xv
ÖZET.....	xvi
ABSTRACT	xvii

GİRİŞ VE AMAÇ (BÖLÜM 1) 1

GENEL BİLGİLER (BÖLÜM 2) 3

2.1	KONU İLE İLGİLİ GENEL BİLGİLER VE ARAŞTIRMALAR	3
2.1.1	KOMPOZİT DOLGU MATERYALLERİNİN GELİŞİMİ	3
2.1.2	KOMPOZİT DOLGU MATERYALLERİNİN YAPISI	4
2.1.2.1.	KOMPOZİT DOLGU MATERYALLERİNİN ÖZELLİKLERİ	6
2.1.2.2.	KOMPOZİT DOLGU MATERYALLERİN YAPISINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER.....	11
2.1.2.3.	KOMPOZİT DOLGU MATERYALLERİNİN IŞIK İLE POLİMERİZASYONU	13
2.1.2.3.1	POLİMERİZASYON SİSTEMLERİ	16
2.2.	IŞIK CİHAZLARININ ÖZELLİKLERİ	17
2.2.1.	IŞIK CİHAZLARININ KULLANIM ÖZELLİKLERİ.....	18
2.3.	DİŞHEKİMLİĞİNDE KULLANILAN MATERYALLERİN GÜVENİLİRLİLİĞİ	20
2.3.1.	KOMPOZİT MATERYALLER İÇERİSİNDE BULUNAN MONOMERLER.....	23
2.3.2.	KOMPOZİT MATERYALLERDEN ARTIK MONOMERLERİN SALINIM NEDENLERİ	25
2.3.3.	KOMPOZİT MATERYALLERDEN ARTIK MONOMERLERİN SALINIMINI ETKİLEYEN FAKTÖRLER.....	27
2.4.	ARTIK MONOMER SALINIMININ BELİRLENMESİNDE KULLANILAN CİHAZLAR	28
2.4.1.	YÜKSEK BASINÇLI SIVI KROMATOĞRAFİSİ (HPLC).....	28
2.4.2.	GAZ KROMATOĞRAFİSİ	30

GEREÇ VE YÖNTEM (BÖLÜM 3) 31

3.1.	ÇALIŞMADA KULLANILAN KOMPOZİT MATERYALLER	31
3.1.1.	FİLTEK FLOW.....	31
3.1.2.	FİLTEK A 110	32
3.1.3.	FİLTEK P 60	33
3.1.4.	FİLTEK SUPREME	34
3.2.	ÇALIŞMADA KULLANILAN IŞIK CİHAZLARI	37
3.2.1.	ELİPİR FREELIGHT LED IŞIK KAYNAĞI.....	37
3.2.2.	VİSILUX II HALOJEN IŞIK KAYNAĞI	37
3.3.	DİSKLERİN HAZIRLANMASI.....	38
3.4.	ÖRNEK GRUPLARIN HAZIRLANMASI	38
3.4.1.	ÖRNEKLERİN EKSTRAKSİYON YÖNTEMİ	40
3.5.	BİYOKİMYASAL ANALİZ	40
3.5.1.	KULLANILAN CİHAZLAR	40
3.5.2.	KULLANILAN KİMYASAL MADDELER.....	41

3.5.3.	KALİBRASYON AŞAMASI.....	42
3.5.4.	ŞÖLVENTLERİN HAZIRLANMASI	43
3.5.5.	ÖRNEKLERİN ANALİZİ	43
3.6	İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME.....	45
BULGULAR (BÖLÜM 4)		46
4.1.	STANDART MADDELERE İLİŞKİN BULGULAR	46
4.2.	FİLTEK FLOW MATERYALİ İLE HAZIRLANAN ÖRNEKLERDE TEGDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR	48
4.3.	FİLTEK A110 MATERYALİ İLE HAZIRLANAN ÖRNEKLERDE TEGDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR	50
4.4.	FİLTEK P60 MATERYALİ İLE HAZIRLANAN ÖRNEKLERDE TEGDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR	53
4.5.	FİLTEK SUPREME MATERYALİ İLE HAZIRLANAN ÖRNEKLERDE TEGDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR.....	55
4.5.1.	FİLTEK SUPREME MATERYALİ İLE HAZIRLANAN ÖRNEKLERDE UDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR.....	58
4.6.	MATERYALLERİN TEGDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR	61
4.7.	İŞİK KAYNAKLARINA GÖRE TEGDMA MONOMERİ SALINIM MİKTARLARINA İLİŞKİN BULGULAR	65
4.7.1.	İŞİK KAYNAKLARINA GÖRE UDMA MONOMERİ SALINIM MİKTARLARINA İLİŞKİN BULGULAR	67
4.8.	FARKLI ZAMAN DİLİMLERİNE AİT ÖRNEKLERDEN TEGDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR	68
4.8.1.	FARKLI ZAMAN DİLİMLERİNE AİT ÖRNEKLERDEN UDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR	73
4.9.	DEĞİŞKENLER ARASINDAKİ İLİŞKİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ	73
TARTIŞMA (BÖLÜM 5)		99
5.1.	SONUÇLAR	112
5.1.1	FİLTEK FLOW MATERYAL GRUBUNDA ELDE EDİLEN SONUÇLAR	112
5.1.2	FİLTEK A110 MATERYAL GRUBUNDA ELDE EDİLEN SONUÇLAR	112
5.1.3	FİLTEK P60 MATERYAL GRUBUNDA ELDE EDİLEN SONUÇLAR.....	114
5.1.4.	FİLTEK SUPREME GRUBUNDA ELDE EDİLEN SONUÇLAR	114
5.1.5.	KOMPÖZİT MATERYALLERİN TEGDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN SONUÇLAR.....	116
5.1.6.	İŞİK CİHAZLARINA İLİŞKİN SONUÇLAR	116
5.1.7.	ZAMAN DİLİMLERİNE İLİŞKİN SONUÇLAR.....	117
5.2.	ÖNERİLER.....	117
KAYNAKLAR		119
ÖZGEÇMİŞ		128

TABLOLARIN LİSTESİ

Sayfa

Tablo 1.	Kompozit materyallerin inorganik partikül büyüklükleri ve oranları	11
Tablo 2.	Dental materyallerden salınan monomerler	23
Tablo 3.	Çalışmada kullanılan materyallerin endikasyon özellikleri.....	35
Tablo 4.	Kullanılan kompozit materyaller için üretici firmanın önerdiği ışınlama zamanları ve tabaka kalınlığı	36
Tablo 5.	Materyallerin kimyasal içerikleri (% ağırlık olarak)	36
Tablo 6.	Çalışma grupları	39
Tablo 7.	HPLC program eğrisi	43
Tablo 8.	Standart maddelerin konsantrasyon ve emilim pik değerleri	44
Tablo 9.	TEGDMA salınımı ortalama değerleri (μg)	47
Tablo 9-a.	TEGDMA salınımı ortalama değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$).....	47
Tablo 10.	A110 materyaline ilişkin örneklerde saptanan TEGDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı çaplar açısından karşılaştırılması	52
Tablo 11.	P60 materyaline ilişkin örneklerde saptanan TEGDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı çaplar açısından karşılaştırılması	55
Tablo 12.	Supreme materyaline ilişkin örneklerde saptanan TEGDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı çaplar açısından karşılaştırılması.....	57
Tablo 13.	UDMA salınımı ortalama değerleri (μg).....	58
Tablo 14.	UDMA salınımı ortalama değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$).....	59
Tablo 14-a.	Supreme materyaline ilişkin örneklerde saptanan UDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı çaplar açısından karşılaştırılması	60
Tablo 15.	LED ve Halojen gruplarında saptanan ortalama TEGDMA monomer salınımının (μg) farklı kompozit materyaller açısından karşılaştırılması	61
Tablo 15-a.	LED ve Halojen gruplarında saptanan ortalama TEGDMA monomer salınımının ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı kompozit materyaller açısından karşılaştırılması.....	62
Tablo 15-b.	Kompozit materyallerin 30. dakika TEGDMA değerleri açısından karşılaştırılması	63
Tablo 15-c.	Kompozit materyallerin 24. saat TEGDMA değerleri açısından karşılaştırılması.....	63

Tablo 16.	30. dakika ve 24. saatte saptanan TEGDMA monomer salınım değerlerinin (μg) farklı ışık cihazları açısından karşılaştırılması	65
Tablo 16-a.	30. dakika ve 24. saatte saptanan TEGDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı ışık cihazları açısından karşılaştırılması	66
Tablo 17.	30. dakika ve 24. saatte saptanan UDMA monomer salınım değerlerinin (μg) farklı ışık cihazları açısından karşılaştırılması	67
Tablo 17-a.	30. dakika ve 24. saatte saptanan UDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı ışık cihazları açısından karşılaştırılması	68
Tablo 18.	LED ve Halojen gruplarında saptanan TEGDMA monomer salınım değerlerinin (μg) farklı zaman dilimleri açısından karşılaştırılması	69
Tablo 18-a.	LED ve Halojen gruplarında saptanan TEGDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı zaman dilimleri açısından karşılaştırılması	70
Tablo 19.	LED ve Halojen gruplarında saptanan UDMA monomer salınım değerlerinin (μg) farklı zaman dilimleri açısından karşılaştırılması	73
Tablo 19-a.	LED ve Halojen gruplarında saptanan UDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı zaman dilimleri açısından karşılaştırılması	73

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.	Geleneksel kompozit reçinenin yapısı.....	4
Şekil 2.	Bağlayıcı ajan ve silika partiküllerin dağılımı.....	6
Şekil 3.	Geleneksel kompozit ve mikrofil kompozit yapısı.....	7
Şekil 4.	Yüksek dolduruculu nanokompozit yapısı.....	9
Şekil 5.	Nanomer yapısı ve nanoküme (nanoöbek) yapısı.....	10
Şekil 6.	Bis-GMA monomerinin kimyasal yapısı formülü	24
Şekil 7.	TEGDMA monomerinin kimyasal yapısı formülü	25
Şekil 8.	Filtek Flow Restoratif Materyali (3M Dental Products, St Paul, MN, USA).....	31
Şekil 9.	Filtek A110 Restoratif Materyali (3M Dental Products, St Paul, MN, USA)	32
Şekil 10.	Filtek P60 Restoratif Materyali (3M Dental Products, St Paul, MN, USA).....	33
Şekil 11.	Filtek Supreme Restoratif Materyali (3M Dental Products, St Paul, MN, USA).....	35
Şekil 12.	Elipar Freelight I (LED ışık cihazı, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA)	37
Şekil 13.	Visilux 2 TM (Geleneksel halogen ışık cihazı, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA)	37
Şekil 14-15.	2 mm, 4 mm ve 6 mm iç çapındaki standart kalıplar	38
Şekil 16-17.	Kompozit materyallerin disklere uygulanışı	39
Şekil 18.	Kap içerisinde kalan artık monomer partikülleri	40
Şekil 19.	HPLC cihazı (Perkin Elmer Series 200 Pump, USA)	41
Şekil 20.	Reverse faz analitik kolon C18 (250 x 4 mm 5 µm Hypersil PEP 300, Thermo Quest, USA)	42
Şekil 21.	HPLC cihazına örneklerin enjeksiyonu	43

GRAFİKLERİN LİSTESİ

Sayfa

Grafik 1.	Standart maddelere ilişkin pikler ve retansiyon zamanları	46
Grafik 2.	TEDGMA ve UDMA monomerlerinin korelasyon grafikleri....	46
Grafik 3.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	75
Grafik 4.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	75
Grafik 5.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	76
Grafik 6.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki elde edilen Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	76
Grafik 7.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	77
Grafik 8.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	77
Grafik 9.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	78
Grafik 10.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	78
Grafik 11.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	79
Grafik 12.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	79
Grafik 13.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	80
Grafik 14.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	80
Grafik 15.	Flow materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri (μg)....	49
Grafik 16.	Flow materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)	50
Grafik 17.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	81

Grafik 18.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	81
Grafik 19.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	82
Grafik 20.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	82
Grafik 21.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	83
Grafik 22.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	83
Grafik 23.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	84
Grafik 24.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	84
Grafik 25.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	85
Grafik 26.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	85
Grafik 27.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	86
Grafik 28.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	86
Grafik 29 .	A110 materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri (μg)...	51
Grafik 30.	A110 materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)	52
Grafik 31.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	87
Grafik 32.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	87
Grafik 33.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	88
Grafik 34.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	88

Grafik 35.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	89
Grafik 36.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	89
Grafik 37.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	90
Grafik 38.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	90
Grafik 39.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	91
Grafik 40.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	91
Grafik 41.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	92
Grafik 42.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	92
Grafik 43.	P60 materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri (μg)....	54
Grafik 44.	P60 materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$).....	55
Grafik 45.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	93
Grafik 46.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	93
Grafik 47.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	94
Grafik 48.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	94
Grafik 49.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	95
Grafik 50.	LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	95
Grafik 51.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	96

Grafik 52.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	96
Grafik 53.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	97
Grafik 54.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram	97
Grafik 55.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	98
Grafik 56.	Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram.....	98
Grafik 57.	Supreme materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri (μg).....	56
Grafik 58 .	Supreme materyali ortalama TEGDMA salınım ortalama değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)	58
Grafik 59.	Supreme materyali ortalama UDMA salınım değerleri (μg).....	59
Grafik 60.	Supreme materyali ortalama UDMA salınım değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)	61
Grafik 61.	30. dakika ve 24. saatte LED ışık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerden salınan TEGDMA monomer miktarları	72
Grafik 62.	30. dakika ve 24. saatte Halojen ışık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerden salınan TEGDMA monomer miktarları	72

KISALTMALARIN LİSTESİ

Bis-GMA	:	Bisphenol A glycidyl methacrylate
TEGDMA	:	Triethylene glycol dimetacrylate
UDMA	:	Urethane dimetacrylate
HEMA	:	2 Hidroksietil metakrilat
Bis-EMA	:	Bisphenol A polyethylene dimetakrilat
ACN	:	Acetonitrile
HPLC	:	High Performance Liquid Chromatograph (Yüksek Basıncılı Sıvı Kromatogramı)
GCR	:	Gaz Kromatografisi
L	:	Litre
ml	:	Mililitre
μ l	:	Mikrolitre
μ g	:	Mikrogram
μ g/ml	:	Mikrogram/mililitre
μ g /mm ²	:	Mikrogram/milimetrekare
mm	:	Milimetre
nm	:	Nanometre
Dak	:	Dakika
Sn	:	Saniye
mW	:	Miliwatt
mW/cm ²	:	Miliwatt/santimetrekare
LED	:	Light Emitting Diode (Diode yayan ışık)
C	:	Carbon
SD	:	Standart deviasyon

ÖZET

Tuna E.B. Süt ve sürekli dişlerde kullanılan dört farklı kompozit materyalden monomer salınımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2006.

Bu çalışma, süt ve sürekli dişlerin restorasyonlarında kullanılan, farklı partikül boyutlarında üretilmiş olan Filtek Flow, Filtek A110, Filtek P60 ve Filtek Supreme (3M Dental Products, St Paul, MN, USA) adlı kompozit materyallerden polimerizasyon sonrası salınan monomerlerin cinsini ve miktarı belirlemek amacı ile gerçekleştirilmiştir. Her materyal grubundan üç farklı çapta (2,4,6 mm) oluşturulan örnek kalıplar iki farklı ışık aleti (LED, Halojen) kullanılarak polimerize edilmiştir. Yapay tükürük bulunan kaplar içerisinde bekletilen standart kalıpların 30 dakika ve 24 saatte salınan monomer artıklarının analizi yapay tükürüğün uzaklaştırılmasından sonra TEGDMA, UDMA, BIS-GMA, BIS-EMA monomer çözeltileri ile kalibrasyonu yapılmış olan HPLC cihazında gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel analiz Kruskal Wallis, Dunn's Çoklu karşılaştırma ve Mann-Whitney-U testleri kullanılarak yapılmıştır. Çalışma sonucunda, materyal gruplarının tümünden TEGDMA, Filtek Supreme grubundan ise TEGDMA ve UDMA monomer salınımının gerçekleştiği gözlenmiştir. Materyallerin çaplarına göre yapılan değerlendirmeler sonucunda gruplardan salınan TEGDMA ve UDMA monomer miktarları arasında anlamlı fark olduğu, bazı örnek gruplarında restorasyonun yüzey alanı arttıkça salınımın arttığı saptanmıştır. Halojen ve LED ışık aletleri ile polimerizasyon sonrasında yapılan karşılaştırmalarda, LED ışık aleti ile polimerize edilmiş örneklerdeki TEGDMA ve UDMA salınımının Halojen grubundan anlamlı derecede yüksek olduğu belirlenmiştir. Zaman dilimleri açısından değerlendirildiğinde, 30. dakika salınım miktarlarının 24. saat salınım miktarlarına göre anlamlı derecede düşük miktarda gerçekleştiği bulunmuştur. Sonuç olarak, Filtek Flow, Filtek A110, Filtek P60 ve Filtek Supreme materyallerinden düşük ışık yoğunluğuna sahip bir ışık kaynağı ile gerçekleştirilen polimerizasyon sonrasında yapıdaki monomerlerin tümünün polimer zincirine dönüşmemesi durumunda monomer salınımı gerçekleşebildiği saptanmıştır. Bu nedenle, kompozit materyallerin klinik uygulamalarında ve seçilen ışık kaynağı konusunda gerekli özenin gösterilmesinin restorasyonun başarısı ve istenmeyen etkilerin azaltılması açısından büyük önem taşıdığı belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Monomer, HPLC, kompozit, salınım, TEGDMA.

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından T-198/06032003 no'lu proje olarak desteklemiştir.

ABSTRACT

Tuna E.B. Comparison of monomer release from four different composite materials used in primary and permanent teeth. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Pedodontics. Doctorate Thesis. İstanbul. 2006.

The study was performed to determine the leaching monomer type and amount from the different particle sizes of composite materials, Filtek Flow, Filtek A110, Filtek P60 and Filtek Supreme (3M Dental Products, St Paul, MN, USA) used in the restorations of primary and permanent teeth. Three different sizes of discs (2,4,6 mm) prepared for each material group are polymerized by two different light curing units (LED, Halogen) and placed in artificial saliva. The monomer release in 30 min and 24 hrs from the species was analyzed in HPLC which has been calibrated for TEGDMA, UDMA, Bis-GMA and Bis-EMA monomer extracts. The statistical analysis of the data were performed by Kruskal Wallis, Dunn's Multiple Comparison, and Mann-Whitney-U tests. TEGDMA monomer release was detected in all four material groups and UDMA was detected in the group of Filtek Supreme. Significant differences in monomer release of TEGDMA and UDMA were obtained between the different sizes of discs. In some groups, high monomer release was observed as the surface area has increased. Significantly high amount of TEGDMA and UDMA monomer release was obtained in LED than Halogen group. Lower amount of monomer release was obtained in species of 30 min than 24 hours. In conclusion, it has been determined that the all composite materials, Filtek Flow, Filtek A110, Filtek P60 and Filtek Supreme, polymerized by lower output curing light device could cause high monomer release. Therefore, the clinical applications of composite materials and the type of curing units have important effects in the success of restorations and in the decrease of side potential effects.

Key Words: Monomer, HPLC, composite, elution, TEGDMA.

This study was supported by The Research Support Unit of İstanbul University as the project no: T-198/06032003.

GİRİŞ VE AMAÇ (1.BÖLÜM)

Son yıllarda, ışıkla sertleşen kompozit materyallerin gelişiminde oldukça büyük ilerlemeler izlenmektedir. Ağız ortamında farklı çiğneme basınçlarının bulunması, ısı değişkenlikleri, ortamın pH'sı, kullanılacak restoratif materyallerin dayanıklılığının yüksek düzeyde olmasını gerektirmektedir. Kompozit materyallerin hızla geliştirilerek hem fiziksel özelliklerinin hem de estetik özelliklerinin iyileştirildiği, klinik ve biouyumluluk açısından daha güvenilir hale getirildiği gözlenmektedir. Yeni gelişen kompozit materyallerin yapısına ilişkin bu değişiklikler ile hem uygulama kolaylığı hem de materyalin aşınmaya karşı direnci, renkleşmeye karşı dayanıklılık, kalıcılık gibi mekanik ve fiziksel özelliklerinin olumlu yönde değişmesinin yanı sıra kolay uygulanabilirlik, estetik gibi özelliklerinde de üstünlükler göstermesi sağlanmaktadır. Günümüzde ön bölgede estetiği ve cilalanabilirliği daha iyi olan mikropartiküllü kompozitler kullanılırken, arka bölgede çiğneme kuvvetlerine daha iyi direnç gösterebilen hibrid kompozitler tercih edilmektedir (62,72,96,108,115).

Kompozit materyallerin monomer-polimer dönüşümleri ile ilgili pek çok çalışma yapılmakta ve bu dönüşümün materyalin biyoyumluluğunu önemli ölçüde etkilediği belirtilmektedir. Yetersiz bir polimerizasyon sonucunda bu dönüşümün tam olarak gerçekleşememesine bağlı olarak materyalin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilendiği, restorasyonlarda renkleşme, polimerizasyon büzülmesi, kenar aralığı ve mikrosızıntı oluşması sonucu başarısızlıkların ortaya çıktığı bildirilmektedir. Polimerize olamamış monomerlerin ortama salınmasının restorasyonun mekanik özelliklerini olduğu kadar biyolojik özelliklerini de (lokal ve sistemik doku/hücre uyumluluğu) yüksek oranda olumsuz şekilde etkilediği, sistemik veya lokal toksisiteye neden olabildiği belirtilmektedir (4,36,46,48, 56,65,66,80,87,89,94,96,105).

Genel olarak pulpa irritasyonundan sorumlu tutulan faktörlerin marjinal kenar aralığından mikroorganizma sızması ve salınan artık monomerlerin dentin kanalları yoluyla pulpaya geçişi gösterilmektedir. Kompozit materyallerden salınan maddelerin hastalarda istenmeyen allerjik reaksiyonlara ve östrojenik etkinin açığa çıkmasına da etken olduğu bildirilmektedir (65,94,105). Bununla ilgili olarak adeziv ve kompozit materyallerin biyoyumluluk açısından incelenmesi için in vitro ve in vivo araştırmalar yapılarak potansiyel mutajenik etkiler saptanmış ve bu etkilerin restoratif materyallerden salınan monomerler ile bağlantısı olduğu belirtilmiştir. Polimerize olmuş kompozit materyallerden

monomer salınım miktarı ve yapısı pekçok çalışmada incelenmiş ancak BIS-GMA ve TEGDMA gibi az sayıda madde tanımlanabilmiştir (94,105).

Kompozit materyalin su emilimi, çözünürlüğü, ayrışması ve monomer salınımının toksik yanıtlara veya duyarlılık artışına neden olabileceği gösterilmiştir. Polimerizasyonun tamamlanması ve materyal içindeki monomerlerin reaksiyona girerek polimerlere dönüşüm oranlarının artması ile bu durumun kısmen azalabildiği düşünülmektedir (4,23,29,66).

Günümüzde kliniklerde sıklıkla kullanılan kompozit materyallerden salınan artık monomerlerin ve miktarlarının ve bu monomerlerin hangi zaman diliminde, ne miktarda ortama salındığının bilinmesi, ayrıca bu miktarların neden olabileceği allerjik ve toksik reaksiyonların da bilinmesi gerektiği vurgulanmaktadır. Bu şekilde, içeriği üretim teknolojisine ilişkin değişiklikler ile hızla geliştirilen ve dişhekimliğinde yıllardır kullanılan kompozit materyallerin doku uyumluluklarının geliştirilerek toksik etkilerinin en aza indirilmesi ve daha güvenle kullanılacak kompozit materyallere ulaşılabilmesinin mümkün olabileceği düşünülmektedir (46,56,80).

Bu çalışmanın amacı, süt ve sürekli dişlerin restorasyonlarında sıklıkla kullanılan farklı partikül büyüklüğündeki dört kompozit materyalin, iki farklı ışık kaynağı ile polimerize edilmesi sonrasında ortama salınan artık monomerlerin cinslerinin ve salınım miktarlarının saptanması ve bu salınımın farklı kompozit materyalleri, yüzey genişlikleri, ışık cihazı ve zaman dilimlerindeki düzeyleri ile karşılaştırılması ve aralarındaki ilişkinin belirlenmesidir.

GENEL BİLGİLER (BÖLÜM 2)

2.1. Konu İle İlgili Genel Bilgiler ve Araştırmalar

2.1.1. Kompozit Dolgu Materyallerinin Gelişimi

Polimetakrilat esaslı polimerlerin protez temel maddesi olarak kullanımı 1936'da başlamıştır (48). Knock ve Glen kompozitlerin kullanımı için 1951'de ilk kez partikül doldurucu seramik polimer kompozit patenti almışlardır. 1955 yılında Buonocore tarafından minenin asitle pürüzlendirilmesi yönteminin uygulanması ile polimerize olabilen monomerlerin mikromekanik bağlanması tanımlanmıştır. Bu şekilde materyalin tutuculuğu ve direnci artırılarak ön bölge kırık restorasyonlarında kullanılmaya başlanmıştır. Ancak polimerizasyon büzülmesinin fazlalığı ve ısı genleşme katsayılarının dişe oranla çok büyük olmasından dolayı ortaya çıkan kenar sızıntısı ve sekonder çürük sorunları tam olarak çözülememiştir. Ayrıca materyallerin ilk kullanımları sırasında zamanla yüzey özelliklerini kaybettikleri de gözlenmiştir. Materyalin ayrışması sırasında içeriğindeki monomer yapıların pulpada meydana getirdikleri reaksiyonlar nedeniyle de kompozitler biyolojik açıdan uyumlu bir materyal olarak değerlendirilmemişlerdir (22,36).

Bowen daha sonra yeni bir resin geliştirerek bu materyali bir hibrid monomer olan BIS-GMA (Bisfenol A glisidil dimetakrilat) ilave ederek geliştirmiş, kimyasal olarak güçlü çapraz bağlar ile bağlanmış ve silanla kaplanmış seramik partiküllü kompoziti oluşturmuştur (13,22,67,108). Geniş bir molekül olan Bis-GMA, Bisfenol A ve glisidil dimetakrilatın reaksiyonu sonucu elde edilen aromatik bir dimetakrilattır. Bu viskoz ve sıvı resinin, cam, porselen veya quartz partikülleri için bağlayıcı özellikte ve direk estetik dolgu materyali olarak güçlü ve dayanıklı olduğu bildirilmiştir (13,108). TEGDMA ve UDMA gibi farklı komonomerlerin daha sonraki yıllarda da geliştirildiği ve farklı doğrultularda kompozit materyalin üretim şekline uygun olarak dağılımının sağlandığı belirtilmektedir (108).

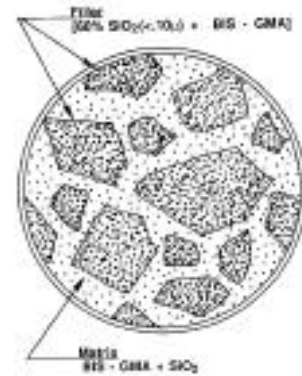
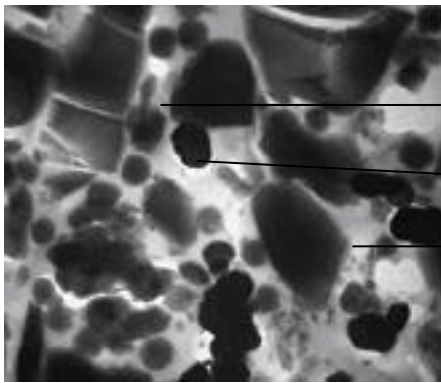
Kompozit materyallerin gelişimi 1960'lı yıllardan sonra hızla bir ilerleme göstermiş, akrilik resin ve silikat restoratif materyaller olarak kullanılmaya başlanmıştır (37). Günümüzde kullanılan kompozit materyallerin içerisindeki doldurucu oranının artırılması, doldurucu partikül boyutlarının küçültülmesi gibi işlemler sonucunda hem fiziksel özelliklerinin hem de estetik görünümünün iyileştirildiği gözlenmektedir (18,20,108,110).

2.1.2. Kompozit Dolgu Materyallerinin Yapısı

Kompozit materyaller, matriks faz içinde dağılmış olan doldurucu partiküllerin silan ajanı ile bağlanması sonucu en az iki materyalin üç boyutlu birleşimi ile oluşturulmuş olan materyallerdir.

Dişhekimliğinde kullanılan kompozit restoratif materyaller 3 ana öğeden oluşmaktadır (Şekil 1):

- 1-Reçine matriks (Organik faz)
- 2-İnorganik doldurucu (İnorganik faz)
- 3-Silan ajan (Bağlayıcı faz) (67,75,115)



A= Organik faz B= İnorganik faz C= Bağlayıcı faz

Şekil 1. Geleneksel kompozit reçinenin yapısı

Organik faz: Reçine matriks, organik polimer matriks fazı olarak da bilinen kompozitin kimyasal olarak aktive olan ve monomer yapıyı da içeren bileşenidir. Polimerizasyon reaksiyonu ile rijit bir polimere dönüşmektedir. Reçine matriks içinde en yaygın olarak kullanılan monomerlerin UDMA (urethan dimetakrilat), Bis-GMA (Bisfenol-A glisidil dimetakrilat), TEGDMA (triethilen glikol dimetakrilat) olduğu belirtilmektedir (37,47,56,89).

UDMA monomeri yüksek moleküler ağırlığı nedeni ile oldukça visköz bir yapıya sahiptir. Bu nedenle az miktarda doldurucu eklenmesinin bile klinik kullanımda sert bir kompozit elde edilmesine neden olduğu bildirilmektedir. Bu sorunu gidermek için, yapıya viskozite kontrol edici olarak bilinen MMA (metil metakrilat), EDMA (etilen glikol dimetakrilat) ve TEGDMA gibi düşük viskoziteli monomerler eklenmektedir. Yüksek moleküler ağırlık reçinenin daha

az büzülmesine, kırılğanlığının azalmasına ve daha yavaş yaşlanmasına neden olmaktadır (28,37,67,75,115).

Kompozit materyallerin matriks bileşeni, katı bir kütle şeklinde polimerize olarak diş yapısına tutunmaktadır. Bununla birlikte bu fazın, aynı zamanda materyalin en zayıf ve aşınmaya direnci en az olan fazı olduğu bildirilmektedir. Su emilimi bu faz içerisine gerçekleşmekte ve renk değişikliği oluşabilmektedir. Üretici firmaların bu nedenlerden dolayı matriks yapıyı en aza indirgeyip doldurucu yapının artırılması ve böylece daha güçlü bir materyale ulaşılması konusunda çalıştıkları belirtilmiştir (37).

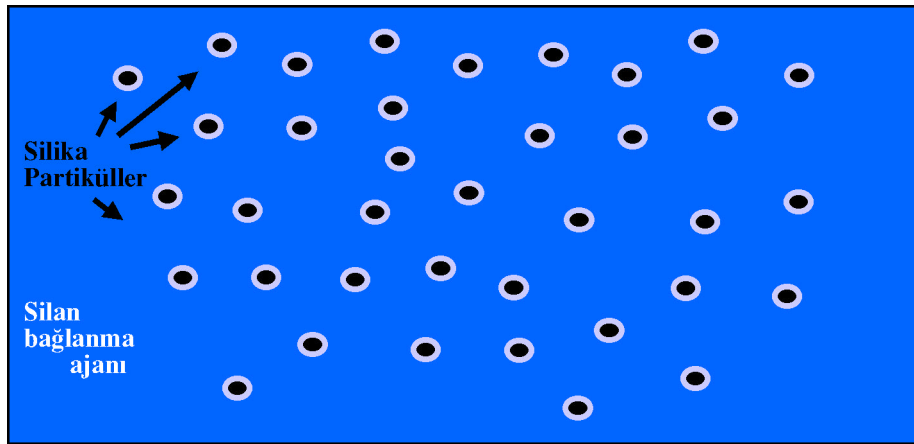
Polimerizasyon büzülmesini ortadan kaldırmak için ise çift karbon bağı içeren polimerler yerine açık halkalı polimerler içeren Siloran ve Oksiran gibi yeni organik reçineler organik faza katılarak araştırılmış, ancak bu materyallerin inorganik doldurucu partiküller ile bağlantısının zayıf olması nedeni ile aşınma dirençlerinin düşük olduğu ortaya çıkmıştır. Siloran ve Oksiran içeren materyallerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar günümüzde de devam etmektedir (49,75,115).

 norganik faz:  norganik doldurucular (filler), matriks içinde dağılmış olan ve çeşitli büyüklükteki kuartz (kristalin silika), borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve itrinium cam, baryum alüminyum silikat gibi maddelerden oluşmaktadır.

Saf silika, kristalin ve nonkristalin formlarında bulunmaktadır. Kristalin formları daha sert ve güçlü bir yapıda olmasına karşın kompozit reçinenin bitirme ve cila işlemlerini güçleştirmektedir. Bu nedenle kompozit reçineler günümüzde silikanın nonkristalin formu (silikat cam) kullanılarak üretilmektedir (14,37). Partiküller, kompozit reçinelere bazı özellikler kazandırmaktadır. Lityum ve alüminyum camın k  k partiküllere bölünmesini kolaylaştırırken, baryum, çinko ve stronsiyum reçinenin opaklığını sağlamaktadır. Silika partikülleri ise reçinenin mekanik özelliklerini güçlendirmekte ve ışık geçirgenliği özelliği ile yayılmasını sağlayarak reçineye mineye benzer şeffaf bir görünüm kazandırmaktadır. Kompozit materyaller ile ilgili çalışmaların büyük bölümü materyalin inorganik fazını oluşturan partiküllerin geliştirilmesi üzerinde yoğunlaştırılmıştır.  norganik faz yapısındaki doldurucu oranının artırılması, doldurucu partikül boyutlarının k   t lmesi ve doldurucu partiküller ile organik yapı arasındaki bağlantının güçlendirilmesi gibi işlemler ile kompozit materyalin mekanik özelliklerinin artırılması ve polimerizasyon büzülmesi oranının azaltılmasına yönelik çalışmalar yapıldığı bilinmektedir (18,20,67). Kompozit

materyallerin inorganik partikül büyüklükleri ve oranları Tablo 1'de gösterilmiştir.

Bağlayıcı faz: Kompozitin yeterli mekanik özelliklere sahip olması için doldurucular ve reçinenin güçlü bağlantı yapmasını sağlayan bağlayıcıların etkili olduğu belirtilmektedir. Bu bağlayıcı ajanlardan en iyi bilineni “silan” ve cam dolduruculu kompozitlerde yaygın olarak kullanılan tipi metakriloksi propil trimetoksisilan'dır (Şekil 2). Silan ajanlarının inorganik fazın silika partikülleri ile iyi bağlantı sağlaması nedeni ile kompozit reçinelerin büyük bir çoğunluğunda silika içerikli inorganik doldurucuların kullanıldığı bilinmektedir (115).



Şekil 2. Bağlayıcı ajan ve silika partiküllerin dağılımı

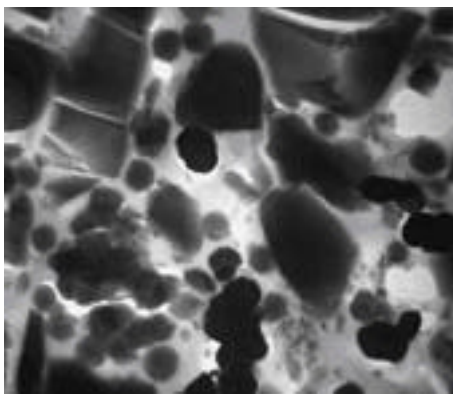
2.1.2.1. Kompozit Dolgu Materyallerinin Özellikleri

-Makrofil kompozitler: 1960'lı yıllarda ilk üretilen kompozitler “makrofil kompozit” olarak adlandırılmıştır. Doldurucu yapısı, boyutları 10-25 μm olan quartz maddesinden oluşmaktadır. Doldurucu oranının ağırlıkça % 70-80 olduğu belirtilmektedir. Makrofil kompozit reçinelerde partiküllerin yüksek sertlik derecesinde ve büyük olması organik matriks ile olan bağlantılarını olumsuz etkileyerek matriksin daha fazla aşınmasına neden olmakta ve restorasyonların cilalanma özelliklerini azaltarak, yüzey pürüzlülüğü, renkleşme ve plak birikmesi gibi sorunları ortaya çıkardığı belirtilmektedir. Dentin bonding sistemlerin geliştirilmesinden önce arka dişlerde kullanılan makrofil kompozitlerin post-operatif duyarlılığa, kenar aralığı ve tekrarlayan çürük oluşumuna yol açtığı da belirtilmektedir (37,115).

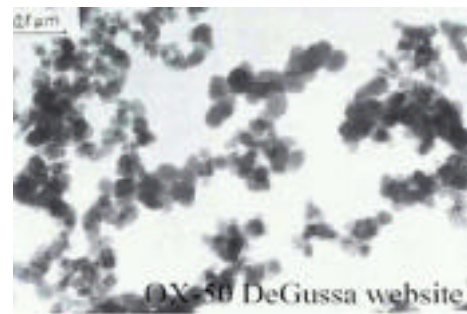
-Mikrofil kompozitler: Mikrofil kompozitler 1970'li yılların ortalarında geliştirilmeye başlamıştır. Partikül boyutu makrofil kompozitlere oranla oldukça küçüktür (0.03-0.5 μm). Kolloidal silikadan oluşan küçük partiküllerin varlığı

materyale mine dokusuna benzer bir estetik görünüm kazandırmakta ve organik matrikse daha fazla partikül eklenmesine izin vererek düzgün bir yüzey elde edilmesini sağlamaktadır. Mikrofil kompozitlerdeki sorun oldukça küçük orandaki doldurucu miktarıdır (% 40-50) Doldurucu partiküllerin yüzeyini nemli hale getirmek için yapıya rezin ilave edilmektedir. Bu yüksek resin içeriği ısısal genleşme katsayısını artırmakta ve dayanıklılığı azaltarak materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir (37,67,115) (Şekil 3).

-Hibrid kompozitler: 1980 yıllarının sonlarında “hibrid kompozit” olarak adlandırılan yeni bir kompozit geliştirilmiştir. Hibrid kompozitler, iki çeşit doldurucu partikül içermektedir. Hibrid doldurucular, boyutları $0.04\ \mu\text{m}$ olan koloidal silika ve boyutları $0.6-2\ \mu\text{m}$ arasında değişen öğütülmüş cam partiküllerden meydana gelmektedir. Doldurucu partiküllerin ortalama boyutu $0.5-1\ \mu\text{m}$ arasındadır. Toplam doldurucuların ağırlığa oranının % 75-80 olduğu belirtilmektedir (37,59,67,115). Bununla birlikte, hibrid ve mikrohibrid kompozitler günümüzde mekanik ve estetik özellikleri geliştirilmiş olan ve cila yüzeyinin düzlüğü nedeni ile ön dişlerde, aşınma ve abrazyon direnci ile de arka bölge dişlerinin restorasyonlarında başarı ile uygulanabilen kompozitler olarak bilinmektedir. Cam partiküllerin ortalama boyutları $1\ \mu\text{m}$ ’nin altında olan hibrid kompozitler “mikrohibrid” olarak adlandırılmaktadır. Bu partikül boyutunun ışığın dalga boyundan büyük olması, bazı ürünlerde klinik kullanımdan kısa bir süre sonra yüzeyde madde kaybına neden olmakta ve cilalı yüzey bozulmaktadır (37,115).



(a)



(b)

Şekil 3. (a) Geleneksel kompozit ve (b) mikrofil kompozit yapısı

-Nanokompozitler: 2000’li yıllara gelindiğinde “nano-teknoloji” olarak bilinen yeni bir dönem başlamıştır. Nanoteknolojinin kimyasal etkileşimlerden,

atomik bağlantılardan ve moleküler bazda kuantum fiziği ve biyoloji biliminden ortaya çıktığı düşünülmektedir (101). “Nano” kelimesi Yunanca kökenli olup, “nanometre” metrenin milyarda biri (10^{-9} m) olarak ifade edilen, bilimsel çalışmalarda kullanılan en küçük ölçü birimi olarak bilinmektedir (16,21,101).

Nano büyüklükteki partiküllerin uygulanmasının günümüzde yeni bir anlayış olduğu ve nanoteknolojinin çeşitli araştırma alanlarında değerlendirildiği bilinmektedir:

- Araştırma alanlarının çoğunun doğal biyolojik sistemler üzerine olduğu görülmektedir. Bu biyolojik sistemler supramoleküler kimya, moleküler biyoloji ve fiziğin karışımından oluşmaktadır. İnsan vücudundaki motor, hafıza ve algılayıcı sistemler, reaksiyonları başlatıcı sinyaller, sentezler ve dağıtıcı sistemler, DNA'nın kopyalanması ve onarımı sırasında olduğu gibi kendinden oluşan pek çok hücresel olay nanosistemlerin çalışması ile oluşmaktadır.
- Pekçok biyomedikal araştırma laboratuvarında nanoyapıdaki seramik metallere ile yapılan çalışmalar nanoboyutlu toz parçacıklarının bulunması ile sonuçlanmış ve bu üst düzeydeki teknoloji biyomedikal alanda implantlarda kullanılmaya başlanmıştır.
- Nanopartiküller UV ışığını absorbe edebilme yeteneğine de sahip olduklarından güneş ışığını bloklama işlemlerinde optik sanayiinde kullanılabilirlerdir.
- Solid yağ nanopartikülleri Vitamin E taşıyıcısı olarak önerilmektedir. Kozmetik cilt kremlerinde ve ilaçların içeriğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (101).

Geleneksel doldurucu partiküller büyük kütlelerin öğütülmesi sonucu küçük partiküllerin elde edilmesi biçiminde oluşturulurken, nanopartikül teknolojisinde geleneksel teknolojinin tersine partikül oluşumu, atomun atoma, molekülün moleküle ilavesi ile küçük birimlerin bütünü oluşturması şeklinde gerçekleşmektedir (21).

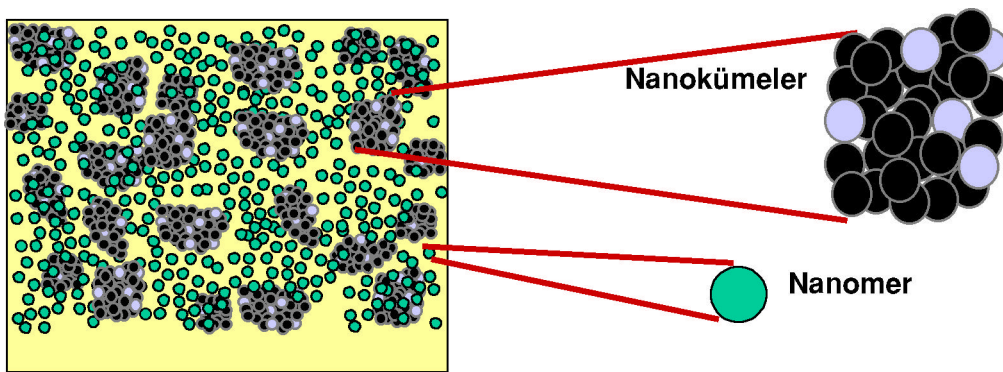
Nanopartikül içeren kompozit materyallerin organik yapısı polimerlerden meydana gelirken, inorganik yapıyı meydana getiren partiküller iki ayrı kısımdan oluşmaktadır:

1-Nanomerler

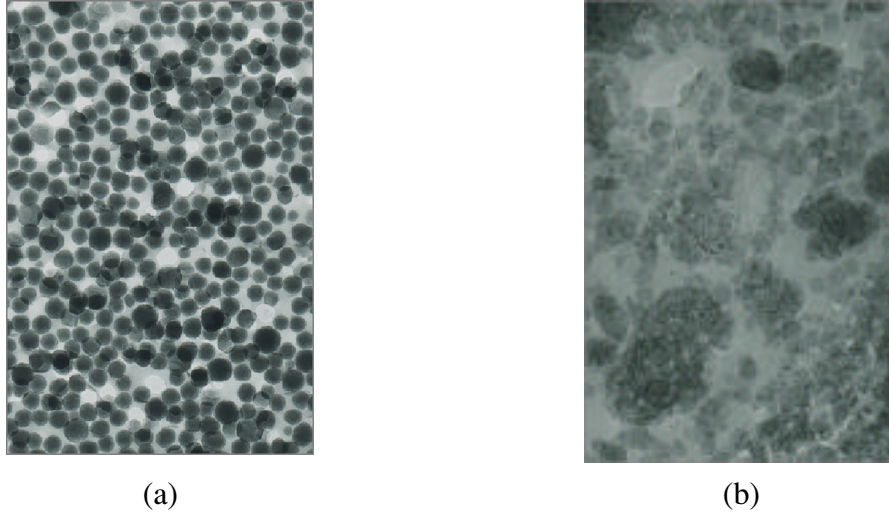
2-Nanomer grupları (Nano kümeler)

Nanomerler, yapısı 25-75 nm (0.02 - 0.075 μm) boyutlarındaki kümeleşmemiş tek tek partikülleri ifade etmektedir. Nanomerler organik yapı içinde her biri silanla çevrelenmiş şekilde bulunmaktadır. Nanodoldurucuların geleneksel mikro dolduruculara oranla daha küçük olmalarının, organik yapı ile temas eden yüzey alanının artmasına ve inorganik faz-organik faz bağlantısının daha kuvvetli olmasına neden olduğu belirtilmektedir. Rezin matriksteki bu partiküllerin bir kısmı dağılmış olarak bulunmaktadır. Aşınma sırasında bu partiküllerin güçsüzleşerek parçalandığı ve böylece aşınma ile ilgili sorunları azalttığı bildirilmektedir (20,21).

Nano kümeler (*nanocluster*) ise, boyutları 50 nm.den küçük olan nanomerlerin gevşek bağlar ile oluşturduğu yapılar olarak tanımlanmaktadır. Silika ve zirkonyum partikülleri içermektedir. Restorasyona gelen basınçlar sonucunda bu nanomer grupları tek bir partikül şeklinde direnç göstermekte ve restorasyon yüzeyine etki eden aşındırıcı kuvvetler karşısında zayıf bağlantılı kümelerde nanometrik boyutta kopmalar meydana gelmektedir. Nanomer gruplarının bu özelliği nanokompozitlerin aşınma dirençlerinin ve mekanik özelliklerinin yüksek olmasına neden olur iken, diğer taraftan yüzey özelliklerinin uzun süre devam edebilmesini sağlamaktadır (Şekil 4). Yeterli bir estetik ve klinik performans elde edebilmek için nanokompozitlerin organik polimer matriksinin içine, nanomer ve nanomer grupları birlikte katılarak ağırlıkça % 72-87 oranında doldurucu içeren kompozit yapısı oluşturulmuştur (21,62,101,115) (Şekil 5).



Şekil 4. Yüksek dolduruculu nanokompozit yapı



Şekil 5. (a) Nanomer yapı ve (b) nanoküme (nanocluster) yapı

Nanokompozitlerin mikropartiküllü kompozitler gibi yüksek düzeyde cilalanabilirlik özelliğine sahip olduğu, yapılarına daha yüksek oranda doldurucu partikül katıldığı için mekanik özellikler bakımından hibrid kompozitlerden daha yüksek kırılma ve aşınma direnci sergiledikleri bildirilmektedir. Nanokompozit yapılarda, yüksek doldurucu oranından dolayı organik polimer matrisin geleneksel kompozitlere göre hacimce daha az olduğu ve bu nedenle polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi oranının da azaldığı belirtilmektedir (%1.5). Nanopartikül boyutlarının görünür ışığın dalga boyundan daha küçük olması nanokompozit materyallere estetik ve optik özellikler kazandırmakta ve geniş renk spektrumu sergilemeleri nedeni ile ön bölge restorasyonlarında kullanım alanları genişlemektedir. Yüzey düzgünlüğü açısından da geleneksel kompozitlere oranla partikül boyutlarından dolayı daha üstün özellikler sergilediği bilinmektedir (19,21,113).

Mitra ve arkadaşları yaptıkları çalışmada nanokompozit materyalinin mikrofil kompozitler ile benzer oranda translusens, iyi cilalanabilirlik ve kalıcılık özelliklerine sahip olduğunu ve nanokompozit materyallerin fiziksel özellikleri nedeni ile aşınma direncinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışma sonunda nanokompozitlerin üst düzeyde gösterdikleri estetik ve diğer fiziksel özelliklerinden ötürü hem ön hem de arka bölge restorasyonlarında klinik kullanımının başarılı olacağı belirtilmiştir (62).

Tablo 1. Kompozit materyallerin inorganik partikül büyüklükleri ve oranları

Kompozit reçine	Inorganik partikül büyüklüğü	Partikül oranı (ağırlıkça)
Makrofil	10-25 μm	% 75-80
Mikrofil	0.03-0.5 μm	% 40-50
Hibrid	0.5-1 μm	% 75-80
Nanofil	0.02-0.075 μm	%70-80

-Akışkan kompozitler: 1995 yılından bu yana akışkan (flowable) kompozit olarak tanımlanan, inorganik partikülü az ve düşük viskoziteli kompozit reçineler, partikül boyutlarının artırılması veya doldurucu miktarının azaltılması ile elde edilmektedir. Mikrofil kompozit materyaller ile karşılaştırıldığında, ısıl genleşme katsayısı, aşınma oranı ve yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olduğu ve fiziksel özelliklerinin düşük olduğu belirtilmiştir (37,115). Akışkan kompozitlerin, kompozit materyallerin polimerizasyon büzülmesinden kaynaklanan aralık oluşumu ve streslerin zararlı etkilerini azaltmak amacı ile direkt kompozit restorasyonların altında ince bir tabaka şeklinde uygulanması önerilmektedir (88,115).

-Sıkıştırılabilir kompozitler: Bu materyaller amalgama benzer şekilde sıkıştırılan ve şekillendirilen kompozitler olarak geliştirildiği için “kondanse edilebilen” (packable) kompozit olarak isimlendirilmektedirler (18,37,115). Partikül büyüklükleri 15-80 μm arasındadır. Hibrid kompozit materyallerle karşılaştırıldığında hibrid kompozit türleri ile aynı dolduruculara sahip olmakla birlikte reçine matrikslerinin % 1-2 oranında daha fazla doldurucu içerdiği ve materyalin polimerizasyon büzülmesinin azaltılmış ve aşınma direncinin artmış olmasına karşın daha düşük estetik ve cilalı yüzey özelliğine sahip olduğu belirtilmiştir (115).

2.1.2.2. Kompozit Dolgu Materyallerin Yapısını Etkileyen Faktörler

-Matriks yapı: Matriks yapı polimerleri içermektedir. Kompozit materyallerin matriks yapısının polimerizasyonu kimyasal olarak veya ışık ile gerçekleşmektedir. Matriks faz, polimerize olarak katı bir kitleye dönüşmekte ve dış yapısına bağlanmaktadır. Aynı zamanda materyaldeki en zayıf ve en az dirençli bölüm olarak bilinmekte ve su emilimine neden olarak materyalde renklemeye yol açabilmektedir. Materyal içindeki matriks içeriğini azaltıp

doldurucu oranını artırarak daha güçlü bir materyal yapı geliştirilebileceği bildirilmiştir (37,115).

-Doldurucular: Doldurucu madde olarak kompozitlerin içerisinde yer alan quartzın sert, kimyasal olarak stabil ve güçlü bir madde olduğu belirtilmektedir. Üretici firmalar tarafından işlenmiş cam materyallerinin geliştirilmesinden sonra kompozitlere daha güçlü, kimyasal ve optik özellikleri daha yüksek olan yapısal özellikler kazandırıldığı belirtilmektedir. Bu cam partiküllerinin silan ile kaplanarak monomerler, renk ajanları ve diğer kimyasal bileşenler ile karıştırıldığı ve bu şekilde üretime sunulduğu belirtilmektedir (37).

- **Doldurucu boyutu:** Kompozit materyal içerisindeki doldurucuların boyutu restorasyon bitimindeki yüzey düzgünlüğü üzerinde etkilidir. Daha geniş partiküller pürüzlü bir yüzey oluşturmaya neden olurken küçük partiküller daha düzgün bir yüzey oluşturmaktadır.
- **Doldurucuların oranı:** Materyalin fiziksel özelliklerini etkileyen en önemli etkenlerden biri olarak doldurucu maddelerin miktarı gösterilmiştir. Yapı içindeki doldurucu miktarı arttıkça resin madde miktarı azalmaktadır. Buna bağlı olarak, polimerizasyon büzülmesinde azalma olduğu ve ısısal genleşme katsayısının dışın ısısal genleşme katsayısına yakınlığı bildirilmektedir. Ancak bu oranlardaki değişiklikler ile yapının sertlik ve aşınmaya direnç özelliklerinin artarak fiziksel açıdan daha güçlü bir hale getirilmesine olanak sağlanabileceği belirtilmektedir (37,59,64).

Söderholm ve arkadaşları, kompozit materyallerdeki doldurucu içeriklerinin distile su ve yapay tükürükte olan monomer salınımlarının değerlendirdikleri çalışmalarında geleneksel kompozitlerin yapısında uygun olarak BIS-GMA ya da UDMA/TEGDMA reçine matrisi içeren kompozitlere doldurucu olarak kristalize quartz ya da baryum partikülleri ilave ederek yeni kompozit materyal örnekleri hazırlamışlardır. Polimerize edilmiş kompozit örneklerini yapay tükürük ve distile suda 12 ay bekletmişler ve baryum içerikli doldurucuların tükürükte quartz dolduruculardan daha fazla monomer salınımı gösterdiğini ancak genel olarak salınımın yapay tükürükte daha fazla gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Araştırmacılar yapay tükürüğün protein içermemesi nedeni ile doldurucu yüzey ile yapay tükürük arasında iyon değişiminin daha fazla olabileceğini savunmuşlardır (91).

Shalji ve arkadaşları, BIS-GMA ve TEGDMA esaslı mikrodolduruculu kompozit yapıda meydana gelen monomer salınımına ilişkin olarak doldurucu

içeriklerin ve çözücünün etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında % 20-40 oranında silika partikülleri kullanmışlar ve hazırlanan örnekleri fosfat tamponu ve kolesterol esteraz solüsyonlarında değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, TEGDMA monomerinin kolesterol esteraz solüsyonunda salınım yaptığını ve 0. ve 8. günlerde düşük doldurucu içeriği olan kompozit örneklerden gerçekleşen salınımın belirgin derecede daha yüksek olduğunu, doldurucuların ve çözücülerin monomer salınımında etkili olduğunu vurgulamışlardır (89).

-Silan bağlayıcı ajanlar: Kompozit materyalin yeterli mekanik özelliklere sahip olabilmesi için doldurucu fazın ve reçinenin silan bağlayıcılar aracılığı ile güçlü şekilde bağlantı yapmasının önem taşıdığı bildirilmektedir. Silan bağlayıcı ajanların doldurucu ve rezin faz kimyasal olarak birarada tutması gerektiği belirtilmektedir. Silan bağlayıcılar, adesiv materyalin seramik restorasyona, onun da diş yapısına tutunmasında rol oynamaktadır (37,59,115). Kompozitlerin aşınması ile ilgili teorilerden birinin de silan bağlayıcı ve doldurucu partikül arasındaki yapışmanın çözünmesi ile doldurucu partiküllerin rezin matriksten kopması ile doldurucu partiküllerin açığa çıkması olduğu belirtilmektedir (37).

2.1.2.3. Kompozit Dolgu Materyallerinin Işık ile Polimerizasyonu

Polimerizasyon, genellikle iki likit yada gaz halinde bulunan monomer moleküllerinin, yüksek moleküler ağırlıkta, zincir ve ağlar kurarak polimerlere dönüşmesi reaksiyonu olarak tanımlanmaktadır (12,59,67). Kompozit materyallerin polimerizasyonunu reçine içerisinde yer alan aktivatör maddelerin, aktif radikallerin ortaya çıkmasını sağlayarak başlattığı bilinmektedir. Serbest radikallerin, monomer molekülleri ile reaksiyona girmesi sonucu polimerizasyon ilerlemekte ve reaksiyon karbon atomları arasında kovalent bağların oluşması ile devam ederek ve tüm zincir reaksiyonların tamamlanması ile sona ermektedir (12,14,60,67).

Polimerizasyon sırasında moleküler ağırlığın artması ile zincir oluşumu ilerleyerek viskozitede artış görülmektedir. Zincir yapının oluşumu ilerledikçe materyalde viskozite artışının olduğu ve bu dönemde monomer-polimer dönüşümünde azalma olduğu belirtilmektedir. Bunun nedeninin, materyal içerisindeki reaksiyona girmemiş monomer miktarının azalmış olması ve viskoz yapı kazanmış materyal içerisindeki monomerlerin polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlaması olduğu düşünülmektedir. Bu aşamada oluşan polimer yapının içinde az miktarda monomer yapının reaksiyona girmeden “artık monomer” olarak kalabildiği belirtilmektedir (12,65,67).

Görünür ışıkla polimerizasyon, kompozit rezin ve adeziv materyaller, fissür örtücüler ve resin simanlar için 1970’li yıllarda geliştirilmiş ve günümüzde kullanılan en yaygın polimerizasyon şekli olarak tanımlanmaktadır (14,60,61,96,109). Resin materyallerin polimerizasyonunda halojen ışık kaynaklarının 20 yıldan fazla süredir kullanılmakta olduğu ancak son yıllarda plazma-ark ve LED gibi yeni ışık kaynaklarının geliştirildiği ve bunların katkısı ile polimerizasyonun daha etkin bir şekilde gerçekleştirilebildiği belirtilmektedir (8,17,60,109).

Kompozit rezin materyaller, serbest radikal polimerizasyonu ile polimerize olabilmektedirler. Fotoinitiyatörler ışık cihazından yayılan ışık enerjisini (fotonları) emerek direkt veya indirekt olarak polimerizasyonu başlatmaktadırlar. “Kamforokinon”un (CQ) en sıklıkla kullanılan fotoinitiyatör olarak bilindiği ve enerjiyi emerek fotoreducer sistem ile beraber tersiyer amine dönüşerek polimerizasyon sürecini başlattığı bildirilmektedir (14,61,66,109). Özellikle son yıllarda geliştirilen LED ışık cihazlarının kamforokinonun emilim spektrumuna yakın bir pik üretimi gösterdiği, ana başlatıcı olarak kamforokinon içermeyen bazı fotoinitiyatör sistemlerin ise polimerizasyonda eksiklikler oluşturabildiği savunulmaktadır. Ancak kamforokinonun oldukça yoğun bir sarı renge sahip olmasının ve çok yüksek konsantrasyonlarda kullanımının ışınlama etkinliğini azaltarak etkinlik alanını daraltabileceği belirtilmiştir (8,14).

Kompozit rezin materyaller içerisinde bulunan ve polimerizasyonu başlatacak yapıya verilecek olan ışığın polimerizasyonun gerçekleşmesi için uygun dalga boyunda ve aralığında verilmesi gerekmektedir. Yetersiz ve düzensiz polimerizasyon sonucunda, materyalin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenecek polimerizasyon büzülmesi, kenar aralığı ve mikrosızıntı oluşmasına neden olduğu ve bunun sonucu restorasyonlarda başarısızlıklar ortaya çıktığı bildirilmektedir (14,66).

Pearson ve arkadaşları tarafından, üç ayrı hibrid kompozit materyal (Occlusin, P30, Command) kullanılarak gerçekleştirilen çalışmada materyallerin çözünürlüğü ve su emiliminde polimerizasyonun etkisi araştırılmıştır. Araştırmacılar, önerilen polimerizasyon süresinden kısa zamanda polimerizasyon gerçekleşen örneklerde çözünürlüğün arttığını, bu çözünürlüğün materyalin yapısına bağlı olarak değişebildiğini ve materyalin dayanıklılığını etkilediğini belirtmişlerdir (73).

Monomer-polimer dönüşümünün:

- Fotoinitiyatör sistemi tetikleyen dalga boyunun yoğunluğuna,

- Işınlama süresine,
- Fotoinitiyatörlerin, co-initiyatörlerin, stabilize edicilerin ve inhibitörlerin miktarına, yoğunluğuna ve tipine,
- Monomer ve doldurucu tipi, kimyasal yapısı ve oranına bağlı olduğu belirtilmektedir (58,66,72,109).

Monomer-polimer dönüşümünün derecesinin en iyi şekilde gerçekleşerek monomer salınımının azaltılması için yüksek derecelerde ve doğru zaman aralığında ışınlama yapılması gerektiği bildirilmektedir (58,66,96).

Tanaka ve arkadaşları, görünür ışık ile polimerizasyon gerçekleştirerek yaptıkları çalışmalarında, 30 sn ve 50 sn süre ile ışınladıkları örneklerden monomer salınımını araştırmışlardır. Materyallerin çözünme hızının başlangıçta çok hızlı olduğunu ancak zaman geçtikçe azaldığını belirlemişlerdir. Çalışma sonucunda ışınlama süresinin 30 sn'den 50 sn'ye çıkması ile ortama salınan monomer miktarında belirgin derecede bir azalma olduğunu saptamışlardır (96).

Wiggins ve arkadaşları, etkili bir polimerizasyonun fotoinitiyatör sistem tarafından emilen ışık enerjisi miktarına bağlı olduğunu savundukları çalışmalarında güç yoğunlukları farklı dört ayrı ışık cihazı kullanmışlar ve polimerizasyon derinliğini saptamışlardır. Çalışma sonucunda, yüksek güce sahip (1000 mW/cm^2) ve ışınlama süresi daha kısa olan (10 sn) ışık cihazları arasında fark bulunamazken, daha düşük güç yoğunluğuna sahip (400 mW/cm^2) ve daha uzun ışınlama süresi (20 sn) olan ışık cihazlarının polimerizasyon derinliğinin daha az olduğunu saptamışlardır (109).

İdeal bir polimerizasyon için bir ışık cihazı ile ilgili bilinmesi gereken terimler şunlardır:

- **Işık yoğunluğu:** Işık cihazının uyguladığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm^2 olarak tanımlanmaktadır. Bu birim ışık cihazındaki lambanın ucunun radyometrede ölçülmesi ile saptanabilmektedir (14). Işık yoğunluğunun yeterli bir polimerizasyon için en az 300 mW/cm^2 olması gerektiği bildirilmektedir (14,17).
- **Güç:** Işık cihazının birim zamana yaydığı enerji miktarıdır. Birimi mW olarak kullanılmaktadır.
- **Dalga boyu:** Işığın yaydığı elektromanyetik dalga boyudur. Işık ile polimerize olan kompozitlerin içinde sıklıkla kullanılan aktivatör olan kamforokinon en yüksek seviye olarak 468 nm dalga boyundaki mavi ışığa duyarlıdır (17).

2.1.2.3.1 Polimerizasyon Sistemleri:

-Kimyasal polimerizasyon: Kimyasal yolla polimerizasyonda, polimerizasyon hacimsel olarak 1/2 organik matriks ve 1/2 inorganik matriks partiküllerinden oluşmuş iki patın karışımı ile başlamaktadır. Kimyasal polimerizasyonda, uygulama sırasında meydana gelebilen hava kabarcıkları nedeni ile porozite oluşmasının ve büzülme artışının materyali olumsuz yönde etkilediği belirtilmektedir. Bu tip materyallerin içeriğindeki tersiyer aminlerin de kimyasal değişiklikler sonucunda renkleşmeye uğradığı bildirilmektedir (1,37).

Vaubert ve arkadaşları, kimyasal yöntem ile polimerize olabilen fissür örtücü materyaller ile yaptıkları çalışmalarında uygulama hatalarına bağlı olarak meydana gelen monomer salınımını incelemişlerdir. Araştırmacılar, fissür örtücü materyallerin üretici firmaların önerilerine bağlı kalmadan değişik oranlarda hazırlayarak polimerizasyonu gerçekleştirdiklerinde, kimyasal polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmediğini ve materyalden BIS-GMA ve TEGDMA gibi monomerlerin salınımının gerçekleştiğini saptadıklarını bildirmişlerdir (103).

-Işık ile polimerizasyon: Işık ile polimerize olan sistemlerin kimyasal sistemler ile karşılaştırıldıklarında daha geniş bir zaman aralığında çalışma olanağı vermesi nedeni ile restorasyonlarda daha az porozite oluşturduğu belirtilmiştir (11). Işıkla sertleşen kompozit sistemlerin yapılarındaki aromatik tersiyer amin akselatör olan kromojenik bileşenin en son polimerize olmasından dolayı renkleşmelerinin de kimyasal olarak polimerize olan reçinelerden daha az görüldüğü, büzülme ve okluzal aşınmalara direnç özelliklerinin daha olumlu olduğu bildirilmektedir (11,61).

Bu avantajlarına karşın, ışıkla polimerize olan kompozit dolgu materyallerinde polimerizasyon ışık kaynağına bağlı olduğu için, ışık kaynağının özelliklerine de bağlı olarak restorasyon içindeki derin tabakaların polimerize olmadan kalabildiği bildirilmiştir. Bu durumun ise oldukça visköz olan polimerik ağ içerisindeki polimer köklerinin hareketliliğini kaybetmesi ve reaksiyonun azalması nedeni ile olduğu savunulmaktadır. Reçine içerisindeki sadece yüksek molekül ağırlıklı olan BIS-GMA, UDMA gibi monomerlerin değil aynı zamanda TEGDMA gibi çözücülerin de etkilenmeden kalabildiği (11), bu durumun ise kompozit reçinenin mekanik özellikleri, renk devamlılığı ve biyolojik uyumu üzerinde olumsuz etkiler yaptığı bildirilmiştir (4,11,36,46,48,56, 65,78,80, 89,94,96,107)

Işık ile polimerize edilen sistemler için farklı ışık aletleri ve farklı ışınlama şiddetlerinin (soft-pulse-turbo) kullanılması, polimerizasyonu olumsuz etkileyerek kenar sızıntısına yol açabilmektedir. İdeal bir polimerizasyonun gerçekleştirilebilmesinin kompozit materyallerin tabakalandırma yöntemi ile uygulanması ile mümkün olabileceği, bu şekilde materyal içerisindeki polimerizasyon büzülmesinin de en aza indirileceği bildirilmektedir (14).

2.2. Işık Cihazlarının Özellikleri

Işık cihazları restorasyon materyali içindeki fotoinitiyatörleri aktive ederek polimerizasyonu başlatmakta, fotoinitiyatörler ise fotonları (ışın kümelerini) emerek aktive olabilmektedirler. Işığın filtre edilmesine gerek olmadığı için elde edilen enerjinin neredeyse tamamı polimerizasyon için kullanılabilmekte ve bu şekilde etkin bir polimerizasyon sağlanmaktadır (17,60,61).

LED ve halojen ışık cihazları ile pek çok çalışma yapılmış ve bu çalışmalar sonucunda LED ışık kaynaklarının polimerizasyon derinliği, ısı artışı ve dönüşüm derecesi analizleri sonucunda halojen ışık kaynağından daha olumlu özellikler verdiği saptanmıştır (8,60,61,109).

Mills ve arkadaşları, spektrum genişlikleri farklı olan geleneksel halojen ve LED tipi ışık cihazlarının uygulandığı farklı kompozit materyallerin polimerizasyon derinliğini değerlendirmek amacı ile yaptıkları çalışmalarında, LED ışık cihazı kullanılan her bir kompozit materyal örneği için polimerizasyon derinliğinin daha fazla miktarda olduğunu saptamışlardır. LED ve halojen ışık kaynaklarının etkinliğini değerlendirebilmek için diğer mekanik testlerin de uygulanması gerektiğini de belirtmişlerdir (60).

Bala ve arkadaşları, materyal kalınlığı ve ışınlama süresi ile salınan monomer miktarı arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri çalışmalarında, ışınlama süresinin artmasıyla polimerizasyon miktarının da arttığını, artık monomer miktarının azaldığını ve yeterli miktarda polimerizasyon elde edilmesi için ışınlama süresinin 40 sn. olarak tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Materyalin uygulama kalınlığının artmasına bağlı olarak artık monomer miktarının da arttığını ve materyalin tabakalar halinde (inkramental teknik) uygulanması gerektiğini vurgulamışlardır (11).

2.2.1. Işık Cihazlarının Kullanım Özellikleri

LED (Light Emitting Diode = Diode Yayan Işık) Işık Kaynakları:

LED teknolojisi ile geliştirilen ışık cihazları, kompozit materyaller, kompomerler, adesivler ve ışık ile polimerize olan cam iyonomer materyaller için ideal bir ışık kaynağı olarak bildirilmektedir (9,11,14,109). 1990'lı yılların ortalarında LED ışık cihazlarının geliştirildiği ve bu ışık cihazlarının farklı tipleri ve parçalarının (elektronik dağılım, kırmızı veya yeşil laser uçlar) kompozit materyallerin polimerizasyonunda yaygın şekilde kullanıldığı görülmüştür (109).

LED ışık kaynakları, kuantum mekaniği etkisi ile 470 nm civarındaki dalga boyunda sadece görülebilir mavi ışık yayan kaynaklardır (14,109). Yapıları içerisinde elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bulunmaktadır. Ortama elektrik verildiğinde elektronlar bu iki iletkenin geçmekte ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayılmaktadır. Bu yarı iletken birleşimin kimyasal yapısı, dalga boyu aralığının kontrol edilebilmesini sağlamaktadır. Bu dar spektrumlu ışık özelliğinden dolayı LED ışık cihazlarında filtre sistemine gereksinim duyulmadığı belirtilmiştir (60,61,109).

LED ile etkili polimerizasyon, dental materyallerde sıkça kullanılan fotoinitiyator sistemlerin absorpsiyonuna yakın bir ışık oluşturabilmesi ile gerçekleşmektedir. Fotoinitiyator sistemlerden kamforokinonun 470 nm civarında bir emilim genişliğine sahip olduğu bilinmektedir ve bu genişliğin LED ışık cihazlarının spektral pik üretimine oldukça yakın olduğu vurgulanmaktadır (8,17). LED ışık cihazlarında mavi ışığın dar spektrumu içerisinde 400-500 nm arasında değişen aralıkta (pik dalgaboyu yaklaşık olarak 465 nm) ışık elde edilmektedir ve bu enerjinin kompozit materyallerde bulunan monomerlerin polimerizasyonunu başlatan kamforokinonu aktive eden aralıkta olduğu bildirilmektedir (109).

LED ışık cihazlarının ömürlerinin yaklaşık 10.000 saat ile oldukça uzun ömürlü olduğu ve bu süre içerisinde de "sabit şiddette" ışık yaydıkları söylenmektedir (8,109). Güç gereksiniminin diğer ışık kaynaklarına göre daha az olması, pil ömrünün daha uzun olması, kablosuz olma özelliği ve hareketli parçalarının az olması diğer ışık cihazlarına göre avantajlı yönleri olarak öne çıkmaktadır. LED ışık cihazlarının diğer bir avantajının ise düşük ısı çıkışı olması nedeni ile soğutma için fan sistemine gereksinim göstermemesi olduğu belirtilmektedir (8,14,17,60,109).

LED ışık teknolojisi ile halen yeni ışık cihazları üretilmeye devam etmekte ve gücü 1000 mW/cm^2 olan “yüksek güç” ile çalışan cihazların kullanıma girmesi ile ışınlama süresinin azaltılarak daha etkili bir polimerizasyonun ulaşılabileceği belirtilmektedir (109). Günümüzde bu olumlu özellikleri ve ergonomik kullanımından dolayı LED ışık kaynaklarının kullanımının hızla yaygınlaştığı görülmektedir (17,61,69).

Halojen ışık kaynakları:

Halojen ışık kaynaklarında ışık, tungsten bir filament üzerinden geçirilen elektrik akımı ile elde edilmekte ve bu işlem sırasında çok yüksek ısı çıkışı söz konusu olmaktadır. Halojen bir ışık kaynağı, tungsten filaman ile birleştirilmiş bir halojen ampul, bir yansıtıcı ve filtreden oluşmaktadır (60,109). Uzun süreli olarak yüksek ısı etkisinde kalan halojen lamba, ışık filtresi ve reflektörü yıpratarak ışık kaynağının verimini düşürebilmekte ve ışık cihazının etkinliği azalabilmektedir. Yansıtıcı parça, ampulün arkasında yer alarak ışık ve ısıyı “pass filtre” ve “infrared filtre” olarak adlandırılan iki filtre aracılığı ile iletmektedir. Pass filtre, beyazdan mavi ışığa kadar olan spektrumu filtre edebilmektedir (380-520 nm) (44,45,100). İnfrared filtre ise infrared spektrumunu azaltarak etkili bir soğutma (fan) sistemi ile birlikte direkt dışa iletilen ısıyı düşürmektedir (14).

Rezin materyale uygulanan 10 saniye ışınlama sonucunda, filamanın ısınması ile ısının $3-7^\circ\text{C}$ arttığı saptanmış ve bu ısı artışının rezin materyalin yüzeyinde ve 1.8 mm materyal içerisinde ve pulpa odasına yakın bölgelerde olduğu belirtilmiştir (14,109).

Halojen ışık cihazları 400-500 nm dalga boyunda ve 300 mW/cm^2 yoğunluğunda ışık yaymaktadırlar. Bu dalga boyları arasında üretilen ışık, kamforokinon tarafından oldukça iyi şekilde emilebilmektedir (60). Ancak bu ışığın küçük bir miktarı kompozit materyallerin polimerizasyonu için gerekli olan mavi ışıkları oluşturmaktadır. Halojen ışık kaynaklarında ışınlama süresinin 20 sn ile 60 sn arasında olması ve 2 mm kalınlığındaki restorasyonlar üzerinde kullanılması halinde polimerizasyonun daha iyi düzeylerde gerçekleştiği belirtilmektedir (17,60).

Halojen ışık kaynakları, iyi derecedeki ışık yoğunluğu, parça değişimlerinin kolay ve ana cihazın maliyetinin ekonomik olması nedenleri ile pazar payı yüksek cihaz olarak belirtilmektedir. Halojen ışık kaynaklarının ışık yoğunluğunun zamanla azalabildiği ve 300 mW/cm^2 'nin altına düşmesinin

ışınlama etkinliğini azalttığı ve bu nedenle cihazların ışık yoğunluk ölçümlerinin düzenli olarak yapılması gerekliliği vurgulanmaktadır (14,17,60,83,109).

2.3. Dişhekimliğinde Kullanılan Materyallerin Güvenilirliği

Dişhekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin güvenilirliği uzun yıllardan beri pekçok açıdan tartışılmaktadır. Geçmiş yıllarda özellikle amalgam, içeriğindeki cıva nedeni ile meydana getirdiği yan etkilerden dolayı tartışma konusu oluşturur iken, günümüzde biyolojik dokulara salınım yapan her materyal için aynı istenmeyen etkiler görülebilmekte ve tartışma ortamı yaratabilmektedir (48,85). Günümüzde yeni monomer ve polimer yapıların geliştirilmesi ile oldukça iyi mekanik özellikler kazanmış, su emilimi ve polimerizasyon büzülmesi azaltılmış kompozit materyaller üretilmesine karşın materyallerin bileşiminde bulunan monomer ve polimer yapıların her zaman doku uyumlu maddeler olmadıklarının bilinmesi bu maddelerin araştırılması gereğini ortaya çıkarmıştır (12,53,55,67,85). Hastanın ağız ortamında kullanılacak olan materyalin ideal olarak toksik ve östrojenik etkisinin olmaması, allerjik reaksiyonlar oluşturmaması ve pulpaya zararlı etkilerinin bulunmaması gerekmektedir (12,24,27,32,36,48,63, 67,84, 85,98, 104).

Estetik açıdan bakıldığında kompozitlerin biyolojik ayrışması materyalde renkleşmeye neden olabilmektedir. Bu açıdan değerlendirildiğinde ayrışım ürünlerinin ve beraberinde materyalden salınan monomerlerin tipi ve oranının, doldurucu tipi ve miktarının da kompozit materyallerin güvenilirliğinde rol oynadığı ileri sürülmektedir (89).

Reçine esaslı materyaller kimyasal yolla ya da görünür ışık ile sertleştirilebilmektedirler. Kompozit materyallerin polimerizasyon aşamasında özellikle düşük seviyede gerçekleşen polimerizasyon sonucunda içeriğindeki monomerlerini tümünün polimerlere dönüşmeyerek polimerizasyonun hemen sonrasında ortama salındığı bilinmektedir. Reaksiyona girmeyen bu monomerler “artık monomer” olarak adlandırılmakta ve bu maddelerinin salınımının materyalin mekanik yapısını bozduğu ve biyolojik özelliklerini olumsuz etkilediği bilinmektedir (3,12,15,24,33,36,46,48,66,68,71,85,86,94, 96,102). Bu materyaller dentine difüze olarak pulpada bakteriyel enfeksiyon olmaksızın reaksiyona yol açabilmektedirler (24,31,48,66,85,99). Yapıdaki metakrilatların enzimatik hidrolizi ve mekanik kuvvetler ile yavaş ama devamlı şekilde ayrışım gösteren kompozit materyalin dağılımını bozmakta olduğu belirtilmiştir. Bu polimerize olamamış materyallerin emiliminin önemli ölçüde bağırsak tarafından gerçekleştiği vurgulanmaktadır (71).

Bu istenmeyen etkilerin, hücresel veya dokusal düzeyde allerjik, mutajenik ve kanserojen etkileri artırarak lokal veya sistemik reaksiyonlar şeklinde kendini gösterebildiği belirtilmiştir (3,4,11,24,36,46,48,50, 56,65,66,80,85,89,94, 96). Bu reaksiyonlar yaş, cinsiyet, potansiyel allerjik problemler ve yeme alışkanlıkları ile beraber değerlendirilmektedirler. Allerjik reaksiyonlar, gümüş, bakır, nikel, kobalt ve cıva içeren metallerle gerçekleşen allerjik reaksiyonlara benzer bir şekilde kompozit materyallerin organik bileşenleri (metil metakrilat) ve onların dağılım ürünleri ile (formaldehit) oluşabilmekte ve hastalar, dişhekimleri, yardımcı personel ve materyal endüstrisinde çalışanlar arasında ortaya çıkabilmektedir (4).

Olea ve arkadaşları, ışık ile polimerize olan bir fissür örtücü materyalde yüksek miktarda Bisfenol-A salınımı saptandığını ve bu monomerin östrojenik etki gösterdiğini ileri sürmüşlerdir. Buna göre bu östrojenik etkinin erkek farede üreme organlarında bozukluklara yol açarak sperm sayısında düşüklük yaptığını ve insanda ise göğüs kanseri hücrelerini üremesini artırdığını belirtmişler ve Bisfenol-A içeren fissür örtücülerin özellikle çocuklarda kullanımının yeniden değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır (71).

Hansel ve arkadaşları, kompozit materyallerden salınan monomerlerin çürük yapıcı mikroorganizmalar üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, kompozit materyallerden salınan BIS-GMA, TEGDMA ve UDMA monomerlerinin *Streptococcus sobrinus* ve *Lactobacillus acidophilus* mikroorganizmaları üzerine etkisini araştırmışlardır. TEGDMA komonomerinin *L.acidophilus* ve *S.sobrinus* üzerine üremelerini artırıcı etki yaparken, BIS-GMA ve UDMA'nın ise mikrobiyal gelişimi etkilemediğini bildirmişler ve kompozit materyaller içerisindeki monomer yapıların ağız içinde mikroorganizma üremesini artırıcı etkisinin önlenmesinin kompozit materyallerin gelişiminde biouyumluluk açısından önemli bir faktör olduğunu vurgulamışlardır (42).

Danimarkada 2208 dişhekimisi üzerinde yapılan bir araştırmaya göre dimetakrilat içeren materyallerden dolayı oluşan allerjik reaksiyonun egzama şeklinde geliştiği ve bu belirtinin yaklaşık %2 oranında görüldüğü bildirilmiştir (43). Dental materyaller ile ilgili meydana gelen cilt sorunları klinik olarak kontak dermatitis şeklinde karşımıza çıkmaktadır. Bu durumun, dental materyallerin bileşimdeki toksik, irrite edici veya allerjik (allerjenik) maddelerden dolayı bölgesel iltihapsal yanıtın oluşması ile ortaya çıktığı bildirilmektedir(43,48,58).

Araştırmacılar, hastalarda kullanılan dental restoratif materyallerin pekçoğuna karşı allerjik reaksiyon gelişebileceğini belirtmişlerdir (43,48,85,86,106). Dental materyaller içindeki düşük moleküler ağırlıklı

maddelerin haptenler (antijen parçası) gibi davranarak vücut proteinleri ile bağlanıp antijen özelliğini almasıyla immun-komponent hücrelerinde sensitizasyon (aşırı duyarlılık) meydana getirdiğini ve bu hassasiyetin materyal içindeki maddelerin tipine ve yoğunluğuna bağlı olarak değişebildiği savunulmaktadır (43,48).

Hensten-Pettersen ve arkadaşları, TEGDMA içeren bir kompozit materyal ile ön diş restorasyonu yapılan bir olguda dudağın emilmesi ile allerjik bir reaksiyon oluştuğunu, olguda uygulanan deri (patch) testi sonucunda TEGDMA monomerine pozitif yanıt alındığını saptamışlardır (43).

Hallstöm, kimyasal olarak sertleşen, TEGDMA ve BIS-GMA monomerleri içeren bir fissür örtücü materyal (Delton) ile yaptığı uygulama sonucunda bronşiyal astimatik reaksiyonlar, dişetlerinde ve yanak mukozasında lezyonlar, ekstremitelerde ürtiker görüldüğünü bildirmiştir. Aşırı duyarlılık reaksiyonlarının fissür örtücünün çıkarılmasından 2 saat sonra kendiliğinden düzelmeye başladığını, olguda tam iyileşmenin ise 9 günde gerçekleştiğini ve yerine uygulanan cam iyonomer esaslı fissür örtücü uygulaması ile bir yeni bir sorun oluşmadığını bildirmiştir (39).

Rezin bazlı materyallerdeki potansiyel içeriklere dikkat edilmesi ve pratik olarak ise bu materyaller ile direkt deri temasının önlenmesi önerilmektedir (4,26,27,43,81,85,86). Tek kullanımlık latex veya vinil esaslı eldivenlerin metakrilat bariyerine karşı yeterli bir korumayı her zaman oluşturamayabildiğini belirtilerek, dişhekimleri ve yardımcılarının oluşan ekibin dental materyallerin biouyumluluğu açısından yeterli eğitim almış olmaları, birey ve toplum sağlığı için bu eğitimlerin artırılması gerekliliği üzerinde durulmaktadır (4,39,43).

Schmalz ve arkadaşları, dental materyallerin bölgesel toksik etkisini test ettikleri çalışmalarında dental materyalleri çeşitli deney hayvanlarının (fare,tavşan ve Gine pigi) doku altına yerleştirmiş ve materyallerin metabolik geçiş veya detoksifikasyon işlemlerini in vivo düzenleyici sistemlerde izlemişlerdir. Araştırmacılar, alt çene kemiği, kas ve subkutanöz dokuların içine yerleştirilen amalgam ve kompozit dolgu materyal örneklerinin 1-2 haftalık sürelerde canlı doku ile temasta olmasını sağlamışlar, sitotoksik test verileri ile uyumlu olarak toksik etkilerin en fazla reaksiyonunu tamamlayamamış materyallerde (kompozit ve cam iyonomer siman) görüldüğünü, amalgam ve kompozit materyallere karşı oluşan subkutan reaksiyonların karşılaştırılmasında ise kompozit materyallerin amalgama göre belirgin oranda daha fazla ve uzun dönemli iltihapsal yanıt verdiğini gözlemlemişlerdir (85).

Restoratif materyallerin organizma üzerindeki etkilerini, epidemiyolojik olarak uzun dönemli değerlendiren ve lokal/sistemik yan etkiler ile restorasyon materyali arasındaki bağlantının incelenerek risk oranlarının saptanması konusunda çalışmalar yapılması gerektiği bildirilmektedir. Pulpa, dişeti ve ağız mukozası ile temasta olan kompozit materyallerin içeriğindeki monomer yapılarının ve salınım oranlarının saptanmasının olası biyolojik yan etkilerinin değerlendirilmesi açısından gerekli olduğu vurgulanmaktadır (4,24,43,46, 58,85,86).

2.3.1. Kompozit Materyaller İçerisinde Bulunan Monomerler

Tablo 2. Dental materyallerden salınan monomerler

Adı	Moleküler formülü	Yapısı
BIS-GMA	$C_{29}H_{36}O_8$	"Bowen monomer"
BIS-EMA	$C_{27}H_{32}O_6$	"Ethoxylated bisphenol-A-di methacrylate"
UEDMA	$C_{23}H_{38}N_2O_8$	"Urethane di-methacrylate"
TEGDMA	$C_{14}H_{22}O_6$	"Triethylenglycol di-methacrylate"
MAA	$C_4H_6O_2$	"Methacrylic acid"
CQ	$C_{10}H_{14}O_2$	"Caphorquinone"

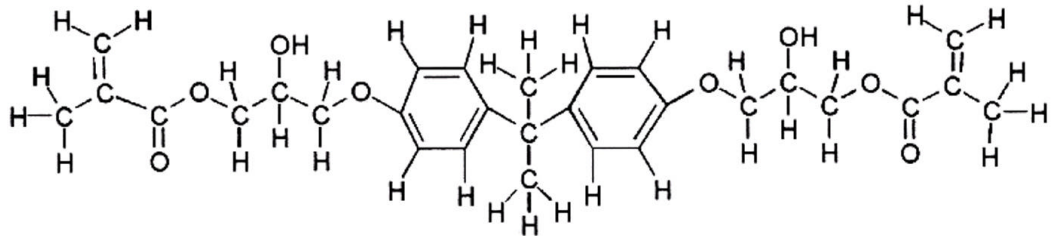
Bis-GMA (Bowen Reçinesi):

2. Dünya Savaşı döneminde Alman araştırmacılar oda sıcaklığında polimerize olabilen dişhekimliğinde kullanılan bir materyal geliştirmişlerdir. 1950'li yılların ortalarında kimyasal olarak aktive olan bu metakrilatin restorasyonlarda renkleşme, sekonder çürük oluşumu ve pulpa reaksiyonları gerçekleştirildiği gözlenmiş ve bu istenmeyen etkilerin polimerizasyon büzülmesine bağlandığı düşünülmüştür. Araştırmacılar, bu olumsuzlukların düzeltilmesi amacı ile çalışmalar yapmışlar ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amacı ile inert doldurucu partiküllerinin kendinden sertleşen metakrilat rezine eklenmesinin doğru olacağını ileri sürmüşlerdir (92).

1960'da Bowen tarafından Bisfenol A ve glisidil dimetakrilat epoksi reçineye eklenmiş ve bu deneme sonucu yeni bir hibrid monomer olan Bis-GMA (Bowen reçinesi) sentezlenmiştir (12,13,24,59,67). Molekülde rijiditeyi sağlayan iki fenil grubu ile moleküllerarası hidrojen bağlantısını oluşturan hidroksil grubu yer almaktadır (Şekil 6). Bu özelliklerin Bis-GMA'ya aşırı visköz bir kıvam

kazandırdığı ve böylece bu visköz likit rezin materyalin cam, porselen ya da quartz için bağlayıcı olabildiği, katı ve güçlü bir form olarak direkt estetik restorasyonlarda kullanılabildiği belirtilmektedir (13,67,89,92).

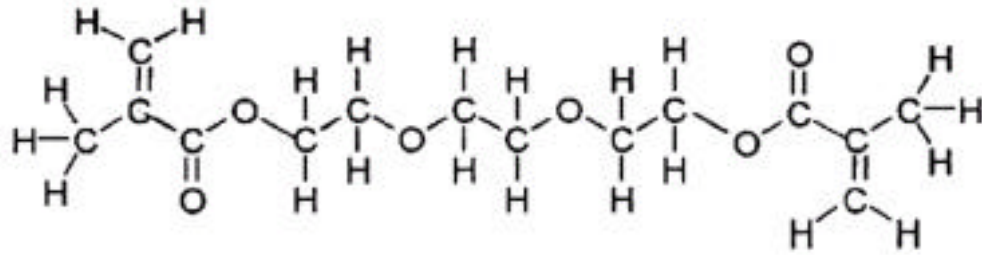
Bowen reçinesinde, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı yapabilme yeteneği gibi önemli avantajların yanı sıra bu yüksek viskoziteli yapının monomere doldurucu eklenmesini zorlaştıran ve kimyasal olarak sertleşen kompozit materyaller ile karıştırılması gibi zorlukları olduğu belirtilmiştir. Bu sorunların giderilmesi için düşük viskozitedeki farklı monomer yapıların (TEGDMA gibi) yüksek viskoziteli BIS-GMA yapısına eklenerek dilue edilmesi ve daha fazla doldurucu ile birleştirilmesine olanak verilmesinin sağlandığı belirtilmiştir (42,59,89,92).



Şekil 6. Bis-GMA monomerinin kimyasal yapı formülü

TEGDMA:

TEGDMA'nın fonksiyonel bir molekül olması nedeni ile monomerler ile çok sayıda bağlar oluşturarak polimerizasyon büzülmesini artırmaya karşın, viskoziteyi azaltması özelliği ile monomer yapısına katılması düşünülmüştür (6,12,24,42,59,67,97,114). Bu monomerin yapılan in vitro çalışmalarda kompozit materyallerden en fazla salınım gösteren madde olduğu belirtilmektedir (6,7,42,46,89,97). TEGDMA molekülünün sonunda yer alan metakrilat grupları çapraz bağlantı yapabilme özelliğindedir. Molekülün yapısında yer alan ikili bağların rotasyon yaparak polimerizasyon sırasında reaksiyona girdiği belirtilmektedir (Şekil 7).



Şekil 7. TEGDMA monomerinin kimyasal yapı formülü

UDMA:

UDMA, BIS-GMA molekülüne benzer ağırlıkta, alifatik veya aromatik karakterde olabilen bir monomerdır. Aromatik UDMA monomerinin alifatik yapıdan daha viskoz bir yapıya sahip olmasına karşın her ikisinin de BIS-GMA ile kıyaslandığında daha akışkan kıvamda olduğu belirtilmiştir (59,67). Alifatik yapıdaki monomer yapının düşük viskoziteye sahip olması nedeni ile diğer monomer ile dilue edilmesi gerekmediği bildirilmektedir (42,59). UDMA monomerinin iyi bir adezyon oluşturduğu, ağız ortamındaki renk değişikliklerinden daha az etkilendiği ve aşınmaya karşı dayanıklılığının daha fazla olduğu ileri sürülmektedir (59).

2.3.2. Kompozit Materyallerden Artık Monomerlerin Salınım Nedenleri

Kompozitleri 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 içeriğindeki 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 yapının da eklenmesi ile yapıda sertlik ve dayanıklılığın arttığı bildirilmektedir (24,70,89).

Chang ve arkadaşları, polimer matriks yapının kimyası gözönünde bulundurulmadan yaptıkları çalışmada doldurucuların hacimsel büzülmesi ile gerilmeye karşı dayanıklılıkları arasında pozitif yönde bir artış bulduklarını belirtmişlerdir (16).

Monomer-polimer dönüşümü miktarının özellikle yapıdaki tüm Carbon çift bağlarının ($C=C$) polimerizasyon boyunca olan reaksiyonuna bağlı olduğu bildirilmektedir. Bununla birlikte, bu miktarın polimer ağı kovalent bağlar ile bağlanmış olan ve salınmaya hazır $C=C$ bağlarını ayırmadığı da vurgulanmaktadır (36,65). Artık metakrilat monomeri ve segmental Carbon çift bağlarının dönüşümünün azalması, ortama salınan toksik maddeler, polimerizasyon başlatıcı ajanları ve inhibitör gibi maddelerin artışından sorumlu tutulmaktadır (23).

Kompozit materyaller içindeki monomer dönüşümü miktarının oldukça değişken olduğu bilinmektedir. BIS-GMA' dan oluşan materyaller için çift bağ dönüşüm reaksiyonu % 55-75 arasında gözlenmiştir (24). BIS-GMA/TEGDMA sistemli yapılarda bu oran % 25-60 olarak belirtilmişken, UDMA/TEGDMA/BIS-GMA bileşimindeki yapılarda dönüşüm değerinin % 60-70 oranlarında olduğu belirtilmiştir (24,58,65). Farklı monomerlerin kombinasyonu tek bir monomerden daha zararlı görünmektedir (23).

Materyallerin bileşimindeki monomer yapılar ve diğer doldurucu maddelerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin de monomer salınımının gerçekleşmesinde etkili olduğu bilinmektedir (12,33,67). Küçük moleküllerin büyük ve kompleks olanlara göre daha kolay serbestlendiği bildirilmiştir (26,33,52,67).

Santarre ve arkadaşları, monomer içerikleri, doldurucu yapıları ve içerikleri farklı olan üç kompozit materyalin (TPH, Silux Plus, Z-100) kolesterol esteraz enziminde çözünmelerini değerlendirmişlerdir. Urethan modifiye BIS-GMA esaslı TPH materyalinde geleneksel BIS-GMA ve TEGDMA sistemlerine göre 10 kat daha az salınım görüldüğünü ve materyallerin bileşiminde kullanılan monomerlerin, artık monomer salınımında etkili olduğunu bildirmişlerdir. Bu şekilde özel materyallerin içerikleri ile ilgili enzimlerin korelasyonunun belirlenebileceğini savunmuşlardır (82).

Kompozit materyallerin polimerizasyon aşamasında önerilen ışık yoğunluğu ve süresinin kullanımı polimerizasyon sonucunda monomerlerin polimerlere dönüşüm oranının artarak polimerizasyon sonrasında ortama salınan artık monomerlerin azalmasına olanak sağladığı bilinmektedir (14,54,66,96)

Lygre ve arkadaşları, polimer esaslı dolgu maddelerinden (F 2000, Solitaire, Prodigy) salınan artık monomerlerin saptanmasında Gaz Spektrofotometre (Mass Spektrometry) yöntemini kullanmışlardır. Yapılan analiz

sonucunda örnekler arasında salınan artık monomer miktarı yönünden bir fark bulunamazken, her üç örnekten de kamforokinonun salındığı saptamışlardır. Araştırmacılar, salınan monomer miktarının polimerizasyonunun tam olarak gerçekleşmemesi nedeni ile yüksek olduğunu belirtmişlerdir (58).

2.3.3. Kompozit Materyallerden Artık Monomerlerin Salınımını Etkileyen Faktörler

Ferracane'e göre, kompozitlerden reaksiyona girmemiş monomerlerin salınımını çeşitli faktörler etkileyebilmektedir:

- Çözücü maddenin yapısı (ethanol, ethanol/ su karışımları, kloroform, yapay tükürük, distile su-yapay tükürük, toluene)
- Ekstraksiyon işlemi için kullanılan maddeler
- Salınım sürecinin mekanizması ve kinetiği

Monomer-polimer dönüşüm oranı ortama salınan maddelerin miktarını belirlemektedir. Salınan maddelerin kimyasal özellikleri olduğu kadar boyutunun da polimer ağı olan difüzyonunu belirlediği, küçük molekül ve iyonların hareketliliğinin artması nedeni ile daha hızlı salınabileceği belirtilmiştir (26).

Çözücünün (solvent) yapısı, ortamdaki moleküllerin polimer yüzeyine yapışması ve polimer yapıdaki hidrofilik yapıların su Emilimi yapması açısından değerlendirilmektedir (26,33). Çözücü maddenin polimere yapışma eğilimi gösteren bir madde olması ile çözücünün moleküllerinin polimer yapıya girmekte olduğu ve çapraz zincirlerde kopmalar oluşturarak bu moleküllerin çözücüye doğru geçmesini sağladığı savunulmaktadır. Bu şekilde, çözücü maddelerin monomer salınımı kolaylaştırdığı ya da sınırlayabildiği düşünülmektedir (12,26,33,52).

Polimerize olan materyallerde, monomer yapıların içindeki hareketliliğin azaltılması, monomer-polimer dönüşüm oranlarının artırılması, yapıda çözünen monomer miktarının azaltılması, yüksek derecede çapraz bağlantı içeren zincir oluşturulması, materyallerin uygulanma yöntemlerinin doğru ve önerilen şekilde gerçekleştirilmesi ile artık monomer salınımlarının en az düzeye indirilebileceği savunulmaktadır (12,65,94).

Rueggemberg ve arkadaşları, ışıkla polimerize olan fissür örtücü materyalden (Delton, Dentsply) polimerizasyona girmemiş monomerlerin salınımında klinik uygulama yöntemlerinin etkisini incelemişler ve bu amaçla

ışınlama işleminden sonra materyalin yüzeyine hava –su spreyi, ıslak pamuk, kuru pamuk, pamuk ile pomzalama, fırça ile pomzalama işlemlerini uygulamışlardır. Araştırmacılar, örneklerden salınan monomer miktarlarını karşılaştırdıklarında pamuk ya da profilaksi fırçası ile pomza uygulaması yapılmış olan örneklerde monomer salınımının % 93-95 oranında azalmış olduğunu belirtmişlerdir (80).

Materyali oluşturan maddelerin kimyasal ve fiziksel özellikleri de monomer salınımını etkileyen faktörlerdendir. Düşük kutupsal gruplar içeren moleküllerin daha büyük ve kompleks yapıdaki moleküllere göre daha kolay serbestlendiği bildirilmektedir (12,52,67).

Müller ve arkadaşları, kompozit materyallerdeki doldurucu tipi ve monomer yapının içeriğinin artık monomer salınımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında sekiz farklı kompozit materyalin distile suya olan salınımlarını değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar TEGDMA monomerinin düşük hidrofobik yapısı ve yüksek çözünürlüğe sahip olması nedeni ile BIS-GMA/TEGDMA esaslı materyallere oranla daha yüksek düzeyde monomer salınımı gösterdiğini, doldurucu içeriklerinin ve miktarlarının distile sudaki TEGDMA salınımını etkilemediğini belirtmişlerdir. BIS-GMA'nın hidrofobik yapısı nedeni ile etrafındaki sıvıya geçişinin daha az miktarda olduğunu ancak polimerik ağ yapısının içindeki dinamik kuvvetlerin sürekli değiştiğini ve her çözücünde salınım oranlarının farklı olabileceğini savunmuşlardır (65).

Fiziksel ve kimyasal özellikleri açısından yetersiz bulunan materyallerin istenmeyen olumsuz etkileri olabileceğinden üretici firmalar tarafından materyallerin içeriğindeki monomer bileşimlerinin ve oranlarının bildirilmesi gerekmektedir.

2.4. Artık Monomer Salınımının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar

2.4.1. Yüksek Basıncılı Sıvı Kromatografisi (HPLC)

Yüksek Basıncılı Sıvı Kromatografisi (High Performance Liquid Chromatography): HPLC kimya ve eczacılık endüstrisinde sıklıkla kullanılan önemli bir cihaz olup 5 ana bölümden oluşmaktadır:

1- Pompalar: Kolonun içerisinden geçecek olan mobil fazdaki maddelerin geçişini ve akışını sağlamaktadır.

2- Enjektörler: Valf ve şırınga enjektörleri olmak üzere iki çeşidi bulunmaktadır. Valf enjektörleri paslanmaz çelikten yapılmış bir boru ile kolona bağlanmakta ve açılıp kapanan valfler içermektedir. Şırınga enjektörlerinde ise enjeksiyon sistemi doğrudan kolona bağlanmaktadır.

3- Kolonlar: Dolgu materyali ve taşıyıcı kısımdan oluşan ve analiz için büyük önem taşıyan parçadır. Çeşitli uygulamalar için farklı partikül çapları, gözenek büyüklükleri ve kimyasal modifikasyonlar ile HPLC analizi için çeşitli faz seçenekleri bulunmaktadır.

4- Dedektörler: Seçici ve universal olmak üzere 2 tiptir. Kolondan gelen bileşimin içindeki maddeleri saptamaya yarayan parçadır. Seçici dedektörler floresans, elektrokimyasal ve ultraviole-visible tiplerinde olup, universal dedektörlerden en sık kullanılanı ise retraktif indeks dedektörüdür (12,52).

5- Kromatogram: Bir sıvı çözelti kromatograma enjekte edildiğinde dedektörden çıkan sinyalin “Gauss eğrisi” şeklinde elde edilerek yoğunluk/zaman grafiği olarak yapılan kaydı tanımlamaktadır (12,52,67).

HPLC’de analiz yapılabilmesi için incelenmek istenen bileşiğin polar ya da nonpolar çözücülerde çözünbilmesi gerekmektedir. Bunun için bileşiğin yapısına uygun özellikte bir kolon dedektör ve mobil faz seçilmelidir. İstenmeyen piklerin görülmesinin önlenmesinde, kullanılacak olan çözücülerin saflığı önem taşımaktadır.

HPLC analizleri ile kimyasal bileşiklerdeki reaksiyona girmemiş sentez maddeleri ve biyolojik örneklerdeki endojen maddeler saptanabilmekte, kalite kontrolü ve stabilite tayini yapılabilmektedir. İnsan vücudunda meydana gelen bazı hastalıklar ve biyokimyasal değişimler arasındaki neden-sonuç ilişkisinin saptanabilmesi için HPLC önemli bir tanı yöntemi olarak kabul edilmektedir. HPLC ile yapılan biyokimyasal incelemeler sonucunda toksisite analizleri yapılabilmekte ve düşük yoğunluklarda çalışıldığı için materyallerin içeriğindeki kanserojen maddeler saptanabilmektedir (12,52).

Dişhekimliğinde özellikle materyallerden salınan artık monomer miktarının belirlenmesinde pekçok araştırmacı HPLC cihazı ile analitik ölçümler yapmış ve sıvı kromatografi yöntemi ile elde edilen sonuçların, materyallerden olan salınımların saptanmasında güvenli bir metod olduğunu göstermişlerdir (2,23,31,41,42,66,68,70,72,73,94,96,112).

HPLC ile kantitatif analiz:

Büyük moleküllü, çözünebilen ve buharlaşma özelliğinde olmayan maddeler için en uygun analiz yönteminin HPLC ile yapılan analiz olduğu belirtilmektedir. Sıvı kromatografisinde kromatogramdaki piklerin alanı ve yüksekliği, analizi yapılacak olan maddelerin yoğunluğu ile doğrusal bir ilişki göstermektedir (12,72). Bu durumda üç yöntem ile miktar tayini yapılmaktadır:

1- İç standart yöntemi:

Bu yöntemde, analizi yapılacak olan madde retansiyon zamanları farklı olan ve belli miktardaki bir standart solüsyon ile birlikte cihaza enjekte edilmekte ve böylece sistem hata payını en aza indirmektedir. İç standartlar (pik yüksekliği) ile karışımdaki analizi istenen maddenin pik alanı (pik yüksekliği) kıyaslanarak tayin yapılmaktadır.

2- Dış standart yöntemi:

Dış standart yöntemi ile yapılan analizlerde miktar analizi yapılacak olan maddeye ilişkin referans standartın belirli bir miktarı sisteme enjekte edilerek bir kromatogram elde edilmekte ve böylece bilinmeyen pik alanı (yüksekliği) ile karışımdaki analizi istenen maddelerin pik alanı karşılaştırılarak miktar tayini yapılmaktadır (12,52,70).

3- Standart ilavesi yöntemi:

Standart ilavesi yöntemi iki maddenin analizi için uygulanan yöntem olarak bilinmektedir. Analizi yapılacak örnek önce optimum şartlar altında sisteme enjekte edilmekte, daha sonra analizi istenen maddenin referans standartının belli bir miktarı eklenerek enjeksiyon yapılmakta ve pik alanından miktar tayini yapılabilmektedir (12,52).

2.4.2. Gaz Kromatografisi

Gaz kromatografisi analiz metodu olarak sıvı kromatografi yöntemi olan HPLC'ye benzemekte ancak mobil faz olarak gaz kullanılmaktadır. İyi bir ısı stabilitesine ve düşük moleküler ağırlığa sahip maddeler için gaz kromatografisi en uygun yöntem olduğu bildirilmektedir (12,72). Gaz kromatografisinde sadece uçucu yada uçucu hale geçebilen maddelerin analiz edilebilmesi, sıvı kromatografisinin biyokimyasal analiz yöntemi olarak daha çok tercih edilmesine neden olmaktadır (12,52).

GEREÇ VE YÖNTEM (BÖLÜM 3)

3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Materyaller

Çalışmada 3M (3M Dental Products, St Paul, MN, USA) firmasına ait farklı partikül büyüklüğünde ve farklı monomer içeriklerinde olan 4 farklı kompozit resin materyal kullanılmıştır.

3.1.1. Filtek Flow

Flowable Restoratif Sistem (3M Dental Products, St Paul, MN, USA)

3M ESPE tarafından üretilen Filtek Flow Flowable Restoratif düşük viskoziteli, görünür ışıkla aktive olan radyoopak flowable bir restoratif materyaldir. Doldurucu olarak zirkonia/silika, hacimsel olarak ise % 47 (ağırlık olarak % 68) oranında inorganik doldurucu içermektedir. Partikül boyutları 0.01 – 6.0 μm arasında değişmektedir. Ortalama partikül büyüklüğü 1.5 μm 'dir. Reçine sistemi BisGMA ve TEGDMA ve akrilat resinler içermektedir (Tablo 5). Klinik çalışmalarda yüksek cilalama özelliğine sahip olan restoratif materyalin değişik renkleri mevcut olup şırınga formları halinde kullanıma sunulmuştur (Şekil 8).



Şekil 8. Filtek Flow Restoratif Materyali (3M Dental Products, St Paul, MN, USA)

Filtek Flow Restoratif materyali klinikte minimum invaziv kavite hazırlıklarının restorasyonlarında, direkt restorasyonların altında kavite taban maddesi olarak (base/liner), pit ve fissür örtücü olarak, geçici dişlerin tamirinde ve kesim yapılan dişlerde olabilen küçük girintilerin (undercut) kapatılması

işleminde ve estetik indirekt restorasyonların küçük defektlerinin akrilik tamir işlemlerinde kullanım alanı bulmaktadır (Tablo 3).

Polimerizasyon özelliği: Filtek Flow Restoratif materyali sadece ışıkla temas ettiği zaman polimerize olmaktadır. Işık uygulaması, öneriler doğrultusunda ışık yoğunluğu minimum 400mWatt/cm² olan yüksek yoğunlukta bir ışık kaynağı kullanılarak yapılmaktadır. A3 rengi için önerilen ışık uygulama süresi ve maksimum tabaka kalınlığı aşağıdaki gibidir:

Renk	Kalınlık (mm)	Işık uygulama süresi (sn)
A3	2.0	20

3.1.2 Filtek A 110 Anterior Restoratif Sistem (3M Dental Products, St Paul, MN , USA)

Filtek A110 Anterior Restoratif materyal, görünür ışıkla aktive olan mikrofil bir restoratif materyaldir. Hacimsel olarak % 40 (ağırlık olarak % 56) kolloidal silika (inorganik doldurucu) içermektedir. Partikül boyutları 0.01 – 0.09 µ arasında değişmektedir. Ortalama partikül büyüklüğü 0.04 µ'dur. Reçine sistemi BisGMA, TEGDMA ve metakrilatlar içermektedir (Tablo 5). Restoratif materyalin değişik renkleri mevcut olup klinikte geleneksel şırınga formları ve tek doz kapsüller şeklinde kullanılmaktadır (Şekil 9).



Şekil 9. Filtek A110 Restoratif Materyali (3M Dental Products, St Paul, MN, USA)

Filtek A110 Restoratif materyali klinik uygulamalarda III., IV. ve V. sınıf restorasyonlarda, direkt ve indirekt veneer uygulamalarında ve madde kaybının az olduğu I. sınıf kavitelerin restorasyonunda kullanılmaktadır (Tablo 3).

Polimerizasyon özelliği: Filtek A110 Anterior Restoratif materyal, sadece ışıkla temas ettiği zaman polimerize olmaktadır. Işık uygulaması yüksek yoğunlukta bir ışık kaynağı ile her tabakaya uygulanarak yapılmalıdır. A3D rengi için tavsiye edilen ışık uygulama süresi ve maksimum tabaka kalınlığı aşağıdaki gibidir:

Renk	Kalınlık (mm)	Işık uygulama süresi (sn)
A3D	2.0	40

3.1.3 Filtek P 60 Posterior Restoratif Sistem (3M Dental Products, St Paul, MN , USA)

Filtek P60 Posterior Restoratif materyal, görünür ışıkla aktive edilen, sıkıştırılabilir ve kondanse edilebilir (packable), radyoopak bir restoratif materyaldir. Arka bölgedeki restorasyonlarda kullanılmak üzere üretilmiştir. Filtek P60 restoratif materyalindeki doldurucu zirkonia/silika' dır.

İnorganik doldurucular ise hacim olarak % 61 (sılan uygulaması olmaksızın) oranında bulunmaktadır. Partikül boyutları 0.01 – 3.5 μm arasında değişmektedir. Ortalama partikül büyüklüğü 0.6 μm ' dir. BisGMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA ve metakrilatlar içermektedir (Tablo 5). P60 restoratif materyalin değişik renkleri mevcuttur (Şekil 10).



Şekil 10. Filtek P60 Restoratif Materyali (3M Dental Products, St Paul, MN, USA)

Filtek P60 Restoratif materyali özellikle I. ve II. Sınıf arka bölge restorasyonlarında, splintleme, inley, onley ve veneerler gibi indirekt restorasyonların gerçekleştirilmesinde kullanılmaktadır (Tablo 3).

Polimerizasyon özelliği: P60 restoratif materyal kavite içerisine 2.5 mm'den daha kalın olmayacak tabakalar halinde yerleştirilmelidir. Her tabakanın tüm yüzeyine yüksek yoğunluktaki görünür bir ışık kaynağı uygulayarak polimerize edilmektedir. Materyalin A3 rengi için önerilen ışık uygulama süresi ve tabaka kalınlığı aşağıdaki gibidir:

Renk	Kalınlık (mm) max.	Işık uygulama süresi (sn)
A3	2.5	20

3.1.4 Filtek Supreme Universal Restoratif Sistem (3M Dental Products, St Paul, MN , USA)

Filtek Supreme hibrid ve mikrohibrid yapıdaki kompozitlerin birleştirilerek geliştirilmesi ile oluşturulmuş ve ön, arka bölge restorasyonları için geliştirilmiştir. Transludent renkleri dışında tüm renkleri radyoopaktır. Radyoopak renklerin doldurucu içerikleri zirkonia/silika kümelerinden oluşmaktadır ve ortalama partikül boyutları 0.6 – 1.4 μ arasında değişmektedir. Nanofil partiküllerin boyutları 5-20 nm arasındadır ve non-aglomere (kümeleşmemiş) 20 nm büyüklüğünde silika partiküller içermektedir. Radyoopak renkleri ağırlık olarak % 78.5 (hacim olarak %59.5) oranında inorganik doldurucu içermektedir. Nanokümelerin partikül boyutları 0.6 – 1.4 μ arasında değişmektedir. Monomer yapısı olarak Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA ve metakrilatlar içermektedir (Tablo 5).

Filtek Supreme Universal restoratif materyalin geniş yelpazede dentin, gövde, mine ve transludent renkleri mevcut olup geleneksel şiringalar ve tek doz kapsüller halinde kullanılmaktadır (Şekil 11).



Şekil 11. Filtek Supreme Restoratif Materyali (3M Dental Products, St Paul, MN, USA)

Filtek Supreme, okluzal yüzeyi içeren anterior ve posterior restorasyonlarda, splintleme işleminde, inley, onley ve veneerler gibi endirekt restorasyonların gerçekleştirilmesinde kullanılmaktadır.

Polimerizasyon özelliği: Filtek Supreme Universal Restoratif sadece ışıkla temas ettiği zaman polimerize olmaktadır. Işık uygulaması yüksek yoğunlukta bir ışık kaynağı kullanılarak yapılmalıdır. Renkler için önerilen ışık uygulama süresi ve maksimum tabaka kalınlığı aşağıdaki gibidir:

Renk	Kalınlık (mm)	Işık uygulama süresi(sn)
A3B (Gövde, mine ve translucent renkleri)	2.0	20
Dentin renkleri	1.5	40

Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyallerin endikasyon özellikleri

Endikasyon/ ürün	Class I	Class II	Class III	Class IV	Class V	Süt dişi restorasyonu	Core yapımı	Direkt veneer uygulaması	Minimum aşındırma tedavisi uygulaması
Filtek Flow					o				*
Filtek A110	o		*	*	*			*	
Filtek P60	*	*					o		
Filtek Supreme	*	*	*	*	*	o	o	*	*

*: Birinci derecede önerilen (Özellikle bu endikasyon ihtiyacı için üretilmiştir)
o: İkinci derecede önerilen

Tablo 4. Kullanılan kompozit materyaller için üretici firmanın önerdiği ışınlama zamanları ve tabaka kalınlığı

Ürün	Tabaka kalınlığı (mm)	Işınlama süresi (sn)	Işık cihazı
Filtek Flow A3	2.0	20	Standart
Filtek A110 A3D	2.0	40	Standart
Filtek P60 A3	2.5	20	Standart
Filtek Supreme A3B	2.0	20	Standart

Tablo 5. Materyallerin kimyasal içerikleri (kompozisyonu) (% ağırlık olarak)

Ürün	Tip	Renk	Doldurucu oranı (% ağırlık)	Doldurucu oranı (% hacim)	Ortalama partikül boyutu
Filtek Flow	Akışkan	A3	Bis-GMA (%10-20), TEGDMA (%10-20), zirkonyum doldurucu(%50-70), silika ve diklorometilsilan reaksiyon ürünü (%4-9), dimetakrilat polimer (< %5)	% 47	0.01-6.0 μ m
A110	Mikrofil	A3D	Bis-GMA (%5), TEGDMA (%5), silika, prepolimerize doldurucu	% 40	0.01-0.09 μ m
P60	Hibrit (posterior kompozit)	A3	Bis-GMA (< %5), TEGDMA (< %5), UDMA (%1-10), Bis-EMA(%5-10), Silan eklenmiş seramik (%75-85)	% 61	0.01-3.5 μ m
Filtek Supreme	Nanofil	A3B	TEGDMA (<%5), UDMA (%5-15), Bis-EMA (%1-10) Silan eklenmiş seramik (%65-75), Silan eklenmiş silika (%5-10)	% 59.5	20-75 nm

3.2 Çalışmada Kullanılan Işık Cihazları

Çalışmada 3M (3M Dental Products, St Paul, MN, USA) firmasına ait geleneksel LED tipi (Elipar Freelight I) ve Halojen (Visilux 2) ışık kaynakları kullanılmıştır.

3.2.1 Elipar Freelight LED Işık Kaynağı

Elipar Freelight I (LED ışık kaynağı): Çalışmada kompozit materyallerin polimerizasyonunda LED teknolojisi ile üretilmiş olan Elipar Freelight I (3M ESPE) ışık kaynağı kullanılmıştır. Bu ışık kaynağının dalga boyu 430-480 nm arasındadır ve ışık yoğunluğu yaklaşık olarak 400 mW/cm² dir (Şekil 12).



Şekil 12. Elipar Freelight I (LED ışık cihazı, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA)

3.2.2. Visilux II Halojen Işık Kaynağı

Visilux II (Halojen ışık kaynağı): Çalışmada diğer ışık kaynağı olarak geleneksel halojen ışık kaynağı Visilux II (3M ESPE) kullanılmıştır. Dalga boyu 470-480 nm arasında değişen halojen tipteki ışık kaynağının ışık yoğunluğu yaklaşık olarak 500 mW/cm² olarak belirlenmiştir (Şekil 13).



Şekil 13. Visilux 2 (Geleneksel halojen ışık cihazı, 3M Dental Products, St. Paul, MN, USA)

3.3 Disklerin Hazırlanması

Kompozit materyallerin yapay tükürüğe olan monomer salınımını ölçmek amacı ile 2 mm, 4 mm ve 6 mm iç çapında ve 4 mm yüksekliğinde paslanmaz çelikten 10'ar adet oluşan standart disk kalıpları hazırlandı (Şekil 14 ve 15).



Şekil 14-15. 2mm, 4mm ve 6 mm iç çapındaki standart kalıplar

3.4. Örnek Grupların Hazırlanması

Hazırlanmış olan paslanmaz çelik kalıplara dört farklı kompozit materyal üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygulanarak standart diskler elde edildi. Her bir kompozit materyal grubunda, 30. dakika ve 24. saatlik analizler için her biri 5'er örnekten oluşan ($n=5$), LED ve Halojen ışık cihazları ile polimerize edilen 2 mm, 4 mm, 6 mm'lik 60 kompozit disk örneği olmak üzere Flow, A110,

P60 ve Supreme kompozit materyal gruplarında toplam 240 örnek analiz için hazırlandı (Tablo 6).

Polimerizasyon kompozit disklerin iki cam lam arasına konulması ve disklerin üst yüzeylerinin plastik matriks stripe kaplanması ile gerçekleştirildi. Kalınlığı 4 mm olan diskler içerisine kompozit materyallerin uygulanması “tabakalama yöntemi” (incremental placement) ile gerçekleştirildi (Şekil 16 ve 17). Polimerizasyondan hemen sonra örnekler içerisinde 10 ml yapay tükürük bulunan küçük cam kaplara konuldu. Yapay tükürük içinde bulunan örnekler 0. saat monomer analizi için 30 dakika, 24. saat monomer analizi için 24 saat oda sıcaklığında bekletildi.



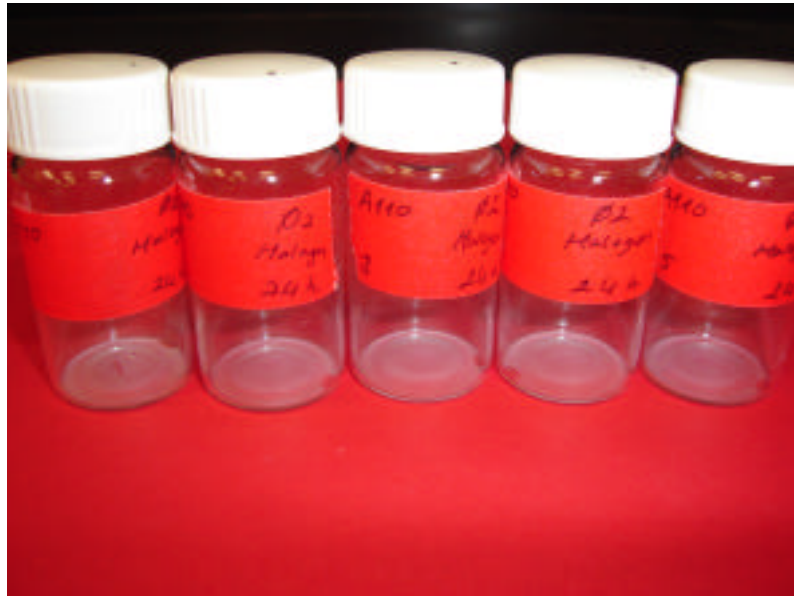
Şekil 16-17. Kompozit dolgu materyallerinin disklerle uygulanışı

Tablo 6. Çalışma grupları

Gruplar	LED			Halojen			Toplam
	2mm	4mm	6mm	2mm	4mm	6mm	
<u>Flow</u>							
30. dakika	5	5	5	5	5	5	60
24.saat	5	5	5	5	5	5	
<u>A110</u>							
30. dakika	5	5	5	5	5	5	60
24.saat	5	5	5	5	5	5	
<u>P60</u>							
30. dakika	5	5	5	5	5	5	60
24.saat	5	5	5	5	5	5	
<u>Supreme</u>							
30. dakika	5	5	5	5	5	5	60
24.saat	5	5	5	5	5	5	
<u>Toplam</u>	40	40	40	40	40	40	240

3.4.1 Örneklerin Ekstraksiyon Yöntemi

0. saat örnekleri için 30 dakika 10 ml. yapay tükürük bulunan kapta bekletilen diskler 30. dakikanın sonunda çıkarıldı. 24 saat örnekleri için ise örnekler 24 saat yapay tükürük içerisinde oda sıcaklığında bekletildi. 30 dakika ve 24 saat sonunda örnek disklerin çıkarılmış olduğu kaplar gruplandı. Yapay tükürük bulunan her bir kap içerisine 5 ml. Kloroform (Certified ACS, Fisher Scientific C298-500, UN 1988) eklendi. Kloroform ve yapay tükürük yoğunluk farklarından dolayı iki ayrı tabaka halinde gözlemlendi. Yapay tükürük pipetler aracılığı ile uzaklaştırıldı ve buhar bacası içerisinde bir gece bekletilen kaplardan kloroformun buharlaşması sağlanarak kap içerisinde geriye kalan artık monomerlerin biyokimyasal-analitik analizine geçildi (Şekil 18).



Şekil 18. Kap içerisinde kalan artık monomer partikülleri

3.5. Biyokimyasal Analiz

Kompozit dolgu materyallerinden gerçekleşen monomer salınımının cinsini ve miktarını belirlemek amacı ile elde edilen örneklerin biyokimyasal analizleri Indiana Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Dental Materyal Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

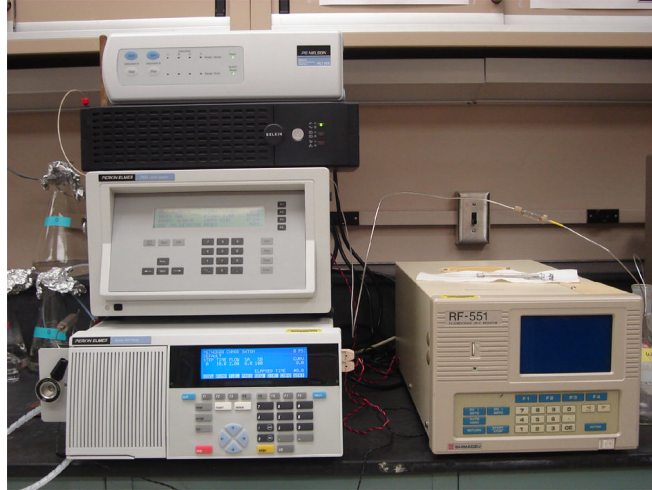
3.5.1. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

- Yüksek Basıncılı Sıvı Kromatografisi - HPLC (Perkin Elmer) (Şekil 19)
- HPLC Pompa (Perkin Elmer Series 200 Pump) (Şekil 19)
- HPLC Detektör (Perkin Elmer 785 A UV/VIS detector) (Şekil 19)

- Network Chromotograph Interface NCI 900- PE Nelson (Şekil 19)
- Fluorescence HPLC Monitor (RF-551) (Şekil 19)
- Reverse faz analitik kolon C18 (250 x 4 mm 5 µm Hypersil PEP 300) Batch #3910 Part no: 39405-070 (Şekil 20)
- Bilgisayar (Dell)
- Yazıcı (HP Desk jet 3650)
- Software Turbochrom Navigator-HPLC
- Belkin Battery Back up-1000VA (Regulate voltage for clean stable power, protect your computer) (Şekil 19)
- Pipetler - 101-1000 µl ependof reference
 - 10-100 µl ependorf , Fisherbrand General Purpose
- Madde kaydırıcı ajan (Miller Stephenson, MS-122)
- Radyometre (Model 100, Demetron, Danbury, CT, USA)
- Hassas terazi (Mettler, HK 160, Mettler Instrument Corp, NJ)
- Enjektör (Microliter #705, 0-50 µl, Hamilton Co., Nevada)
- Filtre kağıtları (Millipore-Durapore membrane filters)
 - 0.45 µm HV
 - 0.22 µm GVHP

3.5.2. Çalışmada Kullanılan Kimyasal Maddeler

- Acetonitrile (Minumum 99.5%) Sigma, Batch # 08K1801
- Su (HPLC Grade), Sigma Aldrich Batch # 01050KC
- Metanol (HPLC Grade, 99.93%, ACS) Sigma Aldrich Batch #00758JC
- Kloroform (Certified ACS), Fisher Scientific C298-500, UN 1988
- Distile su
- Bis-GMA (Bis fenol A diglycidyl methacrylate- D 3415-250 G/ Batch # 084K0023, Sigma
- TEGDMA (Triethylene glycol dimetacrylate) Sigma, 250 ml, Lot 122K3755
- UDMA (Diurethane dimetacrylate mixture of isomers) Sigma Aldrich, 43909-100 ml



Şekil 19. HPLC cihazı (Perkin Elmer Series 200 Pump,USA)



Şekil 20. Reverse faz analitik kolon C18 (250 x 4 mm 5 μ Hypersil PEP 300, Thermo Quest, USA)

3.5.3. Kalibrasyon Aşaması

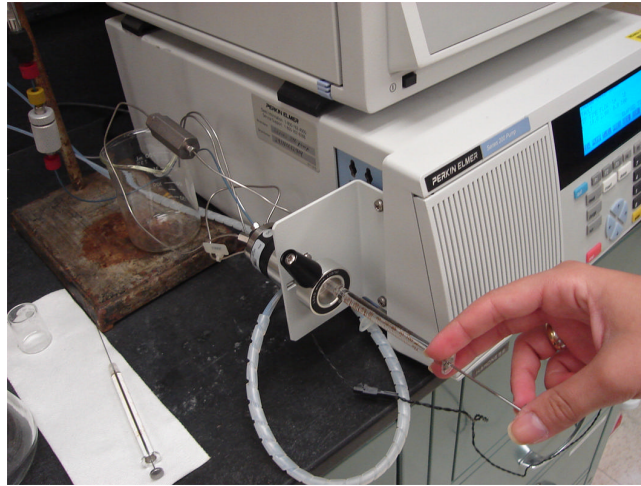
HPLC cihazı ile analizlere başlamadan önce öncelikle cihaza enjekte edilecek olan çalışma örneklerinin içerisinde bulunan monomer tiplerini, cihazın özgün olarak tanıyabilmesi için uygun oranlarda TEGDMA, UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA monomerlerinin standart maddeleri cihaza enjekte edilerek istenen oranlarda ayırıştırma yapılabilmesi sağlandı. Bu şekilde TEGDMA, UDMA, Bis-GMA, Bis-EMA monomerlerinin geçiş süreleri (retention time) ve pik değerleri tanımlandı.

3.5.4. Solventlerin Hazırlanması

Acetonitrile (Minumum 99.5% Sigma, Batch # 08K1801) Solvent A ve HPLC Grade su (Sigma Aldrich Batch # 01050KC) Solvent B olarak belirlendi. HPLC cihazına iki ayrı kolon aracılığı ile bağlanan iki kılcal tüpün ucu üzerinde A ve B yazan iki ayrı şişeye batırıldı. Her iki solventin de şişelerine doldurulmadan önce vakum altında filtre edilerek tortularından tamamen arındırılması sağlandı.

3.5.5. Örneklerin Analizi

Buhar bacasında bekletilerek kloroformu buharlaştırılan kap içerisinde kalan artık monomerlerin analizi için her bir kap içerisine distile su ilave edildi ve monomerlerin suya geçişi sağlandı. Artık monomerlerin geçtiği distile su örneğinden 50 µl'lik miktar enjektöre alınarak HPLC cihazına enjekte edildi (Şekil 21).



Şekil 21. HPLC cihazına örneklerin enjeksiyonu

HPLC sistemi oda sıcaklığına bağlı kalarak kullanıldı. Enjeksiyon hacmi her bir örnek için 50 µl solüsyon ve akış hızı 1 ml/dk olarak uygulandı. Lamba aralığı: 0.0010 ve dalga boyu 204 nm olarak kullanıldı.

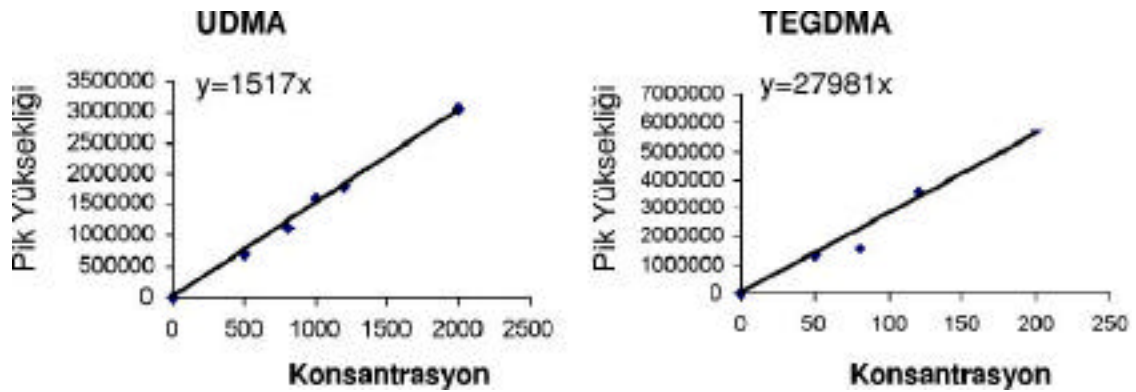
Örnekler ilk 10 dakikada % 65 su ve % 35 ACN karışımı ile ayrıştırıldı, daha sonra 15 dakikalık geçiş için % 50 su ve % 50 ACN kullanılırken, 45 dakikalık geçiş için % 20 su ve % 80 ACN değişimi ile devam edildi. 2. ve 3. adım kolonun artık monomerlerden tamamen temizlenmesi amacı ile yıkanması ve bir sonraki analizde kontaminasyonun önlenmesi için gerçekleştirildi. 4. adımda cihazın başlangıç değerlerine dönmesi sağlandı (Tablo 7).

Tablo 7. HPLC program eğrisi

Adım	Zaman (dak)	Akış hızı (mL/min)	% Su	% ACN
0	10	1	65	35
1	15 / 45	1	50 / 20	50 / 80
2	1	1	0	100
3	10	1	0	100
4	1	1	65	35
5	100	1	65	35

Standart maddelere ve yapay tükürükten elde edilmiş olan artık monomer solüsyonlarından elde edilen pik yükseklik değerleri ve pik alanları (μV), konsantrasyon değerleri (μg), yapay tükürüğe salınan monomer miktarının hesaplanmasında ve kalibrasyon eğrilerinin çizilmesinde kullanıldı. Kalibrasyon eğrilerinin çizilmesinde pik alanları, konsantrasyon değerleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesinde korelasyon katsayıları dikkate alındı ve formülize edildi (Tablo 8).

Tablo 8. Standart maddelerin konsantrasyon ve emilim pik değerleri



UDMA	TEGDMA
mW=470	mW=286.3
$y=1517 x$	$y=27981 x$

Monomer salınımının hesaplanmasında elde edilen pik yükseklik değerleri (μV), salınan monomerin cinsine göre konsantrasyon eğrisindeki katsayıya bölünerek monomer miktarı hesaplandı. Ölçümlerde monomerlerin

çözündüğü distile su miktarı ve distile suya salınan TEGDMA ve UDMA miktarları korelasyon grafiğindeki katsayılar dikkate alınarak formülize edildi ve salınım değerleri “µg” olarak belirlendi. Elde edilen değerler deney örneklerinin yüzey alanı dikkate alınarak “µg/mm²” olarak da hesaplandı.

$$\frac{A \text{ } \mu\text{Mole}}{L} \times B \text{ } \mu\text{L} \times \frac{1 \text{ L}}{1 \times 10^6 \text{ } \mu\text{L}} \times C \frac{\mu\text{g}}{\mu\text{Mole}}$$

A= Pik yükseklik değerinin monomer konsantrasyon eğrisine bölünerek elde edildiği miktar

B= Monomerlerin çözündüğü distile su miktarı

C= Monomer standartının konsantrasyon katsayısı

3.6. İstatistiksel Değerlendirme

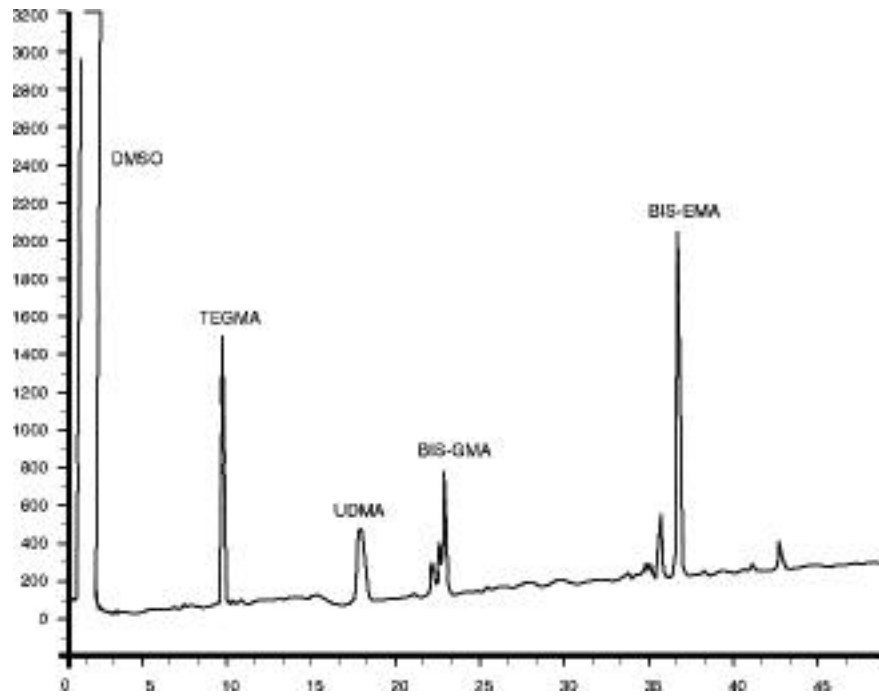
Bu çalışmada istatistiksel analizler GraphPad Prisma V.3 paket programı ile gerçekleştirildi.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metodların (ortalama, standart sapma) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırılmasında Mann-Whitney-U testi kullanıldı ve anlamlılık p<0,05 düzeyinde değerlendirildi.

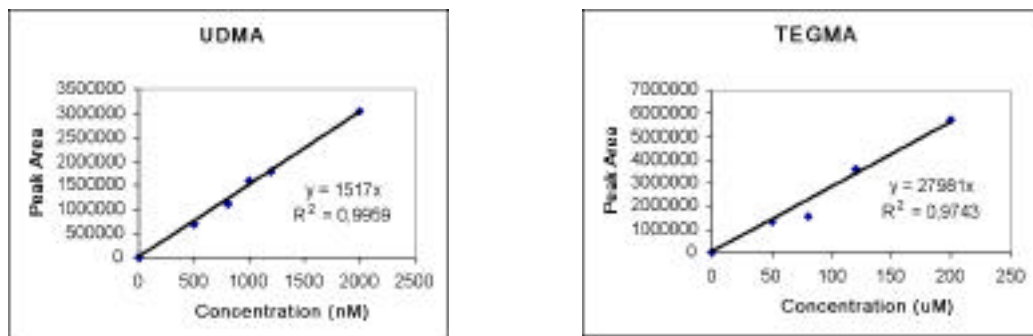
BULGULAR (BÖLÜM 4)

4.1. Standart Maddelere İlişkin Bulgular

Standart maddelere ilişkin pik yükseklikleri ve retansiyon zamanları Grafik 1’de, TEGDMA ve UDMA monomerlerine ait korelasyon grafiği Grafik 2’de görülmektedir. TEGDMA, UDMA, BIS-GMA ve Bis-EMA monomer standart maddelerine ilişkin retansiyon zamanları sırası ile 8.75, 18.73, 23.50 ve 36,23 dakika olarak belirlenmiş ve analiz edilen örnekler bu salınım zamanlaması dikkate alınarak incelenmiştir.



Grafik 1. Standart maddelere ilişkin pik yükseklikleri ve retansiyon zamanları



Grafik 2 . TEGDMA ve UDMA monomerlerinin korelasyon grafikleri

Analiz edilen 2 mm, 4 mm, 6mm çaplarındaki Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerine ait LED ve Halojen ışık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerin 30. dakika ve 24. saat sonundaki ortalama TEGDMA salınım ve standart sapma değerleri Tablo 9'da; örneklerden elde edilen salınım değerlerinin yüzey alanına göre hesaplanması sonucu $\mu\text{g}/\text{mm}^2$ cinsinden elde edilen ortalama salınım ve standart sapma değerleri ise Tablo 9-a' da gösterilmektedir.

Tablo 9. TEGDMA salınımı ortalama değerleri (μg)

Materyal	Işık cinsi		2 mm	4 mm	6 mm	KW	p
Flow	LED	30 Dakika	2,82±2,94	7,32±2,84	14,02±3,84	10,16	0,0006
		24 Saat	9,34±9	17,58±6,21	41,36±15,57	9,38	0,009
	Halojen	30 Dakika	2±2,95	9,6±5,61	19,12±9,45	9,69	0,007
		24 Saat	12,48±11,85	15,03±13,09	58,1±22,59	8,83	0,012
A110	LED	30 Dakika	4,78±4,6	4,56±3,05	4,6±2,28	0,18	0,913
		24 Saat	8,76±4,29	9,04±3,05	20,76±1,8	9,33	0,008
	Halojen	30 Dakika	0,94±0,28	1,84±1,14	8,32±1,96	10,02	0,006
		24 Saat	5,18±1,53	3,64±1,44	10,74±4,76	10,37	0,005
P60	LED	30 Dakika	1,04±1,94	1,36±0,91	4,02±1,31	7,14	0,028
		24 Saat	1,52±0,43	2,22±1,04	2,42±0,39	4,55	0,103
	Halojen	30 Dakika	0,11±0,12	0,3±0,16	4,08±1,45	11,09	0,003
		24 Saat	1,12±0,8	1,73±1,9	0,8±0,68	0,286	0,866
Supreme	LED	30 Dakika	0,21±0,07	0,81±0,34	1,87±0,76	10,08	0,006
		24 Saat	0,96±0,73	1,36±0,83	2,82±0,63	8,20	0,016
	Halojen	30 Dakika	0,16±0,09	0,48±0,13	0,54±0,17	9,28	0,009
		24 Saat	0,62±0,47	1,12±0,78	1,93±1,25	6,71	0,03

Tablo 9-a. TEGDMA salınımı ortalama değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)

Materyal	Işık cinsi		2 mm	4 mm	6 mm	KW	p
Flow	LED	30 Dakika	0,0898±0,0937	0,1456±0,0566	0,1062±0,0291	3,14	0,207
		24 Saat	0,2974±0,2866	0,3499±0,1236	0,3136±0,118	2,06	0,357
	Halojen	30 Dakika	0,0637±0,0939	0,191±0,1115	0,1449±0,0717	4,46	0,107
		24 Saat	0,3974±0,3774	0,299±0,2605	0,4405±0,1713	0,78	0,676
A110	LED	30 Dakika	0,1522±0,1464	0,1107±0,0666	0,0348±0,0173	5,43	0,066
		24 Saat	0,2789±0,1366	0,1799±0,0606	0,1774±0,0422	3,38	0,184
	Halojen	30 Dakika	0,0299±0,0089	0,0365±0,0227	0,063±0,0149	6,74	0,034
		24 Saat	0,1649±0,0486	0,1031±0,0304	0,0814±0,0361	8,24	0,016
P60	LED	30 Dakika	0,0331±0,0617	0,0436±0,0288	0,0303±0,0101	3,37	0,184
		24 Saat	0,0484±0,0136	0,0442±0,0206	0,0183±0,003	8,08	0,017
	Halojen	30 Dakika	0,0034±0,0037	0,0047±0,0023	0,0309±0,011	10,02	0,006
		24 Saat	0,0356±0,0256	0,0343±0,0377	0,006±0,0051	2,80	0,246
Supreme	LED	30 Dakika	0,0066±0,0024	0,0162±0,0068	0,0141±0,0057	6,98	0,030
		24 Saat	0,0305±0,0232	0,027±0,0165	0,0213±0,0048	2,17	0,336
	Halojen	30 Dakika	0,0049±0,003	0,0095±0,0026	0,004±0,0013	6,77	0,033
		24 Saat	0,0197±0,0148	0,0223±0,0155	0,0145±0,0094	1,83	0,339

4.2. Filtek Flow Materyali İle Hazırlanan Örneklerde TEGDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulgular

LED ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 3-8' de görülmektedir.

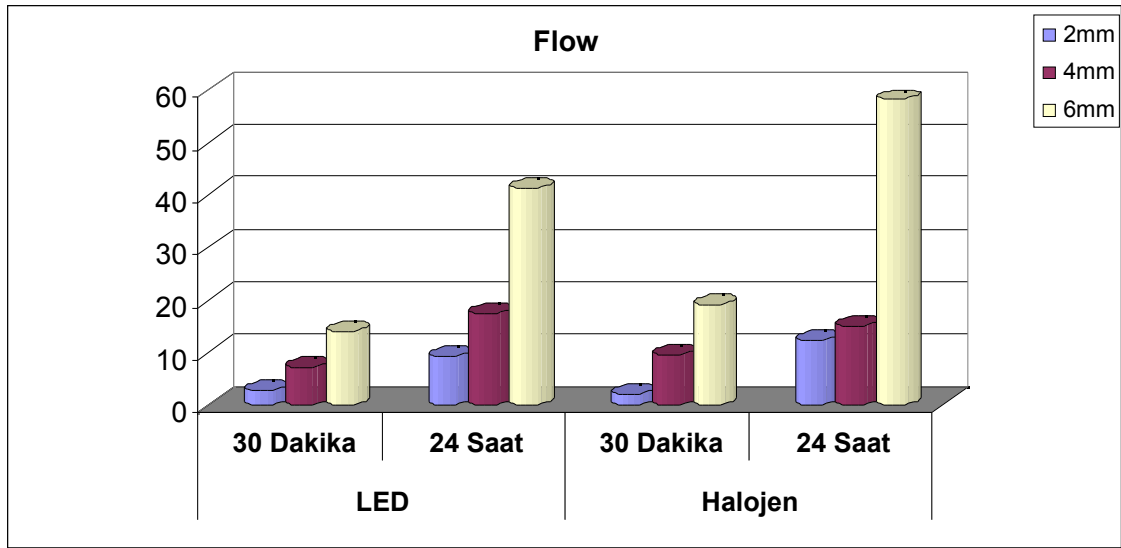
LED ışık cihazı ile polimerize edilen Flow materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm' lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri (μg) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu belirlendi (KW:10,16 $p= 0.0006$) (Tablo 9).

LED ışık cihazı ile polimerize edilen Flow materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm' lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri (μg) arasındaki farklılığın anlamlı olduğu saptandı (KW:9,38 $p= 0.009$) (Tablo 9).

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 9-14' te görülmektedir.

Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm' lik Flow materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (μg) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu (KW:9,69 $p= 0.007$) (Tablo 9).

Halojen ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm' lik Flow materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (μg) arasındaki farklılığın anlamlı olduğu saptanmıştır (KW:8,83 $p=0.012$) (Tablo 9).



Grafik 15. Flow materyali TEGDMA salınımı ortalama değerleri (µg)

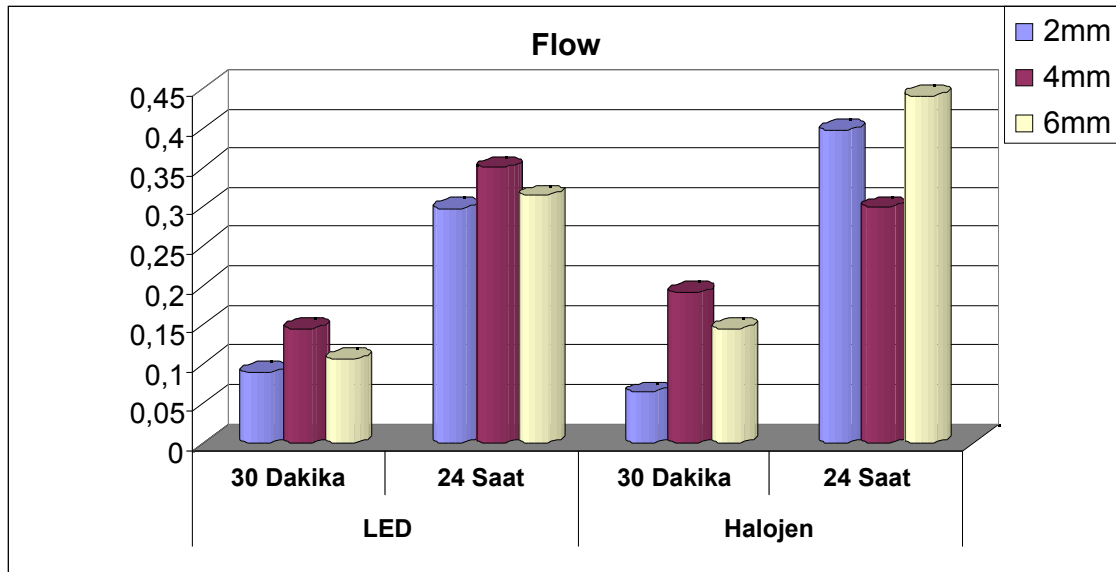
Monomer Salınım Miktarlarının Yüzey Alanına Göre Değerlendirilmesi (µg/mm²):

LED ışık cihazı ile polimerize edilen Flow materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri arasında (µg/mm²) anlamlı bir farklılık olmadığı belirlendi (KW:3,14 p= 0.207) (Tablo 9-a).

LED ışık cihazı ile polimerize edilen Flow materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri (µg/mm²) arasındaki farklılığın anlamlı olmadığı saptandı (KW:2.06 p=0.357) (Tablo 9-a).

Halojen ışık ile polimerize edilmiş ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik Flow materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (µg/mm²) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (KW:4.46 p= 0.47) (Tablo 9-a).

Halojen ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik Flow materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (µg/mm²) arasındaki farklılığın anlamlı olmadığı saptandı (KW:0.78 p= 0.676) (Tablo 9-a).



Grafik 16. Flow materyali TEGDMA salınımı ortalama değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)

Flow materyaline ait örneklerden elde edilen salınım miktarlarının değerlendirilmesi sonucunda 2, 4 ve 6 mm çaplı örnekler arasında istatistiksel olarak farklılıkların olduğu ($p < 0,05$), yüzey alanı açısından yapılan hesaplamalar sonucunda ise farklılığın anlamlı olmadığı saptandı ($p > 0,05$).

4.3. Filtek A110 Materyali İle Hazırlanan Örneklerde TEGDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulgular

LED ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 17-22' de görülmektedir.

LED ışık cihazı ile polimerize edilen A110 materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama TEGDMA monomer salınım değerlerinin (μg) istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı belirlendi ($KW:0.18$ $p=0.913$) (Tablo 9).

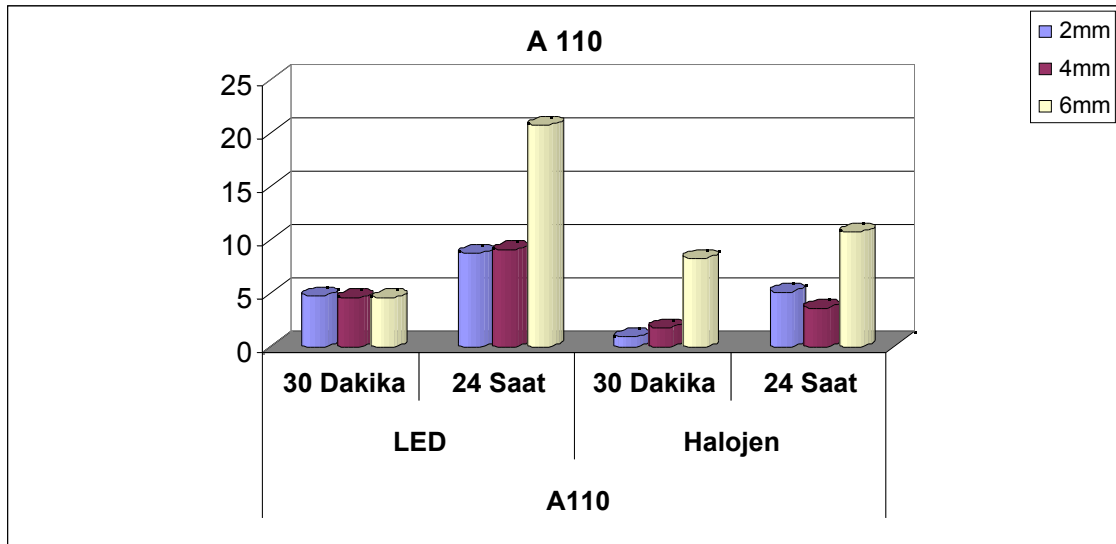
LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş A110 materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri (μg) arasındaki farklılığın anlamlı olduğu saptandı ($KW:9,33$ $p=0.008$) (Tablo 9).

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin

analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 23-28' de görülmektedir.

Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm' lik A110 materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (μg) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu (KW:10,02 p= 0.006) (Tablo 9).

Halojen ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm' lik A110 materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (μg) arasındaki farklılığın anlamlı olduğu saptandı (KW:10,37 p=0.005) (Tablo 9).



Grafik 29. A110 materyali TEGDMA salınımı ortalama değerleri (μg)

Monomer Salınım Miktarlarının Yüzey Alanına Göre Değerlendirilmesi ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$):

LED ışık cihazı ile polimerize edilen A110 materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama TEGDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) anlamlı bir farklılık oluşturmadığı belirlendi (KW:5,43 p= 0.066).

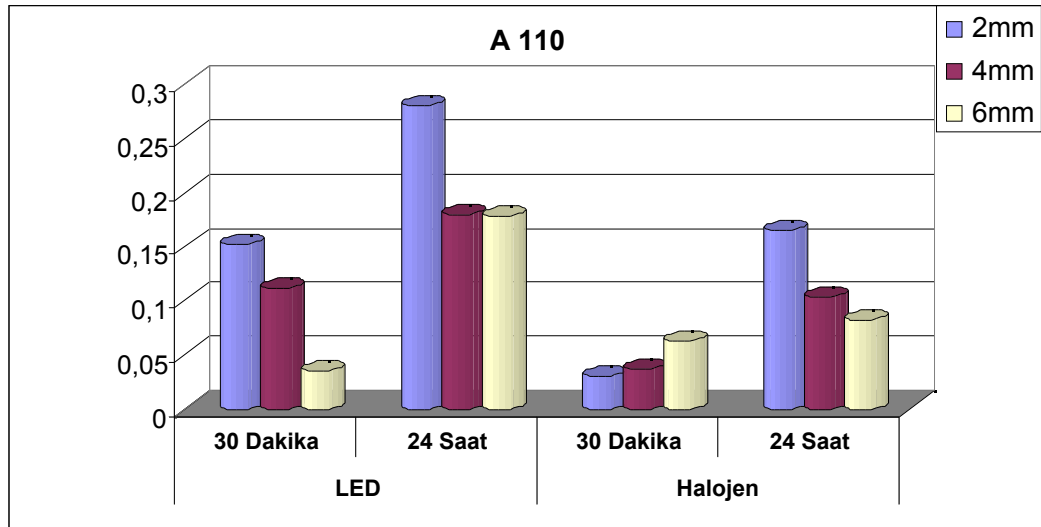
LED ışık cihazı ile polimerize edilen A110 materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm' lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı (KW:3,38 p= 0.184) (Tablo 9-a).

Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm' lik A110 materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu (KW:6,74 $p= 0.034$) (Tablo 10). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda 6 mm grubunda elde edilen değerlerin 2 mm grubunda elde edilen değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu bulundu ($p<0,05$), diğer gruplar arasında ise istatistiksel bir farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 10).

Tablo 10. A110 materyaline ilişkin örneklerde saptanan TEGDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı çaplar açısından karşılaştırılması

Çap genişliği	LED		Halojen	
	30 Dak.	24 Saat	30 Dak.	24 Saat
2 mm / 4 mm			$P>0.05$	$P>0.05$
2 mm / 6 mm			$P<0.05$	$P<0.05$
4 mm / 6 mm			$P>0.05$	$P>0.05$

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6mm'lik A110 materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) arasındaki farklılığın anlamlı olduğu belirlendi (KW:8,24 $p= 0.016$) (Tablo 10). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda 6 mm grubunda elde edilen salınım değerlerinin 2 mm grubunda elde edilen değerlerden anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0,05$); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 10).



Grafik 30. A110 materyali TEGDMA salınımı ortalama değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)

4.4. Filtek P60 Materyali İle Hazırlanan Örneklerde TEGDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulgular

LED ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 31-36' da görülmektedir.

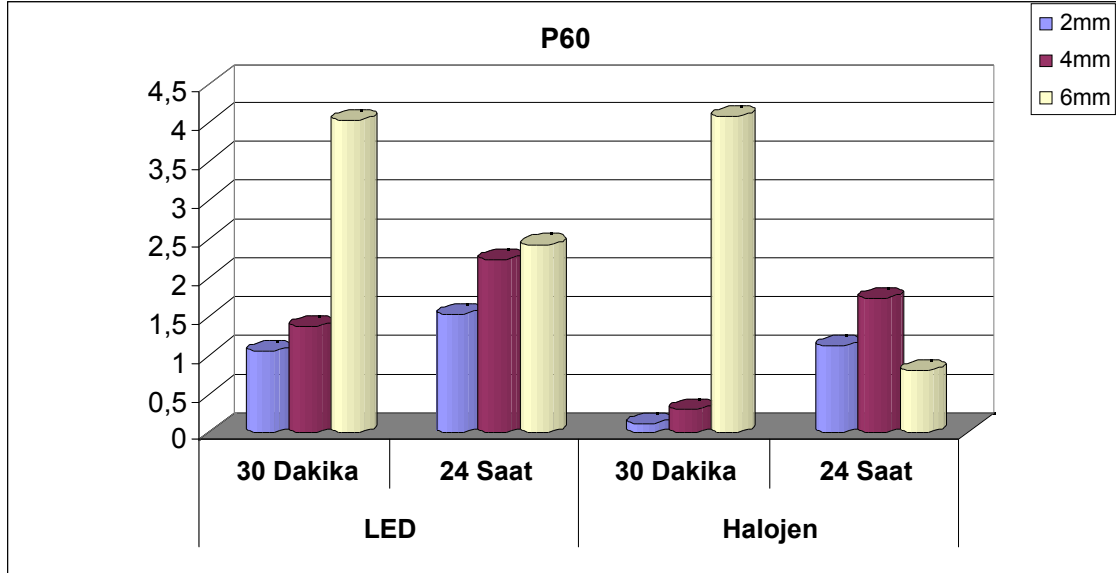
LED ışık cihazı ile polimerize edilen P60 materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama TEGDMA monomer salınım değerlerinin (μg) anlamlı bir farklılık oluşturduğu belirlendi (KW:7,14 $p=0,028$) (Tablo 9).

LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş P60 materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri (μg) arasındaki farklılığın anlamlı olmadığı saptandı (KW:4,55 $p=0,103$) (Tablo 9).

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 37-42' de görülmektedir.

Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik P60 materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (μg) arasında anlamlı bir farklılık bulundu (KW:11,09 $p=0,003$) (Tablo 9).

Halojen ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik P60 materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri arasında anlamlı bir farklılık saptanmadı (KW:0,286 p=0,866) (Tablo 9).



Grafik 43. P60 materyali TEGDMA salınımı ortalama değerleri (µg)

Monomer Salınım Miktarlarının Yüzey Alanına Göre Değerlendirilmesi (µg/mm²):

LED ışık cihazı ile polimerize edilen P60 materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama TEGDMA monomer salınım değerlerinin (µg/mm²) anlamlı bir farklılık oluşturmadığı belirlendi (KW:3,37 p=0,184) (Tablo 9-a).

LED ışık cihazı ile polimerize edilen P60 materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri (µg/mm²) arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptandı (KW:8,08 p=0,017) (Tablo 9-a). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda 6 mm grubunda elde edilen salınım değerlerinin 2 mm grubunda elde edilen değerlerden anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu (p<0,05); diğer gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmedi (p>0,05) (Tablo 11).

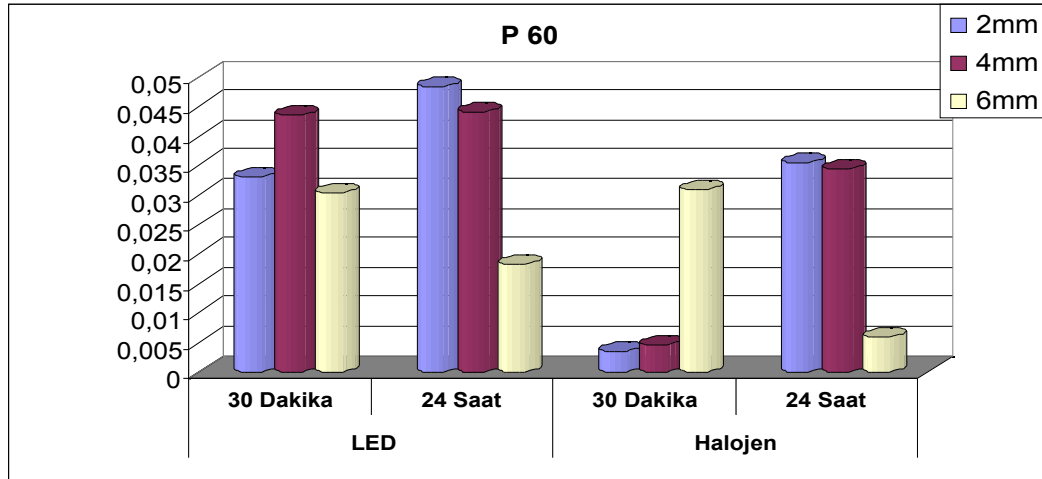
Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik P60 materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (µg/mm²) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptandı (KW:10,02 p=0,006) (Tablo 9-a). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile

yapılan karşılaştırmalarda 6 mm grubunda elde edilen salınım değerlerinin 2 mm grubundaki değerlerden anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu ($p<0,05$); diğer gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 11).

Tablo 11. P60 materyaline ilişkin örneklerde saptanan TEGDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı çaplar açısından karşılaştırılması

Çap genişliği	LED		Halojen	
	30 Dak.	24 Saat	30 Dak.	24 Saat
2 mm / 4 mm		$P>0.05$	$P>0.05$	
2 mm / 6 mm		$P<0.05$	$P<0.01$	
4 mm / 6 mm		$P>0.05$	$P>0.05$	

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6mm'lik P60 materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) arasındaki farklılığın anlamlı olmadığı belirlendi (KW:2,80 $p=0,246$) (Tablo 9-a).



Grafik 44. P60 materyali TEGDMA salınımı ortalama değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)

4.5. Filtek Supreme Materyali İle Hazırlanan Örneklerde TEGDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulgular

LED ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 45-50' de görülmektedir.

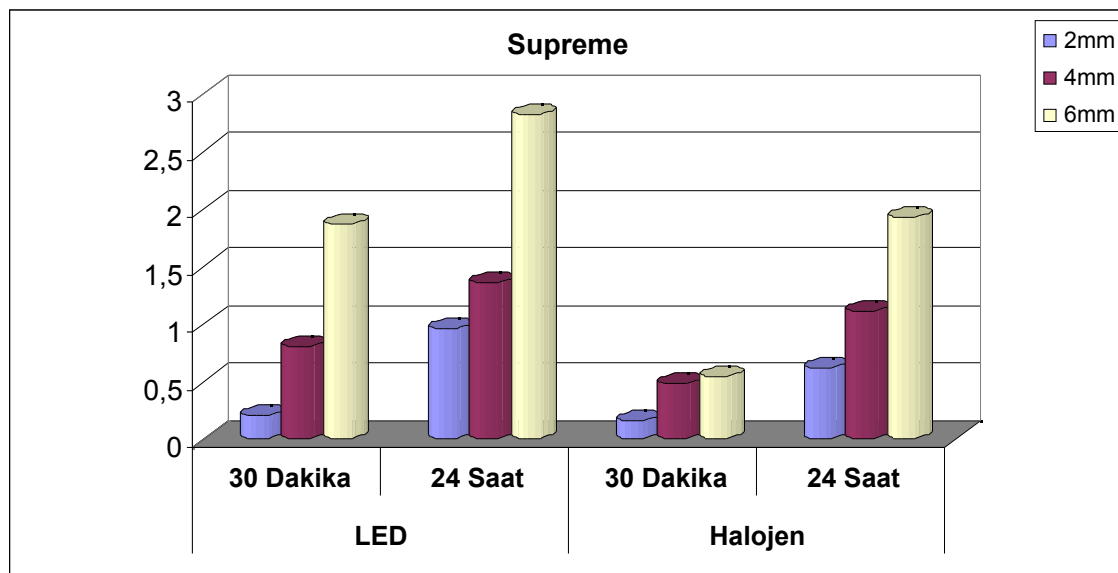
LED ışık cihazı ile polimerize edilen Supreme materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama TEGDMA monomer salınım değerlerinin (μg) anlamlı bir farklılık oluşturduğu belirlendi (KW:10,08 $p=0,006$) (Tablo 9).

LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş Supreme materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri (μg) arasındaki farklılığın anlamlı olduğu saptandı (KW:8,20 $p=0,016$) (Tablo 9).

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 51-56' da görülmektedir.

Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik Supreme materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (μg) arasında anlamlı farklılıklar bulundu (KW:9,28 $p=0,009$) (Tablo 9).

Halojen ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik Supreme materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri (μg) arasında anlamlı bir değişiklik saptandı (KW:6,71 $p=0,03$) (Tablo 9).



Grafik 57 . Supreme materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri (μg)

Monomer Salınım Miktarlarının Yüzey Alanına Göre Değerlendirilmesi ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$):

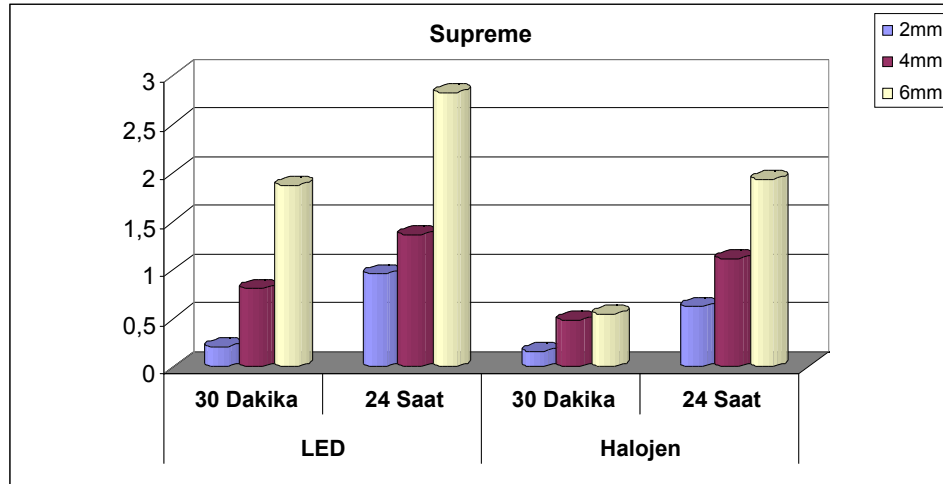
LED ışık cihazı ile polimerize edilen Supreme materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama TEGDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) anlamlı bir farklılık oluşturduğu belirlendi (KW:6,98 $p=0,030$) (Tablo 9-a). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda 6 mm grubunun salınım değerlerinin 2 mm grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu ($p<0,05$); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 12).

LED ışık cihazı ile polimerize edilen Supreme materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama TEGDMA monomer salınım değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı (KW:2,17 $p=0,336$) (Tablo 9-a).

Tablo 12. Supreme materyaline ilişkin örneklerde saptanan TEGDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı çaplar açısından karşılaştırılması

Çap genişliği	LED		Halojen	
	30 Dak.	24 Saat	30 Dak.	24 Saat
2 mm / 4 mm	P<0.05		P>0.05	
2 mm / 6 mm	P>0.05		P>0.05	
4 mm / 6 mm	P>0.05		P<0.05	

Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik Supreme materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama TEGDMA monomer değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu belirlendi (KW:6,77 $p=0.030$) (Tablo 9-a). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda 6 mm grubu salınım değerlerinin 4 mm grubu değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu ($p<0,05$); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 12).



Grafik 58. Supreme materyali ortalama TEGDMA salınım değerleri (µg/mm²)

4.5.1. FİLTEK SUPREME MATERYALİ İLE HAZIRLANAN ÖRNEKLERDE UDMA MONOMERİ SALINIMINA İLİŞKİN BULGULAR

Tablo 13. UDMA salınımı ortalama değerleri (µg)

Materyal	Işık cinsi	Süre	2 mm	4 mm	6 mm	KW	P
Supreme	LED	30 Dakika	9,84±10,26	22,28±9,24	42,85±5,12	10,06	0,006
		24 Saat	21,08±13,96	42,4±15,62	61,9±40,36	5,04	0,08
	Halojen	30 Dakika	25,36±14,81	21,7±7,5	26,7±17,71	0,08	0,960
		24 Saat	15,32±7,63	20,26±13,25	42,6±14,19	7,04	0,029

LED ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 45-50' de görülmektedir.

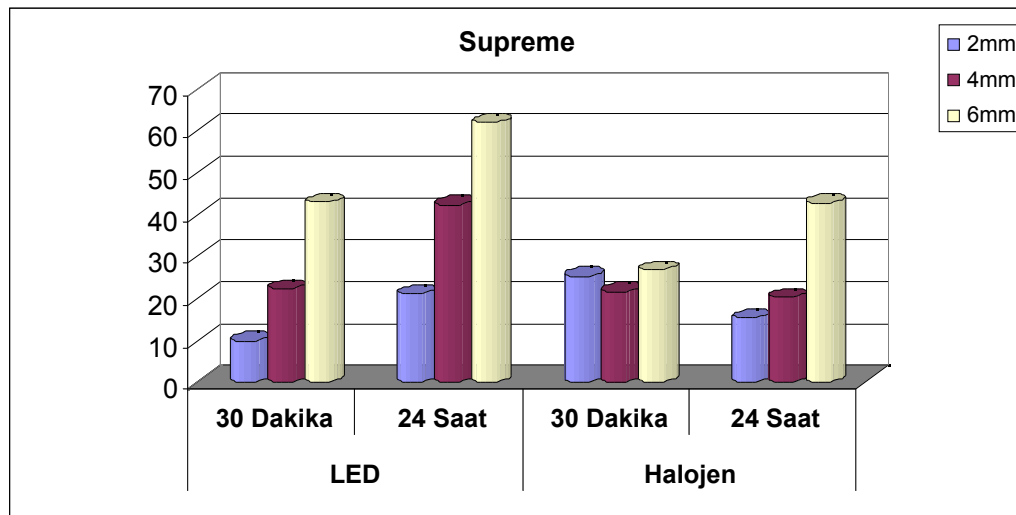
LED ışık cihazı ile polimerize edilen Supreme materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama UDMA monomer salınım değerlerinin (µg) anlamlı bir farklılık oluşturduğu belirlendi(KW:10,06 p=0,006) (Tablo 13).

LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş Supreme materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama UDMA monomer salınım değerleri (µg) arasındaki farklılığın anlamlı olmadığı saptandı (KW:5,04 p=0,08) (Tablo 13).

Halojen ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik kompozit disk örneklerinden 30. dakika ve 24. saatte salınan monomerlerin analizleri sonrasında elde edilen kromatogramlar sırası ile Grafik 51-56' da görülmektedir.

Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik Supreme materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama UDMA monomer değerleri (μg) arasında anlamlı bir farklılık bulunmadı (KW:0,08 p=0,960) (Tablo 13).

Halojen ışık cihazı kullanılarak polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik Supreme materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama UDMA monomer değerleri (μg) arasında anlamlı bir değişiklik saptandı (KW:7,04 p=0,029) (Tablo 13).



Grafik 59. Supreme materyali ortalama UDMA salınım değerleri (μg)

Monomer Salınım Miktarlarının Yüzey Alanına Göre Değerlendirilmesi ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$):

Tablo 14. UDMA salınımı ortalama değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$)

Materyal	Işık cinsi	Süre	2 mm	4 mm	6 mm	KW	p
Supreme	LED	30 Dakika	0,3133±0,3267	0,4434±0,184	0,3249±0,0388	2,78	0,248
		24 Saat	3,1821±6,0217	3,1475±5,3982	0,4693±0,306	3,14	0,208
	Halojen	30 Dakika	3,7312±6,9948	0,4319±0,1493	0,2024±0,1343	9,68	0,007
		24 Saat	0,4879±0,2431	0,4032±0,2637	0,323±0,1076	1,46	0,481

LED ışık cihazı ile polimerize edilen Supreme materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 30. dakika ortalama UDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) anlamlı bir farklılık oluşturmadığı belirlendi (KW:2,78 p=0,248) (Tablo 14).

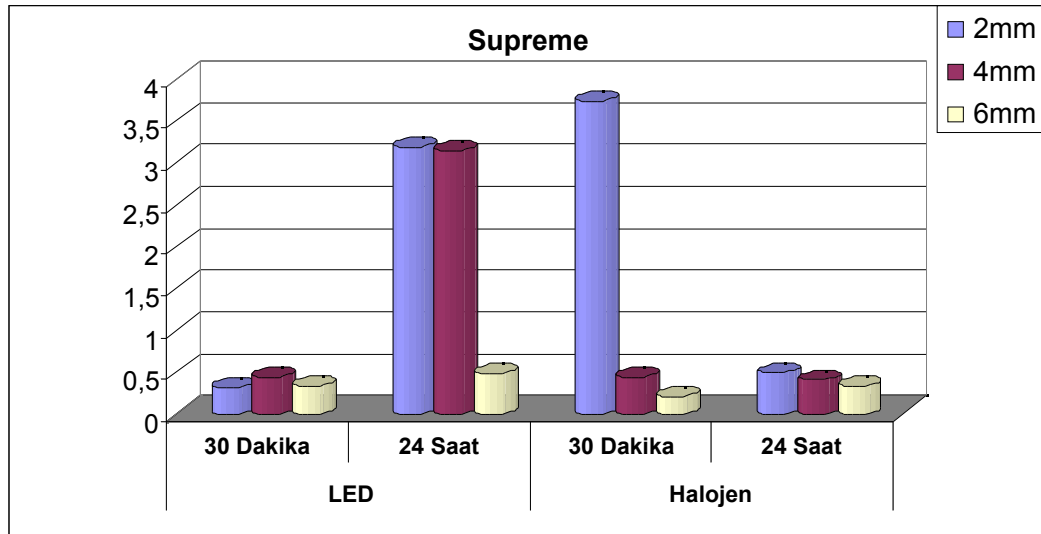
LED ışık cihazı ile polimerize edilen Supreme materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında elde edilen 24. saat ortalama UDMA monomer salınım değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı (KW:3,14 p=0,208) (Tablo14).

Tablo 14-a. Supreme materyaline ilişkin örneklerde saptanan UDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı çaplar açısından karşılaştırılması

Çap genişliği	LED		Halojen	
	30 Dak.	24 Saat	30 Dak.	24 Saat
2 mm / 4 mm			P>0.05	
2 mm / 6 mm			P<0.01	
4 mm / 6 mm			P>0.05	

Halojen ışık ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik Supreme materyaline ilişkin örneklerden 30. dakikada salınan ortalama UDMA monomer değerleri ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulundu (KW:9,68 p=0,008) (Tablo 13). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda 6 mm grubunda elde edilen değerlerin 2 mm grubunda elde edilen değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu (p<0,01); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi (p>0,05) (Tablo 14-a).

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm, 4 mm ve 6mm'lik Supreme materyaline ilişkin örneklerden 24. saatte salınan ortalama TEGDMA monomer değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) aralarındaki farklılığın anlamlı olmadığı belirlendi (KW:1,46 p=0,481) (Tablo 14).



Grafik 60. Supreme materyali UDMA salınımı ortalama değerleri (µg/mm²)

4.6. Materyallerin TEGDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulgular

Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinden 2 mm, 4 mm ve 6 mm çaplarında hazırlanan örneklerin 30. dakika ve 24. saat zaman dilimi süresince LED ve Halojen ışık cihazları ile polimerizasyonu sonrasında materyallerden HPLC analizi sonucunda salınan TEGDMA monomerinin ortalama salınım değerleri Tablo 15 ve 15-a' da karşılaştırılmıştır.

Tablo 15. LED ve Halojen gruplarında saptanan ortalama TEGDMA monomer salınımının (µg) farklı kompozit materyaller açısından karşılaştırılması

Işık cinsi	Materyal	30 Dakika			24 Saat		
		Çap genişliği			Çap genişliği		
		2 mm	4 mm	6 mm	2 mm	4 mm	6 mm
LED	Flow	2,82±2,94	7,32±2,84	14,02±3,84	9,34±9	17,58±6,21	41,36±15,57
	A110	4,78±4,6	4,56±3,05	4,6±2,28	8,76±4,29	9,04±3,05	20,76±1,8
	P60	1,04±1,94	1,36±0,91	4,02±1,31	1,52±0,43	2,22±1,04	2,42±0,39
	Supreme	0,21±0,07	0,81±0,34	1,87±0,76	0,96±0,73	1,36±0,83	2,82±0,63
	KW	10,69	13,94	12,88	13,87	15,67	16,49
	P	0,013	0,003	0,004	0,0031	0,0013	0,0009
Halojen	Flow	2±2,95	9,6±5,61	19,12±9,45	12,48±11,85	15,03±13,09	58,1±22,59
	A110	0,94±0,28	1,84±1,14	8,32±1,96	5,18±1,53	3,64±1,44	10,74±4,76
	P60	0,11±0,12	0,3±0,16	4,08±1,45	1,12±0,8	1,73±1,9	0,8±0,68
	Supreme	0,16±0,09	0,48±0,13	0,54±0,17	0,62±0,47	1,12±0,78	1,93±1,25
	KW	6,54	14,50	17,34	6,49	9,27	16,74
	P	0,08	0,002	0,0006	0,09	0,029	0,0008

Tablo 15-a. LED ve Halojen gruplarında saptanan ortalama TEGDMA monomer salınımının ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı kompozit materyaller açısından karşılaştırılması

Işık cinsi	Materyal	30 Dakika			24 Saat		
		Çap genişliği			Çap genişliği		
		2 mm	4 mm	6 mm	2 mm	4 mm	6 mm
LED	Flow	0,0898±0,0937	0,1456±0,0566	0,1062±0,0291	0,2974±0,2866	0,3499±0,1236	0,3136±0,118
	A110	0,1522±0,1464	0,1107±0,0666	0,0348±0,0173	0,2789±0,1366	0,1799±0,0606	0,1774±0,0422
	P60	0,0331±0,0617	0,0436±0,0288	0,0303±0,0101	0,0484±0,0136	0,0442±0,0206	0,0183±0,003
	Supreme	0,0066±0,0024	0,0162±0,0068	0,0141±0,0057	0,0305±0,0232	0,027±0,0165	0,0213±0,0048
	KW	10,69	13,61	12,88	13,87	15,67	16,49
	P	0,013	0,003	0,004	0,0031	0,0013	0,0009
Halojen	Flow	0,0637±0,0939	0,191±0,1115	0,1449±0,0717	0,3974±0,3774	0,299±0,2605	0,4405±0,1713
	A110	0,0299±0,0089	0,0365±0,0227	0,063±0,0149	0,1649±0,0486	0,1031±0,0304	0,0814±0,0361
	P60	0,0034±0,0037	0,0047±0,0023	0,0309±0,011	0,0356±0,0256	0,0343±0,0377	0,006±0,0051
	Supreme	0,0049±0,003	0,0095±0,0026	0,004±0,0013	0,0197±0,0148	0,0223±0,0155	0,0145±0,0094
	KW	6,54	14,50	17,34	6,49	9,27	16,74
	P	0,08	0,002	0,0006	0,09	0,029	0,0008

LED ışık kaynağı ile polimerize edilen 2 mm çapındaki örneklerde 30. dakikada Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinden salınan TEGDMA monomer miktarları (μg) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptandı (KW:10,69 $p=0,013$) (Tablo 15). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda A110 materyalinden salınan TEGDMA monomer değerlerinin Supreme grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu ($p<0,05$); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 15-a).

LED ışık kaynağı ile polimerize edilen 4 mm ve 6 mm'lik örneklerde 30. dakikada Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinde gerçekleşen TEGDMA monomer salınım miktarları (μg) arasında farklılıkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlendi (KW:13,94 $p=0,003$; KW:12,88 $p=0,004$) (Tablo 15). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda Flow materyalinden salınan monomer değerlerinin Supreme grubunda elde edilen değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunduğu saptandı ($p<0,01$); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 15-b).

Tablo 15-b. Kompozit materyallerin 30. dakika TEGDMA değerleri açısından karşılaştırılması

Materyaller	LED			Halojen		
	Çap genişliği			Çap genişliği		
	2 mm	4 mm	6 mm	2 mm	4 mm	6 mm
Flow / A110	P > 0.05	p > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05
Flow / P60	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P < 0.01	P > 0.05
Flow / Supreme	P > 0.05	P < 0.01	P < 0.01		P < 0.05	P < 0.001
A110 / P60	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05
A110 / Supreme	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P < 0.05
P60 / Supreme	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05

LED ışık kaynağı ile polimerize edilen 2 mm, 4 mm ve 6 mm çapındaki örneklerde 24. saat zaman dilimi süresinde Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinden salınan TEGDMA monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi (KW:13,87 p=0,003; KW:15,67 p=0,0013; KW:16,49 p=0,0009) (Tablo 15). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda Flow materyalinden salınan TEGDMA değerlerinin Supreme grubuna ilişkin değerlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu bulundu (p<0,05, p<0,01, p<0,05); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi (p>0,05) (Tablo 15-a).

Tablo 15-c. Kompozit materyallerin 24. saat TEGDMA değerleri açısından karşılaştırılması

Materyaller	LED			Halojen		
	Çap genişliği			Çap genişliği		
	2 mm	4 mm	6 mm	2 mm	4 mm	6 mm
Flow / A110	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05
Flow / P60	P > 0.05	P < 0.05	P < 0.01		P > 0.05	P < 0.01
Flow / Supreme	P < 0.05	P < 0.01	P < 0.05		P < 0.05	P < 0.05
A110 / P60	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05
A110 / Supreme	P < 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05
P60 / Supreme	P > 0.05	P > 0.05	P > 0.05		P > 0.05	P > 0.05

Halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen 2 mm çapındaki örneklerde 30. dakikada Flow, A110, P60 ve Supreme materyalleri arasında gerçekleşen ortalama TEGDMA salınım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi (Tablo 15).

Halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen 4 mm ve 6 mm çaplarındaki örneklerde 30. dakikada Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinde gerçekleşen ortalama TEGDMA salınım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi (KW:14,50 $p=0,002$; KW:17,34 $p=0,0006$) (Tablo 15). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda Flow materyalinin salınım değerlerinin Supreme grubundan, P60 materyalinin Flow grubundan ve A110 materyalinin Supreme grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunduğu saptandı ($p<0,05$, $p<0,001$); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 15-b).

Halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen 2 mm çapındaki örneklerde 24. saatte Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinde gerçekleşen ortalama TEGDMA monomer salınım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (Tablo 15).

Halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen 4 mm ve 6 mm'lik örneklerde 24. saatte Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinde gerçekleşen ortalama TEGDMA salınım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendi (KW:9,27 $p=0,029$; KW:16,74 $p=0,0008$) (Tablo 15). Dunn's Çoklu Karşılaştırma testi ile yapılan karşılaştırmalarda Flow materyalinin salınım değerlerinin Supreme grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunduğu saptandı ($p<0,05$); diğer gruplar arasında istatistiksel farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 15-c).

4.7. TEGDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulguların Farklı Işık Kaynaklarına Göre Karşılaştırılması

Tablo 16. 30. dakika ve 24. saatte saptanan TEGDMA monomer salınım değerlerinin (μg) farklı ışık cihazları açısından karşılaştırılması

Materyaller	30 dakika					24 saat			
		LED	Halojen	MW	p	LED	Halojen	MW	p
Flow	2 mm	2,82 $\pm$ 2,94	2 $\pm$ 2,95	8	0,421	9,34 $\pm$ 9	12,48 $\pm$ 11,85	12	0,998
	4 mm	9,32 $\pm$ 2,84	7,6 $\pm$ 5,61	10	0,690	17,58 $\pm$ 6,21	15,03 $\pm$ 13,09	11	0,841
	6 mm	14,02 $\pm$ 3,84	19,12 $\pm$ 9,45	8	0,421	41,36 $\pm$ 15,57	38,1 $\pm$ 22,59	7	0,310
A110	2 mm	4,78 $\pm$ 4,6	0,94 $\pm$ 0,28	1	0,016	8,76 $\pm$ 4,29	5,18 $\pm$ 1,53	3,5	0,05
	4 mm	4,56 $\pm$ 3,05	1,84 $\pm$ 1,14	6	0,22	9,04 $\pm$ 3,05	3,64 $\pm$ 1,44	0	0,008
	6 mm	4,6 $\pm$ 2,28	8,32 $\pm$ 1,96	2	0,032	20,76 $\pm$ 1,8	10,74 $\pm$ 4,76	1	0,016
P60	2 mm	1,04 $\pm$ 1,94	0,11 $\pm$ 0,12	7	0,310	1,52 $\pm$ 0,43	1,12 $\pm$ 0,8	8,5	0,421
	4 mm	1,36 $\pm$ 0,91	0,3 $\pm$ 0,16	2,5	0,032	2,22 $\pm$ 1,04	1,73 $\pm$ 1,9	10	0,690
	6 mm	4,02 $\pm$ 1,31	4,08 $\pm$ 1,45	11	0,841	2,42 $\pm$ 0,39	0,8 $\pm$ 0,68	0	0,0008
Supreme	2 mm	0,21 $\pm$ 0,07	0,16 $\pm$ 0,09	7,5	0,310	0,96 $\pm$ 0,73	0,62 $\pm$ 0,47	8	0,421
	4 mm	0,81 $\pm$ 0,34	0,48 $\pm$ 0,13	3	0,05	1,36 $\pm$ 0,83	1,12 $\pm$ 0,78	9	0,548
	6 mm	1,87 $\pm$ 0,76	0,54 $\pm$ 0,17	0	0,036	2,82 $\pm$ 0,63	1,93 $\pm$ 1,25	5	0,151

Flow materyaline ilişkin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örneklerde LED ve Halojen gruplarında 30.dakika ve 24. saat te elde edilen ortalama TEGDMA değerlerinin karşılaştırılması sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmadı (MW:8 p=0,421; MW:10 p=0,690; MW:8 p=0,421) (Tablo 16,16-a).

2 mm çapındaki A110 materyalinin 30. dakika ve 24. saat örneklerinde LED ve Halojen gruplarında saptanan salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlendi (MW:1 P=0,016; MW:3,5 p=0,05) (Tablo 16,16-a).

Tablo 16-a. 30. dakika ve 24. saatte saptanan TEGDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı ışık cihazları açısından karşılaştırılması

Materyal	30 Dakika					24 Saat			
		LED	Halojen	MW	p	LED	Halojen	MW	p
Flow	2 mm	0,0898±0,0937	0,0637±0,0939	8	0,421	0,2974±0,2866	0,3974±0,3774	12	0,998
	4 mm	0,1456±0,0566	0,191±0,1115	10	0,690	0,3499±0,1236	0,299±0,2605	11	0,841
	6 mm	0,1062±0,0291	0,1449±0,0717	8	0,421	0,3136±0,118	0,4405±0,1713	7	0,310
A110	2 mm	0,1522±0,1464	0,0299±0,0089	1	0,016	0,2789±0,1366	0,1649±0,0486	3,5	0,05
	4 mm	0,1107±0,0666	0,0365±0,0227	6	0,22	0,1799±0,0606	0,1031±0,0304	0	0,008
	6 mm	0,0348±0,0173	0,063±0,0149	2	0,032	0,1774±0,0422	0,0814±0,0361	1	0,016
P60	2 mm	0,0331±0,0617	0,0034±0,0037	7	0,310	0,0484±0,0136	0,0356±0,0256	8,5	0,421
	4 mm	0,0436±0,0288	0,0047±0,0023	2,5	0,032	0,0442±0,0206	0,0343±0,0377	10	0,690
	6 mm	0,0303±0,0101	0,0309±0,011	11	0,841	0,0183±0,003	0,006±0,0051	0	0,0008
Supreme	2 mm	0,0066±0,0024	0,0049±0,003	7,5	0,310	0,0305±0,0232	0,0197±0,0148	8	0,421
	4 mm	0,0162±0,0068	0,0095±0,0026	3	0,05	0,027±0,0165	0,0223±0,0155	9	0,548
	6 mm	0,0141±0,0057	0,004±0,0013	0	0,036	0,0213±0,0048	0,0145±0,0094	5	0,151

A110 materyalinin 4 mm çapındaki örneklerinde 30. dakika sonunda LED ve Halojen gruplarında saptanan ortalama TEGDMA salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı, 24. saat sonunda elde edilen değerlerin karşılaştırılmasında ise farklılığın anlamlı olduğu bulundu (MW:6 P=0,22; MW:0 p=0,008) (Tablo 16,16-a).

A110 materyalinin 6 mm çapındaki örneklerinde 30. dakika ve 24. saat sonunda LED ve Halojen gruplarında elde edilen ortalama TEGDMA salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendi (MW:2 P=0,032, MW:1 p=0,016) (Tablo 16,16-a).

P60 materyalinin 2 mm çapındaki örneklerinde 30. dakika ve 24. saat sonunda LED ve Halojen gruplarında saptanan ortalama TEGDMA salınım değerleri arasındaki farklılıkların anlamlı olmadığı bulundu (MW:7 p=0,310; MW:8,5 p=0,421) (Tablo 16,16-a).

P60 materyalinin 4 mm çapındaki örneklerinde 30. dakika sonunda LED ve Halojen gruplarında elde edilen ortalama TEGDMA salınım değerleri arasında farklılığın anlamlı olduğu, 24. saat sonunda elde edilen değerler

arasında ise anlamlı bir farklılık olmadığı saptandı (MW:2,5 P=0,032; MW:10 p=0,690) (Tablo 16,16-a).

P60 materyalinin 6 mm çapındaki örneklerinde 30. dakika sonunda LED ve Halojen gruplarında gözlenen ortalama TEGDMA salınım değerleri arasında farklılığın anlamlı olmadığı, 24. saat sonunda elde edilen değerlerin karşılaştırılmasında ise farklılığın anlamlı olduğu bulundu (MW:11 P=0,841; MW:0 p=0,0008) (Tablo 16,16-a).

Supreme materyalinin 2 mm ve 4 mm çaplarındaki örneklerinde 30. dakika ve 24 saat LED ve Halojen gruplarında elde edilen ortalama TEGDMA değerlerinin karşılaştırılması sonucunda aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmedi (MW:7,5 p=0,310; MW:8 p=0,421; MW:3 p=0,05; MW:9 p=0,548) (Tablo 16,16-a).

Supreme materyalinin 6 mm çapındaki örneklerinde 30. dakikada LED ve Halojen gruplarında saptanan salınım değerleri arasında istatistiksel bir farklılık saptandı, 24. saat sonunda elde edilen değerler arasında ise istatistiksel bir farklılık bulunmadı (MW:0 P=0,036; MW:5 p=0,151) (Tablo 16,16-a).

4.7.1. UDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulguların Farklı Işık Kaynaklarına Göre Karşılaştırılması

Çalışmada kullanılan materyallerin tümünden TEGDMA monomeri salınımı gerçekleştiği, Supreme materyalinden ise TEGDMA ve UDMA salınımı gerçekleştiği belirlendi.

Tablo 17. 30. dakika ve 24. saatte saptanan UDMA monomer salınım değerlerinin (μg) farklı ışık cihazları açısından karşılaştırılması

Materyal		30 Dakika				24 Saat			
		LED	Halojen	MW	p	LED	Halojen	MW	p
Supreme	2 mm	9,84 $\pm$ 10,26	25,36 $\pm$ 14,81	4	0,092	21,08 $\pm$ 13,96	15,32 $\pm$ 7,63	10	0,690
	4 mm	22,28 $\pm$ 9,24	21,7 $\pm$ 7,5	10	0,690	42,4 $\pm$ 15,62	20,26 $\pm$ 13,25	3	0,055
	6 mm	42,85 $\pm$ 5,12	26,7 $\pm$ 17,71	4	0,342	61,9 $\pm$ 40,36	42,6 $\pm$ 14,19	10	0,690

Tablo 17-a. 30. dakika ve 24. saatte saptanan UDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı ışık cihazları açısından karşılaştırılması

Materyal		30 Dakika				24 Saat			
		LED	Halojen	MW	p	LED	Halojen	MW	p
Supreme	2 mm	0,3133 $\pm$ 0,3267	3,7312 $\pm$ 6,9948	4	0,092	3,1821 $\pm$ 6,0217	0,4879 $\pm$ 0,2431	10	0,690
	4 mm	0,4434 $\pm$ 0,184	0,4319 $\pm$ 0,1493	10	0,690	3,1475 $\pm$ 5,3982	0,4032 $\pm$ 0,2637	3	0,055
	6 mm	0,3249 $\pm$ 0,0388	0,2024 $\pm$ 0,1343	4	0,092	0,4693 $\pm$ 0,306	0,323 $\pm$ 0,1076	10	0,690

Supreme materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm çaplarındaki örneklerinde 30. dakika ve 24. saatte LED ve Halojen grubunda elde edilen ortalama UDMA monomer salınım değerlerinin karşılaştırılması sonucunda aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmadı (MW: 4 p=0,092; MW:10 p=0,690; MW:10 p=0,690; MW:3 p=0,055; MW:4 p=0,092; MW:10 p=0,690) (Tablo 17).

4.8. TEGDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulguların Farklı Zaman Dilimlerine Göre Karşılaştırılması

Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinden 2 mm, 4 mm ve 6 mm çaplarında hazırlanan örneklerin LED ve Halojen ışık cihazları ile polimerizasyonu sonrasında 30. dakika ve 24. saat zaman dilimlerinde elde edilen TEGDMA monomerinin ortalama salınım ve standart sapma değerleri ve değerlerin karşılaştırılmasına ilişkin bulgular " μg " ve " $\mu\text{g}/\text{mm}^2$ " olarak ve Tablo 18 ve 18-a' da görülmektedir.

Tablo 18. LED ve Halojen gruplarında saptanan TEGDMA monomer salınım değerlerinin (μg) farklı zaman dilimleri açısından karşılaştırılması

Materyal	LED					Halojen			
		30. Dakika	24. Saat	MW	P	30.Dakika	24. Saat	MW	P
Flow	2 mm	2,82 $\pm$ 2,94	9,34 $\pm$ 9	5	0,151	2 $\pm$ 2,95	12,48 $\pm$ 11,85	8	0,421
	4 mm	7,32 $\pm$ 2,84	17,58 $\pm$ 6,21	2	0,032	9,6 $\pm$ 5,61	15,03 $\pm$ 13,09	11	0,841
	6 mm	14,02 $\pm$ 3,84	41,36 $\pm$ 15,57	0	0,008	19,12 $\pm$ 9,45	58,1 $\pm$ 22,59	1	0,016
A110	2 mm	4,78 $\pm$ 4,6	8,76 $\pm$ 4,29	4	0,09	0,94 $\pm$ 0,28	5,18 $\pm$ 1,53	0	0,008
	4 mm	4,56 $\pm$ 3,05	9,04 $\pm$ 3,05	4	0,09	1,84 $\pm$ 1,14	3,64 $\pm$ 1,44	4	0,09
	6 mm	4,6 $\pm$ 2,28	20,76 $\pm$ 1,8	0	0,008	8,32 $\pm$ 1,96	10,74 $\pm$ 4,76	9	0,548
P60	2 mm	1,04 $\pm$ 1,94	1,52 $\pm$ 0,43	5	1,151	0,11 $\pm$ 0,12	1,12 $\pm$ 0,8	2	0,032
	4 mm	1,36 $\pm$ 0,91	2,22 $\pm$ 1,04	6	0,22	0,3 $\pm$ 0,16	1,73 $\pm$ 1,9	10	0,690
	6 mm	4,02 $\pm$ 1,31	2,42 $\pm$ 0,39	0	0,008	4,08 $\pm$ 1,45	0,8 $\pm$ 0,68	0	0,008
Supreme	2 mm	0,21 $\pm$ 0,07	0,96 $\pm$ 0,73	5	0,151	0,16 $\pm$ 0,09	0,62 $\pm$ 0,47	5	0,151
	4 mm	0,81 $\pm$ 0,34	1,36 $\pm$ 0,83	6	0,222	0,48 $\pm$ 0,13	1,12 $\pm$ 0,78	1	0,016
	6 mm	1,87 $\pm$ 0,76	2,82 $\pm$ 0,63	2	0,143	0,54 $\pm$ 0,17	1,93 $\pm$ 1,25	0	0,008

Tablo 18-a. LED ve Halojen gruplarında saptanan TEGDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı zaman dilimleri açısından karşılaştırılması

LED						Halojen			
Materyal		30. Dakika	24. Saat	MW	P	30. Dakika	24. Saat	MW	P
Flow	2 mm	0,0898±0,0937	0,2974±0,2866	5	0,151	0,0637±0,0939	0,3974±0,3774	8	0,421
	4 mm	0,1456±0,0566	0,3499±0,1236	2	0,032	0,191±0,1115	0,299±0,2605	11	0,841
	6 mm	0,1062±0,0291	0,3136±0,118	0	0,008	0,1449±0,0717	0,4405±0,1713	1	0,016
A110	2 mm	0,1522±0,1464	0,2789±0,1366	4	0,09	0,0299±0,0089	0,1649±0,0486	0	0,008
	4 mm	0,1107±0,0666	0,1799±0,0606	4	0,09	0,0365±0,0227	0,1031±0,0304	4	0,09
	6 mm	0,0348±0,0173	0,1774±0,0422	0	0,008	0,063±0,0149	0,0814±0,0361	9	0,548
P60	2 mm	0,0331±0,0617	0,0484±0,0136	5	1,151	0,0034±0,0037	0,0356±0,0256	2	0,032
	4 mm	0,0436±0,0288	0,0442±0,0206	6	0,22	0,0047±0,0023	0,0343±0,0377	10	0,690
	6 mm	0,0183±0,003	0,0303±0,0101	0	0,008	0,006±0,0051	0,0309±0,011	0	0,008
Supreme	2 mm	0,0066±0,0024	0,0305±0,0232	5	0,151	0,0049±0,003	0,0197±0,0148	5	0,151
	4 mm	0,0162±0,0068	0,027±0,0165	6	0,222	0,0095±0,0026	0,0223±0,0155	1	0,016
	6 mm	0,0141±0,0057	0,0213±0,0048	2	0,143	0,004±0,0013	0,0145±0,0094	0	0,008

LED ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Flow materyaline ilişkin örneklerde 30. dakika ve 24 saatte elde edilen ortalama TEGDMA salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. LED ışık cihazı ile polimerize edilen 4 mm ve 6 mm' lik Flow materyaline ilişkin örneklerde 30. dakikada saptanan ortalama TEGDMA salınım değerleri 24. saate ilişkin salınım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu (MW:2 P=0,032; MW:0 p=0,008) (Tablo 18, 18-a).

Halojen ile polimerize edilen 2 mm ve 4 mm çapındaki Flow materyaline ilişkin örneklerde 30. dakika ve 24. saatte elde edilen salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı, 6 mm çapındaki örneklerde ise TEGDMA salınım değerlerinin anlamlı derecede düşük olduğu belirlendi (MW:1 p=0,016) (Tablo 18, 18-a).

A110 materyalinin 2 mm ve 4 mm çaplarındaki örneklerinde LED ışık cihazı ile polimerizasyonundan sonra 30. dakika ve 24. saat ortalama TEGDMA salınım değerleri arasında istatistiksel bir farklılık saptanmadı. 6 mm çapındaki

örneklerde elde edilen 30. dakika salınım değerlerinin 24. saat salınım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu bulundu (MW:0 $p=0,008$) (Tablo 18, 18-a).

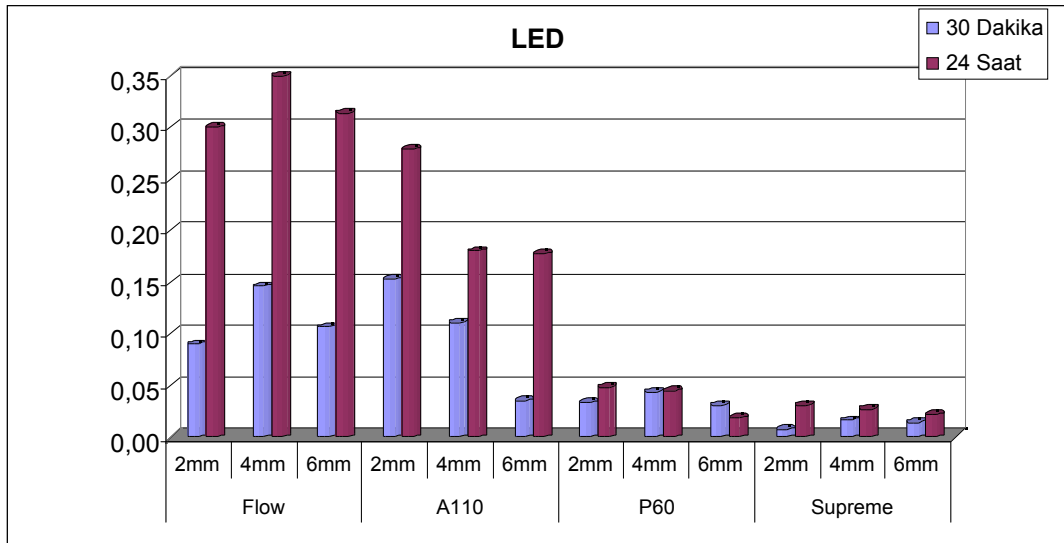
A110 materyalinin Halojen ışık cihazı ile polimerizasyonu sonrasında 2 mm çapındaki örneklerde, 30. ve 24. saat ortalama salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptandı, 4 mm ve 6 mm çapındaki örneklerde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. (MW:0 $p=0,008$) (Tablo 18, 18-a).

LED ile polimerize edilen 2 mm ve 4 mm'lik P60 materyaline ilişkin örneklerde 30. dakika ve 24 saatte elde edilen ortalama monomer değerleri arasında istatistiksel bir farklılık gözlenmedi. 6 mm çapındaki örneklerinde ise 30. dakikada elde edilen salınım değerlerinin 24. saat salınım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu belirlendi (MW:0 $p=0,008$) (Tablo 18, 18-a).

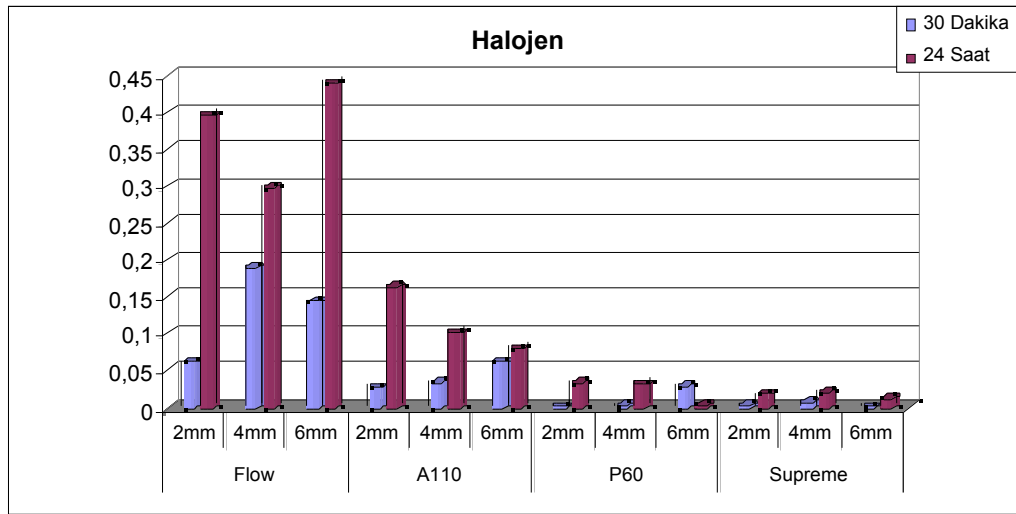
Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen 2 mm ve 6 mm'lik P60 materyaline ilişkin örneklerden elde edilen ortalama 30. dakika salınım değerlerinin 24. saat salınım değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu, 4 mm çapındaki örneklerde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığı belirlendi (MW:3 $p=0,032$; MW:0 $p=0,008$) (Tablo 18, 18-a).

LED ile polimerize edilen Supreme materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm çaplarındaki örneklerinde elde edilen ortalama 30. dakika ve 24. saat salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı belirlendi (MW:5 $p=0,151$; MW:6 $p=0,222$; MW:2 $p=0,143$).

Halojen ışık cihazı ile polimerize edilen Supreme materyalinin 2 mm' lik örneklerinin 30. dakika ve 24. saat salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı, 4 mm ve 6 mm çaplarındaki örneklerin 30. dakika salınım değerlerinin ise anlamlı derecede düşük olduğu saptandı (MW:1 $p=0,016$; MW:0 $p=0,08$) (Tablo 18, 18-a).



Grafik 61. 30. dakika ve 24. saatte LED ışık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerden salınan TEGDMA monomer miktarları



Grafik 62. 30. dakika ve 24. saatte Halojen ışık kaynağı ile polimerize edilmiş örneklerden salınan TEGDMA monomer miktarları

4.8.1. UDMA Monomeri Salınımına İlişkin Bulguların Farklı Zaman Dilimlerine Göre Karşılaştırılması

Tablo 19. LED ve Halojen gruplarında saptanan UDMA monomer salınım değerlerinin (μg) farklı zaman dilimleri açısından karşılaştırılması

Materyal		LED				Halojen			
		30 Dakika	24 Saat	MW	p	30 Dakika	24 Saat	MW	p
Supreme	2 mm	9,84 $\pm$ 10,26	21,08 $\pm$ 13,96	5	0,150	25,36 $\pm$ 14,81	15,32 $\pm$ 7,63	8	0,420
	4 mm	22,28 $\pm$ 9,24	42,4 $\pm$ 15,62	2	0,031	21,7 $\pm$ 7,5	20,26 $\pm$ 13,25	9,5	0,754
	6 mm	42,85 $\pm$ 5,12	61,9 $\pm$ 40,36	8	0,730	26,7 $\pm$ 17,71	42,6 $\pm$ 14,19	4	0,190

Tablo 19-a. LED ve Halojen gruplarında saptanan UDMA monomer salınım değerlerinin ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) farklı zaman dilimleri açısından karşılaştırılması

Materyal		LED				Halojen			
		30 Dakika	24 Saat	MW	p	30 Dakika	24 Saat	MW	p
Supreme	2 mm	0,3133 $\pm$ 0,3267	3,1821 $\pm$ 6,0217	5	0,150	3,7312 $\pm$ 6,9948	0,4879 $\pm$ 0,2431	8	0,420
	4 mm	0,4434 $\pm$ 0,184	3,1475 $\pm$ 5,3982	2	0,03	0,4319 $\pm$ 0,1493	0,4032 $\pm$ 0,2637	9,5	0,547
	6 mm	0,3249 $\pm$ 0,0388	0,4693 $\pm$ 0,306	8	0,730	0,2024 $\pm$ 0,1343	0,323 $\pm$ 0,1076	4	0,092

LED ile polimerize edilmiş Supreme materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm çaplarındaki örneklerinde 30. dakika ve 24. saatte elde edilen ortalama UDMA monomer salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar saptanmadı. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş Supreme materyaline ilişkin 30. dakika ve 24. saat ortalama UDMA monomeri salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmadı (Tablo 19,19-a).

4.9. Değişkenler Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi

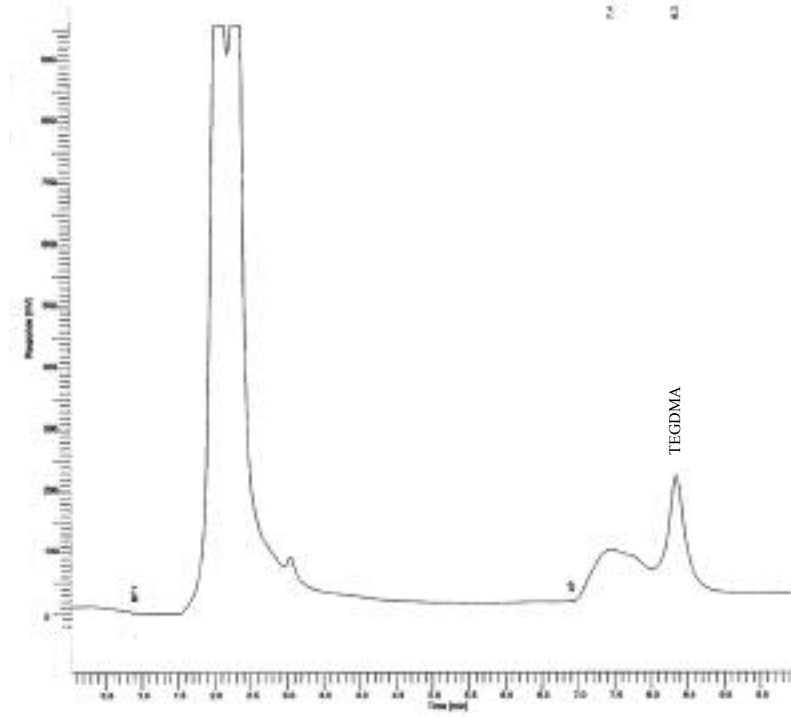
Dört farklı materyalin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örneklerinden elde edilen ölçüm sonuçlarına göre en fazla monomer salınımının 6 mm çapındaki örneklerde olduğu ve örnek çapı büyüdükçe TEGDMA monomer salınım miktarının " μg " cinsinden arttığı gözlemlendi.

TEGDMA monomer salınımının örnek disklerin yüzey alanına göre olan değerlendirilmesinde ise alan hesaplaması formülündeki katlı artış oranı nedeni ile örnek çapı artması ile TEGDMA monomer salınımının sadece bazı gruplarda artmaya devam ettiği gözlemlendi.

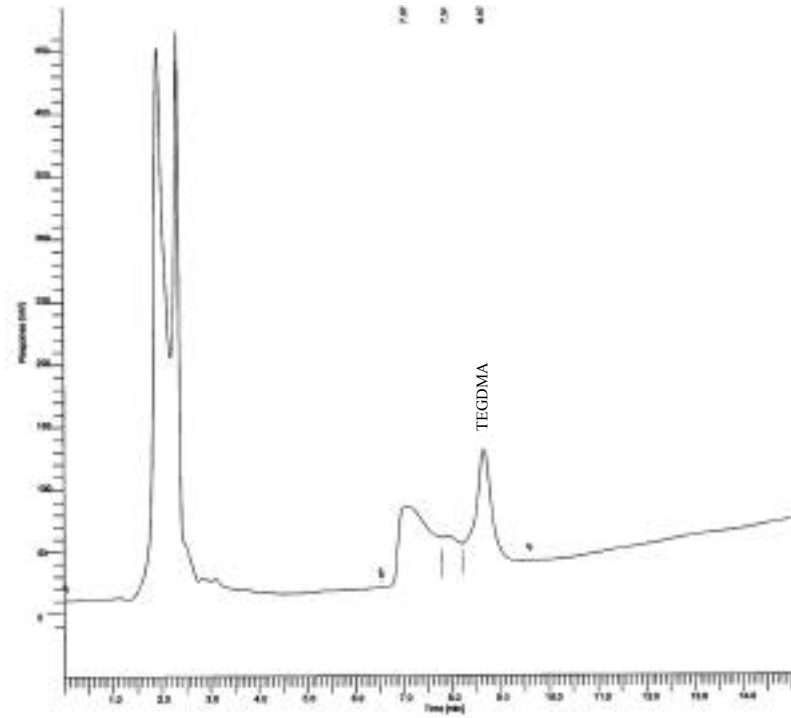
LED ve Halojen ışık cihazları ile polimerize edilen örneklerde elde edilen monomer salınım değerlerinin karşılaştırılması sonucunda, LED ışık cihazı ile polimerize edilen örneklerin çoğunda monomer salınım miktarlarının anlamlı derecede yüksek olduğu gözlemlendi; A110 materyali için 2, 4 ve 6 mm çapındaki örnekler, P60 materyali için 4 ve 6 mm çapındaki örnekler ve Supreme materyali için 4 ve 6 mm çapındaki örneklerde monomer salınımının anlamlı derecede yüksek olduğu belirlendi.

Materyaller arası yapılan karşılaştırmada özellikle Flow ve Supreme; A110 ve Supreme; Flow ve P60 materyalleri arasında 30. dakika ve 24. saat monomer salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu; diğer materyallerin istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı belirlendi.

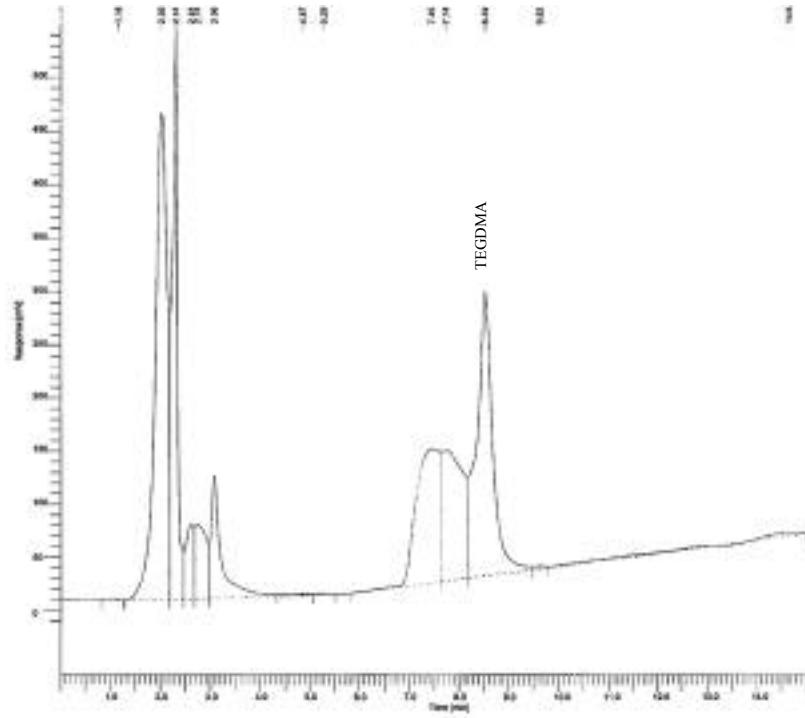
Zaman dilimleri açısından yapılan karşılaştırmada monomer salınımının 24. saatte tüm örneklerde artış gösterdiği gözlemlendi; Flow materyali için 4 ve 6 mm, A110 materyali için 6 mm, P60 materyali için 6 mm, Supreme materyali için 4 ve 6 mm çaplı gruplarda anlamlı farklılıklar saptandı.



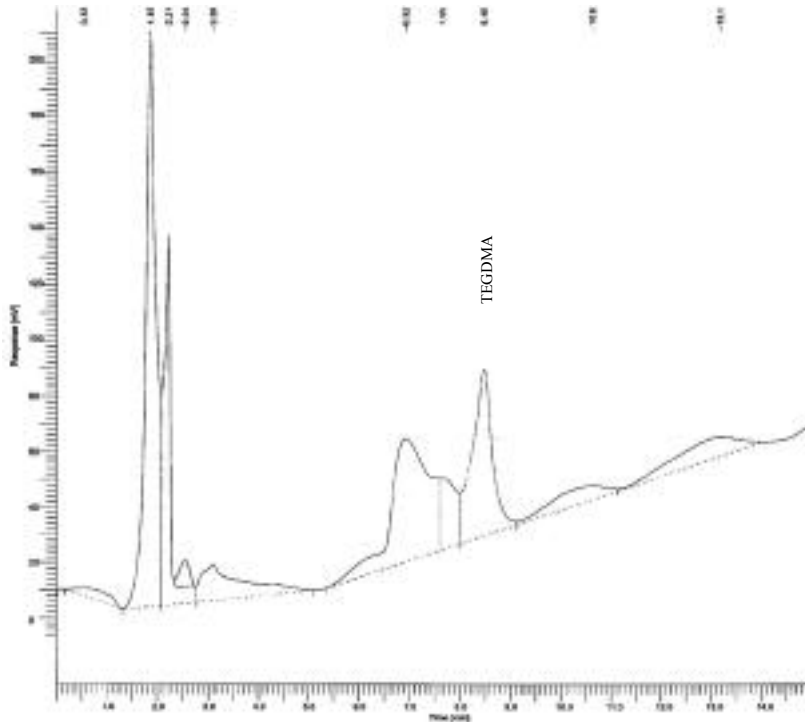
Grafik 3. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



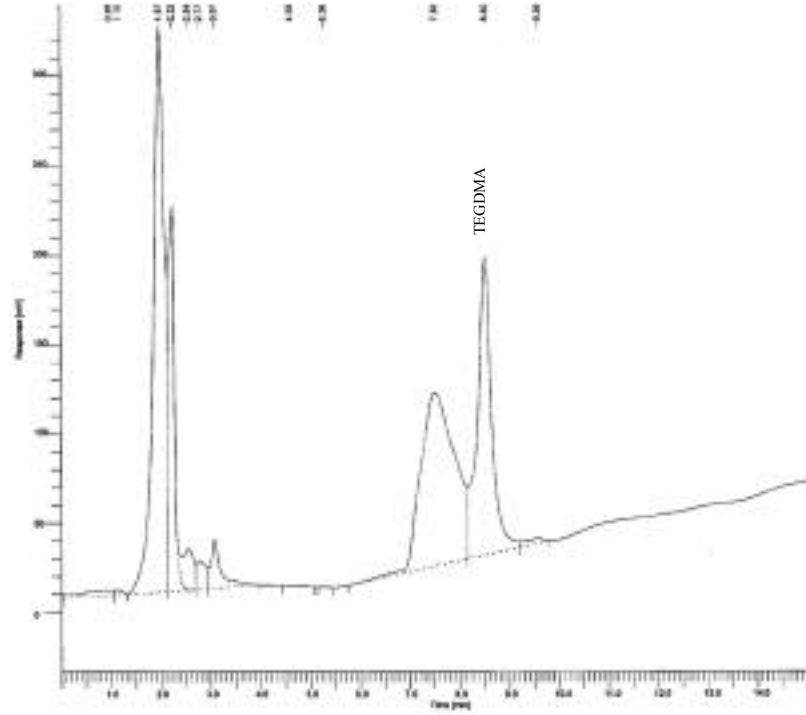
Grafik 4. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



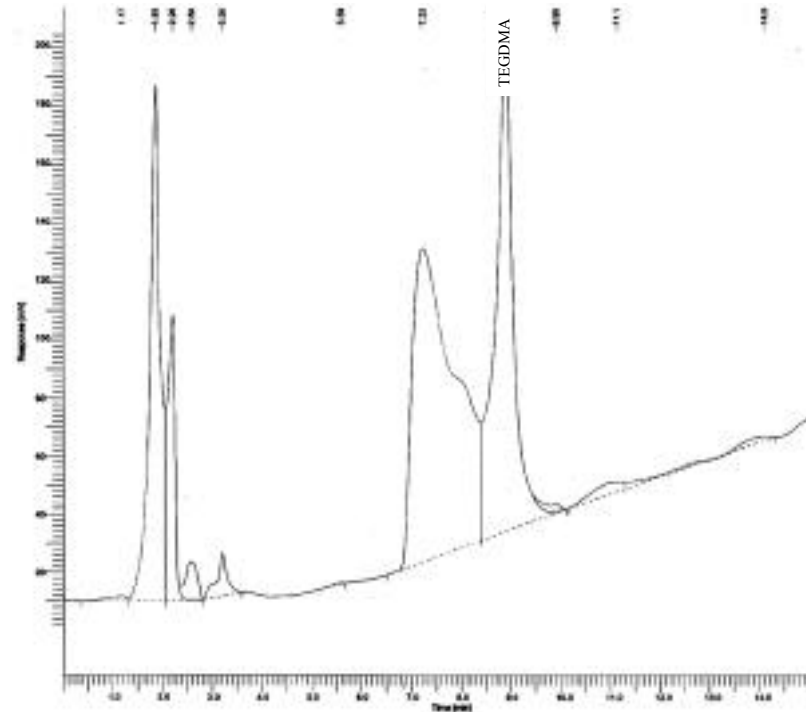
Grafik 5. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



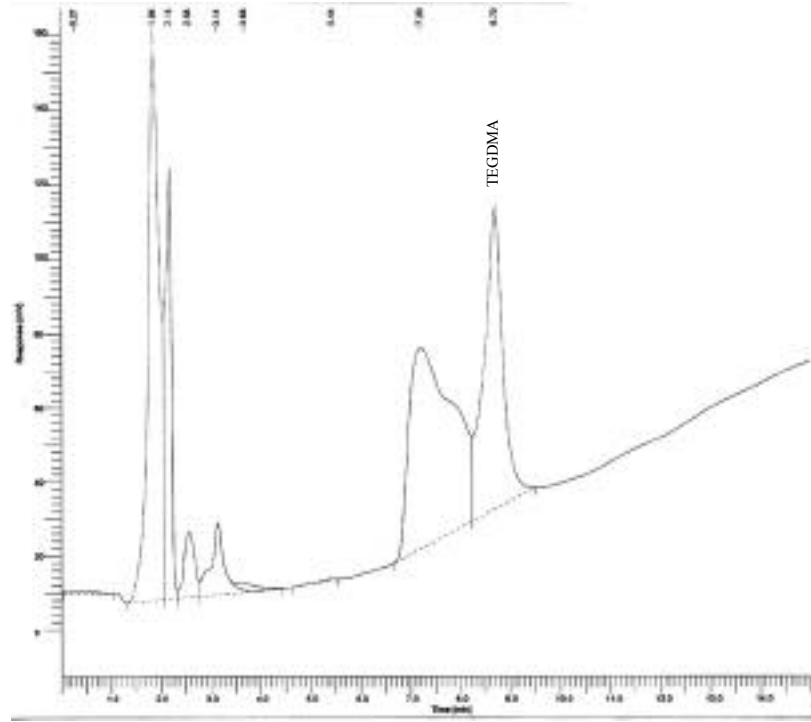
Grafik 6. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



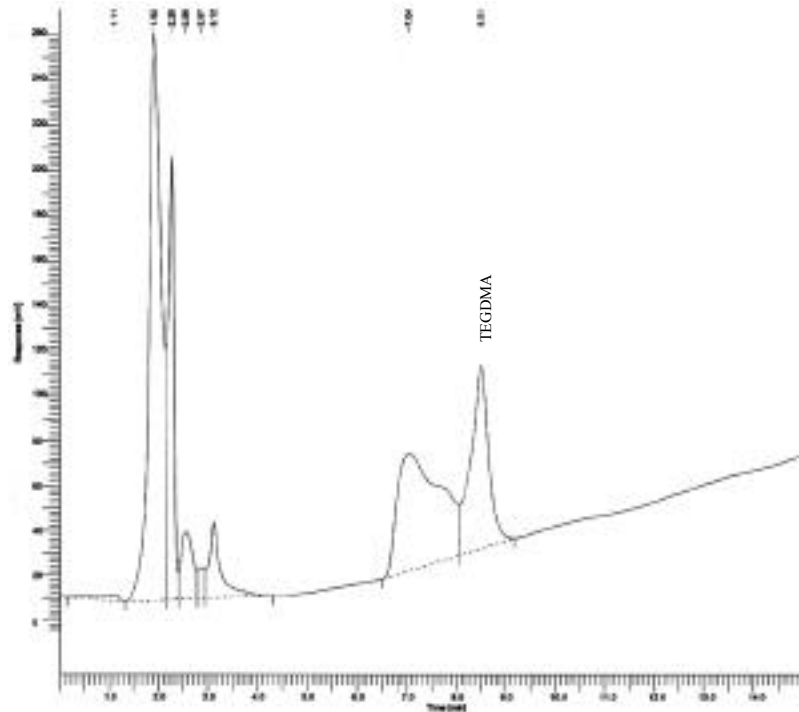
Grafik 7. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



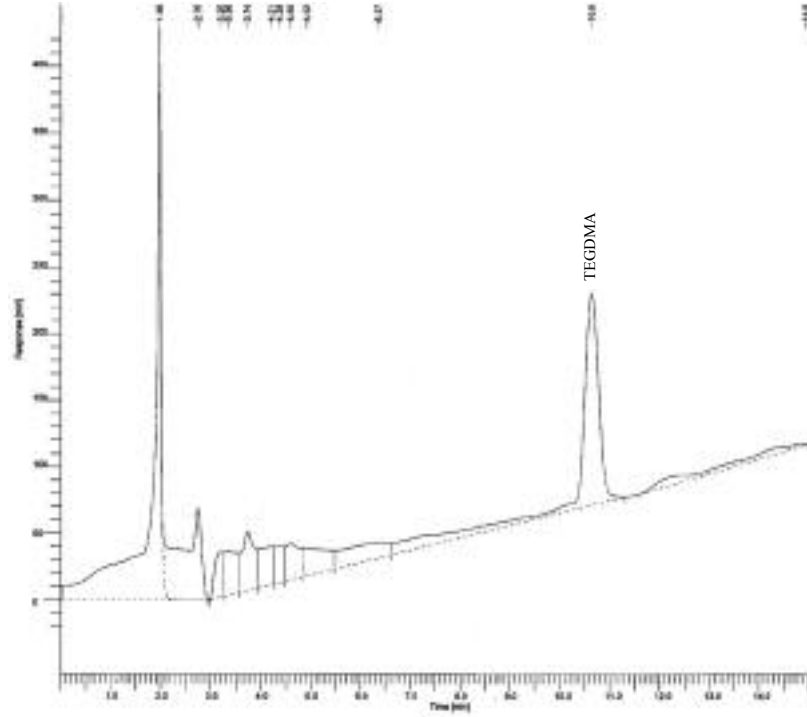
Grafik 8. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



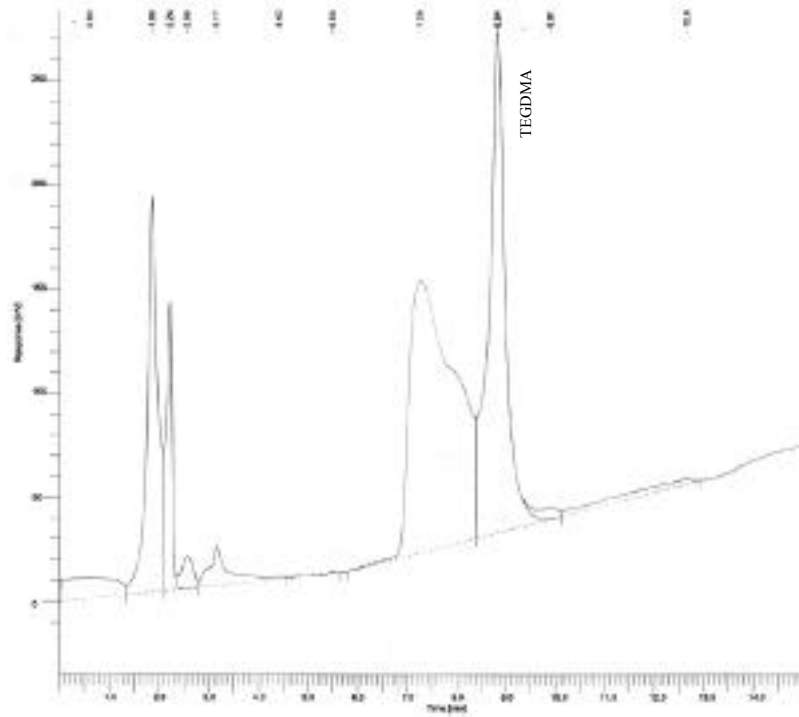
Grafik 9. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



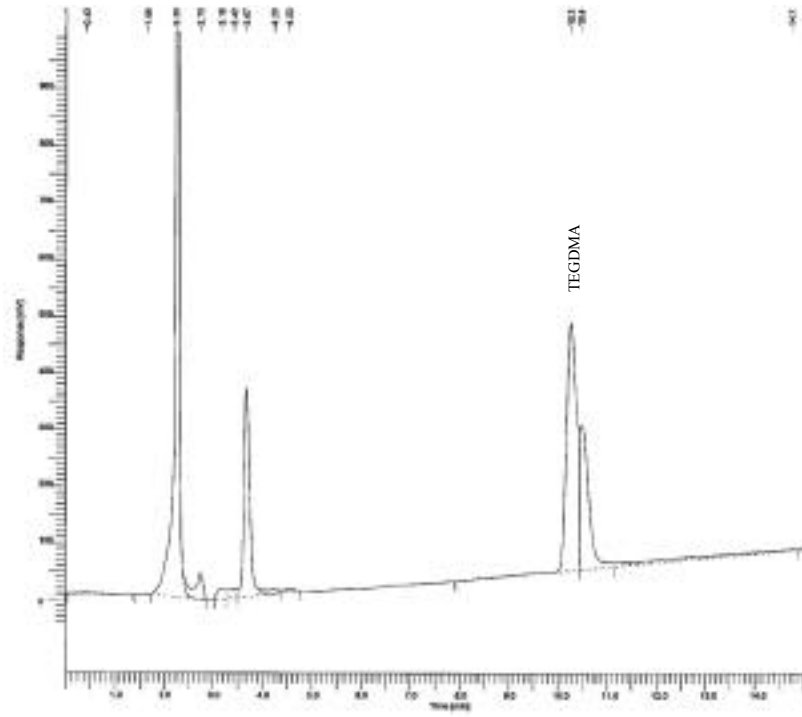
Grafik 10. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



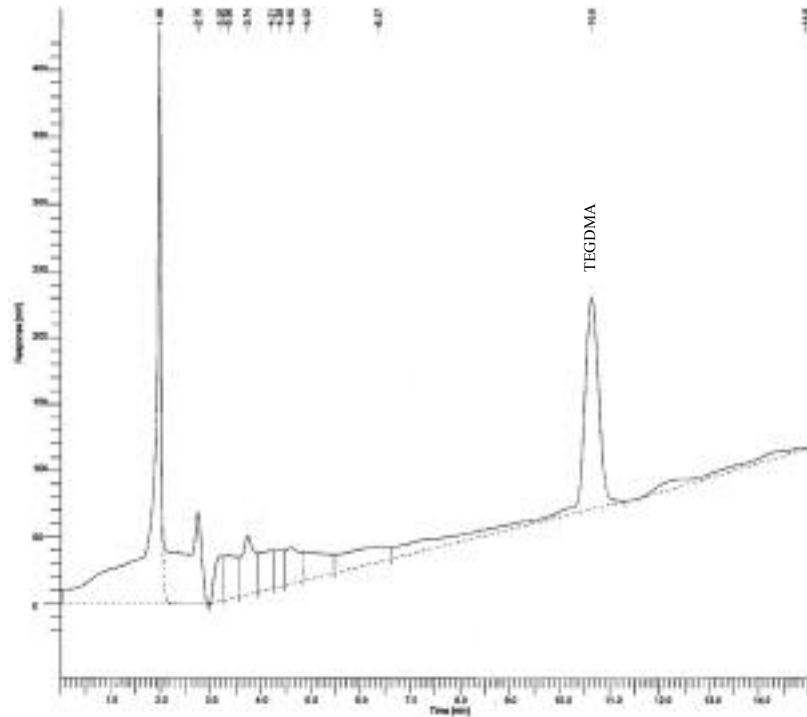
Grafik 11. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



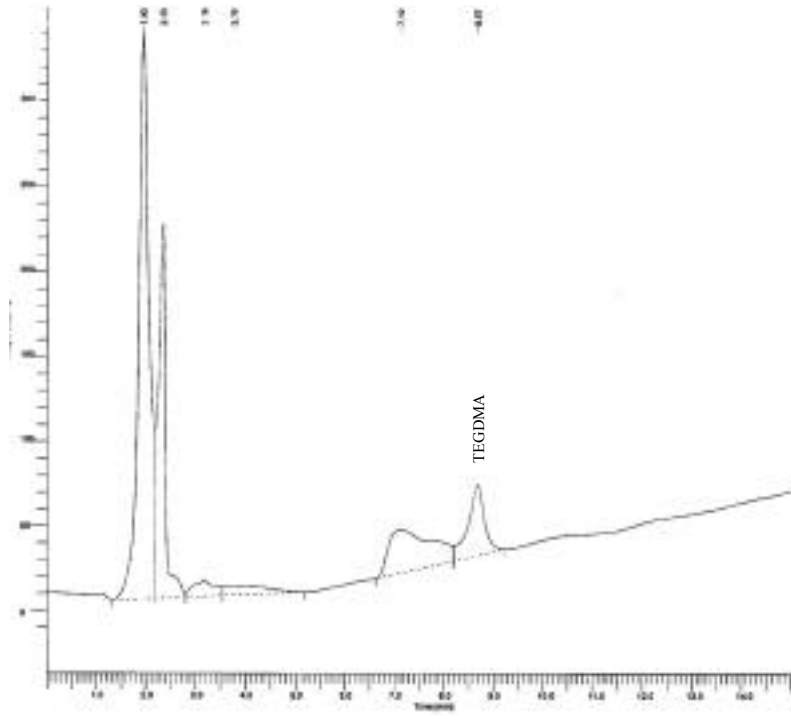
Grafik 12. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



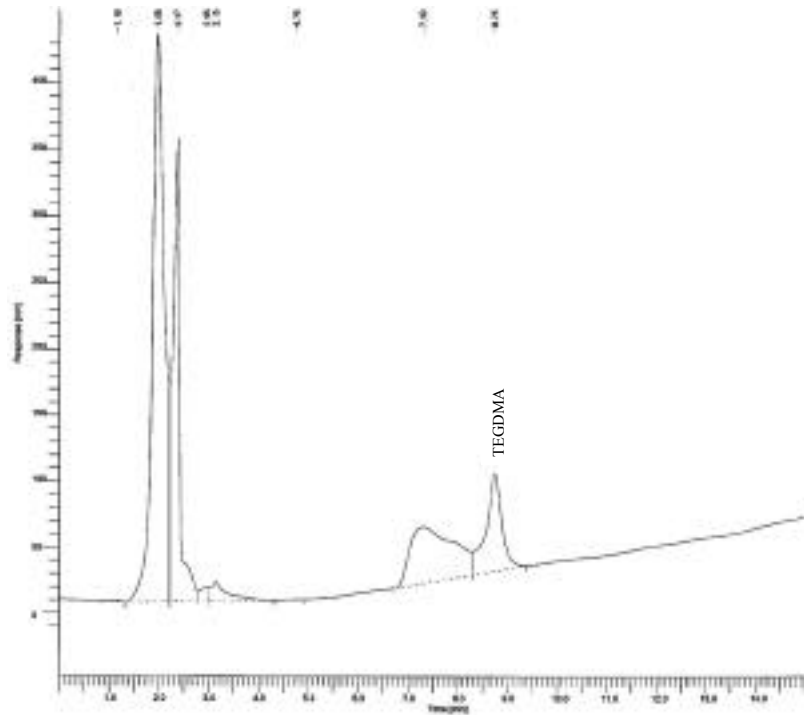
Grafik 13. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



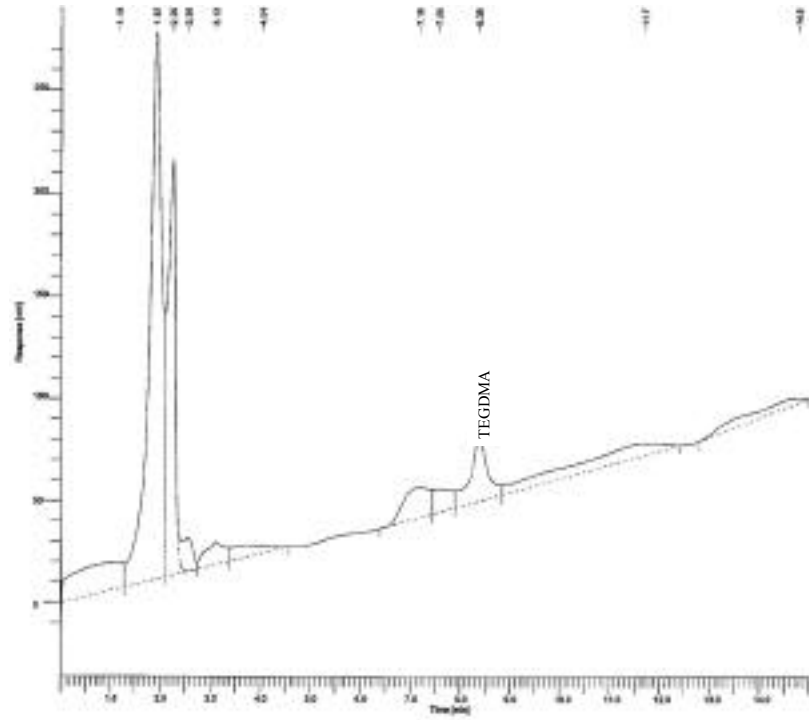
Grafik 14. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Flow materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



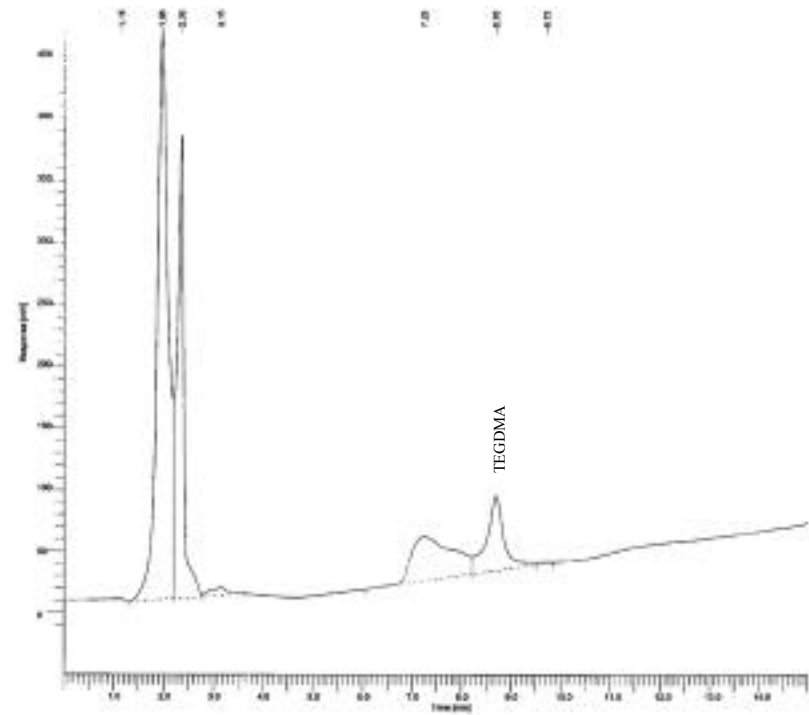
Grafik 17. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



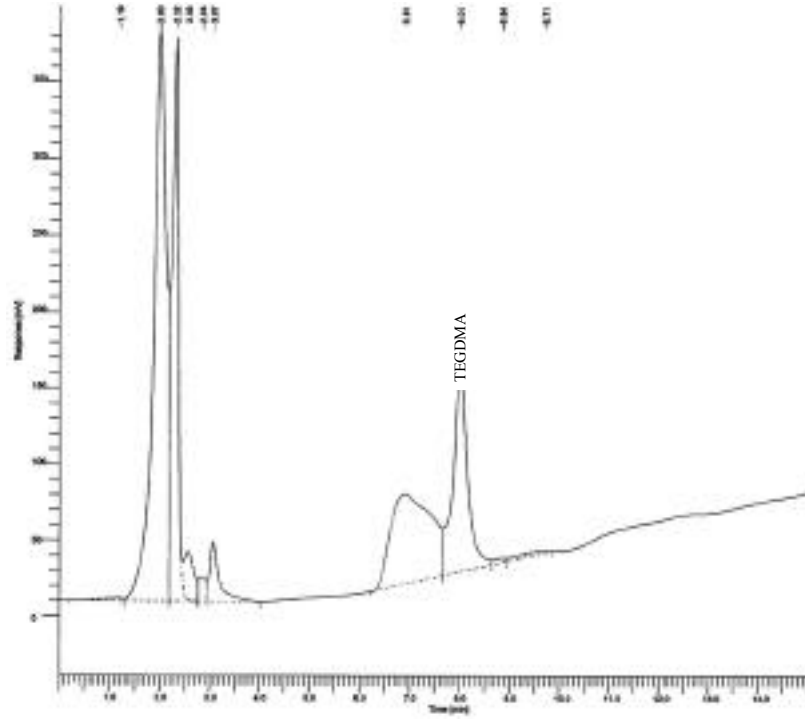
Grafik 18. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



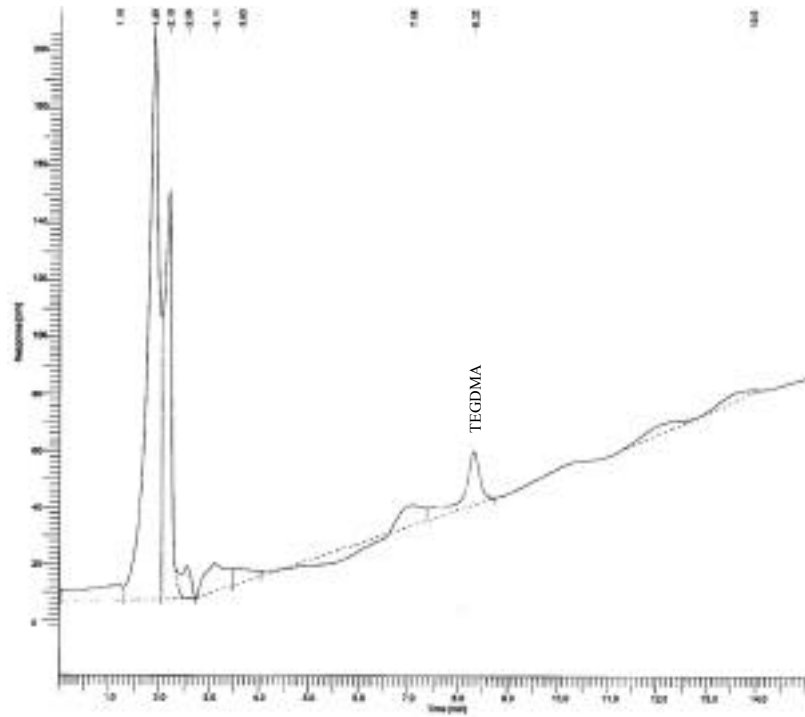
Grafik 19. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



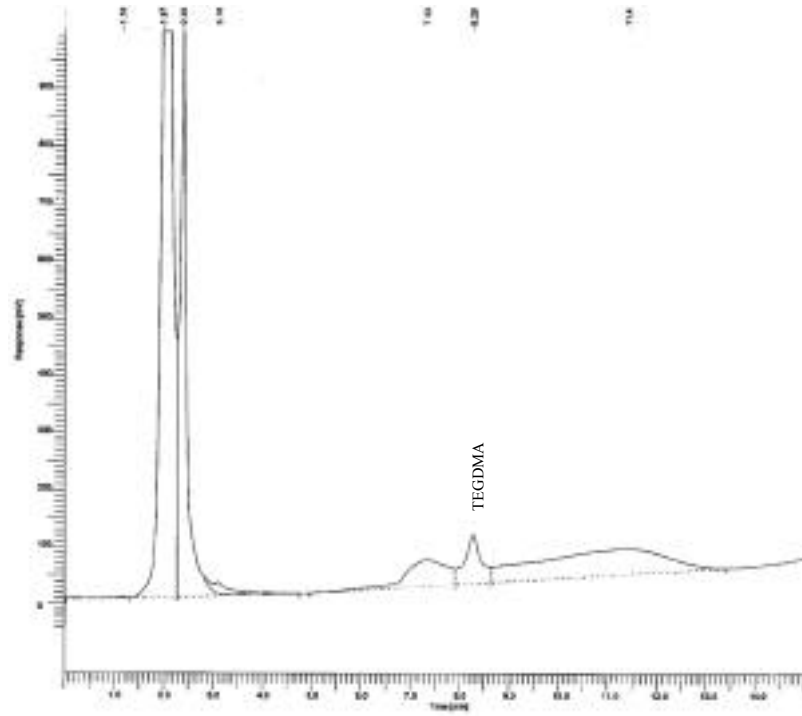
Grafik 20. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



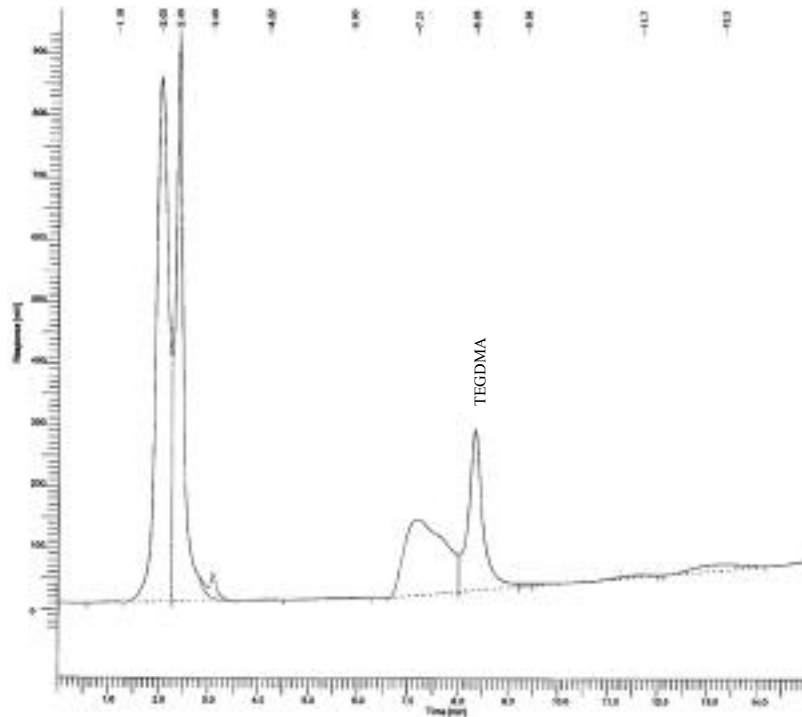
Grafik 21. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



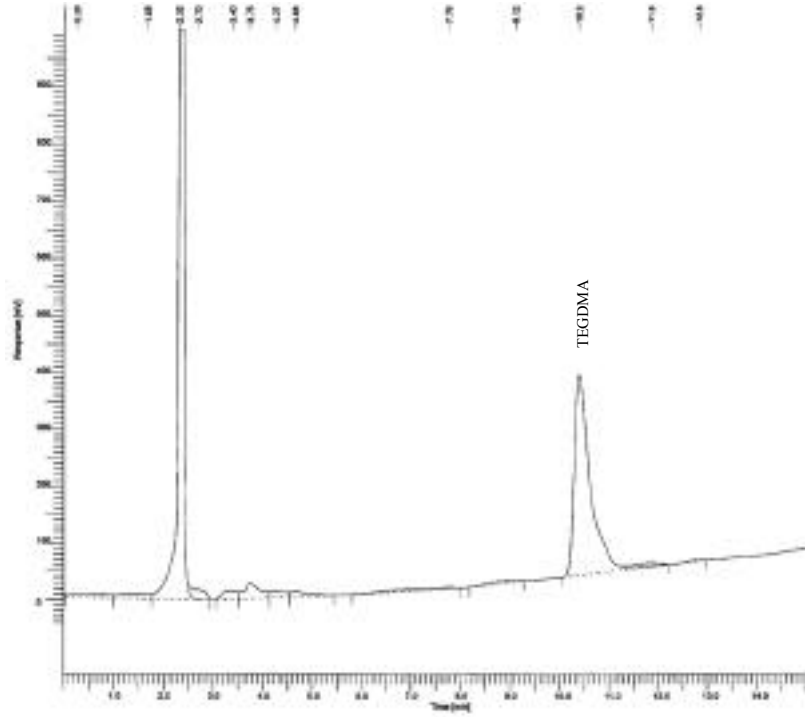
Grafik 22. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



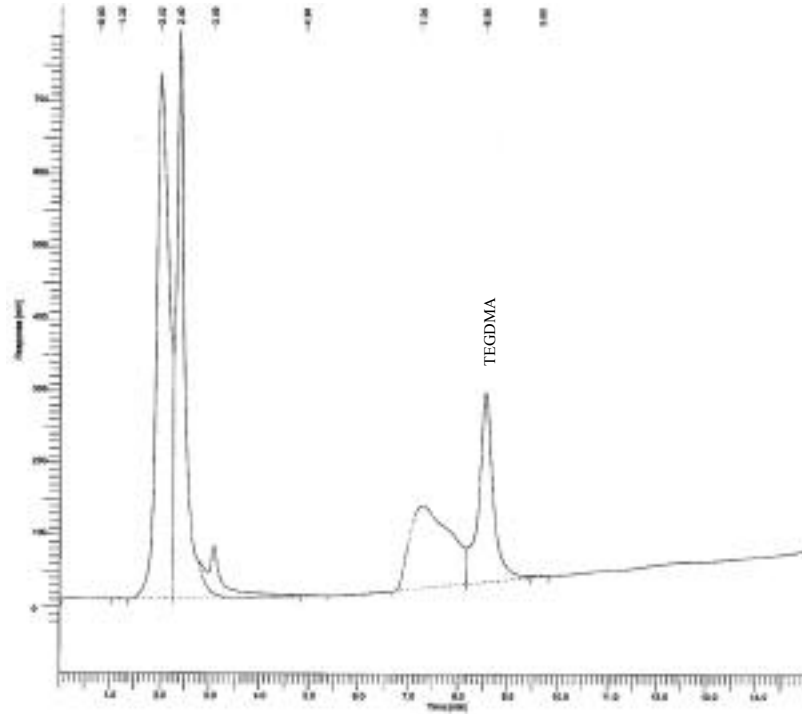
Grafik 23. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



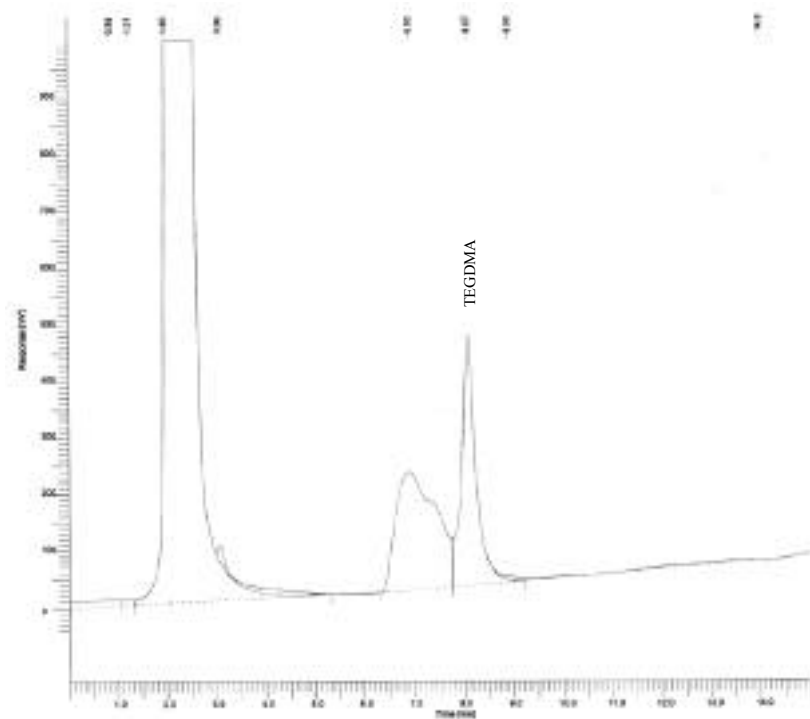
Grafik 24. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



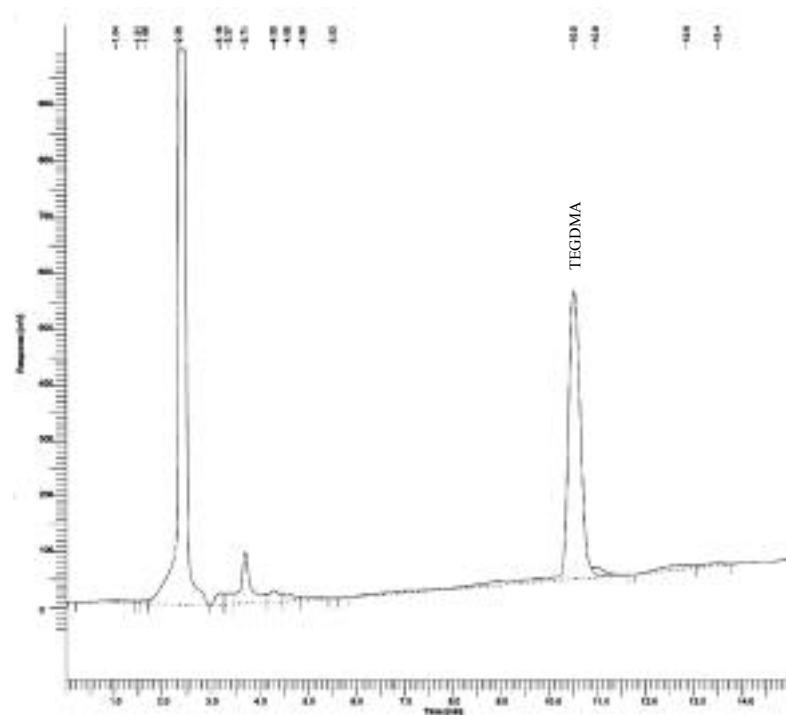
Grafik 25. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram

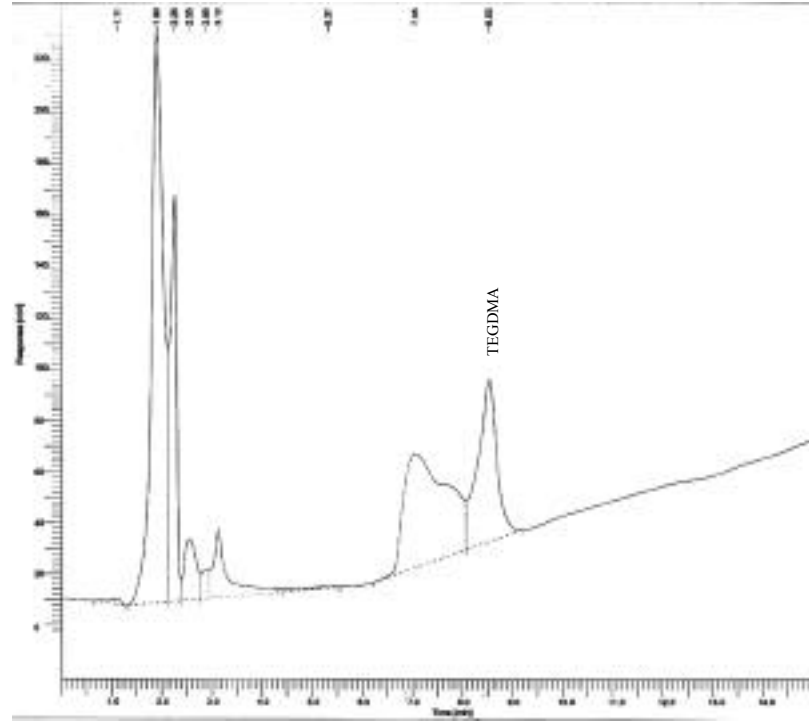


Grafik 26. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram

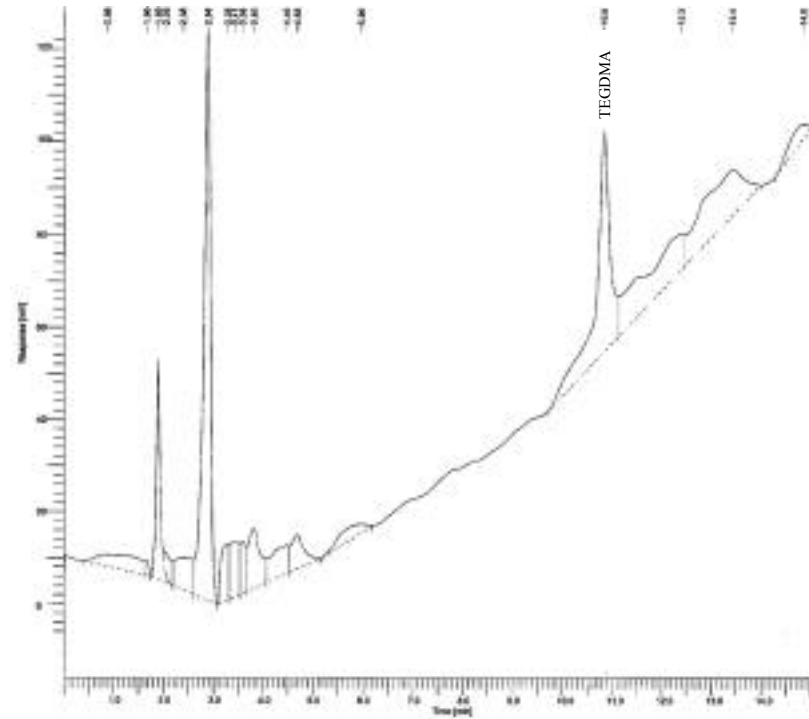


Grafik 27. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki A110 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram

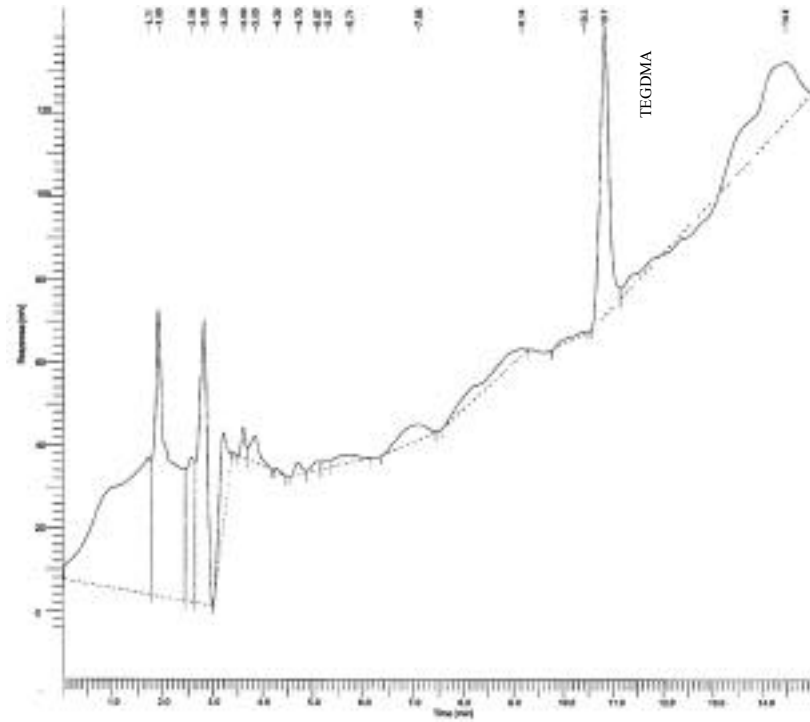




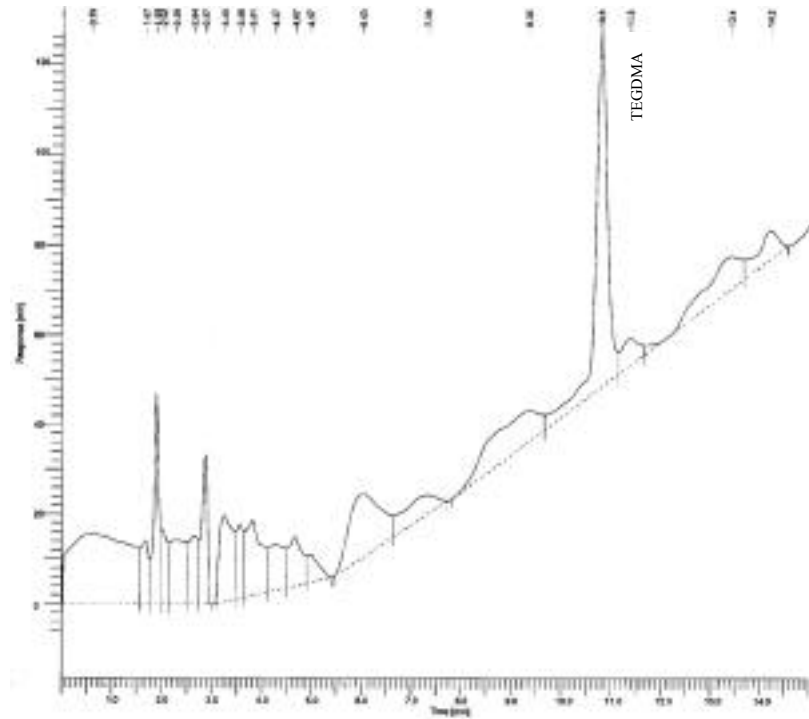
Grafik 31. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



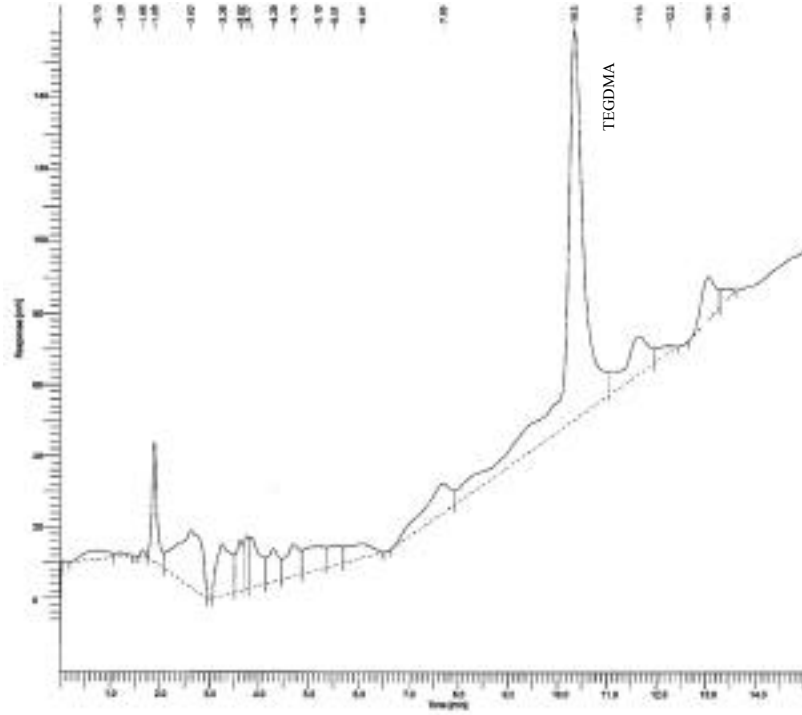
Grafik 32. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



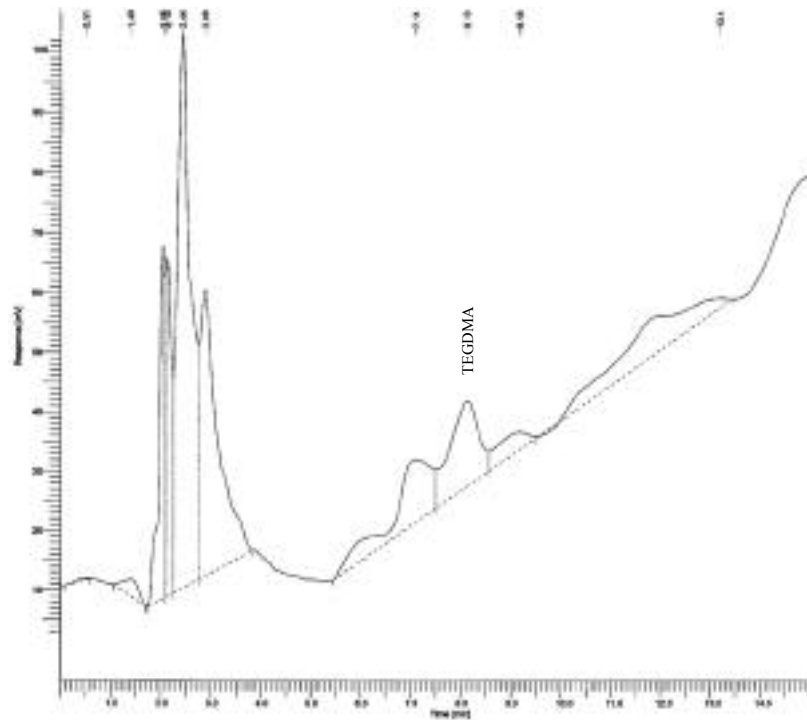
Grafik 33. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



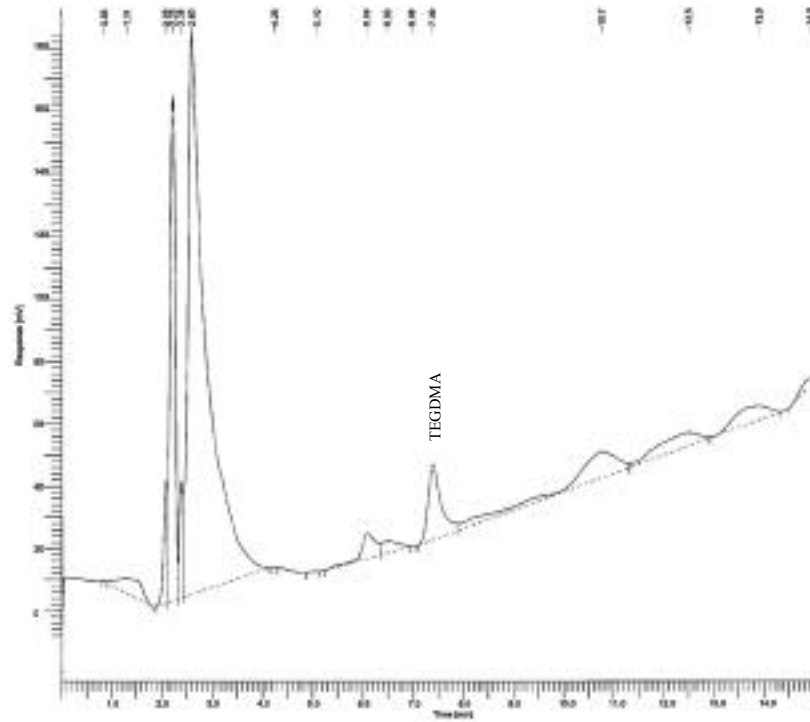
Grafik 34. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



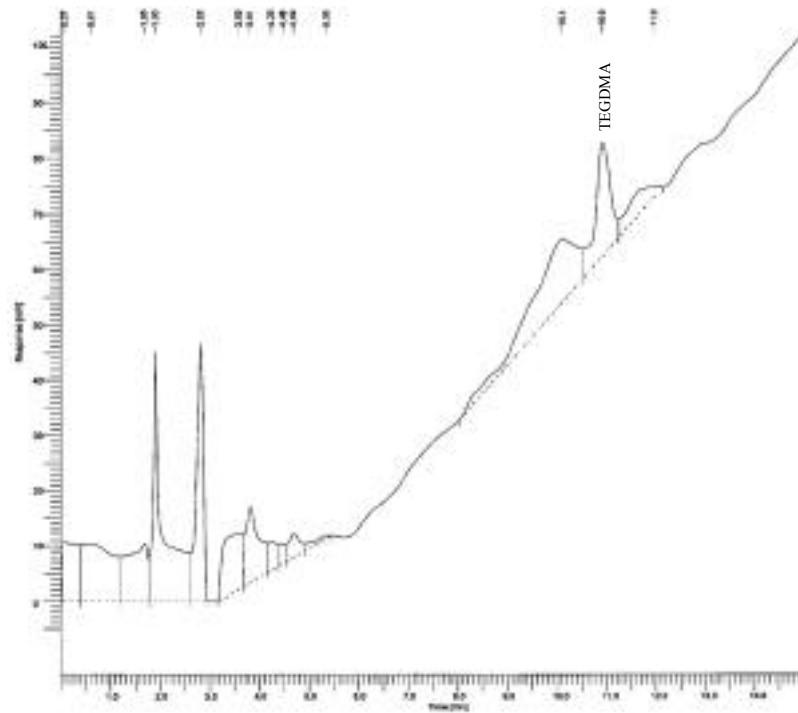
Grafik 35. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



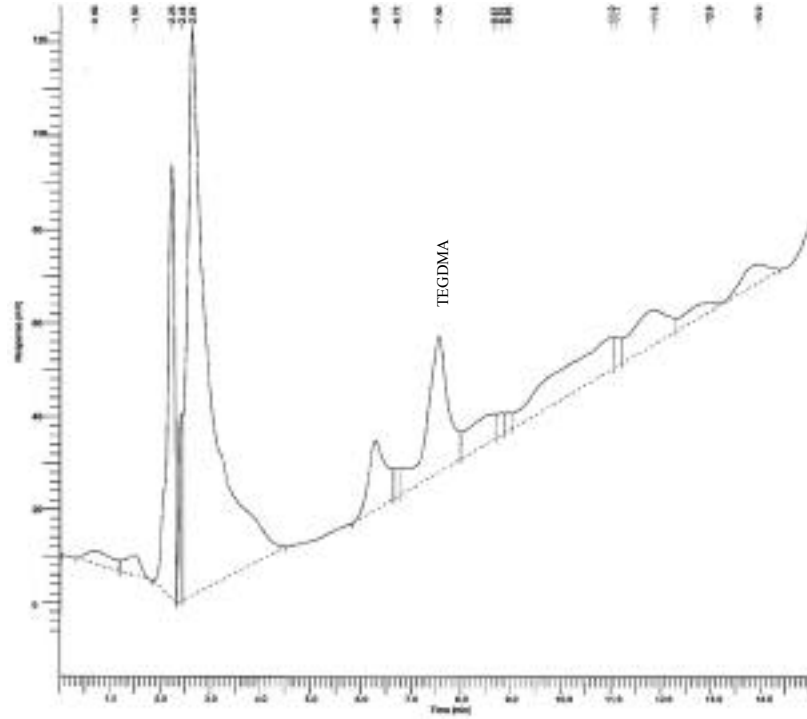
Grafik 36. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



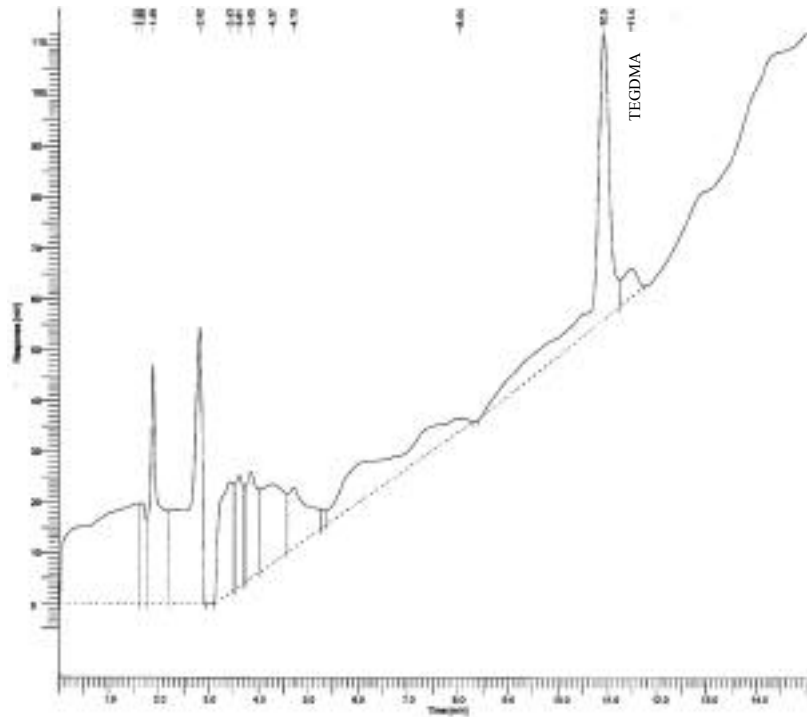
Grafik 37. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



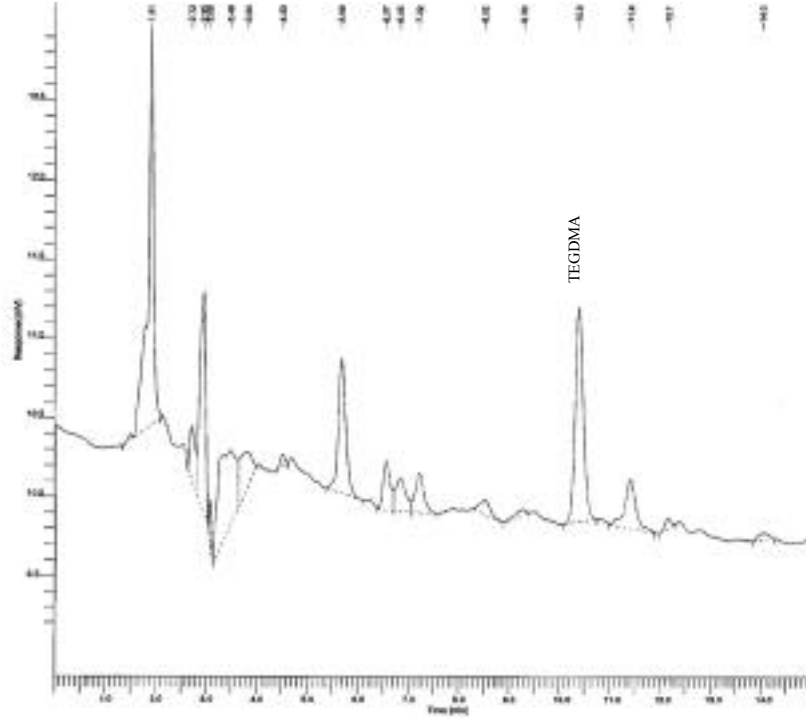
Grafik 38. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



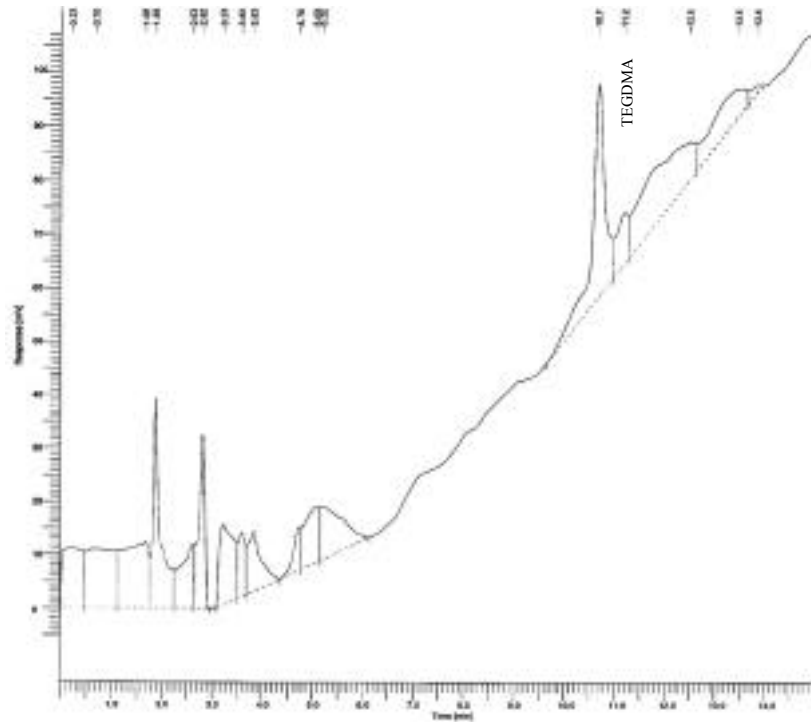
Grafik 39. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



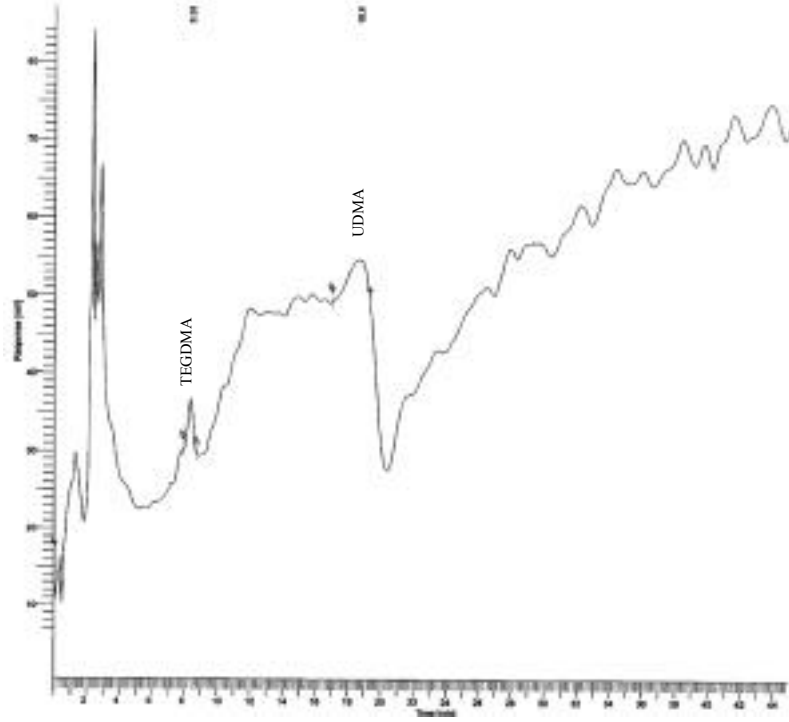
Grafik 40. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



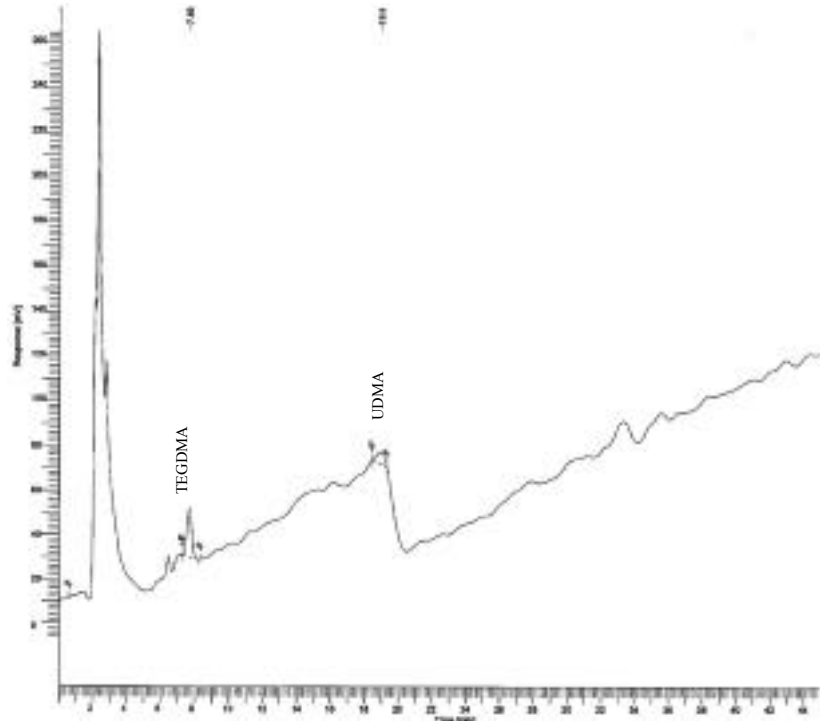
Grafik 41. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



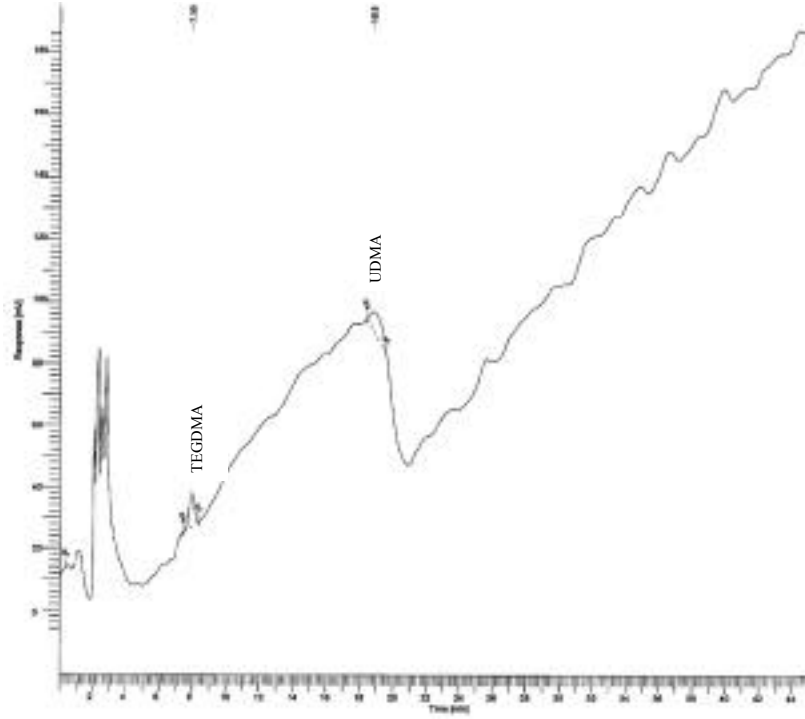
Grafik 42. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki P60 materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



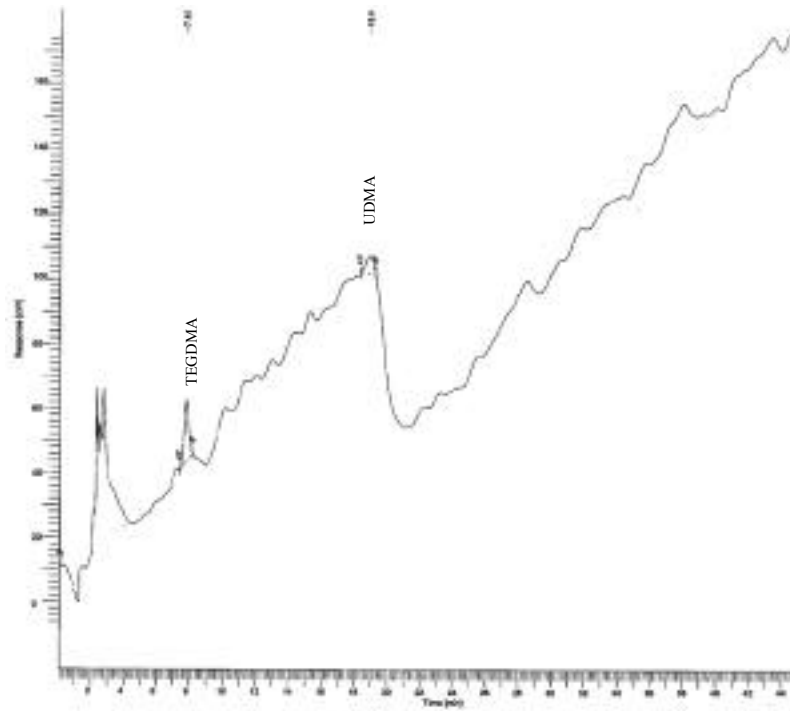
Grafik 45. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



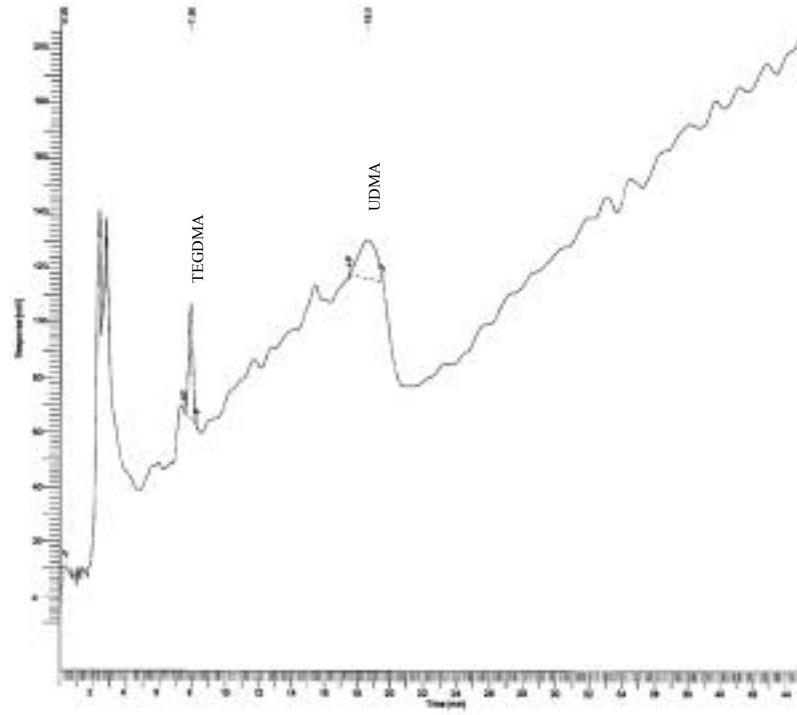
Grafik 46. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



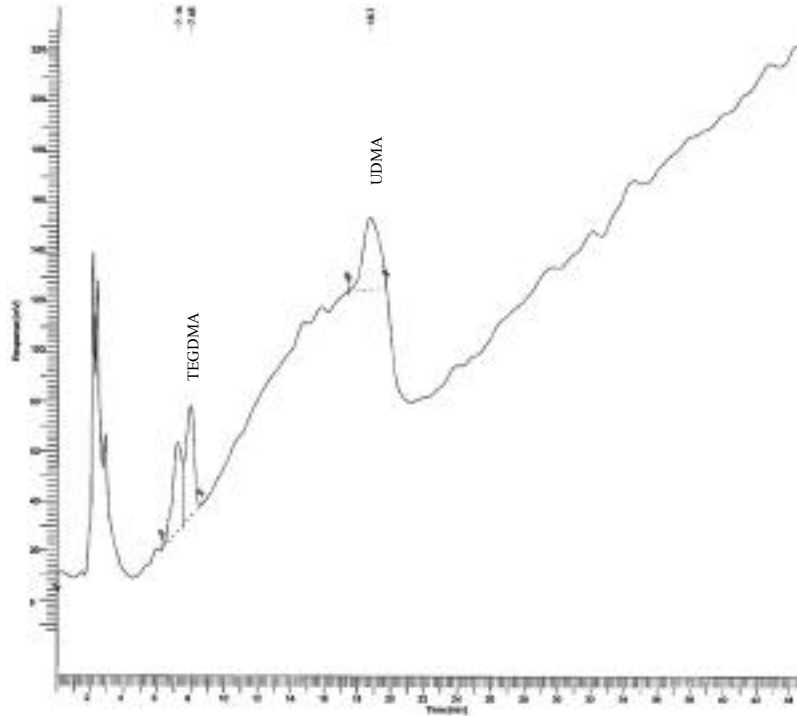
Grafik 47. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



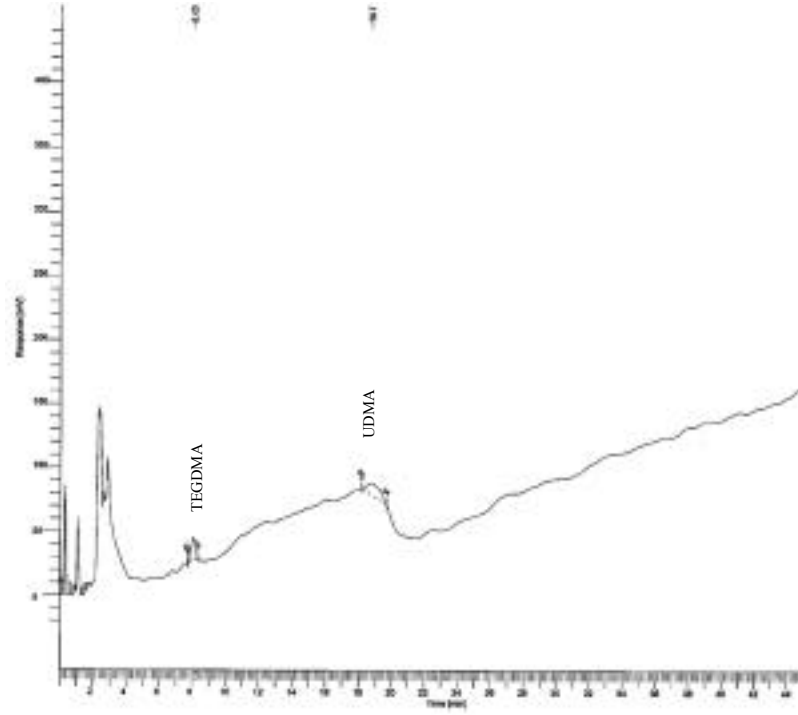
Grafik 48. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



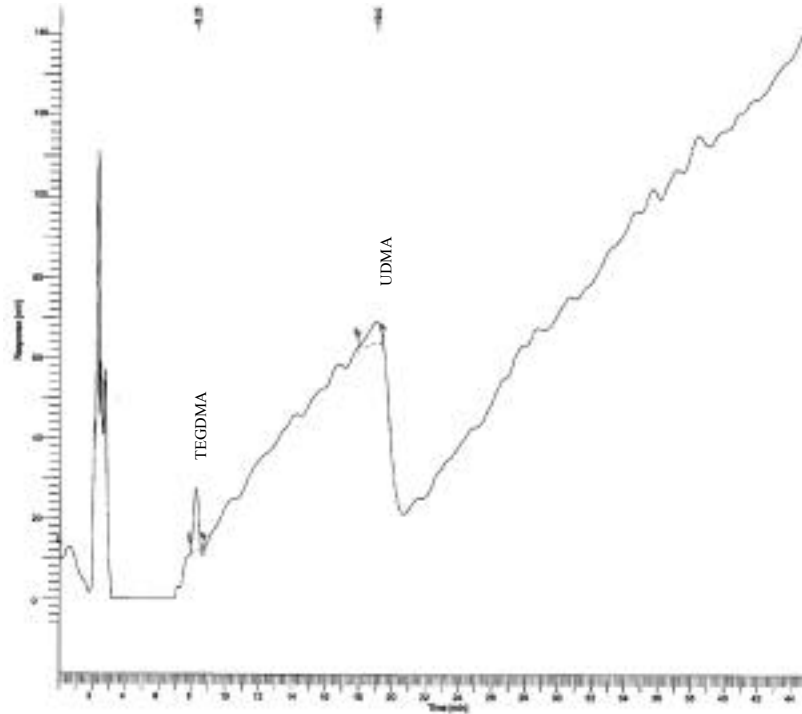
Grafik 49. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



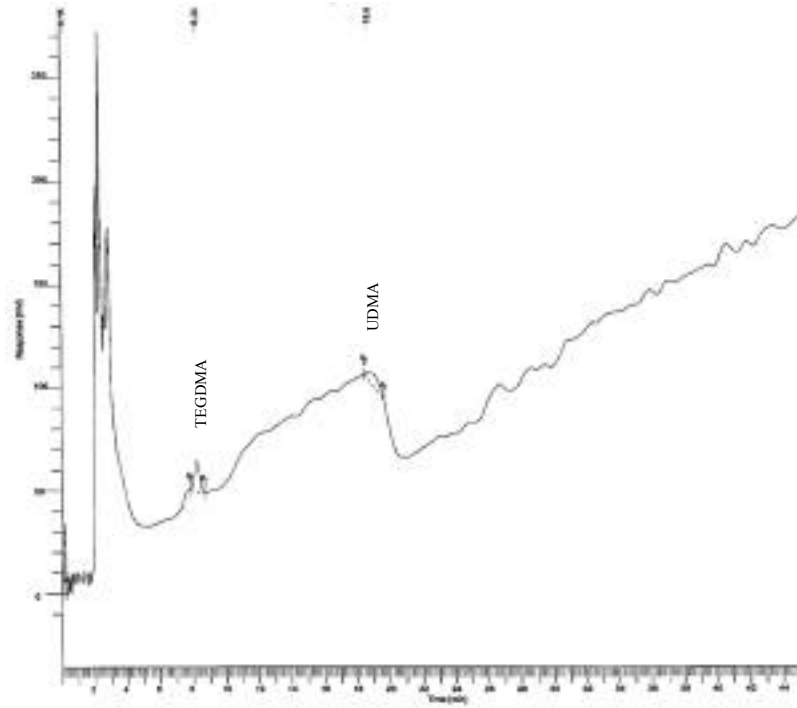
Grafik 50. LED ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



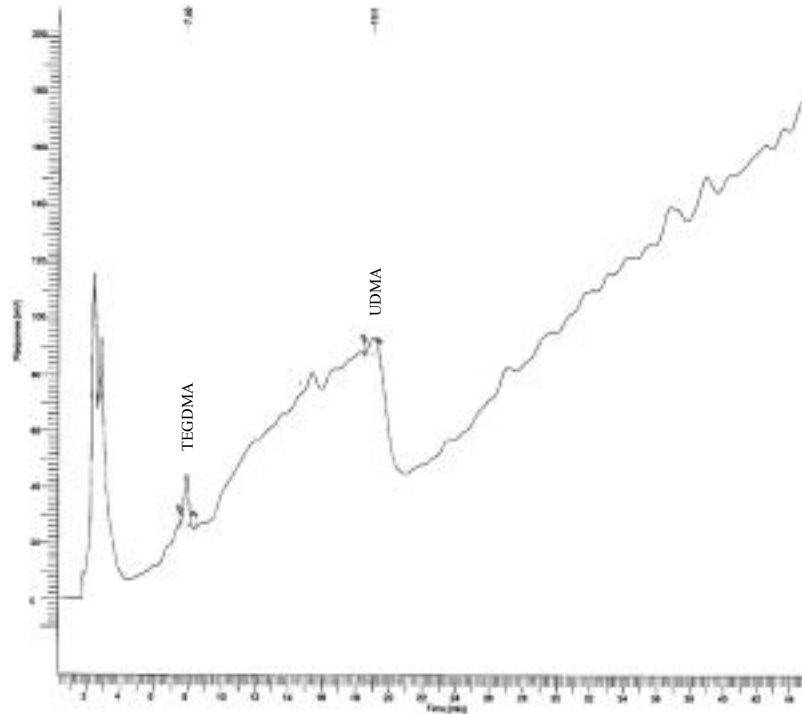
Grafik 51. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



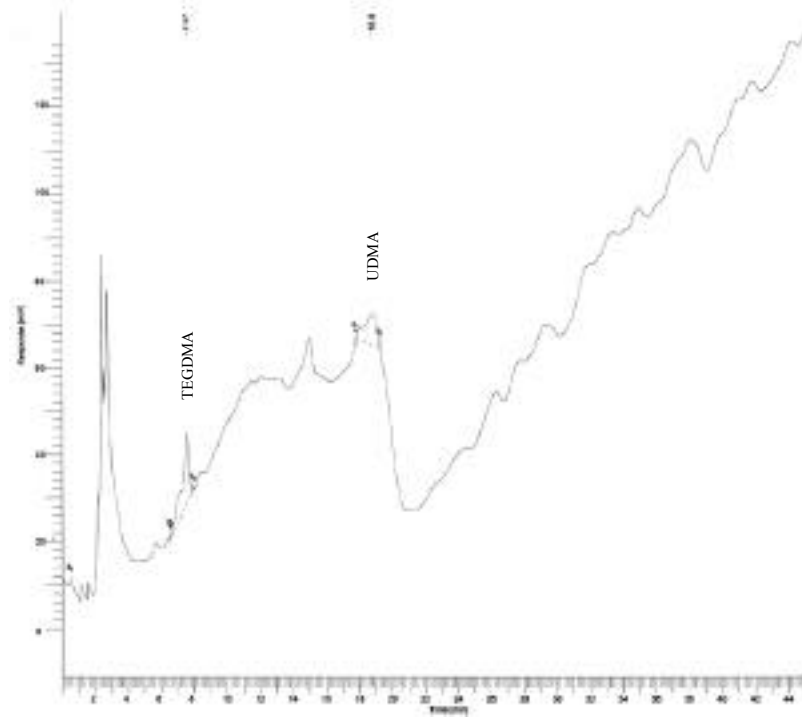
Grafik 52. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



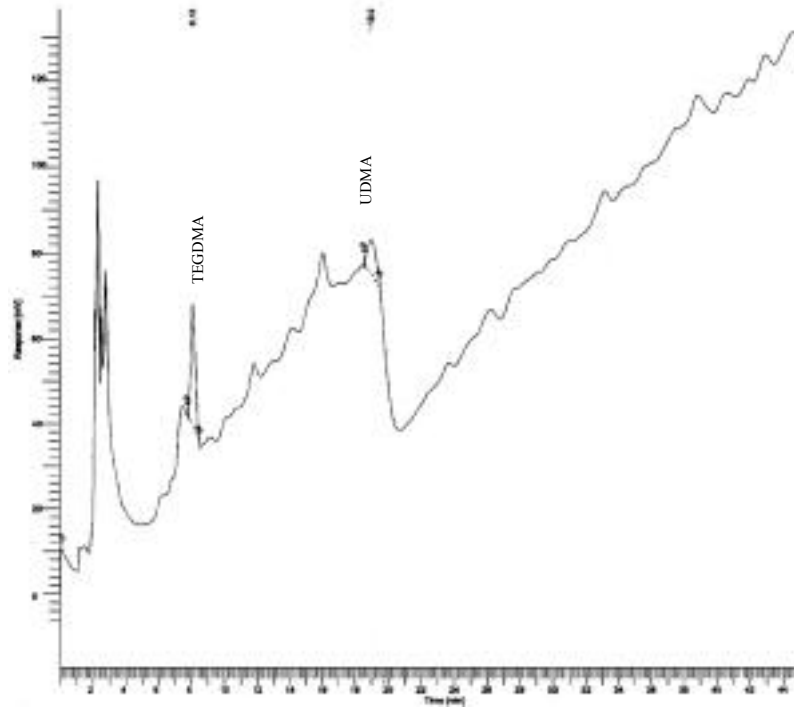
Grafik 53. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 30. dakikada elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



Grafik 54. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 2 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



Grafik 55. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 4 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram



Grafik 56. Halojen ışık cihazı ile polimerize edilmiş 6 mm çapındaki Supreme materyali disk örneklerinden 24. saatte elde edilen monomer salınımına ilişkin kromatogram

TARTIŞMA (BÖLÜM 5)

Geçmişten günümüze değin yapılan yoğun çalışmalar sonucunda, dişhekimliğinde süt ve sürekli dişlerin restorasyonunda sıklıkla kullanılan kompozit materyallerin gelişimde oldukça büyük ilerlemeler sağlanmıştır. Kompozit materyallerin fiziksel ve biyolojik özelliklerinin yüksek değerlerde tutulması ve biyoyumluluk açısından daha güvenilir materyaller geliştirilmesi hedeflenmektedir. Lokal veya sistemik toksisitenin materyallerin içeriğinde bulunan bazı maddelere ve bu maddelerin miktarlarına bağlı olarak meydana geldiği bilinmektedir. Bu nedenle üretici firmaların materyallerin bileşimindeki maddeleri ve miktarları bildirmeleri gerekliliği vurgulanmaktadır (38,93).

Monomer salınımı çalışmalarında reaksiyona girmeyen artık monomerlerin belirlenmesinde sertleşme reaksiyonuna katılmayan maddelerin belirlendiği MIR Spektroskopi (Multipl Internal Reflection Spectroscopy) yöntemi (80), polimerizasyon sonrasında çift bağlara dönüşme yüzdesinin hesaplandığı Infrared Spektroskopi yöntemi (11), materyalin başlangıç ağırlığına göre değerlendirilen ağırlık kaybı dikkate alınarak yapılan miktar tayini yöntemi (24), materyallerden sıvı ortama salınan maddelerin belirli çözücülerle ayrıştırılması esasına dayanan HPLC (Sıvı Kromatografi) ya da Mass Spektrofotometre (Gaz Kromatografi) analiz yöntemleri bu amaca yönelik olarak kullanılabilir (5,10,22,30,34,35,39,41,51,57,62,65,67,71,76,81,93,95,101,111).

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 (65). Bu nedenle büyük ve stabil olan monomerlerin HPLC cihazı ile yapılan Sıvı Kromatografisi analizlerinde daha iyi belirlenebileceği belirtilmiştir (65,70).

Bu çalışmada da kompozit materyallerin içeriğinde yer alan monomer yapıların analizinde en yaygın yararlanılan yöntemlerden biri olduğu düşünülen HPLC cihazı kullanılarak sıvı ortama olan monomer salınımı saptanmıştır.

HPLC ile yapılan analizlerde ayrıştırılan maddelerin değerlendirilmesinde dış standart yöntemi (40,46,68,80), iç standart yöntemi (58,94) 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 yüksekliği ve pik alanlarından miktar tayini gerçekleştirilmiştir (μg). Materyallerden monomer salınımlarının karşılaştırılmasında ise farklı yüzey genişliklerinde kullanılan disk örneklerinden dolayı salınan maddelerin yüzey alanına ($\mu\text{g}/\text{mm}^2$) olan oranlarının karşılaştırılması esas alınmıştır.

Çalışmada yapay tükürük örneklerinin içine atılan örnek maddelerin buharlaşmasından sonra kalan artık monomerler distile su içinde çözünerek HPLC cihazına verilmesi sağlanmıştır. HPLC çalışmalarında, 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 (46,71,74, 94,97). Bu çalışmada da, Olea ve arkadaşlarının çalışmasına uygun olarak cihaza yapılan enjeksiyon hacmi 50 μl olarak gerçekleştirilmiştir.

Monomer salınımlarının değerlendirilmesinde HPLC cihazına ilişkin en önemli parçalardan birinin dolgu materyali ve taşıyıcı kısımdan oluşan kolonlar olduğu belirtilmektedir (34,35,60). 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 (8mm x 10 cm), Nathanson ve arkadaşları C 18 kolon (3,9mm x 150 mm) kullanmışlardır (40,66,68,81). Bu çalışmada da reverse faz analitik kolon C 18 (250 x 4 mm) kullanılarak analitik ölçümler HPLC cihazında gerçekleştirilmiştir.

HPLC cihazındaki dalga boyu ve akış hızı da monomer salınımı 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 (40,64,66,77,97). Bu çalışmada da in vitro monomer salınımlarının değerlendirilmesinde akış hızı 1 ml/dk olarak uygulanmış ve 204 nm dalga boyunda çalışılmıştır.

Reçine esaslı materyallerden salınan artık monomerlerin in vitro koşullarda değerlendirildiği çalışmalarda, Hamid ve Hume, 2mm, 1 mm ve 0.5 mm derinliğinde ve 6 mm iç çapında paslanmaz çelik silindirik standart

diskler, Ferracane ve arkadaşları 2 mm kalınlığında ve 4 mm iç çapında paslanmaz çelik kalıp diskler hazırlamışlar, Geurtsen ve arkadaşları 2 mm kalınlığında ve 5 mm iç çapında diskler, Lygre ve arkadaşları 2 mm kalınlığında ve 6 mm çapında örnek kalıplar, Munksgaard ve arkadaşları 3,5 mm kalınlığında ve 5,5 mm çapında diskler, Santarre ve arkadaşları 4 mm kalınlığında ve 4 mm iç çapında diskler, Spahl ve arkadaşları 1 mm kalınlığında ve 6 mm iç çapında diskler kullanmışlardır (26,33,40,58,66,82,94). Bu çalışmalarda farklı kalınlık veya çaplarda hazırlanan pirinç, teflon, alüminyum, paslanmaz çelikten hazırlanan diskler ile materyallerden gerçekleşen monomer salınımlarının materyallerin kalınlığına veya yüzey alanının genişliğine göre farklılık gösterip göstermediğinin saptanması amaçlanmıştır. Standart disklerin hazırlanmasında kullanılacak plastik ve cam esaslı maddelerin yapısında bulunan reçinelerden serbestlenebilecek maddelerin olumsuz etkileri olduğu belirtilmektedir (26,40,58,82).

Bu çalışmada olumsuz etkilerin önlenmesi amacı ile paslanmaz çelik kalıplar kullanılmıştır. Paslanmaz çelikten 4 mm derinliğinde ve 2 mm, 4 mm ve 6 mm iç çapında olmak üzere üç farklı boyutta standart diskler hazırlanarak materyallerin yüzey alanı genişliğinin monomer salınımı üzerine olan etkisi araştırılmıştır.

Kompozit materyallerden salınan artık monomerlerin ayrıştırılması işleminde kullanılan karışımlar metanol/su, THF (tetra hidrofuran), etanol/su, asetonitril/su şeklinde olabilmektedir. 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 (2,40,66,68,71,77). Asetonitril ve su karışımının diğer HPLC analizlerinde de çözücü ve mobil faz olarak kullanıldığı belirtilmektedir (70,112). Yap ve arkadaşları BIS-GMA esaslı monomerlerinin hidrofobik yapıları nedeni ile bu monomerlerin ve ACN çözücü piklerinin iyi ayrıştığını belirtmişlerdir (112).

Bu çalışmada, ACN' in polimer ağ yapısına olan penetrasyonu ve emilim özelliklerinden dolayı piklerin iyi saptanabileceği düşünülerek çözücü olarak ACN ve su karışımı kullanılarak HPLC cihazı düzeneği kurulmuştur.

Arenholt-Bindslev ve arkadaşları Delton materyalinin uygulanmasından hemen sonra alınan tükürük örneklerinde çok düşük miktarlarda saptanan Bisfenol A salınımı saptandığını, 1. ve 24. saatlerde ise monomer salınımının belirlenmediğini bildirmişlerdir (5).

Bu çalışmada da, farklı çaplarda hazırlanmış olan kompozit diskler 30. dakika ve 24. saat süresince içerisinde 10 ml yapay tükürük bulunan cam kaplarda bekletilmiştir. 30. dakika ve 24. saat sonunda diskler kaptan çıkarılmış ve cam kapta kalan yapay tükürüğe eklenen kloroformun buharlaştırılması sonrası artık monomerlerin analizi gerçekleştirilmiştir.

Kompozit materyallerin tabakalandırma (incremental) teknik ile uygulanmasının polimerizasyon açısından daha olumlu sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Kompozit restorasyonlarda 2 mm' den kalın yapılan tabakalandırma tekniği sonucunda polimerizasyon uygulamasının yetersiz kaldığı ve restorasyonda başarısızlıklara neden olduğu belirtilmektedir. Kompozit materyalde yapılan daha koyu renk seçiminin de polimerizasyon derecesini etkilediği ve ışığın 2 mm derinliğe ulaşabilmesinin mümkün olmadığı bildirilmektedir (14,58,61).

Bu çalışmada materyal örnekleri aynı renklerde seçilerek polimerizasyon etkinliğinin benzer olması amaçlanmıştır. Üretici firmanın önerdiği kalınlıkta gerçekleştirilen tabakalandırma tekniği ile polimerizasyon derecelerinin yakın olması hedeflenmiştir.

Bala ve arkadaşları, materyal kalınlığı ve ışınlama süresi ile salınan monomer miktarı arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri çalışmalarında 1, 2, 3, 4 mm kalınlığında ve 5 mm çapında diskler kullanmışlar, materyalin uygulama kalınlığının artması ile ışık şiddetinin derinlere indikçe azalmasına bağlı olarak artık monomer miktarının da arttığını ve materyalin tabakalar halinde (inkramental teknik) uygulanması gerektiğini vurgulamışlardır. Araştırmacılar, ışınlama süresinin artması ile polimerizasyon miktarının da arttığını ve artık monomer miktarının azaldığını, yeterli miktarda polimerizasyon elde edilmesi için ışınlama süresinin 40 sn. olarak tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir (11).

Bu çalışmada da, kompozit materyaller 4 mm kalınlığında olan sabit diskler içerisine 2 mm kalınlığında tabakalandırma tekniği ile uygulanmış ve bu şekilde üretici firmanın önerilerine uyularak 20 sn. ve 40 sn. süre ile etkin polimerizasyon sağlanılmasına çalışılmıştır.

Araştırmacılar kompozit restorasyon materyallerin içeriğindeki maddelerin tümünün sertleşme reaksiyonuna katılmadığını ve reaksiyona katılmayan bu maddelerin "artık monomer" olarak bir kısmının sertleşmiş reçinenin yapısında kaldığını, bir kısmının ise ortamın özelliğine bağlı olarak sıvı ortamda çözünerek serbestlendiğini bildirmektedirler. Monomer-polimer

dönüşümünün tam gerçekleşmediği durumlarda ya da düzensiz olduğu durumlarda materyal yüzeyinde oluşan porozitenin yüzeydeki devamlılığı bozarak materyalin mekanik kuvvetlere karşı olan direncini azalttığı ve sıvı ortamda çözünürlüğünü artırdığı bilinmektedir (11,24,26,79,80,95).

Reçine esaslı materyallerden salınımı saptanan maddelerin BIS-GMA, UDMA, Bis-fenol A gibi temel monomer yapıları ile TEGDMA, HEMA ve EGDMA gibi yardımcı monomerler ve doldurucular olduğu bildirilmektedir (35,57,80,93).

Bu çalışmada kullanılan materyallerin yapısında yer alan monomerler ve oranları üretici firma tarafından Filtek Flow materyali için Bis-GMA (%10-20) ve TEGDMA (%10-20), A110 materyali için BIS-GMA (% 5-10) ve TEGDMA (% 5-10), P60 materyali için BIS-GMA (%<5), TEGDMA (%< 5), UDMA (%1-10) ve BIS-EMA (%5-10) ve Supreme materyali için TEGDMA (%< 5), UDMA (%5-15) ve BIS-EMA (%1-10) olarak belirtilmiştir (109).

Bu çalışmada, incelenen dört farklı kompozit materyalden salınan monomerlerin TEGDMA ve UDMA olduğu saptanmıştır. Materyallerin içeriğinde bulunmasına rağmen analiz sonucunda BIS-GMA ve BIS-EMA yapılarına rastlanmaması bu monomer yapılarının suda çözünmediği ya da çok az miktarlarda çözündüğünü düşündürmektedir.

Müller ve arkadaşları, kompozit materyallerdeki doldurucu tipi ve monomer yapı içeriğinin artık monomer salınımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında sekiz farklı kompozit materyalden distile suya olan monomer salınımını değerlendirmişlerdir. Hazırladıkları örnekleri polimerizasyon sonrası gaz kromatografi yöntemi ile analiz etmişlerdir. Araştırma sonucunda BIS-GMA esaslı kompozit materyallerden UDMA esaslı olan kompozit materyallere göre iki kat fazla TEGDMA salınımı gerçekleştiğini saptamışlardır. Araştırmacılar, TEGDMA monomerinin düşük hidrofilik yapısı, yüksek çözünürlüğe sahip olması ve komonomer karışımları arasındaki TEGDMA oranlarının farklı olması nedeni ile BIS-GMA esaslı materyallerin UDMA esaslı kompozit materyallere oranla daha yüksek düzeyde monomer salınımı gösterdiğini, doldurucu içeriklerinin ve miktarlarının distile sudaki TEGDMA salınımını etkilemediğini belirtmişlerdir. BIS-GMA'nın hidrofobik yapısı nedeni ile etrafındaki sıvıya geçişinin daha az miktarda olduğunu ancak polimerik ağ yapısının içindeki dinamik kuvvetlerin sürekli değiştiğini ve her çözücüde salınım oranlarının farklı olabileceğini savunmuşlardır (65).

Bu çalışmada da, inorganik doldurucu içerikleri ve monomer yapıları farklı olan akışkan, mikrofil, hibrid ve nanofil özellikte dört farklı kompozit materyal kullanılmış ve materyallerin tümünden TEGDMA salınımı, birinden ise aynı anda hem TEGDMA hem de UDMA monomer salınımının gerçekleştiği saptanmıştır.

Polimerizasyon sırasında BIS-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi dimetakrilat monomer moleküllerinin çapraz bağlantılı ve üç boyutlu ağ yapılarına sahip olduğu bilinmektedir. Çoğu bir veya birden çok metakrilat grup ile bağlı olan monomer moleküllerin polimerizasyona girmeyerek ağ içinde kalabildiği ve ağ yapısına katılmayan bu monomer moleküllerinin salınabildiği bilinmektedir. Monomer moleküllerinin küçük ve esnek yapılar olması, kutupsal uçlara ve daha da esnek ve küçük olan asılı gruplara sahip olması nedeni ile polimer ağ boyunca daha geniş ve karmaşık yapıdaki monomerlerden daha kolay difüze olabildiği düşünülmektedir. Moleküler yapısı nedeni ile polimer ağ boyunca difüze edilebilen TEGDMA molekülü salınımına en elverişli monomer olarak tanımlanmaktadır (65).

Bu çalışmada da, her örnek grubundan salınan TEGDMA monomerinin, TEGDMA'nın yüksek çözünürlüğü, hidrofilik özelliği ve moleküler yapısı nedeni ile salınımına en uygun monomer olmasından ileri geldiğini, BIS-GMA monomerinin ise hidrofobik yapısından dolayı matriks yapıdan daha zor uzaklaşarak salınımının daha zor gerçekleşmesi nedeni ile analiz sonuçlarında rastlanmadığını düşündürmektedir.

Spahl ve arkadaşları tarafından, çeşitli monomerler ve ilave maddeler içeren dört farklı kompozit materyalden (Arabesk, Superlux, Pertac-Hybrid, Adaptic II) salınan maddeleri belirlemek için yapılan çalışmada 1 mm kalınlığında ve 6 mm çapında diskler kullanılmış ve ışık cihazı (Heliomat) ile polimerize edilmiştir. Polimerizasyon süresince örnekler transparan plastik matriks stripler ile kaplanmış ve hava önleyici bir yüzey elde edilmiştir. Sıvı kromatografisi ile yapılan analiz sonucunda materyaller içerisindeki büyük matriks monomerlerini, gaz kromatografisi ile küçük komonomerleri ve ilave maddeleri belirlemişlerdir. Araştırmacılar, benzer kompozisyonda olmalarına karşın materyallerden farklı miktarlarda madde salındığını, ancak su içerisinde bekletilen örneklerden büyük ölçüde TEGDMA monomeri salınırken materyallerin içeriğindeki düşük moleküler ağırlıklı koinitiyatörler, fotostabilizatörlerin salınımının büyük ölçüde metanolde bekletilen örneklerden meydana geldiğini ve bu maddelerin polimer ağ yapısına katılmadığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar, reçine esaslı materyallerden monomer salınımının

azatılması için polimerizasyonu artırıcı maddelerin daha fazla ilave edilmesi ve suda çözünen monomerlerin azaltılması gerektiğini vurgulamışlardır (94).

Bu çalışmada da materyal örneklerinin üzerine plastik bir strip konarak hava geçişi önlenmiş ve sıvı kromatografisi sonucunda kompozit materyallerden salınım yapan ana monomer TEGDMA olarak belirlenmiştir. Materyaller TEGDMA monomer salınım düzeyi değerlendirildiğinde Filtek Flow ile Supreme materyalleri arasındaki farkın, materyallerin partikül büyüklüklerinin birbirinden en farklı kompozit materyaller olması ve doldurucu oranlarının farkı olduğu düşünülmüştür.

Pearson ve arkadaşları, üç farklı hibrit (Occlusin, P30, Command) ve bir mikrofil yapıda kompozit (Silux) materyallerinin su emilimi ve suda çözünürlüğünü belirlemek amacı ile yaptıkları çalışmada polimerizasyon için halojen tipte (Visilux 2) ışık cihazını kullanmışlardır. 1. saat, 6. saat ve 24. saat sonunda materyallerdeki suda çözünme oranının polimerizasyonun tamamlanmadığı örneklerde daha yüksek olduğunu, en az çözünen materyalin ise UDMA içeren Occlusin olduğunu belirlemişlerdir. Araştırma sonucunda, materyallerin suda çözünürlüğünde yapılarında suda çözünürlüğü fazla olan monomerlerin bulunmasının etkisinin fazla olduğunu, polimerizasyon süresinin azaltılmasının materyalin su emilimi ve suda çözünürlüğü ile doğrudan ilişkisi olduğunu ve bu durumun klinik kullanımda materyalin dayanıklılığını azaltacağını belirlemişlerdir (73).

Bu çalışmada, kompozit materyallerin LED ve Halojen ışık aletleri ile polimerizasyonu üretici firmanın önerildiği süreler ile gerçekleştirilmiş ve sonuçta en fazla TEGDMA ve daha az miktarda UDMA monomerinin suda çözünerek salındığı bulunmuştur. Polimerizasyon süresinin ve materyallerin monomer içeriklerinin sıvı ortamda salınımları ve uzun dönemde restorasyonların klinik başarı göstermesi açısından önemli olduğu düşünülmektedir.

Araştırmacılar reçine esaslı kompozit materyallerden en çok salınan monomerlerin TEGDMA, HEMA ve BIS-GMA olduğunu bildirmişlerdir (40,77,80). Kompozit materyallerden en sık salınım yapan monomer moleküler yapısı ve yüksek çözünürlük özellikleri nedeni ile TEGDMA olarak belirtilirken, BIS-GMA monomerinin hidrofobik yapısı ve sıvı ortama difüzyonunun zor olması nedeni ile suda hiç çözünmediği ya da çok az miktarda çözündüğü belirtilmektedir (34,94).

Olea ve Pulgar yaptıkları çalışmada BIS-GMA sentezinde kullanılan ve reçine esaslı fissür örtücülerden salınan Bis-fenol A'nın östrojenik etkileri olduğunu ileri sürmüşlerdir (71). Hansel ve arkadaşları, reçine esaslı materyallerden salınan TEGDMA monomerinin *S. sobrinus* ve *L. Acidophilus* mikroorganizmalarının üremelerini artırdığını, insanda primer fibroblast hücrelerinde toksik etkili olduğu ve viskozitesi düşük olan adesiv materyallere karşı gelişen pulpadaki reaksiyonların ortamdaki bakterilere ve materyalin içeriğindeki toksik maddelere bağlı olduğunu bildirmişlerdir (42). Tüm reçine esaslı materyallerin içeriğindeki monomerlerin allerjik, toksik ve istenmeyen yan etkiler oluşturmamasından dolayı allerjen olarak kabul edilebileceği vurgulanmaktadır (48,51,55,58,94).

Rueggeberg ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada TEGDMA, BIS-DMA ve BIS-GMA monomerlerinin salınımını saptamış ve bu monomerlerin salınım dozlarının biyolojik olarak dokulara uyumlu olmadıklarını belirtmişlerdir. Polimerize olmamış monomerlerin salınımının bölgesel sitotoksik etkileri olacağı gibi tükürük, kan, mukozal hücrelerin membranları aracılığı ile de vücuda yayılıp toksik etki gösterebileceği belirtilmiştir (80).

Shalji ve arkadaşları, BIS-GMA ve TEGDMA esaslı mikrodoldurucu kompozit yapıda meydana gelen monomer salınımına ilişkin olarak doldurucu içeriklerin ve çözücünün etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarında % 20-40 oranında silika partikülleri kullanmışlar, hazırlanan örnekleri fosfat tamponu ve kolesterol esteraz solüsyonlarında değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak, TEGDMA monomerinin kolesterol esteraz solüsyonunda salınım yaptığını ve 0. ve 8. günlerde düşük doldurucu içeriği olan kompozit örneklerden gerçekleşen salınımın belirgin derecede daha yüksek olduğunu, doldurucu içeriklerinin ve çözücülerin monomer salınımında etkili olduğunu vurgulamışlardır (89).

Bu çalışmada her biri farklı inorganik doldurucu oranına sahip dört farklı kompozit materyal kullanılmış ve içeriklerindeki inorganik partiküllerin doldurucu oranı ile salınan monomer miktarı arasında bir bağlantı saptanamamıştır.

Söderholm ve arkadaşları, altı kompozit materyalde kullanılan doldurucu içeriklerin suda ve yapay tükürükteki salınımını incelemek amacı ile geleneksel kompozit materyal yapısına uygun olarak BIS-GMA/TEGDMA ya da UDMA/TEGDMA reçine matriks ve kuartz ve baryum partikülleri ilave edilmiş kompozit örnekleri hazırlamışlar, polimerize edilmiş kompozit materyalleri suda ve yapay tükürük içerisinde 6 ay süresince bekletmişlerdir. Sonuç olarak, baryum içerikli doldurucuların tükürükte kuartz dolduruculardan daha fazla salınım gösterdiğini ve daha az stabil bir molekül olduğunu, salınımın ise yapay

tükürük içerisinde daha çok olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmacılar, yapay tükürükte protein bulunmaması nedeni ile in vivo bir çalışmanın sonuçlarının daha farklı olabileceğini de belirtmişlerdir (90).

Bu çalışmada, kullanılan materyallerin doldurucu içeriklerinin benzer yapıda ve doldurucu oranlarının birbirinden farklı olmasından dolayı farklı miktarlarda monomer salınımına rastlandığı ve materyalin yapısındaki doldurucu madde kompozisyonu ve içeriğinin monomer salınımı miktarını etkilediği düşünülmektedir.

Ferracane ve arkadaşları, BIS-GMA ve TEGDMA içerikli mikrofil yapıdaki kompozit materyalden (Silux) 2 mm kalınlığında ve 4 mm çapında kalıplar hazırlamışlar ve uygulama sonrasında salınan maddeleri belirlemek için örnek kalıpları 3,6,24,72 ve 144 saat distile suda bekletmişlerdir. Çalışmada kompozit materyalden suya salınım yapan maddelerin % 75'inin ilk 3 saat içerisinde salınımının gerçekleştiğini, salınım olayının hızla ilerlediğini ve 24 saat içerisinde büyük kısmının tamamlandığını belirtmişlerdir. Araştırmacılar kompozit materyallerin hızla tamamlanan molekül salınımları nedeni ile pulpa ve diğer ağız dokularında olumsuz, kronik bir kaynak oluşturmadığını ileri sürmüşlerdir(25).

Bu çalışmada, monomer salınımının ilk 30 dakika içerisinde büyük oranda gerçekleştiği ve 24 saat boyunca devam ettiği belirlenmiştir. Farklı kompozit materyallerdeki toplam monomer salınımının 24 saat sonundaki miktarları saptanarak karşılaştırılmıştır.

Reçine esaslı materyallerden artık monomer salınımının çözücünün ve salınan maddelerin kimyasal özelliklerine ve polimerizasyon derecesine bağlı olduğu, polimerizasyon derecesinin ise polimerize matriks içerisindeki çapraz bağlara, içeriğindeki monomer, oligomer yapılara ve çevresel etkilere bağlı olduğu bildirilmektedir (58,66,72,96).

Tanaka ve arkadaşları, kompozit resin materyalden (Photoclearfil) TEGDMA ve BIS-GMA salınımını araştırmak amacı ile 6 mm çapında ve 3 mm yüksekliğinde paslanmaz çelik diskler içinde polimerize edilen materyal örneklerini 37°C de 7 gün distile suda bekletmişler ve monomer salınımının düşük miktarlarda gerçekleştiğini, salınan monomerlerin büyük oranda TEGDMA, oldukça düşük oranda BIS-GMA olduğunu, artık monomerlerin büyük oranda sertleşmiş olan kompozit yapıda kaldığını ve monomer salınımının zamanla azaldığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar, ayrıca polimerizasyon

süresinin artması ile artık monomer salınımlarının azalacağını da vurgulamışlardır (96).

Bu çalışmada, 30. dakika ve 24. saat sonundaki monomer salınım miktarları belirlenmiş, monomer salınımının 24 saat süresince devam ettiği saptanmış ve 24 saat sonundaki salınan toplam monomer miktarı kümülatif olarak elde edilmiştir. Tanaka ve arkadaşlarının çalışmasına uygun olarak TEGDMA monomerinin büyük oranda salınım gösterdiği belirlenmiştir. Monomer yapıların suda çözünmelerinin farklılığı, moleküler ağırlıklarının ve suda bekletilen her monomerin hareketliliğinin farklı olması ile açıklanabilmektedir. Kompozit yapıda uzun zaman içerisinde çözünerek salınımı gerçekleşen monomerlerin belirlenmesi ve ışınlama sonrası dönemde yapıda kalan monomerlerin azalma mekanizmasının saptanabilmesi için uzun dönemlere yayılan analizlere ihtiyaç olduğu düşünülmektedir.

Örtegren ve arkadaşları, altı kompozit materyalin (Alcaglass, C&B Cement, Sono-Cem, Targis, TPH Spectrum, Vario-Link II) su emilimi, suda çözünürlükleri, salınan monomer miktarı ve cinsini 4. ve 24. saat ve 7. ve 60. gün zaman dilimlerinde HPLC cihazında incelemişlerdir. Araştırmacılar, reçine matriks kompozisyonunun materyallerin suda eriyebilirliklerinden ve çözünme özelliklerinden etkilendiğini, hidrofilik monomerlerden meydana gelmiş olan materyallerin daha yüksek oranda suda çözünürlük gösterdiğini ve materyallerden salınan ana monomerin reçine matriksteki en küçük molekül olan TEGDMA olduğunu, ayrıca UDMA monomerine de rastlandığını saptamışlar ve en yüksek konsantrasyonun 7. gün sonrasında gözlemlendiğini bildirmişlerdir (72).

Bu çalışmada da, yapay tükürük içerisine salınan monomerlerden TEGDMA ana monomer olarak belirlenmiş, bir materyalden ise hem TEGDMA hem de UDMA monomer salınımına rastlanmıştır. İlk 24 saat içerisinde monomer salınımının devam ettiği belirlenerek kümülatif monomer salınım miktarı saptanmıştır.

Yap ve arkadaşları, beş farklı ışık cihazı GC e-light (LED), Elipar Freelight (LED), Max (Halojen), Astralis 10 (Halojen), Elipar Trilight (Halojen) ve cihazların farklı modlardaki (Pulse/Continuous/Soft start) ışınlama seçeneklerini kompozit (Z100, 3M ESPE) disklerle uygulamışlar ve gerçekleşen monomer salınımını HPLC cihazında incelemişlerdir. Çalışma sonucunda, tüm ışık cihazlarında ve modlarında en çok salınan monomerin TEGDMA olduğunu, TEGDMA monomer salınımının LED ışık cihazlarında halojen cihazlara göre daha fazla gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Toplam monomer salınımları

karşılaştırıldığında continuous (devamlı) moddaki ışık uygulamasının diğerlerine göre daha az salınım neden olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar bu durumun, düşük molekül ağırlığına sahip TEGDMA monomerinin daha geniş ve yüksek molekül ağırlığına sahip BIS-GMA molekülünden daha kolay ve hızlı salınım yapmasına bağlamışlardır. LED grubunda Halojen grubuna göre ışık cihazlarına göre daha fazla gerçekleşen toplam monomer salınımının ise LED ışık cihazındaki ışınlama etkinliğinin, ışık yoğunluğu ve spektral dağılımının farklılığından kaynaklandığını bildirmişlerdir (111).

Bu çalışmada da, dört farklı materyalden en fazla salınan monomerin TEGDMA olduğu saptanmış, Supreme materyalinde ise hem TEGDMA hem de UDMA salınımına rastlanmıştır. Salınan monomerlerin reçine matrisi içinden difüzyon ile meydana geldiği bilinmektedir. Bu nedenle salınan monomerler materyalin içeriğindeki miktarları, boyutları ve kimyasal yapıları ile yakından ilişkilidir. TEGDMA monomerinin tüm materyallerin içeriklerinde yüksek oranda yer alması ve düşük moleküler ağırlığı nedeni ile en yüksek salınım gösteren monomer olduğu düşünülmektedir. Yap ve arkadaşlarının çalışmasına benzer olarak bu çalışmada da monomer salınımı LED ışık grubunda Halojen ışık grubuna göre daha yüksek bulunmuştur. Tabakalama tekniği ile gerçekleşen polimerizasyon işleminde düşük enerji yoğunluğuna sahip LED ışık cihazının kullanılması ile etkili bir polimerizasyon işlemi gerçekleştirilemediği ve bu nedenle kısa zincirli polimer yapıların oluşması ile reaksiyona girmeyen monomer sayısının arttığı düşünülmektedir.

Munksgaard ve arkadaşları, BIS-GMA ve TEGDMA içeren deneysel reçine materyal ve kompozitten (Z100) polimerizasyon sonrasında gerçekleşen monomer salınımlarını belirlemek amacı ile yüksekliği 2 mm ve çapı 5 mm olan silindirik metal kalıplardan elde edilen örnekler hazırlamışlar, üst yüzeylerini şeffaf plastik strip ile kaplayarak Halojen (XL 3000), Plazma Ark (Apollo 95E) ışık cihazları ile polimerize etmişler ve 50 µl sıvı maddeyi HPLC cihazına enjekte ederek monomer salınımını analiz etmişlerdir. Araştırma sonucunda, TEGDMA monomer salınımının halojen ışık cihazı ile polimerizasyon sonrasında deneysel reçine materyalinden $3.28 \mu\text{g}/\text{mm}^2$, kompozit materyalinden $0.91 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ olduğunu ve plazma ark ışık cihazı ile polimerizasyon sonrasında ise salınımının deneysel reçine materyalinden $25.2 \mu\text{g}/\text{mm}^2$, resin kompozit materyalinden ise $3.15 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ olduğunu bildirmişlerdir. Plazma ark ışık aleti ile yapılan polimerizasyon sonrası gerçekleşen monomer salınımının Halojen ışık ile polimerize edilen örneklerle göre fazla olduğunu, plazma ark ışık aletlerinin üretici firmanın önerilerine uyarak kullanıldığı zaman

kısa süreli gerçekleşen polimerizasyon süresi nedeni ile etkin bir polimerizasyon gerçekleşemediğini ileri sürmüşlerdir (66).

Bu çalışmada da, LED ve Halojen ışık cihazlarının monomer salınımı yönünden karşılaştırılması sonrasında LED ışık cihazı ile polimerize olan örneklerden salınan monomer miktarının daha fazla olduğu bulunmuştur. 6 mm çapındaki materyallerden halojen ışık cihazı ile yapılan polimerizasyon sonrasında TEGDMA monomer salınımı Flow, A110, P60 ve Supreme materyalleri için sırası ile $0.44 \mu\text{g}/\text{mm}^2$, $0.08 \mu\text{g}/\text{mm}^2$, $0.006 \mu\text{g}/\text{mm}^2$, $0.014 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ olarak ve LED ışık cihazı ile yapılan polimerizasyon sonrasında ise $0.31 \mu\text{g}/\text{mm}^2$, $0.17 \mu\text{g}/\text{mm}^2$, $0.1 \mu\text{g}/\text{mm}^2$, $0.02 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ olarak saptanmıştır. Polimerizasyon süresinin ışık cihazlarının yaydıkları ışık yoğunluklarına bağlı olarak düzenlenmesinin daha etkin bir polimerizasyon sağlayacağı ve bu şekilde artık monomer oluşumunu azaltacağı düşünülmektedir.

Wiggins ve arkadaşları, üç farklı kompozit materyal (A110, Z250, Supreme), güç yoğunlukları farklı olan iki tip LED (Elipar Freelight II, Elipar Freelight I) ve iki tip halojen ışık cihazı (Elipar Trilight, Optilux 501) kullanılarak polimerizasyon etkinliğini araştırmışlar, yüksek güce sahip ($1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ ve $1500 \text{ mW}/\text{cm}^2$) ve ışınlama süresi daha kısa olan (10 sn) ışık cihazları arasında fark bulunamadığını, daha düşük güç yoğunluğuna sahip ($400 \text{ mW}/\text{cm}^2$) ve daha uzun ışınlama süresi (20 sn) olan ışık cihazlarının polimerizasyon derinliğinin ise daha az olduğunu belirtmişlerdir. Çalışma sonucunda araştırmacılar, etkili bir polimerizasyon reaksiyonunun fotoinitiyator sistem tarafından emilen ışık enerjisi miktarına ve toplam enerji (yoğunluk x zaman) miktarına bağlı olduğunu ileri sürmüşlerdir (109).

Bu çalışmada, ışık yoğunluğu $400 \text{ mW}/\text{cm}^2$ olarak belirlenen LED tipi ışık cihazı ile ışık yoğunluğu $500 \text{ mW}/\text{cm}^2$ olarak belirlenen Halojen tip ışık kaynağı kullanılmış ve kompozit materyaller üretici firmanın önerileri gözönünde bulundurularak 20 sn ve 40 sn süre ile polimerize edilmiştir. Işık yoğunluğunun monomer salınım miktarını etkilediği ve ışık cihazlarının yoğunluklarının kullanıma bağlı olarak azalmasının ışınlama etkinliğini azalttığı düşünülmekte ve bu nedenle bu cihazların ışık yoğunluk ölçümlerinin düzenli aralıklarla yapılması önerilmektedir.

Kompozit materyal uygulamalarında polimerizasyon sonrası sertleşme reaksiyonu sırasında kompozit materyalin en dış tabakasında oluşan oksijen yoğunluğunun, sertleşme reaksiyonunu olumsuz yönde etkileyebildiği belirtilmektedir. Oksijen ile reaksiyona giren serbest radikallerin olmasının polimerizasyonu engellediği ve artık monomer oluşma olasılığını artırdığını

bildirilmiştir. Bu gözlemin, kompozit materyalin cilalanma sonrasında biyouyumluluğun artması ile de ilişkili olduğu belirtilmektedir (80,93).

Rueggeberg ve arkadaşları, ışıkla polimerize olan fissür örtücü materyalden (Delton, Dentsply) polimerizasyona girmemiş monomerlerin salınımında klinik uygulama yöntemlerinin etkisini incelemişler ve bu amaçla ışınlama işleminden sonra materyalin yüzeyine hava-su spreyi, ıslak pamuk, kuru pamuk, pamuk ile pomzalama, fırça ile pomzalama işlemlerini uygulamışlardır. Araştırmacılar, örneklerden salınan monomer miktarlarını karşılaştırdıklarında pamuk ya da profilaksi fırçası ile pomza uygulaması yapılmış olan örneklerde monomer salınımının % 93-95 oranında azalmış olduğunu belirlemişlerdir (80).

Klinik uygulamalarda monomer salınımının azaltılması için materyalin uygulanması sırasında olduğu kadar, uygulama sonrası önerilere de dikkat edilmesi gerektiği düşünülmektedir.

Bilgin, BIS-GMA/TEGDMA esaslı iki fissür örtücü materyal (Ultraseal XT Plus, Delton), bir adesiv materyal (Optibond Dual Cure) ve bir cam iyonomer materyalden (Fuji IX GP) 0., 1. ve 24. saatte oluşan monomer salınımını in vivo ve in vitro kuşullarda incelemiş; Ultraseal, Delton ve Optibond materyallerinden tükürüğe TEGDMA ve BIS-GMA salınımının gerçekleştiğini, salınımın en fazla 0. saatte saptandığını, en fazla salınım miktarının ise en kalın diskte oluştuğunu bildirmiştir. In vitro monomer çalışmasında ise BIS-GMA'nın hiç bir distile su örneğinde saptanmadığını belirtmiştir (12).

Bu çalışmada 30. dakika ve 24. saat sonunda elde edilen örneklerin sıvı analizlerinde monomer salınımının ilk 1 saat içerisinde büyük ölçüde gerçekleştiği ancak 24 saat boyunca devam ettiği belirlenmiştir. Disklerin 30. dakika ve 24. saat boyunca ayrı ayrı tüplerde bekletilmesi ile monomer salınımlarının toplam miktarının ve devam ettiği zaman diliminin belirlenmesi amaçlanmıştır. Bilgin'in çalışmasına benzer olarak en fazla salınımın en büyük çaplı örneklerde meydana gelmiş olduğu belirlenmiş, BIS-GMA monomerine distile suda olduğu gibi yapay tükürükte de rastlanmadığı dikakti çekmiştir.

BIS-GMA monomeri ile elde edilen bu bulguların, diğer araştırmacıların da BIS-GMA monomerinin suda çok az çözündüğüne ilişkin bulguları ile benzerlik gösterdiği görülmektedir (34,39,42,89,94).

Bu çalışmada elde edilen bulgulara göre kompozit materyallerden en fazla salınımı gerçekleştiren monomer TEGDMA monomer yapısıdır. Materyallerden gerçekleştiren monomer salınımlarının en fazla sertleşme

reaksiyonlarının başlangıç safhasında meydana geldiği ve polimerizasyon işleminin tam gerçekleştirilemediği durumlarda salınım miktarının arttığı bilinmektedir. Salınan monomer miktarı örnek çapı arttıkça daha yüksek miktarda meydana gelmiştir. Bu sonuç, uygulanan materyalin miktarına bağlı olarak içeriğindeki monomer miktarının artmasına bağlı olduğunu göstermektedir.

İncelenen Filtek Flow, Filtek A110, Filtek P60 ve Filtek Supreme kompozit resin materyallerin klinik uygulamalarında materyal üzerine uygulanacak olan ışığın etkin bir polimerizasyon işleminin gerçekleşmesi için uygun dalga boyunda ve aralığında verilmesi gerekmektedir. Yetersiz bir polimerizasyon sonucunda monomer-polimer dönüşümünün yetersiz kalması ile materyalin mekanik özelliklerinin olumsuz etkilenerek polimerizasyon büzülmesi, kenar aralığı ve mikrosızıntı oluşturmaları sonucu restorasyonda başarısızlığa neden olan artık monomerlerin ortama salındığı belirlenmiştir.

Kompozit reçine uygulamalarında ortama salınan artık monomer miktarını tamamen yok etmek olanaksız olduğundan kompozit materyallerin en ideal şekilde uygulanması gerekmektedir. Polimerizasyon ve klinik uygulama aşamalarında üretici firmanın önerilerine dikkat edilmesi gerektiği, uygun şartlar sağlandığında polimerizasyon işleminin etkili şekilde gerçekleştirilebileceği, monomer-polimer dönüşüm oranlarının artırılması ile yüksek derecede çapraz bağlantı içeren zincir oluşturulması ve böylece artık monomer salınım miktarlarının azaltılabileceği düşünülmektedir.

5.1. SONUÇLAR

Filtek Flow, Filtek A110, Filtek P60 ve Filtek Supreme kompozit materyallerinin Elipar Freelight I (LED) ve Visilux II (Halojen) ışık cihazları ile polimerizasyonu sonrasında 0.saat ve 24.saat zaman dilimlerinde materyallerden gerçekleşen monomer salınımlarının incelendiği bu in-vitro çalışmanın koşullarına göre elde edilen sonuçlar aşağıda gösterilmektedir.

5.1.1. Filtek Flow Materyal Grubunda Elde Edilen Sonuçlar

Filtek Flow materyalinin her iki ışık cihazı ile polimerizasyonu sonrası her iki zaman diliminde tüm örneklerden sadece TEGDMA monomer salınımının gerçekleştiği belirlenmiştir.

LED grubunda elde edilen sonuçlar:

- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarda monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı saptanmıştır.

- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarda yüzey alanına göre değerlendirilen monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak artmadığı belirlenmiştir.

- 30. dakikada 2 mm çapındaki örneklerde ortalama monomer salınımı $2.82 \mu\text{g}$ ve 6 mm çaplarındaki örneklerden ortalama monomer salınım miktarı $14.02 \mu\text{g}$, yüzey alanına göre yapılan değerlendirmede ise bu oranlar $0,0898 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ ve $0,1062 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ olarak bulunmuştur.

- 24. saatte 2 mm çapındaki örneklerde ortalama monomer salınımı $9.34 \mu\text{g}$ ve 6 mm çaplarındaki örneklerden ortalama monomer salınım miktarı $41.36 \mu\text{g}$, yüzey alanına göre yapılan değerlendirmede ise bu oranlar $0,2974 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ ve $0,3136 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ olarak belirlenmiştir.

Halojen grubunda elde edilen sonuçlar:

- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarda monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı bulunmuştur.

- 30. dakika ve 24. saat için 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarda yüzey alanına göre değerlendirilen monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı saptanmıştır.

- 30. dakikada 2 mm çapındaki örneklerde ortalama monomer salınımı $2 \mu\text{g}$ ve 6 mm çaplarındaki örneklerden ortalama monomer salınım miktarı $19.12 \mu\text{g}$, yüzey alanına göre yapılan değerlendirmede ise bu oranlar $0,0637 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ ve $0,1449 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ olarak bulunmuştur.

- 24. saatte 2 mm çapındaki örneklerde ortalama monomer salınımı $12.48 \mu\text{g}$ ve 6 mm çaplarındaki örneklerden ortalama monomer salınım miktarı $58.1 \mu\text{g}$, yüzey alanına göre yapılan değerlendirmede ise bu oranlar $0,3974 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ ve $0,4405 \mu\text{g}/\text{mm}^2$ olarak saptanmıştır.

5.1.2. Filtek A110 Materyal Grubunda Elde Edilen Sonuçlar

Filtek A110 materyalinin her iki ışık cihazı ile polimerizasyonu sonrası her iki zaman diliminde tüm örneklerden sadece TEGDMA monomer salınımının gerçekleştiği belirlenmiştir.

LED grubunda elde edilen sonuçlar:

- 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı saptanmıştır.
- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında yüzey alanına göre değerlendirilen monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak artmadığı belirlenmiştir.

Halojen grubunda elde edilen sonuçlar:

- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarda monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı saptanmıştır.
- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarda yüzey alanına göre değerlendirilen monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı belirlenmiştir.
- Yüzey alanına göre yapılan değerlendirmelerde 2 mm ve 6 mm örnek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

5.1.3. Filtek P60 Materyal Grubunda Elde Edilen Sonuçlar

Filtek P60 materyalinin her iki ışık cihazı ile polimerizasyonu sonrası her iki zaman diliminde için tüm örneklerden sadece TEGDMA monomer salınımının gerçekleştiği belirlenmiştir.

LED grubunda elde edilen sonuçlar:

- 30 dakikada 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı bulunmuştur.
- 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında yüzey alanına göre değerlendirilen monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı saptanmıştır.

Halojen grubunda elde edilen sonuçlar:

- 30 dakikada 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı bulunmuştur.
- 30. dakikada 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında arasında yüzey alanına göre değerlendirilen monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı saptanmıştır.
- Yüzey alanına göre yapılan değerlendirmelerde 2 mm ve 6 mm örnek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur.

5.1.4. Filtek Supreme Grubunda Elde Edilen Sonuçlar

Filtek Supreme materyalinin her iki ışık cihazı ile polimerizasyonu sonrası her iki zaman diliminde tüm örneklerden TEGDMA ve UDMA monomer salınımının gerçekleştiği belirlenmiştir.

LED grubunda elde edilen sonuçlar:

- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında TEGDMA monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı bulunmuştur.
- 30. dakikada 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında yüzey alanına göre değerlendirilen TEGDMA monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı saptanmıştır.
- 30. dakikada 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında UDMA monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı bulunmuştur.
- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında yüzey alanına göre değerlendirilen UDMA monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak artmadığı saptanmıştır.

Halojen grubunda elde edilen sonuçlar:

- 30. dakika ve 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında TEGDMA monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı bulunmuştur.
- 30. dakikada 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında yüzey alanına göre değerlendirilen TEGDMA monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak artmadığı saptanmıştır.

- TEGDMA monomer salınımının yüzey alanına göre değerlendirilmesinde 2 mm ve 6 mm örnek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

- 24. saatte 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında UDMA monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak arttığı belirlenmiştir.

- 30. dakikada 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında yüzey alanına göre değerlendirilen UDMA monomer salınımının çap artışı ile orantılı şekilde anlamlı olarak artmadığı saptanmıştır.

5.1.5. Kompozit Materyallerin TEGDMA Monomeri Salınımına İlişkin Sonuçlar

- LED ile polimerize edilen 2 mm, 4 mm ve 6 mm çapındaki örneklerde 30. dakika ve 24. saat zaman dilimlerinde Flow, A110, P60 ve Supreme materyellerinde gerçekleşen monomer salınım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur.

- Halojen ile polimerize edilen 4 mm ve 6 mm çapındaki örneklerde 30. dakika ve 24. saat zaman dilimlerinde Flow, A110, P60 ve Supreme materyallerinde gerçekleşen monomer salınım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu saptanmıştır.

- Materyaller arasında oluşan anlamlı farklılığın her iki zaman diliminde de Flow ve Supreme materyalleri arasında meydana geldiği belirlenmiştir.

5.1.6. Işık cihazlarına ilişkin sonuçlar

Kompozit materyallerden gerçekleşen TEGDMA monomer salınımlarının ışık cihazlarına göre farklılık gösterdiği saptanmıştır.

- LED ışık cihazının, Halojen ışık cihazına göre daha fazla TEGDMA monomer salınımı gerçekleştirdiği gözlenmiş, A110 materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örnek gruplarında; P60 ve Supreme materyallerinin 4 mm ve 6 mm örnek gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu bulunmuştur.

- Supreme materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik örneklerinde 30. dakika ve 24. saatte LED ve Halojen grupları arasında UDMA monomeri açısından anlamlı farklılıklar saptanmamıştır.

5.1.7. Zaman Dilimlerine İlişkin Sonuçlar

Kompozit materyallerden gerçekleşen TEGDMA monomer salınımlarının zaman dilimlerine göre farklılık gösterdiği belirlenmiştir.

- Tüm örnek gruplarında 24. saat TEGDMA monomer salınımın, 30. dakika değerlerinden daha yüksek olduğu saptanmış, Flow materyalinin 4 mm ve 6 mm, A110 materyalinin 6 mm, P60 materyalinin 2 ve 6 mm ve Supreme materyalinin 4 mm ve 6 mm örnek grupları arasında ise anlamlı farklılıklar saptanmıştır.

- UDMA monomer salınım miktarı açısından, Supreme materyalinin 2 mm, 4 mm ve 6 mm'lik 30. dakika ve 24. saat örneklerinin karşılaştırılması sonucunda anlamlı farklılıklar bulunmamıştır.

5.2. ÖNERİLER

- İn vitro monomer salınımı çalışmasında monomer salınım miktarlarının 30. dakika ve 24. saatlik sürelerde devam ediyor olması nedeni ile bu konuda yapılacak olan yeni çalışmalarda bu sürenin daha da küçük kesitlere bölünerek monomer salınımı artış miktarlarının saptanması uygun olacaktır. İn vitro çalışmalarda 24 saatlik süre içerisinde monomer salınımının devam ediyor olmasının saptanması, in vivo çalışmalarda tükürüğe salınan monomerlerin hasta tarafından yutulmuş olabileceğini veya ağız içindeki yumuşak dokular tarafından emilmiş olabileceğini düşündürmektedir. Klinik uygulama yöntemlerinin in vitro monomer salınımı çalışmaları sonuçları ile geliştirileceği düşünülmektedir.

- Materyallerin tümünden TEGDMA salınımının gerçekleşmiş olması ve özellikle akıcı kıvamlı kompozit materyalde yüksek oranda rastlanması bu monomerin lokal ve sistemik toksik etkilerinin piyasaya sürülen her yeni kompozit materyal için değerlendirilmesi gerektiğini ortaya çıkarmaktadır.

- Fiziksel ve kimyasal özellikleri açısından yetersiz bulunan materyallerin istenmeyen olumsuz etkileri olabileceğinden üretici firmaların tüm materyallerin bileşimindeki maddeleri, miktarları ve içeriğindeki monomerlere ilişkin yapı formülünü ve oranlarını bildirmeleri gerekmektedir.

- Reçine esaslı kompozit materyallerinin süt ve sürekli dişlere uygulanması sırasında üretici firmanın önerilerine uyulması ve polimerizasyonun etkin bir biçimde gerçekleştirilmesi ile polimer zincir oranının

artırılması ile artık monomer salınımı ile ortaya çıkacak olan olumsuz etkileri en aza indirgenebilecektir.

· LED ışık cihazı ile yapılan polimerizasyon sonrasında monomer salınımının Halojen ışık cihazına göre daha yüksek oranda saptanması, ışık cihazlarının ışık yoğunluk değerlerinin ve polimerizasyon etkinliklerinin belirli aralıklarda radyometer aracılığı ile kontrol edilmesi gerektiğini ve polimerizasyon süresinin değerlendirilmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır.

KAYNAKLAR

- 1- Abate PF, Zahra VN, Macchi RL. Effect of photopolymerization variables on composite hardness. J Prosthet 2001; 86: 632-635.
- 2- Al-Hiyasat AS, Darmani H, Elbetieha AM. Leached components from dental composites and their effects on fertility of female mice. Eur J Oral Sci 2004; 112: 267-272.
- 3- Al-Hiyasat AS, Darmani H, Milhem MM. Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. Clin Oral Invest 2005; 6: 1432-1436.
- 4- Arenholt-Bindslev D. Environmental aspects of dental filling materials. Eur J Oral Sci 1998; 106: 713-720.
- 5- Arenholt-Bindslev D, Breinholt V, Preiss A, Schmalz G. Time-related bisphenol-A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants. Clin Oral Invest 1999; 3: 120-125.
- 6- Atkinson JC, Diamod F, Eichmiller F, Selwitz R, Jones G. Stability of bisphenol A, triethylene-glycol dimethacrylate, and bisphenol A dimethacrylate in whole saliva. Dent Mater 2002; 18: 128-135.
- 7- Asmussen E, Peultzfeldt A. Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater 1998; 14:51-56.
- 8- Asmussen E, Peultzfeldt A. Light-emitted diode curing: Influence on selected properties of resin composites. Quintessence Int 2002; 34: 71-75.
- 9- Asmussen E, Peultzfeldt A. Temperature rise induced by some light-emitted diode and quartz-tungsten-halogen curing light units. Eur J Oral Sci; 2005; 113: 96-98.
- 10- Baker S, Brooks SC, Walker DM. The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in human mouth: An assay for monomeric saliva. J Dent Res 1988; 67(10): 1295-1299.
- 11- Bala O, Türköz E. Görünür ışıkla setleşen kompozit dolgu maddelerindeki artık monomer miktarını etkileyen faktörler. A Ü Diş Hek Fak Derg 1995; 22(2): 131-136.

- 12- Bilgin B. Çürük profilaksisinde kullanılan dört farklı materyalin in vivo ve in vitro koşullarda karşılaştırmalı olarak incelenmesi. (Doktora tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2002: 12-20.
- 13- Bowen RL. Composite and sealant resins-past, present and future. *Pediatr Dent* 1982; 4: 10-15.
- 14- Burgess JO, Walker RS, Corey JP, Rappold AJ. Light curing-An update. *Compendium* 2002; 23: 889-906.
- 15- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991; 12: 737-740.
- 16- Chang MC, Ko CC, Douglas WH. Preparation of hydroxyapatite-gelatin nanocomposite. *Biomater* 2003; 24: 2853-2862.
- 17- Christensen GJ. The light curing mania. *JADA* 2004; 135: 461-463.
- 18- Combe EC, Burke FJ. Contemporary resin-based composite materials for direct placement restorations: packables, flowables and others. *Dent Uptake* 2000;27(7): 326-332.
- 19- Condon JR, Ferracane JL. Reduces polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials* 2002; 23(18): 3807-3815.
- 20- Davis N. A nanotechnology composite. *Compend Contin Educ Dent* 2003, 24(9):662-670.
- 21- Duke ES. Has dentistry moved into the nanotechnology area? *Compend Contin Educ Dent* 2003. 24 (5): 380-382.
- 22- Eliades G, Eliades T, Brantley WA, Watts DC. Dental materials in vivo: Aging and related phenomena. Quintessence Publishing Co, Inc 2003: 99-119.
- 23- Eliades T, Eliades G, Brantley W, Johnston WM. Residual monomer leaching from chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 108:316-321.
- 24- Elliot JE, Lovell LG, Bowman CN. Primary cyclization in the polymerization of Bis-GMA and TEGDMA: a modelling approach to understanding the cure of dental resins. *Dent Mater* 2001; 17: 221-229.
- 25- Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater* 1990; 6: 282-287.
- 26- Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994; 21:441-452.

- 27- Ferracane JL. Materials in dentistry: Principles and applications. Philadelphia. JB Lippincott Company 1995: 252-259.
- 28- Finer Y, Santarre JP. The influence of resin chemistry on a dental composite's biodegradation. J Biomed Mater Res 2004: 69A: 233-246.
- 29- Finer Y, Santarre JP. Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. J Dent Res 2004: 83(1): 22-26.
- 30- Forss H. Release of Fluoride and other elements from light-cured glass ionomers in neutral and acidic conditions. J Dent Res 1993: 72(8): 1257-1262.
- 31- Gerzina TM, Hume WR. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. J Oral Rehabil 1994: 21:463-468.
- 32- Gerzina TM, Hume WR. Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. J Dent 1996: 24: 125-128.
- 33- Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. Eur J Oral Sci 1998: 106: 687-695.
- 34- Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. J Dent Res: 1998: 77(12): 2012-2019.
- 35- Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G. Variability of cytotoxicity and leaching of substances from four light-curing pit and fissure sealants. J Biomed Mater Res 1999: 44: 73-77.
- 36- Gioka C, Bourauel C, Hiskia A, Klefsas D, Eliades T, Eliades G. Light-cured or chemically cured orthodontic adhesive resins? A selection based in the degree of cure, monomer leaching and cytotoxicity. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005: 127: 413-419.
- 37- Gladwin M, Bagby M. Clinical aspects of dental materials theory, practice and cases. 2nd ed Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins 2004:59-77.
- 38- Göpferich A. Mechanism of polymer degradation and erosion. Biomater 1996: 17: 103-114.
- 39- Hallström U. Adverse reaction to fissure sealant: Report of case. J Dent Child 1993: March-April: 143-148.
- 40- Hamid A, Hume WR. A study of component release from resin pit and fissure sealants in vitro. Dent Mater 1997: 13: 98-102.

- 41- Hamid A, Okamoto A, Iwaku M, Hume WR. Components release from light-activated glass ionomer and compomer cements. *J of Oral Rehabil* 1998; 25:94-99.
- 42- Hansel C, Leyhausen G, Mai UEH, Geurtsen W. Effects of various resin composome co(monomers) and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *J Dent Res* 1998; 77(1): 60-67.
- 43- Hensen-Pettersen A. Skin and mucosal reactions associated with dental materials. *Eur J Oral Sci* 1998;106: 707-712.
- 44- Hofmann N, Renner J, Hugo B, Klaiber B. Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standard or soft-start halogen light irradiation. *J Dent*; 2002; 30: 223-232.
- 45- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002; 110: 471-479.
- 46- Inoue K, Hayashi I. Residual monomer (Bis-GMA) of composite resins. *J Oral Rehabil* 1982; 9: 493-497.
- 47- Jaffer F, Finer Y, Santarre JP. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials* 2002; 23: 1707-1719.
- 48- Kaaber S. Allergy to dental materials with special reference to the use of amalgam and polymethylmethacrylate. *Int Dent J* 1990; 40: 359-365.
- 49- Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis Z, Al-Dhamadi YA, Silikas N. In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater* 2003; 19(5): 393-4-398.
- 50- Kawahara T, Nomura Y, Tanaka N, Teshima W, Okazaki M, Shintani H. Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins. *J Dent* 2004; 32: 277-283.
- 51- Kehe K, Reichl FX, Walther U, Hickel R, Forth W. Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells. *Biomater* 2001; 22: 317-322.
- 52- Kızıltan B. Günümüzde kullanılan iki tip bağlayıcı ajanın fibroblast hücreleri üzerindeki sitotoksik etkilerinin incelenmesi. (Doktora tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2004: 25-30.

- 53- Kim JG, Chung CM. Elution from light-cured dental composites: Comparison of Trimethacrylate and Dimethacrylate as base monomers. *J Biomed Mater Res* 2005; 72: 328-333.
- 54- Komurcuoglu E, Olmez S, Vural N. Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro. *J of Oral Rehabil* 2005; 32:116-121.
- 55- Kurata S. Tomorrow's dental resin monomers. *Bulletin of Kanagawa Dental College* 1998; 26: 92-97.
- 56- Lee SY, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva. *Dent Mater* 1995; 11: 348-353.
- 57- Lovell LG, Newman SM, Bowman CN. The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999; 78(8): 1469-1476.
- 58- Lygre H, Hol PJ, Solheim E, Moe G. Organic leachables from polymer-based dental filling materials. *Eur J Oral Sci* 1999; 107: 378-383.
- 59- McCabe JF, Walls AWG. *Applied dental materials*. 8th ed. Cambridge, Great Britain by the University Press 1998: 171-180
- 60- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186(8): 388-391.
- 61- Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depth of cure, obtained with blue light emitted diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Brit Dent J* 2002; 193: 459-463.
- 62- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *JADA* 2003, 134(10):1382-1390.
- 63- Mohsen NM, Craig RG, Hanks CT. Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching. *J Biomed Mater Res* 1998; 39: 252-260.
- 64- Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology* 2004; 1: 130-150.
- 65- Muller H, Olsson S, Soderholm KJ. The effect of comonomer composition, silane heating and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites. *Eur J Oral Sci* 1997; 105:362-368.

- 66- Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and Bis-GMA from a resin and resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci* 2000; 108:341-345.
- 67- Nayır HE. *Dişhekimliği Maddeler Bilgisi*. İstanbul: İÜ Basımevi ve Film Merkezi, 1999: 135-141.
- 68- Nathanson D, Lertpiyakun P, Lamkin MS, Edalatpour M. In vitro elution of leachable components from dental sealants. *JADA* 1997; 128:1517-1523.
- 69- Nitta K. Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dent Mater* 2005; 21: 217-223.
- 70- Noda M, Komatsu H, Sano H. HPLC analysis of dental resin composites components. *J Biomed Mater Res* 1999; 47(3): 374-378.
- 71- Olea N, Pulgar R, Perez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Fetrell AN, Pedraza V, Soto M, Sonnenschein C. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environ Health Pers* 1996; 104 (3): 298-305.
- 72- Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J of Oral Rehabil* 2001; 28:1106-1115.
- 73- Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil* 1989;16(1):57-61.
- 74- Pelka M, Distler W, Petschelt A. Elution parameters and HPLC detection of single components from resin composite. *Clin Oral Invest* 1999; 3: 194-200.
- 75- Peutzfeldt A: Resin composites in dentistry: the monomer systems: *Eur J Oral Sci* 1997; 105(2): 97-102.
- 76- Price RB, Felix CA, Andreou PA. Evaluation of a second generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003; 69: 666a-666i.
- 77- Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell, Rivas A. Determination of Bisphenol A and related aromatic compounds released from Bis-GMA based composites and sealants by High Performance Liquid Chromatography. *Environ Health Pers* 2000; 108(1): 21-27.
- 78- Rathbun MA, Craig RG, Hanks CT, Filisko FE. Cytotoxicity of a Bis-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. *J Biomed Res* 1991; 25: 443-457.

- 79- Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 1998; 67(6): 932-937.
- 80- Rueggeberg FA, Dlugokinski M, Ergle JW. Minimizing patients exposure to uncured components in a dental sealant. *JADA* 1999; 130: 1751-1757.
- 81- Ruyter LE. Physical and chemical aspects related to substances released from polymer materials in an aqueous environment. *Adv Dent Res* 1995; 9(4): 344-347.
- 82- Santarre JP, Shalji L, Tsang H. Biodegradation of commercial dental composites by cholesterol esterase. *J Dent Res* 1999; 78(8): 1459-1468.
- 83- Santos GC, Mowafy O, Rubo JH, Santos MJMC. Hardening of dual-cure resin cements and a resin restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc* 2004; 70(5): 323-328.
- 84- Schafer TE, Lapp CA, Hanes CM, Lewis JB, Wataha JC, Schuster GS. Estrogenicity of bisphenol A and bisphenol A dimethacrylate in vitro. *J Biomed Mater Res* 1999; 45: 192-197.
- 85- Schmalz G. The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials. *Eur J Oral Sci* 1998; 106: 696-706.
- 86- Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. Dental filling materials: Hazards to patients and to environment?. *Eur J Oral Sci* 1998; 106(2): 677.
- 87- Schweikl H, Schmalz G, Spruss T. The induction of micronuclei in vitro by unpolymerized resin monomers. *J Dent Res* 2001; 80(7): 1615-1620.
- 88- Sensi LG, Marson FC, Monteiro S, Baratieri LN, Andrada MAC. Flowable composites as "filled adhesives:" A microleakage study. *J Contemp Dent Pract* 2004; 5(4): 32-41.
- 89- Shalji L, Santarre JP. Effect of filler content on the profile of released biodegradation products in micro-filled Bis-GMA/TEGDMA dental composite resins. *Biomaterials* 1999; 20: 1897-1908.
- 90- Söderholm KJM. Filler leachability during water storage of six composite materials. *Scand J Dent Res* 1990; 98: 82-88.
- 91- Söderholm KJM. Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. *J Dent Res* 1996; 75(9): 1692-1699.
- 92- Söderholm KJM, Phil M, Mariotto A. Bis-GMA-based resins in dentistry: Are they safe? *JADA* 1999; 130: 201-209.

- 93- Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Invest* 2004; 8: 81-85.
- 94- Spahl W, Budzikiewicz H, GeurtsenW. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent* 1998; 26: 137-145.
- 95- Stanislawski L, Lefeuvre M, Bours K, Majd ES, Goldberg M. TEGDMA-induced toxicity in human fibroblasts is associated with early and drastic glutathine depletion with subsequent production of oxygen reactive species. *J Biomed Mater Res* 2003; 66A: 476-482.
- 96- Tanaka K, Taira M, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *J of Oral Rehabil* 1991; 18: 353-362.
- 97- Tarumi H, Imazato S, Ehara A, Ebi N, Ebisu S. Post-irradiation polymerization of composites containing bis-GMA and TEGDMA. *Dent Mater* 1999;15: 238-242.
- 98- Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Matsuo M, Ebisu S. Estrogenicity of fissure sealants and adhesive resins determined by reporter gene assay. *J Dent Res* 2000; 79(11): 1838-1843.
- 99- Thompson LR, Miller EG, Bowles WH. Leaching of unpolymerized materials from orthodontic bonding resin. *J Dent Res* 1982; 61(8): 989-992.
- 100- Uhl A, Mills RW, Rzanny AE, Jandt KD. Time dependence of composite shrinkage using halogen and LED light curing. *Dent Mater* 2005; 21: 278-286.
- 101- Ure D, Haris J. Nanotechnology in dentistry: reduction to practice. *Dent Update* 2003; 30: 10-15.
- 102- Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater* 1985; 11: 338-342.
- 103- Vaubert UM, Moon PC, Love BJ. Extractable free monomers from self-cured dental sealants resulting from dispensing errors. *J Biomed Res* 1999; 48: 1-5.

- 104- Wada H, Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Ebisu S. In vitro estrogenicity of resin composites. J Dent Res 2004: 83(3): 222-226.
- 105- Wataha JC, Hanks CT, Strawn SE, Fat JC. Cytotoxicity of components of resins and other dental restorative materials. J of Oral Rehabil 1994: 21: 453-462.
- 106- Wataha JC, Rueggeberg FA, Lapp CA, Lewis JB, Lockwood PE, Ergle DJ. In vitro cytotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in artificial saliva. Clin Oral Invest 1999: 3: 144-149.
- 107- Wataha JC, Lockwood PE, Lewis JB, Rueggeberg FA, Messer RLW. Biological effects of blue light from dental curing units. Dent Mater 2004: 20: 150-157.
- 108- Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Silorane in dental composites. Dent Mater 2003: 21: 68-74.
- 109- Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitted-diode dental curing unit. JADA 2004: 135: 1471-1479.
- 110- Wu W, McKinney JE. Influence of chemicals on wear of dental composites. J Dent Res 1982: 61(10): 1180-1183.
- 111- Yap AUJ, Tan SHL, Wee SCC, Lee CW. Chemical degradation of composite restoratives. J Oral Rehabil 2001: 28: 1015-1021.
- 112- Yap AUJ, Han VTS, Soh MS, Siow. Elution of leachable components from composites after LED and Halogen light irradiation. Oper Dent 2004: 29(4): 448-453.
- 113- Yap AU, Yap SH, Teo CK, Ng JJ. Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. Oper Dent 2004: 29(1):100-104.
- 114- Yoshimoto S, Itoh K, Manabe A, Inoue M, Hisamitsu H, Sasa R. Efficacy of a self-etching dentin primer composed of TEGDMA and phenyl-P. J Clin Pediatr Dent 2004: 28(3): 261-266.
- 115- Yücel T, Tarım B, Ulukapı H, Demirci M. Ön bölge dişlerde direkt estetik restorasyonlar. TDB Özel Sayı Estetik Dişhekimliği ve Klinik Uygulamaları. 2004 Kasım:10-22.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Elif Bahar	Soyadı	Tuna
Doğum Yeri	İstanbul	Doğum Tarihi	17.10.1977
Uyruğu	T.C		
Tel	0532 361 99 49	Email	ebtuna@yahoo.com

Eğitimi

Eğitim Düzeyi	Lise / Fakülte, Üniversite	Mezunet Yılı
Doktora	Pedodonti AD	2006
Yülsek Lisans		
Fakülte/Yük.Okul	Dişhekimliği	1999
Lise	Yeşilköy 50.Yıl	1994

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	Dişhekimliği Fakültesi	1999-
2. Visiting Research Assistant	Indiana University School of Dentistry	01.2005-07.2005
3. Pedodonti AD temsilcisi	İstanbul Üniversitesi Cerrahpasa Tıp Fakültesi Dudak Damak Yarığı Toplantıları	2003-

Yabancı Dilleri

	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma
İngilizce	Çok iyi	Çok iyi	Çok iyi
Almanca	-	-	-
Fransızca	-	-	-

Çok iyi, iyi, orta, zayıf, - olarak değerlendirin

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MS Word MS Excel MS Powerpoint	Çok iyi
İstanbul Üniversitesi Hasta Kayıt Programı	Çok iyi
Genotip Hasta Kayıt Programı	Çok iyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Yayınlar:

- 1- **Tuna E.B** , Gençay K. TME bozuklukları. Dişhekimliği Dergisi 2005: 66: 46-52.
- 2- Ozel E, **Tuna E.B** . Dişhekimliğinde kompomerler. Akademik Dental 2003: 5(1): 42-45.
- 3- *Seymen F, **Tuna B** , Gençay K, Kayserili H. Cockayne Syndrome: report of case. International Journal of Paediatric Dentistry 2003:13:Supplement 1:34.*
- 4- **Tuna E.B** , Seymen F, Gençay K, Özgen M. Cranifacial and dental characteristics of children with Williams Syndrome. International Journal of Paediatric Dentistry 2003:13: Supplement 1:27.
- 5- Aytepe Z, Aktören O, Ulukapı I, Seymen F, Aren G, Sepet E, **Tuna E.B** . Comprehensive dental treatment of children under general anesthesia during a 3-year period. J Dent Res 2003; 82: Special Issue B:66
- 6- Seymen F, **Tuna E.B** , Kayserili H. Seckel Syndrome: Report of a case. The Journal of Clinical Pediatric Dentistry 2002:26(3):305-310.
- 7- **Tuna E.B** , Gencay K. Çürük aşısı çalışmaları ve son gelişmeler. Akademik Dental 2002: 4(3): 51-57.
- 8- Gülhan A, Akıncı T, Aytepe Z, Aktören O, Gençay K, Ulukapı I, Aren G, Seymen F, Sepet E, Metin A, Selvi S, Bilgin B, Bakırgil J, Yılmaz S, Kızıltan B, Özdemir D, Tekir M, **Tuna E.B** . Dental anomalies and malocclusions in 6-12 years old children. European Journal of Paediatric Dentistry 2000;1(3):75.
- 9- Gülhan A, Akıncı T, Aytepe Z, Aktören O, Gençay K, Ulukapı I, Aren G, Seymen F, Sepet E, Metin A, Selvi S, Bilgin B, Bakırgil J, Yılmaz S, Kızıltan B, Özdemir D, Tekir M, **Tuna E.B** . Oral health status of children in Istanbul. European Journal of Paediatric Dentistry 2000;1(3):45.
- 10- Gülhan A, Akıncı T, Aytepe Z, Aktören O, Gençay K, Ulukapı I, Aren G, Seymen F, Sepet E, Metin A, Selvi S, Bilgin B, Bakırgil J, Yılmaz S, Kızıltan B, Özdemir D, Tekir M, **Tuna E.B** . Oral health knowledge and attitudes of primary school children in Istanbul, Turkey. European Journal of Paediatric Dentistry 2000;1(3):44.

- 11- Kuvvetli S.S, **Tuna E.B**, Çıldır Ş.K, Sandallı N, Gençay K. Evaluation of the Fluoride release from orthodontic band cements- their use in pediatric dentistry. American Journal of Dentistry (Yayınlanmak üzere kabul edilmiştir)

Tebliğler:

- 1- Ak G, Kurklu E, Sepet E, Aren G, **Tuna E.B**, Yuceyaltırık G. Supernumerer teeth. The Joint Meeting of the Continental European Division (CED), Scandinavian Division (NOF) and Israeli Division (ID), August 25-28, 2004, Istanbul, Turkey.
- 2- **Tuna E.B**, İlhan B, Bakırgil J, Bakır N, G. Külekçi, Gençay K. Evaluation of *Staphylococcus aureus* transmission from oronasal fistula in cleft lip and palate children. 82nd General Session of the International Association for Dental Research, March 10-13, 2004, Honolulu, Hawaii, USA.
- 3- **Tuna E.B**, Seymen F, Gencay K, Özgen M. Craniofacial and dental characteristic of children with Williams Syndrome. 19th Congress of the International Association of Pediatric Dentistry, October 15-18, 2003, New Orleans, USA.
- 4- Seymen F, **Tuna E.B**, Gencay K, Kayserili H. Cockayne Syndrome: Report of a case. 19th Congress of the International Association of Pediatric Dentistry, October 15-18, 2003, New Orleans, USA.
- 5- Aytepe Z, Aktören O, Ulukapı I, Seymen F, Aren G, Sepet E, **Tuna E.B**. Comprehensive dental treatment of children under general anesthesia a 3-year period. 81st General Session of International for Dental Research June 25-28, 2003, Göteborg, Sweden.
- 6- **Tuna E.B**, Seymen F, Özgen M, Gençay K. Robinow Syndrome: Bir olgu nedeni ile. 12. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 25-29 Mayıs, 2003, Fethiye, Türkiye.
- 7- **Tuna E.B**, Ak G, Gençay K. Ameloblastic fibroma: 3 yaşında nadir görülen bir olgu nedeni ile. 12. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 25-29 Mayıs, 2003, Fethiye, Türkiye.
- 8- **Tuna E.B**, Gençay K. Kanin dişinin odontoma nedeni ile migrasyonu: Bir olgu bildirimi. 12. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 25-29 Mayıs, 2003, Fethiye, Türkiye.

- 9- Özdaş D.Ö, **Tuna E. B**, Çömlekçi H, Seymen F, Gençay K. 6-12 yaşları arasındaki çocuklarda ağız alışkanlıklarının değerlendirilmesi. 12. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 25-29 Mayıs, 2003, Fethiye, Türkiye.
- 10- **Tuna E.B**, İlhan B, Bakırgil J, Bakır N, Külekçi G, Gençay K. Dudak damak yarıklı çocuklarda ağız-diş sağlığı. 12. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 25-29 Mayıs, 2003, Fethiye, Türkiye.
- 11- Kuvvetli S.S, **Tuna E.B**, Çıldır Ş.K, Sandallı N, Gençay K. Ortodontik yapıştırıcı simanlardan florid salınımının değerlendirilmesi. 12. Türk Pedodonti Derneği Kongresi, 25-29 Mayıs, 2003, Fethiye, Türkiye.
- 12- Seymen F, **Tuna E.B**, Kayserili H. Seckel Syndrome: Report of a case. 37th Annual Meeting of the Continental European Division of the International Association for Dental Research, September 5-8, 2001, Rome, Italy.
- 13- Gülhan A, Akıncı T, Aytepe Z, Aktören O, Gençay K, Ulukapı I, Aren G, Seymen F, Sepet E, Metin A, Selvi S, Bilgin B, Bakırgil J, Yılmaz S, Kızıltan B, Özdemir D, Tekir M, **Tuna B**. Oral health status of children in Istanbul. 5th Congress of the European Academy of Pediatric Dentistry, 2000, Bergen, Norway.

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

Gönüllü yardım kuruluşlarında görev almak, seyahat etmek, fotoğraf çekmek, tenis oynamak.