

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KOMPOZİT MATERYALLERİNİN DÖNÜŞÜM
DERECELERİNİN FARKLI ZAMAN PERİYOTLARINDA AÇIĞA
ÇIKAN ARTIK MONOMER MİKTARINA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ
Burcu Baran ÖZYAŞAR

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Zuhale YILDIRIM BİLMEZ

HATAY- 2022

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI KOMPOZİT MATERYALLERİNİN DÖNÜŞÜM
DERECELERİNİN FARKLI ZAMAN PERİYOTLARINDA AÇIĞA
ÇIKAN ARTIK MONOMER MİKTARINA ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Burcu Baran ÖZYAŞAR

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Zuhale YILDIRIM BİLMEZ

Bu tez, Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
20.DHU.002 nolu proje olarak desteklenmiştir.

HATAY- 2022

Kabul ve Onay

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI KOMPOZİT MATERYALLERİNİN DÖNÜŞÜM DERECELERİNİN FARKLI ZAMAN PERİYOTLARINDA AÇIĞA ÇIKAN ARTIK MONOMER MİKTARINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ
BURCU BARAN ÖZYAŞAR

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 28/09/ 2022 günü sözlü olarak yapılan
tez savunma sınavında oybirliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi: Jüri başkanı: Prof.Dr. Nizami DURAN.....(imza)
Üye: AD SOYAD.....(imza)
Üye: AD SOYAD (imza)

Bu tez, Dekanlığımız Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında hazırlanmıştır.

28/09/2022
Prof.Dr. Nizami DURAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini ve yardımını esirgemeyen danışman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Zuhâl YILDIRIM BİLMEZ'e,

Anabilim Dalı başkanımız Dr. Öğr. Üyesi Oya ŞEKER'e,

Bu projenin gerçekleştirilmesinde maddi desteğini esirgemeyen Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Tanıştığımız günden beri tüm destekleriyle yanımda olan üniversite arkadaşım dostum Sultan AKTUĞ'a,

Hatay'daki ailem olan arkadaşlarım Merve AYDOĞAN, Rukiye ARIKAN, Kübra ERDOĞAN, Seda GİRGİN'e,

Klinikte birbirimize destek olduğumuz, yardımlaştığımız asistan arkadaşlarım Cemil SEVİNİR, Murat GÖKTÜRK'e

Ve en önemlisi de babam Mehmet ÖZYAŞAR, biricik annem Yüksel ÖZYAŞAR ve kardeşlerim her anımda yanımda olup destek oldukları, tez dönemimdeki stresli olduğum zamanlarda bana güç verip sakinleştirdikleri için canım aileme,

Sevgisiyle beni yalnız hissettirmeyen yol arkadaşım Nedim KILIÇKIRAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
ÇİZELGELER DİZİNİ	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR	X
ÖZET	XII
ABSTRACT	XIV
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Kompozit Rezinler	3
2.1.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı	4
2.1.1.1. Organik Matriks	4
2.1.1.2. İnorganik Doldurucular	5
2.1.1.3. Ara Faz	6
2.1.1.4. Polimerizasyon Başlatıcı ve Aktivatörler	7
2.1.1.5. Polimerizasyon İnhibitörleri	7
2.1.1.6 UV Stabilizatörler	8
2.1.1.7 Pigmentler	8
2.1.2 Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	8
2.1.2.1 İnorganik Doldurucu Partikül Boyutuna Göre Sınıflandırılması	8
2.1.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması	11
2.1.2.2.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler	11
2.1.2.2.2. Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler	11
2.1.2.2.3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler	12
2.1.2.3. Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	12
2.1.2.3.1. Kondanse olabilen (packable) kompozitler	12
2.1.2.3.2. Akışkan kompozitler	12
2.1.2.4. Doldurucu Partikül Türüne Göre Sınıflandırılması	13
2.1.2.4.1. Homojen Dolduruculu Kompozitler	13
2.1.2.4.2. Hibrit Dolduruculu Kompozitler	13
2.1.2.4.3. Heterojen Dolduruculu Kompozitler	13

2.1.2.5. Farklı Özellikteki Kompozit Rezinler	13
2.1.2.5.1. Ormoserler	13
2.1.2.5.2. Siloranlar	14
2.1.2.5.3. Bulk fill kompozitler	14
2.1.2.6. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler	15
2.1.2.6.1. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler	15
2.1.2.6.2. İyon Salınımı Yapabilen Kompozit Rezinler	15
2.1.3. Polimerizasyon	16
2.1.3.1. Polimerizasyon Aşamaları	16
2.1.3.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları	17
2.1.3.3.1. Quartz Tungsten Halojen (QTH) Işık Kaynakları	18
2.1.3.3.2. Plazma Ark Işık Kaynakları	18
2.1.3.3.3. Lazer	19
2.1.3.3.4. LED (Light Emitted Diod) Işık Kaynakları	19
2.1.3.4. Işıklı Polimerizasyon	20
2.1.4. Polimerizasyon Teknikleri	22
2.1.4.1. Kompozit Rezinlerin Monomer Dönüşüm Derecesi	23
2.1.4.1.1. Dönüşüm Derecesini Belirleme Yöntemleri	25
2.1.4.1.2. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi	26
2.1.5. Kompozit Rezinlerin Dönüşüm Derecesi	29
2.1.4.2. Kompozit Rezinlerde Reaksiyona Girmemiş Artık Monomer	30
2.1.4.2.1. Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA)	32
2.1.4.2.2. Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)	33
2.1.4.2.3. Üretan Dimetakrilat (UDMA)	33
2.1.4.2.4. Hidroksietil metakrilat (HEMA)	34
2.1.4.3. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	35
2.1.4.3.1. Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)	37
3. GEREÇ VE YÖNTEM	42
3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinler	42
3.1.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı	43
3.1.2.1 Valo Cordless (Ultradent, ABD)	43
3.1.3. Çalışmada Kullanılan Metal Kalıp	44
3.1.4 Çalışmada Kullanılan Cam Viyaller	45

3.1.5. Dönüşüm Derecesinin Belirlenmesinde Kullanılan Cihaz	45
3.1.5.1. FTIR Spektroskopi Cihazı	45
3.1.6. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar	46
3.1.6.1. HPLC Cihazı ve Analitik Kolon	46
3.1.6.2. Monomerlere Ait Saf Çözeltiler	47
3.2. Örneklerin Hazırlanması	49
3.2.1. FTIR Analizi için Örneklerin Hazırlanması	49
3.2.2. HPLC Analizi İçin Örneklerin Hazırlanması	51
3.2.3. HPLC Analizinin Yapılması	53
3.2.3.1. HPLC cihazının kalibrasyonu	53
3.3. İstatistiksel İncelemeler	57
4. BULGULAR	58
5. TARTIŞMA	103
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	130
7. KAYNAKLAR	132
ÖZGEÇMİŞ	150

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Polimerizasyon aşamalarının şematik anlatımı	17
Şekil 2.2 Elektrik vektörü dalga boyu	26
Şekil 2.3. Elektromanyetik spektrum.....	27
Şekil 2.4 Bis-GMA monomerinin kimyasal yapısı.....	32
Şekil 2.5 TEGDMA monomerinin kimyasal yapısı.....	33
Şekil 2.6 UDMA monomerinin kimyasal yapısı	34
Şekil 2.7 HEMA monomerinin kimyasal yapısı	34
Şekil 2.8 Monomerlerin kimyasal yapılarının açılımının şematik gösterimi.....	35
Şekil 2.9 Yüksek Basıncılı Likit Kromatografi cihazı şeması.....	37
Şekil 2.10 HPLC sistemi bölümlerinin şematik görünümü	38
Şekil 2.11 UV esaslı Diyod-Array Dedektör (DAD).....	39
Şekil 2.13 HPLC Kromatogram Grafiği Örneği.....	41
Şekil 3.1 Çalışmada kullanılan kompozit rezinler	43
Şekil 3.2 VALO Led ışık cihazı.....	43
Şekil 3.3 Metal kalıp	44
Şekil 3.4 Cam Viyaller.....	45
Şekil 3.5 FTIR Cihazı	46
Şekil 3.6 HPLC Cihazı.....	47
Şekil 3.7 C18 Ters Faz Analitik Kolon.....	47
Şekil 3.8 Çalışmada kullanılan saf monomerler (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA)	48
Şekil 3.9 Bitirme ve cila diskleri	49
Şekil 3.11 Çalışmada kullanılan materyaller	51
Şekil 3.12 HPLC analizi için örneklerin hazırlanması	51
Şekil 3.14 UDMA'ya ait kalibrasyon eğrisi (standart pik değeri ve alıkonma zamanı). 54	
Şekil 3.15 TEGDMA'ya ait kalibrasyon eğrisi (standart pik değeri ve alıkonma zamanı).....	55
Şekil 3.16 HEMA'ya ait kalibrasyon eğrisi (standart pik değeri ve alıkonma zamanı). 55	
Şekil 3.17 Bis-GMA monomerinin zamana bağlı pik eğrisi	56
Şekil 3.18 UDMA monomerinin zamana bağlı pik eğrisi	56
Şekil 3.19 TEGDMA monomerinin zamana bağlı pik eğrisi	56

Şekil 3.20 HEMA monomerinin zamana bağlı pik eğrisi.....	57
Şekil 4.1. 3M kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri	58
Şekil 4.2. Tokuyama Omnichroma kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri	59
Şekil 4.3. Kuraray kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri	59
Şekil 4.4. Ceram x kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri	60
Şekil 4.5. GC G-aenial kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri	60



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1	Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması	8
Çizelge 3.1	Kullanılan kompozit materyallere ait özellikler aşağıdaki tabloda verilmiştir.....	44
Çizelge 3.2.	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA monomerlerine ait bilgiler	48
Çizelge 3.3.	Yapay tükürük içeriği	50
Çizelge 3.4.	HPLC analizi için hazırlanan deney grupları	52
Çizelge 3.5.	FTIR analizi için hazırlanan deney grupları	52
Çizelge 4.1.	Kompozit gruplarının dönüşüm dereceleri açısından değerlendirilmesi ...	58
Çizelge 4.2.	Grup içi ve gruplar arası Bis-GMA artık monomer miktarlarının değerlendirilmesi	61
Çizelge 4.3.	Grup içi ve gruplar arası TEGDMA artık monomer miktarlarının değerlendirilmesi	65
Çizelge 4.4.	Grup içi ve gruplar arası UDMA artık monomer miktarlarının değerlendirilmesi	68
Çizelge 4.5.	Grup içi ve gruplar arası HEMA artık monomer miktarlarının değerlendirilmesi	72
Çizelge 4.6.	Kompozit gruplarının toplam açığa çıkan artık monomer miktarları açısından değerlendirilmesi	74
Çizelge 4.7.	Kompozit gruplarında ayrı ayrı her bir zaman periyodu ve toplam için Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının karşılaştırılması.....	76
Çizelge 4.8.	Toplam açığa çıkan monomer miktarına göre 10.dk, 1.saat, 7.gün ve 30.gün yüzdelерinin kompozit grupları arasında değerlendirilmesi	82
Çizelge 4.9	3M kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları	87
Çizelge 4.10.	Kuraray kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları	89
Çizelge 4.11.	Ceram x kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları	90

Çizelge 4.12 Omnichroma kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları	93
Çizelge 4.13 GC kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları	94
Çizelge 4.14 Toplam açığa çıkan monomer miktarına göre 10.dk, 1.saat, 7.gün ve 30.gün yüzdelerinin değerlendirilmesi	97



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	:Yüzde işareti
°C	:Santigrat Derece
>	:Büyüktür
<	:Küçüktür
nm	:Nanometre
-C=C-	:Karbon karbon bağı
-COOH	:Hidrofilik karboksilik grup
ACN	:Acetonitrile
BPA	:Bisphenol A
Bis-GMA	:Bisphenol A- Glisidil Metachrylate
BİS-EMA	:Bisphenol A Etoksi Dimetakrilat
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
HEMA	:2-Hydroxyethyl Methacrylate
AUDMA	:Aromatik Üretan Dimetakrilat
UDMA	:Uretan Dimetakrilat
EPDMA	:BisfenolA dimetakrilat
PPD	:1-fenil-1,2-fenilpropanodil
FTIR	:Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
DC	:Dönüşüm Derecesi
LED	:Işık yayan diyet
QTH	:Kuartz-Tungsten-Halojen
PAC	:Plazma Ark
ACN	:Acotenitrile
HPLC	:Yüksek Basınçlı Sıvı Kromatografisi
LC/MS	:Sıvı Kromatografisi / Kütle Spektroskopisi
GC/MS	:Gaz Kromatografisi / Kütle Spektroskopisi
FTIR	:Fourier Transform-Infrared Spectroscopy
MIR	:Mid infraread spektroskopi
DAD	:Diode Array Dedector
LOD	:Limit of Detection (Tespit Alt Limiti)
LOQ	:Limit of Quantification (Hesaplama Alt Limitleri)

MW	:Molecular Weight
C	:Carbon
C=C	:Karbon çift bağ
C-C	:Karbon tek bağ
CQ	:Kamferokinon
UV	:Ultraviole
PPF	: Prepolimerize doldurucu
GPa	:Gigapaskal
MPa	:Megapaskal
N	:Newton
n	:Örnek sayısı
µg	:Mikrogram
µm	:Mikrometre
mm	:Milimetre
nm	:Nanometre
kg	:Kilogram
g	:Gram
ml	:Mililitre
mW	:Miliwatt
mW/cm²	:Santimetre başına miliwatt olarak düşen güç yoğunluğu
J	:Joule
Sn	:Saniye
°C	:Santigrad derece
cm²	:Santimetrekare
%	:Yüzde
ppm	:Parts Per Million ((mg çözünen/litre ve ya kilogram çözelti),(milyonda bir))
SD	:Standart deviasyon (Standart Sapma)
Ort	:Ortalama

ÖZET

Farklı Kompozit Materyallerinin Dönüşüm Derecelerinin Farklı Zaman Periyotlarında Açığa Çıkan Artık Monomer Miktarına Etkisinin Değerlendirilmesi

Giriş ve Amaç: Bu çalışmanın amacı beş farklı kompozit materyalin dönüşüm derecelerini ve farklı zaman periyotlarında salınan artık monomer miktarını değerlendirmektir. Ayrıca dönüşüm derecesi ile artık monomer miktarı arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmamızda beş farklı dental kompozit rezin materyali kullanılmıştır. Bu kompozit rezinler GC G-aenial (GC, Tokyo, Japonya), Tokuyama Omnichroma (Tokuyama, Japonya), Kuraray performans pro (Kuraray, Japonya), 3M Filtek universal (3M Espe, ABD), Dentsply Ceram x universal (Dentsply, De Trey, Konstanz, Almanya)'dır. Örnek kompozit rezinler 5 mm çap 2 mm derinliğinde metal kalıplara yerleştirilerek Valo LED Cordless (Ultradent, ABD) ışık kaynağı kullanılarak polimerize edildi (n=5). Dönüşüm dereceleri, ATR-FTIR spektrumları FTIR-IR-Affinity cihazı ile (Shimadzu) ölçüldü. Kompozitlerden Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA salınımları 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün, 30. gün zaman periyotlarında HPLC sistemi (Shimadzu, Tokyo, Japonya) ile tamamlandı. Çalışmada elde ettiğimiz bulguların istatistiksel analizi SPSS Statistics 22 programı ile tamamlandı. Gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis, farklılığa neden olan grubun tespitinde Dunn's testi kullanıldı. Farklı zaman periyotlarındaki artık monomer miktarlarında görülen değişimin değerlendirilmesinde Friedman Testi ve post hoc karşılaştırmalarında Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Parametreler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde Spearman's rho korelasyon analizi kullanıldı, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

Bulgular: Dönüşüm derecesinin %55 oranı olan kabul gören bu düzeyden yüksek olduğu kompozit rezin grupları Kuraray, Ceram x, 3M' dir. Bu değer altında kalanlar ise GC G-aenial ve Omnichroma'dır. 3M ve Ceram x grupları Kuraray kompozitinden düşük, Omnichroma ve GC' den yüksektir. Monomer salınımı en fazla olan grup GC, en az olan ise Kuraray olarak kaydedilmiştir($p<0,05$). En fazla salınan monomer HEMA, en az ise Bis-GMA olarak kaydedilmiştir. Tüm monomerlerin salınımı zamana bağlı olarak artış gösterdi($p>0,05$). Dönüşüm derecesi ile artık monomer salınım miktarları arasında negatif korelasyon olduğu kaydedilmiştir($p<0,05$).

Sonuç: Dönüşüm derecesini kompozit rezinlerin tabaka kalınlığı, inorganik doldurucu oranı, doldurucu partikül boyutu, organik monomer içeriği, ışık uygulama süresi etkilemektedir. Çalışmamızda kullandığımız kompozit rezin materyallerden tüm zaman periyotlarında artık monomer salınmıştır. Artık monomer salınımları ile kompozit rezin materyallerin dönüşüm dereceleri arasında negatif bir korelasyon olduğundan dönüşüm derecesinin arttırılmasına yönelik daha fazla çalışma gerekmektedir. Ayrıca klinikte artık monomer salınımını engellemek amacıyla oksijen inhibisyon tabakasını ortadan kaldıracak ajanlar uygulanabilir. Bununla birlikte klinik kullanımda kompozit rezinlerin bitim ve cila işlemlerine önem verilmesi gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Kompozit, FTIR, Dönüşüm derecesi, HPLC, Artık monomer.



ABSTRACT

Introduction and Aim: The aim of this study is to evaluate the degree of conversion of five different composite materials and the amount of residual monomer released at different time periods. In addition, it is aimed to evaluate the relationship between the degree of conversion and the amount of residual monomer.

Materials and Method: Five different dental composite resins were used in this study. These composite resins are GC G-aenial (GC, Tokyo, Japan), Tokuyama Omnicroma (Tokuyama, Japan), Kuraray performance pro (Kuraray, Japan), 3M Filtek universal (3M Espe, USA), Dentsply Ceram x universal (Dentsply, De Trey, Konstanz, Germany). Sample composite resins were placed in metal molds with a diameter of 5 mm and a depth of 2 mm and polymerized using Valo LED Cordless (Ultradent, USA) light source. (n=5) Conversion degrees, ATR-FTIR spectra were measured with the FTIR-IR-Affinity device (Shimadzu). The releases of Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA from the composites were completed with the HPLC system (Shimadzu, Tokyo, Japan) in the time periods determined as 10th min, 1st hour, 1st day, 7th day, 30th day. Statistical analysis of the findings obtained in the study was completed with the SPSS Statistics 22 program. Kruskal Wallis was used for comparisons between groups, and Dunn's test was used to determine the group that caused the difference. Friedman test was used to evaluate the change in residual monomer amounts in different time periods and Wilcoxon sign test was used for post hoc comparisons. Spearman's rho correlation analysis was used to examine the relationships between the parameters, significance was evaluated at the $p < 0.05$ level.

Results: Composite resin groups with a clinically accepted minimum of %55 are Kuraray, Ceram x, 3M. Those below this value are GC G-aenial and Omnicroma. 3M and Ceram x groups are lower than Kuraray composite and higher than Omnicroma and GC. The group with the highest monomer release was recorded as GC and the least as Kuraray ($p < 0.05$). The most released monomer was recorded as HEMA and the least as Bis-GMA. The release of all monomers increased with time ($p > 0.05$). It was noted that there was a negative correlation between the degree of conversion and the amount of residual monomer release ($p < 0.05$).

Conclusion: The layer thickness of composite resins, inorganic filler ratio, filler particle size, organic monomer content, light exposure time affect the degree of transformation. Residual monomer was released from the composite resin materials we used in our study in all time periods. Since there is a negative correlation between residual monomer oscillations and the degree of conversion of composite resin materials, further work is required to increase the degree of conversion. In addition, agents to remove the oxygen inhibition layer can be applied in order to prevent the release of residual monomer in the clinic. However, in clinical use, attention should be paid to the finishing and polishing process of composite resins.

Keywords: Resin composite, FTIR, HPLC, Degree of conversion, Residual monomer.

1. GİRİŞ

Kompozit rezinler estetik olmaları, konservatif diş preparasyonuna izin vermeleri, diş yapısını desteklemeleri, tek seansta bitirilebilmeleri, tamir edilebilme özellikleri ve biyouyumluluğu ile dişlerin restorasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır.¹

Bununla birlikte kompozit rezin restorasyonlarda yaşanan postoperatif hassasiyet, adezyon problemleri, sekonder çürük, mikrosızıntı, polimerizasyon büzülmesi gibi materyalin uzun dönemde klinik başarısını etkileyecek bir takım dezavantajları bulunmaktadır.^{1, 2}

Kompozit rezin restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ve dönüşüm derecesinin düşük olması gibi özellikleri de dezavantajı olarak bilinmektedir.³

Kompozitin polimerize edilmesiyle birlikte organik yapıdaki çift karbon bağlarının tek karbon bağlarını oluşturması dönüşüm derecesi olarak isimlendirilmektedir.⁴ Dental kompozitlerde uzun süreli dayanıklılık elde edebilmek için, polimerizasyon reaksiyonu sırasında monomerlerin en üst düzeyde polimere dönüşmesi istenir.^{2,5,6}

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesinin uygun bir restorasyon yapılabilmesi için en az %55 oranında gerçekleşmesi gerektiği bildirilmektedir.^{2,7,8}

Monomer dönüşüm derecesi kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir. Kompozit rezin materyalin kimyasal stabilitesi ve uzun dönem başarısında dönüşüm derecesinin yüksek olması en önemli etkidir.⁹

Visközite artışına bağlı olarak polimerizasyon reaksiyonunun ilerleyen aşamasında monomer hareketlilik oranında azalma gerçekleşmektedir. Böylece monomerlerin polimerizasyon bölgelerine hareketi yavaşlayarak bunun sonucunda reaksiyona girmeyen bir miktar artık monomer açığa çıkmaktadır. Polimer yapı içerisinde reaksiyona girmeden kalan bu artık monomerler, kompozitin mekanik özelliklerinin azalmasına ve renk değişimine neden olmaktadır.¹⁰

Polimerizasyon sırasında reaksiyona girmeyen artık monomerler ağız ortamına salınmaktadır. Restorasyonun yüzeyinde bakterilerin gelişimine, alerjik reaksiyonlara neden olmakta ve periodontal dokuları irrite etmektedir.¹¹ Bu nedenle, ağız ortamına salınacak monomerlerin tanımlanması ve miktarlarının tespit edilmesi oldukça önemlidir.

Artık monomer salınım miktarlarının büyük çoğunluğunun saatler içinde tamamlandığı belirtilmektedir.^{7,10,12} Salınım değerlerinin ilk birkaç günden sonra oldukça azaldığını ancak salınımın bir aya kadar artarak devam ettiği bilinmektedir.¹³

Dental kompozit rezinlerin içerikleri dönüşüm derecesi ve açığa çıkan artık monomer miktarını etkilemektedir.¹³

Kompozit rezin restorasyonlarda dönüşüm derecesinin düşük olması materyalin mekanik özelliklerini, boyutsal stabilitesini, biyouyumluluğunu ve renk stabilitesini negatif yönde etkilemektedir. Böylece açığa çıkan artık monomerler, pulpa üzerinde toksik etki gösterebilir. Ayrıca restorasyon-diş bağlantısında kenar sızıntısına bağlı olarak renklenme, postoperatif hassasiyet, aşınma ve sekonder çürüğe neden olabilmektedir.¹⁴

Bu çalışmanın amacı; beş farklı dental kompozit rezin materyalin dönüşüm derecesini ve artık monomer miktarını belirlemektir. Aynı zamanda dönüşüm derecesinin artık monomer miktarına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kompozit Rezinler

Hastaların estetik kaygısının gün geçtikçe artması ve minimal invaziv diş hekimliğinin hekimler tarafından daha fazla kabul görmesiyle beraber adeziv diş hekimliği yaygınlaşmaktadır.¹⁵ Kompozit rezin materyallerin kullanımı bu ihtiyaçları karşılamak için kullanılan restoratif materyallerden biri olarak ön plana çıkmaktadır.^{16,17} 1999 yılında yapılan bir çalışmaya göre, estetik özelliklerinden dolayı kompozit rezin materyallerin kullanımı, amalgam kullanımını geride bırakmıştır.¹⁸

Bowen 1962 yılında Bis-GMA'yı (Bisphenol-A glycidyl methacrylate) geliştirerek ve kompozit rezinin yapısında silika partiküllerini kullanıp rezinin yapısını güçlendirerek diş hekimliğinde bir dönüm noktası gerçekleştirmiştir. Kompozitlerin ana yapısını oluşturan Bis-GMA ile silanlanmış kuartz partiküllerden oluşan dental kompozit rezinlerin patenti 1965 yılında alınmıştır.¹⁹ Ön grup diş restorasyonlarında kullanılmaya başlanan bu kompozitler kimyasal polimerizasyon göstermektedir. Ancak bu kompozit materyallerin düşük doldurucu içeriği ve doldurucu partiküllerin büyük olması polisajlanabilirlik ve yüzey özelliklerini olumsuz yönde etkilemiştir. Bu özellik de yapılan restorasyonlarda zamanla belirgin renklenmelere sebep olmuştur. Farklı partikül boyutlarında doldurucular içeren, hibrit tip adı verilen kompozitler 1980 yılında geliştirilmiş, daha sonraki yıllarda ise partikül boyutları daha da küçültülerek mikrohibrit yapıda kompozit rezinler üretilmiştir.²⁰ Ormoser olarak isimlendirilen organik, modifiye ve seramik kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan, farklı bir kompozit rezin materyal üretilmiştir.²¹ Yeni ormoser materyalin biyouyumluluğu artırılmış ve polimerizasyon büzülme miktarının azalması sağlanmıştır.^{22,23}

Son yıllarda hızla gelişen nanoteknoloji ile nano boyuttaki doldurucu partiküllerin üretimi (görünür ışığın dalga boyundan daha küçük boyutta 0,4-0,8 µm) ve kompozit rezin içerisine büyük miktarlarda eklenmesi mümkün hale gelmiştir.

Nano doldurucuların eklenmesi ile elde edilen nano hibrit kompozitlerde, yüksek esneme dayanımı, sertlik, elastik modülü gibi mekanik özellikler geliştirilmiştir. Estetik

özelliklerin gelişmesi, kolay şekillendirme, cilalanabilirlik ve polimerizasyon büzülmesinin azalması gibi özelliklere ulaşılmıştır.^{24,25}

2.1.1 Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit, iki ya da daha fazla materyalin fiziksel karışımını açıklamaktadır. Dental kompozit rezinler polimer yapıdaki organik matriks, organik matriks içinde dağılmış halde bulunan inorganik doldurucular ve inorganik doldurucuların matrikse kimyasal olarak bağlandığı ara fazdan oluşmaktadır. Bunların yanında kompozit rezinler farklı görevlere sahip bileşenler de içermektedir. Kompozit rezinlerin içeriğindeki aktivatör-initiatör sistemler polimerizasyonun başlaması ve ilerlemesini sağlamaktadırlar. Pigmentler, kompozitin dış yapısına uyumlu rengini sağlamaktadır. Ultraviyole emiciler, kompozit rezinlerdeki rengin stabilitesini arttırmaktadır. Polimerizasyon inhibitörleri ise kompozit rezinlerde çalışma süresinin uzamasında etkili olmaktadır.^{26,28}

Kompozit rezinler kimyasal açıdan farklı olan üç ana bileşenden oluşmaktadır:²⁹

1. Organik matriks (taşıyıcı faz)
2. İnorganik doldurucular (dağılan faz)
3. Ara bağlayıcılar (silan faz)

2.1.1.1. Organik Matriks

Kompozit rezinlerin yüzde olarak en büyük kısmını oluşturan organik matriks, kompozit rezinin kimyasal olarak aktive olan ve polimerizasyon sonunda polimere dönüşen kısmıdır. Organik matriksin yapısı kompozit rezinlerin klinik özelliklerini ve monomer dönüşüm derecesini belirlemektedir. Polimerizasyon başlatıcılar, inhibitörler, monomerler, ko-monomerler ve ultraviyole (UV) stabilizatörleri organik matrikste bulunmaktadır.³⁰ Kompozit rezin içeriğindeki organik matriks miktarı arttıkça polimerizasyon büzülmesi de artmaktadır.³¹

Bisfenol A ile glisidil metakrilatın birleşmesi sonucu oluşan çift fonksiyonlu bir monomer olan Bis-GMA, günümüzde kompozit rezinlerde yaygın olarak kullanılan monomerdir.³² Böylece termal genleşme katsayısı daha düşük, su emiciliği polimetilmetakrilattan daha az, dayanıklılığı, sertliği ve elastisite modülü daha yüksek, renk uyumluluğu sağlanmış bir rezin elde edilmiştir.³³ Bis-GMA yaklaşık %20 oranında kompozit rezinlerin yapısında bulunmaktadır.²¹ Bis-GMA monomeri visköz bir yapıya

sahip olduğu için manipölasyonu zordur. Doldurucu oranını arttırmak ve manipölasyona uygun halde olmasını sağlamak için daha düşük molekül ağırlıklı seyreltici monomerler trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilir.³⁴ Üretan dimetakrilat (UDMA), Bis-GMA' dan daha yüksek dönüşüm derecesi ve daha düşük viskozite sağlamak amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda üretilmiştir. TEGDMA'da UDMA'dan farklı olarak bisfenol-A'ya ait iskeletin yerini doğrusal bir izosiyanat grubu almıştır.³⁴ TEGDMA'nın daha fazla büzülme göstermesi, düşük molekül ağırlığı göstermesi ve bir miktar hidrofilik olması nedeniyle kullanılabilir monomerlerden biri de etoksillenmiş bisfenol A glikol dimetakrilat (Bis-EMA)' dır. UDMA/Bis-EMA karışımlarının viskoziteleri birbirine yakın olduğu için Bis-GMA/TEGDMA karışımları yerine kullanılabilir. Polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek için çift karbon bağı içeren polimerler yerine açık halkalı polimerler içeren siloran ve oksiran gibi monomerler organik faza eklenmiştir.³⁵ Siloran monomeri oksiran ve siloksan moleküllerinin birleşmesi sonucunda elde edilmektedir ve kararlı bir yapıya sahiptir. İnsan organizmasında yer alan enzimatik sıvılardan etkilenmemektedir.^{36,37} HEMA, hem hidrofilik hem de hidrofobik özelliğe sahiptir. Ayrıca, TEGDMA molekülüne benzer bir monomerdir. Polimer matriksin viskozitesini azaltmak ve kompozit rezin materyalin nemli olan dokulara bağlantısını arttırmak için kompozit rezin sistemlerin içerisine HEMA monomeri eklenmektedir.¹⁰

2.1.1.2. İnorganik Doldurucular

Matriks içerisine dağılmış çeşitli büyüklük ve şekildeki stronsiyum, çinko, yitriyum cam, kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, baryum, baryum alüminyum silikat gibi doldurucu partiküllerden oluşmaktadır. İnorganik içerikteki silika partikülleri karışımın mekanik özelliklerini güçlendirip, ışık geçirgenliğini artırarak kompozit rezine mineye benzeyen yarı şeffaf görünüm kazandırmaktadır. Kristalin (kristobalit, kuartz, tridimit) ve non kristalin (silikat cam) saf silikanın formlarıdır. Kristalin formundaki silika sert olup, bitirme ve polisaj işlemlerini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle kompozit rezinler üretilirken non kristalin formundaki silika (silikat cam) kullanılmaktadır. Çinko, stronsiyum, baryum ve yitriyum gibi materyaller rezine radyoopasite özelliği sağlayıp radyografik teşhis edilebilirliği kolaylaştırır.^{38,39}

Kompozit rezin içerisindeki doldurucuların görevi rezin materyalinin termal genişleme katsayısını düşürmek, organik matriks oranında azalma ile polimerizasyon

büzülmesinde azalma elde etmektir. Ayrıca su emilimi, renklenme miktarı azalmaktadır. Kompozit rezin materyalin sertlik miktarı, basma direnci ve aşınmaya direnci de artmaktadır.^{5,6} Doldurucuların diğer görevleri ise, kıvam kazandırmak ve polimerizasyon öncesi rezinin şekillendirilebilmesini sağlamaktır.⁴⁰

İnorganik doldurucular organik matrikse göre daha ağır olduğu için doldurucuların rezin materyal içinde ağırlık oranı hacim oranından daha fazladır. Örneğin doldurucu oranı ağırlık olarak %75 olan bir kompozitin hacimce oranı %50 ile %60 arasında olmaktadır.²⁰

Rezin matrikse eklenen inorganik doldurucular çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, lityum silikat, alüminyum silikat, kuartz ve borosilikat gibi partiküllerden meydana gelir. Ayrıca, aşınmaya dirençli ve radyopak görüntü veren stronsiyum (St), silisyum (Si), baryum (Ba), çinko (Zn), zirkonyum (Zr) gibi elementler inorganik doldurucuların yapısına eklenmiştir.³⁸

İnorganik doldurucular ortalama 8-40 µm çapında iken günümüzde 0,005-2 µm çapında doldurucular kullanılabilmektedir. Görünür ışığın dalga boyundan büyük partiküller ışığın saçılmasına sebep olarak kompozit rezinlerin opasitesini artırmaktadır bu da estetik açıdan olumsuz bir durum yaratmaktadır. Buna ilave olarak büyük partiküllü inorganik doldurucular cilalanma sırasında organik matriks kadar aşınmadığından pürüzsüz bir yüzey elde edilememektedir. Bu durum plak retansiyonunu kolaylaştırmakta ve dolgu materyalinin zamanla renklenmesine yol açmaktadır. İnorganik doldurucuların boyutları küçültülerek daha estetik ve biyouyumlu restorasyonların yapılması sağlanmaktadır.⁴¹

2.1.1.3. Ara Faz

Kompozit rezinlerin yapısındaki organik matriks ve inorganik doldurucular arasındaki bağlantının iyi olması materyalin klinik başarısında önemli bir etkidir. Organosilan bileşikler ile silanizasyon olarak da tanımlanan bu bağlantı elde edilmektedir. Bir ucunda hidroksil grupları ile inorganik partiküllere, diğer ucunda ise metakrilat grupları ile karbon çift bağları oluşturarak rezin matrikse bağlanıp birleştirici görev yaparak çift yönlü fonksiyonu bulunmaktadır.^{38,42}

Silanların kompozit rezinin yapısında önemli bir etkisi bulunmaktadır. İnorganik doldurucular ile organik matriks arasında bir köprü görevi yaparak bu iki yapının kuvvetli

bir şekilde birbirine bağlanmasını sağlamaktadır. Ara faz, kompozit rezinin mekanik özelliklerini iyileştirmekte, cilalama ve ağız ortamında kullanım süresince meydana gelen aşınma esnasında doldurucunun matriksten uzaklaşmasını azaltmaktadır. Organik matriks ile doldurucular arasında stres dağılımını dengeleyerek bir arayüz görevi görmektedir. Aşınma direncini artırır ve kompozite iyi polisajlanabilme özelliğini kazandırır. Ayrıca resin ile partikül ara yüzeyindeki su geçişini engelleyerek hidrolitik denge kurmaktadır.^{28,43}

2.1.1.4. Polimerizasyon Başlatıcı ve Aktivatörler

Direkt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezinlerin sertleşme reaksiyonu ışıkla, kimyasal reaksiyon yoluyla ya da her ikisinin kombinasyonu ile dual olarak aktive olmaktadır. Serbest radikaller polimerizasyon reaksiyonun başlangıcında ilk olarak oluşmaktadır. Başlatıcılar (inisiyator) serbest radikallerin oluşumunu başlatan maddelerdir. Aktivatörler ise polimerizasyon reaksiyonunu hızlandıran maddelerdir.³⁸ 400-500 nm dalga boyu civarındaki mavi ışığın kamforokinon gibi başlatıcıları aktive etmesiyle bu maddenin organik aminlerle reaksiyona girmesi sonucu ışıkla polimerizasyon gerçekleşmektedir.⁴⁴

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde genellikle kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir (BP). Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde aktivatör olarak ise aromatik tersiyer amin kullanılmaktadır. Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde 420-450 nm dalga boyunda görünür ışıkla ya da 365 nm dalga boyunda ultraviyole ışıkla polimerizasyon başlatılır. Benzoil alkil eter gibi organik bileşenler ultraviyole ışık etkisi ile ultraviyole ışıkla başlatılan sistemlerde serbest radikalleri oluşturmaktadır.⁴⁵

2.1.1.5. Polimerizasyon İnhibitörleri

Dimetakrilat monomerlerinin saklama esnasında kendiliğinden polimerize olmasını engellemek amacı ile inhibitörler kullanılır. 4-metoksifenol (PMP) ya da 2,4,6-tritersiye bütifenol (BHT) bu amaçla kullanılmaktadır. Ayrıca bütifenol kompozit rezinlerdeki renk stabilitesini de sağlamaktadır.⁴⁵

2.1.1.6. UV Stabilizatörler

Ultraviyole ışığı absorbe etmek için kullanılan madde 2-hidroksi-4 metoksi benzofenondur. Bu madde kompozitin zamanla renk değiştirmesini önlemek için kullanılmaktadır.⁴⁶

2.1.1.7. Pigmentler

Mine ve dentin görünümünü taklit edecek doğal diş rengi ile uyumlu kompozit rezin restorasyonlar elde etmek için küçük miktarlarda organik ve inorganik pigmentler kullanılmaktadır. Alüminyum oksit, titanyum dioksit gibi opaklaştırıcı pigmentler bu amaçla kompozit rezinlerin yapısında kullanılmaktadır.⁴¹

2.1.2 Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması

Günümüzde hızla gelişen teknoloji ile kompozit rezinleri tek bir sınıflamada tutmak mümkün değildir.⁴⁷ Bu nedenle kompozit rezinler için farklı sınıflandırmalar yapılmıştır.

Kompozit rezinler;

- İnorganik doldurucu partiküllerinin boyutu
- Polimerizasyon yöntemleri
- Viskozitelerine göre
- Doldurucu partikül türüne göre sınıflandırılabilirler.⁴⁸

2.1.2.1 İnorganik Doldurucu Partikül Boyutuna Göre Sınıflandırılması

Çizelge 2.1 Kompozit rezinlerin doldurucu partikül büyüklüğü ve yüzdelere göre sınıflandırılması

Kompozit Resin	Doldurucu Partikül Büyüklüğü (µm)	Doldurucu Partikül Yüzdesi (Ağırlıkça)
Megafil Kompozitler	50-100µm	%70-80
Makrofil Kompozitler	10-100µm	%70-80
Midifil Kompozitler	1-10µm	%70-80
Minifil Kompozitler	0,1-1µm	%75-85
Mikrofil Kompozitler	0,01-0,1 µm	%35-60
Nanofil Kompozitler	0,005-0,01µm	%80-90

•Megafil Kompozitler

Megafil kompozit rezinlerin doldurucu partiküllerinin büyüklüğü 50-100 µm kadardır. Bu kompozitlerin kullanıldığı bölgeler travmaya bağlı aşınmış bölgeler ve oklüzal kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerdir.⁴⁹

•Makrofil Kompozit Resinler

İlk üretilen kompozit tipidir. 1970’lerde kullanıma başlanan ve büyük boyutlarda doldurucu içeren bu materyaller “geleneksel kompozitler” olarak da isimlendirilmektedir. Doldurucu olarak sıklıkla kuartz cam ya da amorfoz silika partikülleri içermektedir. Oklüzal kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde aşınma direncinin düşük olması nedeniyle kullanımı uygun değildir.⁵⁰

•Mikrofil Kompozitler

Geleneksel kompozitlerde görülen yüzey pürüzlülüğü gibi dezavantajları ortadan kaldırmak için inorganik doldurucu olarak silika içermektedir. Ön bölge dişlerde estetik özelliklerinin iyi olması nedeni ile sıklıkla kullanılmaktadır.^{49,51}

•Midifil Kompozitler

Midifil kompozit rezinlerin içeriğinde büyüklükleri ortalama 1-10 µm olan doldurucular bulunmaktadır. Geleneksel kompozitler, midifil ve makrofil kompozitlerden oluşmaktadır. Bu kompozitler, makrofil dolduruculu kompozitlerdeki olumsuzlukları ortadan kaldırmak için üretilmişlerdir. Ayrıca bitirme ve polisaj işlemi sırasında organik matriksin doldurucu matrikse göre daha hızlı aşınması nedeniyle renklenme oranı yüksek olan kompozitlerdir.⁵²

•Minifil Kompozitler

Minifil kompozit rezinlerin büyüklüğü ortalama 0,1-1 µm arasında olan cam doldurucular içermektedir. Doldurucu partiküllerin küçük boyutlu olması polisaj ve bitirme işlemleri ile daha düzgün yüzeyler elde edilmesini sağlamıştır. Düzgün yüzeyler minifil kompozitlere estetik özellik kazandırdığı için sıklıkla ön bölge restorasyonlarında kullanılmaktadırlar.⁵³

•Hibrit kompozitler

Hibrit kompozit rezinlerin inorganik doldurucu partiküllerin boyutları 0,04-1µm arasında değişmektedir. Farklı büyüklüklerde doldurucu içerdikleri için ‘Hibrit’ adını almışlardır. Doldurucu partikül olarak kolloidal silika içerirler. Farklı boyutlarda doldurucu içermelerinden dolayı materyalin cilalanabilirliğini, aşınma ve kırılma

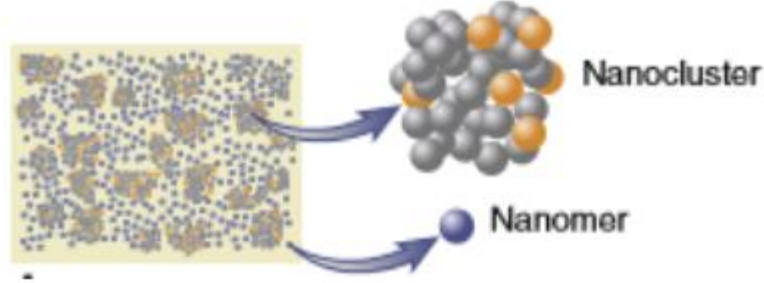
direncini arttırlar. Bu sayede materyal hem anterior hem de posterior bölgede kullanılabilir. Hibrit kompozitler, geleneksel hibrit, mikrohibrit ve nanohibrit olarak ayrılırlar.⁵⁴

Geniş renk seçenekleri, yüksek cilalanabilirlikleri, farklı opasite ve translüsenside üretilibilmeleri sayesinde yüksek estetik özelliklerde restorasyonların yapılmasına hibrit kompozitler imkan tanımaktadır. Su emiliminin az olması, polimerizasyon büzülmesinin düşük olması, termal genleşme katsayısının düşük olması gibi avantajlarla birlikte aşınmaya karşı dirençli olmaması nedeniyle oklüzal kuvvetlere maruz kalan bölgelerde kullanımı uygun olmamaktadır. Abraziv diş macunlarının kullanılması ile aşınması sonucunda yüzey parlaklığını kaybetmektedir. İnorganik doldurucu boyutu 0,4-0,8 µm boyutlarında olan hibrit kompozitler mikrohibrit, nanofil kompozit rezinlere 0,4-5 µm boyutlarında inorganik partiküllerin eklenmesiyle elde edilen hibrit kompozitler ise nanohibrit kompozitler olarak isimlendirilmektedir.^{28,55} Mikrohibrit kompozitlerin doldurucu partikül büyüklüğü 0,4–0,8 µm'dir. Küçük boyutlarda partiküller içermesiyle geleneksel hibrit kompozitlerden mikrohibrit kompozitler ayrılır. Mikrohibrit kompozitlerin aşınma direncinin yüksek olması ve iyi cilalanabilirlik özelliği göstermesi nedeniyle estetik ön bölge ve arka bölge dişlerin restorasyonunda kullanılmaktadır.⁵⁶

•Nano Kompozitler

Nanoteknolojinin kompozit rezinlerde kullanılması ile gözle görülemeyen 1-100 nm boyutunda partiküller üretilmiştir. Nanohibrit kompozit rezinlere nanometre boyutundaki partiküllere ek olarak 0,4-5 µm büyüklüğündeki partiküller eklenmiştir. Büyük boyutta doldurucu partikül içeren bu hibrit materyaller gerçek nano dolduruculu kompozit rezin değildir. Gerçek nanofil kompozit rezinlerde inorganik doldurucuların partikül büyüklüğü nanometre boyutlarındadır. Nanodoldurucuların kullanımı ile yüksek translüsensliğe sahip materyaller üretilmektedir. İnorganik doldurucuların partikül boyutunun görünür ışığın dalga boyundan (400-800 nm) küçük olması kompozit rezin materyale yüksek estetik ve optik özellikler kazandırmaktadır. Ayrıca geniş renk ve opasitede kompozit seçenekleri sunabilmektedir. Mine ve dentin dokularına yakın opasitede üretilen kompozit rezinler ile özellikle anterior bölgede tabakalı tekniğin kullanılması ile estetik açıdan üstün restorasyonlar yapılmasına imkan tanımaktadır.^{55,28} Nanofil kompozitleri diğer kompozit rezinlerden farklı kılan en önemli özelliği mikrohibrit kompozitlerin mekanik direncine sahip olmakla birlikte yüzeylerinin

mikrohibrit kompozitlerden daha iyi cilalanabilir özellikte olmasıdır. Nano doldurucular sayesinde restorasyonun yüzey parlaklığı uzun süre korunabilmektedir.⁵⁵



Şekil 2.1 Nanodoldurucu şematik görüntüsü ²⁸

2.1.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Sınıflandırılması

2.1.2.2.1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler, baz ve katalizör olmak üzere iki bileşenden oluşmaktadır. Baz kısmında polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit, katalizör kısmında ise aktive eden aromatik tersiyer amin bulunur. Bu bileşenlerin karıştırılması ile polimerizasyon reaksiyonu başlamaktadır.⁵⁷

Materyal iki bileşenden olduğundan karıştırma yapıldığında hava kabarcığı oluşabilmektedir. Reaksiyona girmeyen ürünler dış etkenlerle birleşerek amin renklemesine neden olabilir.⁴¹ Polimerizasyon süresinin uzun olması sebebi ile polisaj işleminin en erken 24 saat sonrasında yapılması tavsiye edilmektedir. Kimyasal reaksiyon hızından dolayı çalışma zamanı da kısıtlıdır.⁵⁸

2.1.2.2.2. Görünür ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlerin dezavantajlarını elimine etmek için kompozit rezinlerin polimerizasyonunda ultraviyole ışık kullanılmıştır. Fakat ultraviyole ışığın korneaya zarar verebilecek ultraviyole radyasyonuna maruz kalma gibi bazı dezavantajları nedeni ile kısa sürede kullanımı bırakılmıştır.⁵⁹ Ultraviyole ışığın bu dezavantajlarından dolayı görünür ışıkla polimerize olabilen kompozit rezinler üretilmiştir. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde başlatıcı olarak genelde kamforokinon kullanılmaktadır.⁵⁸ Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler uzun çalışma süresi sağlamaktadır. Ayrıca renk stabiliteyi daha iyidir.⁶⁰ Görünür ışıkla

polimerize edilen kompozit rezinlerde başlatıcı kamforokinon yerine PPD (1-fenil 1,2 propandion), TPO (monoasilfosfin oksit), ırgacure 819 (bisasilfosfin oksit) gibi farklı fotobaşlatıcılar bulunabilmektedir. Polimerizasyonu başlatan bu maddelerin renk stabiliteilerinin CQ'dan daha iyi olduğu belirtilmektedir.⁵³

2.1.2.2.3. Hem kimyasal hem de ışıık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual cure kompozitler)

Polimerizasyon hem kimyasal hem de ışıık ile gerekleştiiği kompozit rezinlerdir. Derin ara yüz alanlarında, ışıığın yeterince ulaşamadığı alanlarda, indirekt posterior restorasyonların simantasyonunda kullanılması önerilir.⁶¹ Bu kompozitlerde polimerizasyon ışııkla başlamakta ve kimyasal olarak devam etmektedir. Dual-cure kompozitlerle ışıığın ulaşamadığı alanlarda 8 ile 24 saat içerisinde kimyasal yolla polimerizasyon tamamlanmaktadır.⁶²

2.1.2.3. Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

2.1.2.3.1. Kondanse olabilen (packable) kompozitler

Kompozitin yüksek viskozitesini tanımlayan kompozit rezinlerdir. Bu kompozit rezinler Sınıf I, Sınıf II kaviterlerde kullanılmakta ve sıkıştırılabilme özelliğine sahiptirler. Dimetakrilat rezin ve % 66-70 oranında doldurucu içermektedirler. Düşük polimerizasyon büzülmesi, radyoopasite, yüksek aşınma direnci gibi avantajları bulunmaktadırdır.⁴³

2.1.2.3.2. Akışkan kompozitler

Akışkan kompozitler servikal defektlerde, süt dişlerinin restorasyonunda, düşük stres alanlarındaki restorasyonlarda kullanılmaktadırlar. Ayrıca fissür örtücü amaçlı kullanımı bulunmaktadır. Akışkan kompozitler düşük elastik modülü özelliği sayesinde servikal defekt bölgelerinde kullanımı uygundur. İnorganik partikül büyüklüğü 0.4-3 µm arasındadır ve doldurucu miktarı %42-53 oranındadır. Doldurucu miktarları düşük olduğu için yüksek polimerizasyon büzülmesi ve düşük aşınma direnci gibi bazı dezavantajları bulunmaktadırdır.⁴³

2.1.2.4. Doldurucu Partikül Türüne Göre Sınıflandırılması

2.1.2.4.1. Homojen Dolduruculu Kompozitler

Partikül boyutu eşit olan inorganik doldurucuların organik matrikse eklenmesiyle elde edilen kompozitlerdir.⁶³

2.1.2.4.2. Hibrit Dolduruculu Kompozitler

Hibrit kompozitler farklı partikül boyutundaki doldurucu içeren kompozitlerdir. Ön ve arka grup dişlerin restorasyonunda başarıyla kullanılmaktadır.⁶⁴ Hibrit kompozitler farklı opasitede ve renk seçeneklerinin geniş olması gibi özelliklere sahiptir. Ayrıca yüksek cilalanabilir özellikleri ile yüksek estetik özelliklere sahip restorasyonların yapılmasına izin vermektedir.²⁸

2.1.2.4.3. Heterojen Dolduruculu Kompozitler

Önceden polimerize edilen kompozit rezin partikülleri ya da farklı dolduruculu partiküller içeren kompozitler heterojen dolduruculu olarak adlandırılır. Ön ve arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilmektedirler. Diğer kompozit rezinlere göre fiziksel özellikleri bakımından daha üstündür. Polimerizasyonda daha iyi olabildikleri için biyouyumluluk açısından da avantajlıdır.^{21,31}

2.1.2.5. Farklı Özellikteki Kompozit Resinler

2.1.2.5.1. Ormoserler

“Organik Modifiye Seramik” kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ormoserler, ilk olarak 1998 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Ormoserler kompozit rezinin organik matriksinde değişiklik yapılarak elde edilmiştir. Ormoserlerde organik matrikste ana komponent olarak metakrilat polisiloksanın kullanılması geleneksel kompozitlerle arasındaki en büyük farklılıktır. Böylece organik matriksteki dimetakrilat monomer miktarı azaltılmıştır.⁶⁵ Düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma direnci ve biyouyumlu olması en önemli avantajlarındandır.⁶⁶

2.1.2.5.2. Siloranlar

Günümüzde kullanılan kompozit rezin materyallerin en önemli problemlerinden biri de polimerizasyon büzülmesidir. Polimerizasyon büzülmesini olabildiğince azaltmak için organik matrikste bir takım değişiklikler yapılmıştır. Bunlardan biri serbest radikal polimerizasyonun yerine halka açılımlı polimerizasyonu olan siloran esaslı kompozit rezinlerdir.⁶⁷ Siloranlar, siloksan ve oksiran yapılarının birleşmesiyle oluşur.⁶⁸ Siloran yapısında bulunan oksiran, halka açılımlı polimerizasyon sağlayarak polimerizasyon büzülme miktarını azaltır. Siloksan yapısı ise materyalin hidrofobik olmasını sağlayarak su emilimini azaltırlar.⁴³

2.1.2.5.3. Bulk fill kompozitler

Kompozit rezinler yeterli polimerize olmadığında materyalin fiziksel, mekanik⁶⁹ ve biyolojik⁷⁰ özelliklerinin zayıflamasına neden olmaktadır. Polimerizasyon reaksiyonu için kullanılan ışık enerjisi kompozitin derin katmanlarına doğru gittikçe azalmaktadır ve yetersiz ışığa maruz kalan tabakalarda ışıktan uzaklaşmaya bağlı olarak monomer dönüşüm derecesinde kademeli bir azalma meydana gelmektedir.⁷¹

Monomer dönüşüm derecesindeki azalma ile kompozit rezin materyalin fiziksel özelliklerini zayıflatmaktadır. Bu durum ise artık monomer miktarında artışa neden olarak pulpa dokusunda toksik etkiye, alerjik reaksiyonlara ve restorasyonun başarısızlığına yol açabilmektedir.^{72,73}

Geleneksel kompozitlerde dönüşüm derecesinin yeterli düzeyde olabilmesi için kompozit rezinin kaviteye 2 mm kalınlığındaki tabakalar halinde yerleştirilmesi gerekmektedir.^{74,75} Teknik hassasiyet ve önem gerektiren bu uygulamanın derin kavitelerde hekime zaman kaybettirmesi ile uygulamayı daha kompleks hale getirmektedir.⁷⁶⁻⁷⁸ Tabakalar arasında kontaminasyon riski ve tabakalar arasında bağlantı problemleri oluşabilmektedir.⁷⁹ Bu sorunları ortadan kaldırabilmek için bulk-fill kompozitler geliştirilmiştir.^{80,81}

Bulk fill kompozitler 4-5 mm tabaka kalınlığında uygulanmaktadır. Böylece tabakalar arasında oluşacak kontaminasyonu engelleyerek zaman kazancı sağlanmaktadır.⁸²

Bulk-fill kompozit rezin sistemlerin diğer avantajları ise kompozit rezin tabakasının adaptasyonunun iyileştirilmesi, tabakalar arasında boşluk oluşumunun

engellenmesi, yüksek aşınma direnci, iyi cilalanabilirlik gibi estetik özellikler göstermesidir.⁸²

2.1.2.6. Kompozit Rezinlerdeki Son Gelişmeler

Kompozit rezinler adeziv diş hekimliğinin temel kısmını oluşturmaktadır. Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte kompozit rezinler önemli derecede gelişme göstermiştir.

2.1.2.6.1. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, geleneksel restoratif kompozitlere benzer şekilde organik matriks fazı ve inorganik doldurucu fazdan oluşmaktadır. Ancak bu kompozit rezinler, geleneksel kompozit rezinlerden farklı olarak fiber doldurucular içermektedir.⁸³

Mekanik direnci arttırmak için arka grup dişlerin restorasyonlarında fiberle güçlendirilmiş kompozitler kullanılmaktadır.⁸⁴ Diğer kompozit rezinlerle ile karşılaştırıldığında mekanik özelliklerinin daha gelişmiş olduğu görülmüştür.⁸⁵

Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin endikasyonları arasında madde kaybı fazla olan dişlerin restorasyonunda, kanal tedavisi sonrasında kalan diş yapısını desteklemek için ve splint uygulamalarında kullanılmaktadır.²⁶

2.1.2.6.2. İyon Salınımı Yapabilen Kompozit Rezinler

İyon salınımı yapan kompozitler, 1998 yılında üretilmiştir. Florür, hidroksil ve kalsiyum iyonlarını restorasyonun yüzey pH değişimine bağlı olarak salınım yapmaktadırlar. Ağız içerisinde plak birikimine bağlı olarak pH değerlerinin düşmesi sonucunda iyonların salınım oranı artar. Ağız içerisine salınan bu iyonlar, alkali cam dolduruculardan kaynaklanmaktadır. Salınan iyonlarla mikroorganizmaların çoğalmasını engellemek amaçlanmıştır.⁸⁶ Böylece karyojenik bakterilerin ürettiği asitler tamponlanarak demineralizasyonun durması sağlanmıştır. Böylece sekonder çürük oluşumu engellenmektedir.²¹

2.1.3. Polimerizasyon

Monomer olarak adlandırılan küçük moleküllerin birbirlerine eklenmesiyle elde edilen uzun zincirli moleküllerdir. Bu monomerlerin polimerlere dönüşümü ‘polimerizasyon’ olarak tanımlanmaktadır.⁸⁷ Polimerler kondensasyon veya katılmalı (ilaveli) reaksiyon sonucunda oluşmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler büyük oranda katılmalı (ilaveli) polimerizasyon mekanizması ile gerçekleşmektedir. Katılmalı (ilaveli) polimerizasyonda birbirine benzer moleküller eklenerek aynı kimyasal yapıya sahip yüksek molekül ağırlıklı dev bir molekül oluşmaktadır. Bu polimerizasyon reaksiyonunun sonucunda herhangi bir yan ürün açığa çıkmamaktadır. Polimerizasyon için gerekli olan en önemli şartlardan biri doymamış bir grup çift bağ içermesidir. Katılmalı (ilaveli) polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşebilmesi için çift bağlar içeren ya da halka açılımlı doymamış moleküller gerekmektedir.^{41,88,89}

İki karbon atomu arasındaki çift bağların açılması ile monomerler aktivite kazanmaktadır. Bu sayede bir monomer bir başka monomerle reaksiyona girerek aktivitesini başka bir moleküle aktarmaktadır. Bu reaksiyon tekrarlayarak diğer moleküldeki çift bağlar da açılmaktadır. Böylece reaksiyon devam ederek bir zincir reaksiyonunun gerçekleşmesi sağlanmaktadır.^{41,88,89}

2.1.3.1. Polimerizasyon Aşamaları

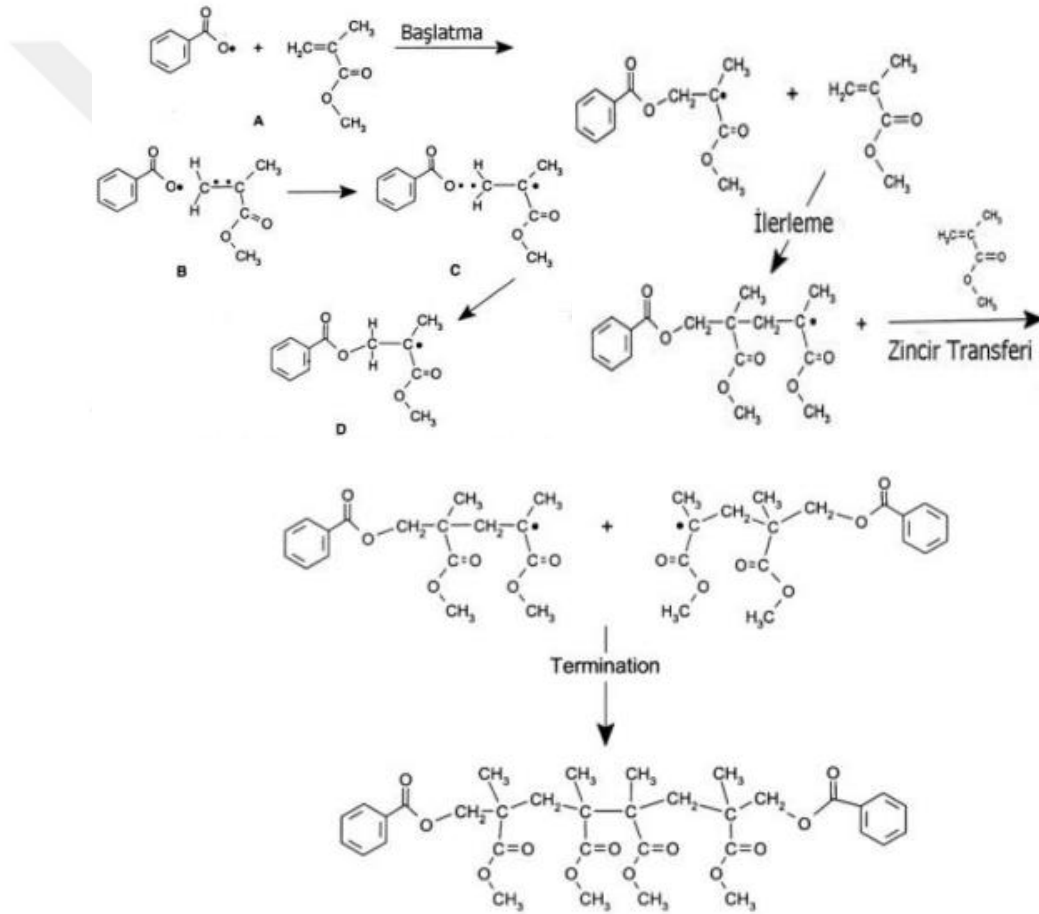
Polimerizasyon işlemi dört farklı reaksiyondan oluşmaktadır. Bunlar; aktivasyon, başlangıç, çoğalma ve sonlandırma reaksiyonlarıdır.^{42,90} Aktivasyon işleminde, polimerizasyonu başlatmasını sağlayan serbest radikaller açığa çıkmıştır.^{42,91} Başlangıç aşamasında ise monomer molekülünde bulunan serbest radikaller doymamış çift bağı açarak molekülü aktive etmektedir. Diğer monomerler de eklenerek polimer zincirleri oluşturmaktadır. Serbest radikaller ortamda bitene kadar bu işlem tekrarlayarak devam etmektedir.⁹² Çoğalma aşamasında ise, polimer zincirine yeni monomerler tekrarlanarak eklenmektedir. Monomer miktarının azalmasıyla reaksiyonun sonlanma aşaması gerçekleşmektedir.⁹³

Çift karbon bağı değişiminin fazla olması polimerizasyonun başarılı olduğunu göstermektedir. Polimerizasyonun başarılı olması ile daha iyi fiziko-mekanik sonuçlar

sağlanmıştır. Polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan karbon çift bağları ya serbest radikaller olarak ya da monomer zincirinde artık monomer olarak açığa çıkarlar.⁹⁴

Kompozit polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan artık monomerler ise, zamanla kompozitin renk değişimine ve mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olabilmektedir.^{95,96}

Yapılan kompozit restorasyonun başarılı olarak kabul edilebilmesi için polimerizasyonun tam olarak sağlanabilmesi önemli bir etkenidir. Yetersiz bir polimerizasyon gerçekleştiğinde restorasyonda mikrosızıntının artmasına, sekonder çürük oluşumuna, mekanik özelliklerin azalmasına neden olmaktadır.⁹⁷



Şekil 2.2. Polimerizasyon aşamalarının şematik anlatımı

2.1.3.3. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Cihazları

Kompozit rezinlerin polimerizasyon reaksiyonunda ışık kaynakları kullanılmaktadır.⁹⁸ Işıkla polimerize olan cihazlar günümüze kadar birçok gelişme göstermiştir. Kompozit rezinlerde ışık kaynağı kullanılarak polimerizasyon ultraviyole

(UV) ışığın kullanılmasıyla başlamaktadır. Ancak UV ışığın hasta ve hekim için zararlı olması nedeni ile kullanımı bırakılmış ve bunun yerine görünür ışık kaynakları kullanıma başlanmıştır.⁹⁹ Işık kaynaklarının kullanıldığı polimerizasyon reaksiyonunda, matriks içerisinde bulunan polimerizasyon başlatıcıların aktive olması ile serbest radikallerin oluşması temeline dayanmaktadır. Polimerizasyonun gerçekleşebilmesi için kullanılan ışığın dalga boyu ile polimerizasyon başlatıcıların dalga boylarının birbirine yakın olması gerekmektedir.¹⁰⁰

Günümüzde kompozit rezinlerin polimerizasyonunda sıklıkla kullanılan dört farklı tip ışık kaynağı bulunmaktadır. Bunlar; Kuartz-tungsten-halojen (QTH) , plazma ark (PAC), lazer ışık kaynakları ve ışık yayan diyot lambalar (LED) dir.¹⁰¹

2.1.3.3.1. Quartz Tungsten Halojen (QTH) Işık Kaynakları

QTH ışık kaynaklarında tungsten filamente sahip halojen lambalar kullanılır. Bu ampuller ortalama 80-100 saatlik kullanım ömrüne sahiptir ve yüksek ısı açığa çıkarmaktadırlar. Üretilen ışığın çoğu ısıya dönüşmektedir. Ancak % 0,5'i polimerizasyon için kullanılmaktadır. Açığa çıkan bu ısı pulpaya zarar vermektedir. Bu sebeple polimerizasyon esnasında ısı oluşumunu minimize etmek amacıyla ışık filtreleri kullanılmaktadır. Bu filtreler ultraviyole ve infrared ışıkların büyük kısmını ortadan kaldırmakta ve ısıya dönüştürmektedir. Bu ısının soğutulması amacıyla cihazın içinde fan sistemi bulunmaktadır. Çalışan fan sistemi ortamda bulunan mikroorganizmaları dağıtıp hem hekimin hem de hastanın kontamine olmasına neden olabilmektedir. Bunun yanında fan sistemi ışık kaynağının gürültülü çalışmasına sebep olmaktadır. Zaman içinde ısıtma ve soğutma sikluslarında filtreler bozularak cihazın verimliliğinde düşme gözlenmektedir.¹⁰² QTH ışık kaynakları 400-500 nm dalga boyu arasında mavi ve mor ışık yayabilmektedir. Ayrıca 300-1200 mW/cm² ışık yoğunluğuna sahiptir.⁴¹

2.1.3.3.2. Plazma Ark Işık Kaynakları

İyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlaması ile plazma ark ışık kaynakları ortaya çıkmaktadır.⁴¹ 380-500 nm geniş dalga boyu aralığına sahip ve ışık yoğunluğu 2500 mW/cm²'ye kadar yüksek değerlere ulaşan plazma ark ışık kaynakları xenon dolduruculu lambalara sahip ışık kaynaklarıdır. Işık kaynağının yeniden kullanıma geçebilmesi için yüksek enerji seviyesine ulaşması sebebiyle her kullanımdan sonra 10 sn kadar beklenmesi gerekmektedir. Işık kaynağının

yüksek enerji seviyesine ulaşması argon lambanın kısa sürede bozulmasına sebep olabilmektedir.²⁰

Plazma ark ışık kaynağının kullanımının polimerizasyonun gerçekleşmesinde yeterli seviyede olmadığı gösterilmiştir.¹⁰³⁻¹⁰⁵ Buna ilave olarak plazma ark ışık kaynakları pulpada ısı artışına sebep olurlar. Ayrıca polimerizasyon streslerini arttırırlar ve fiyatlarının yüksek olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır.¹⁰⁶

2.1.3.3.3. Lazer

Lazer ışığında fotonlar aynı frekansta ve aynı fazda bulunmaktadır. Ayrıca bu fotonlar birbirlerinden uzaklaşmazlar.¹⁰⁷ Gün ışığında yedi dalga boyu vardır ve her dalga boyu birbiri ile çakışmaktadır. Lazer ise tek bir dalga boyundaki ışıktan oluşur.¹⁰⁸ Böylece belirli bir frekansta olan yoğun enerji küçük bir alana yönlendirilebilmektedir.¹⁰⁷ Argon lazerler 457- 502 nm dalga boyunda devamlı ışık veren lazerlerdir. Kızılötesi ışık dalgalarının olmaması pulpa ve oral dokulardaki ısı artışını en aza indirmiştir.¹⁰⁷ Lazer ışık kaynakları kullanılmadığı durumlarda eskiyebilir ve kısıtlı bir klinik kullanım ömrüne sahiptir. Bu nedenlerden dolayı kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanımı yaygın değildir.¹⁰⁷

2.1.3.3.4. LED (Light Emitted Diod) Işık Kaynakları

QTH ampullerinin dezavantajlarını ortadan kaldırmak için LED ışık kaynakları üretilmiştir. Halojen lambalarda kullanılan sıcak filamanlar yerine mavi ışık üretebilmek için yarı iletken bir bağlantı taşımaktadırlar. LED ışık cihazları kamforokinon(CQ) spektrumuyla uyumlu 470 nm dalga boyunda ışık üretmektedirler.¹⁰⁹ Bu sayede filtrelemlere olan ihtiyaç ortadan kalkmıştır.¹¹⁰ Yarı iletken bağlantı sayesinde ısı sorunu ortadan kalkmaktadır. Isı sorunun olmaması sayesinde kullanılan fanlara ihtiyaçları olmadığı için sessiz çalışmaktadır. Sadece gereken dalga boyunda ışık ürettikleri için ışığın filtrelenmesine ihtiyaç duyulmamaktadır.²⁶ Belirli bir dalga boyunda ışık vermeleri sonucunda kompozitin polimerizasyonunda etkilidirler. Ayrıca 10000 saat kadar klinik kullanım ömrüne sahiptirler ve zamanla ışık emisyonunda bozulma oluşmamaktadır.^{109,111}

İlk üretilen birinci nesil LED ışık cihazları düşük ışık yoğunluğunda (400 mW/cm² 'den az) olsalar da kablosuz ve hafif olmaları, uzun pil ömrüne sahip olmaları büyük ilgi uyandırmıştır. Bu ışık cihazlarının dalga boyu aralığı kamforokinonun maksimum

absorbsiyonunda olması sebebiyle gerekli serbest radikallerin üretilmesini sağlayarak etkili olmuşlardır.¹¹²

İkinci nesil LED ışık cihazları, birinci nesil LED ışık cihazlarına kıyasla daha yüksek miktarda ışık yoğunluğuna sahiptir. Bu sebeple kompozit rezinlerin polimerizasyonunu daha kısa sürede gerçekleştirmektedirler.¹¹⁰ Ancak birinci nesil ve ikinci nesil LED ışık cihazları ile 420 nm dalga boyunun altında ışık sağlanamamıştır. Üçüncü nesil LED ışık kaynakları, kamforokinonu aktive eden ikinci nesille aynı tipte bir tane LED ampul ile diğer fotobaşlatıcılar için daha düşük güçte çip kullanan, viyole spektrumda ışık üretimi yapan dört tane aksesuar LED ampulün birleşiminden meydana gelmektedir.¹¹²

İkinci nesil LED ışık kaynakları ile QTH ışık kaynaklarına yakın oranda dönüşüm derecesi göstermiştir. Ayrıca QTH ışık kaynakları ile birinci nesil LED ışık kaynaklarından daha yüksek dönüşüm derecesi göstermiştir. 3. nesil LED ışık cihazlarıyla QTH ışık cihazlarına göre daha yüksek oranda dönüşüm derecesi gösterdikleri belirtilmiştir.¹¹¹

Kompozit rezinlerde en çok kullanılan başlatıcı olan CQ'nun sarı renginden dolayı son yıllarda alternatif fotobaşlatıcılar içermekte olan kompozit rezinler kullanılmaya başlanmıştır. Bu alternatif fotobaşlatıcılar mor ışığın dalga boyuna (410 nm ve altı) daha yakın olduğu için ve ikinci nesil ışık cihazları 420 nm ve altında ışık sağlayamadığından yüksek oranda bir dönüşüm derecesi sağlanamamıştır. Mavi LED (single-peak) ışık kaynaklarının dar dalga boyu sorununu elimine etmek için LED pedine ek bir renk yayıcı eklenmiştir. Bu LED renk yayıcılar sayesinde cihazın dalga boyu 380-500 nm olarak artmıştır. Üçüncü nesil LED ışık cihazları mavi ve mor ışığı birlikte sağlayabilmektedir.¹¹² Günümüzde piyasada olan üçüncü nesil ışık cihazları; Valo (Ultradent, ABD), Bluephase N (Ivoclar Vivadent, Lihtenştayn) ve D-Light Pro (GC, ABD) olarak bilinmektedir.

2.1.3.4. Işıkla Polimerizasyon

Kompozit rezinlerde monomerlerin polimere dönüşüm derecesi rezinin kompozisyonu, rengi, initiatörlerin ve inhibitörlerin konsantrasyonu, ışık kaynağının gücü, ışığın yoğunluğu ve uygulanma süresi gibi faktörlere bağlıdır.¹¹³ Işıkla polimerizasyonda kompozit rezinin içeriğinde bulunan inorganik doldurucuların yapısı

ve miktarı, partikül büyüklüğü monomer dönüşüm derecesini etkileyen faktörlerdir. Işıkla polimerizasyon sırasında kompozit rezinin içinden geçen ışığın absorpsiyona uğraması ve saçılması olayı ışığın derin tabakalara penetre olmasını azaltmaktadır. Bu nedenle derin tabakalara doğru gidildikçe monomer dönüşüm derecesi azalabilmektedir. İnorganik doldurucu boyutu küçük, doldurucu miktarı fazla ve doldurucu şekilleri düzensiz olan kompozit rezinlerde ışığın saçılımı daha fazla olmaktadır. Koyu renkli ve opasitesi fazla olan kompozit rezinlerde opasiteyi sağlayan ajanlar ve koyu renk pigmentler ışığın saçılımının fazla olmasına neden olmaktadır. Işığın derin tabakalara geçişini engelleyen bu gibi faktörlerle yeterli dönüşüm derecesi için kompozit tabaka kalınlığı azaltılmalı ve ışık uygulama süresi arttırılmalıdır. Kompozit rezindeki initiatör ve inhibitörlerin konsantrasyonu da dönüşüm derecesinin yeterli oranda gerçekleşmesi için uygun miktarlarda olmalıdır. Ayrıca kullanılan bu ajanlar ışığın dalga boyu ile uyumlu olmalıdır.^{74,41,114-117}

Bazı araştırmacılar yeterli dönüşüm derecesi sağlanması için 2 mm kalınlığındaki kompozit rezinlere 16 J/cm² enerji gerektiğini belirtmektedir. 400 mW/cm² gücündeki ışık kaynağının 40 sn, 800 mW/cm² gücündeki ışık kaynağının 20 sn ve 1200 mW/cm² gücündeki ışık kaynağının 13 sn uygulanması yeterli dönüşüm derecesine ulaşılmasını sağlamaktadır.⁴¹

Bazı çalışmalarda ise 8 J/cm² enerji gerektiğini ve 400 mW/cm² gücündeki ışık kaynağının 20 sn uygulanmasının yeterli dönüşüm derecesini sağlayacağını ifade etmektedir.²⁶

Açık renkli kompozit rezinlerde minimum 1000 mW/cm² gücündeki ikinci jenerasyon LED ışık kaynakları ile en az 10 sn ışık uygulanması önerilmektedir.¹¹⁸

Işık uygulaması sırasında ışık yoğunluğunun azalmaması için optik uçlar restorasyona dik olacak şekilde en fazla 1 mm uzaklıkta uygulanmalıdırlar.^{26,41,113}

Polimerizasyon esnasında optik uç ile kompozit rezin arasındaki 1 mm'lik aralığın ışık şiddetini %8 - %16 arasında azalttığı bildirilmiştir.¹¹⁹ Bu aralığın 6 mm'ye çıkarılması durumunda ışık yoğunluğu yaklaşık %50 oranında azalmaktadır.¹²⁰

Optik uçların çapı ve geometrisi dönüşüm derecesini etkilemektedir. Yapılan bir çalışmada optik uç çapı genişledikçe ışık şiddetinin düştüğü tespit edilmiştir. Bu çalışmaya göre 4 mm çapındaki optik ucla karşılaştırıldığında ışık şiddeti 8 mm çapındaki uçta 4 mm'nin %45'i kadar, 10 mm çapındaki uçta ise 4 mm'nin %32'si kadar olmaktadır.

Optik uç çapı genişledikçe dönüşüm derecesinin azaldığı görülmüştür. Büyük çaptaki optik uçlarla yapılan polimerizasyonda sürenin artırılması ile benzer dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri elde edilmiştir. Çalışmada 4 mm çapındaki uçla 10 sn ışık uygulama, 8 mm çapındaki uçla 20 sn ışık uygulama ve 10 mm çapındaki uçla 30 sn ışık uygulama benzer sonuçları vermiştir.¹²¹

Işıkla sertleşen kompozit rezinler muhafaza edildiği buzdolabı gibi soğuk ortamlardan çıkarılarak hemen kullanıldığında dönüşüm derecesi daha düşük olmaktadır. Oda sıcaklığındaki kompozitler soğuk ortamdaki kompozit rezinlere göre daha hızlı polimerize olmakta ve dönüşüm derecesi daha fazla olmaktadır. Ayrıca ışık kaynaklarının ürettiği ısı fotokimyasal initiasyonu ve polimerizasyon reaksiyonunun hızını artırarak dönüşüm derecesini arttırmaktadır.²⁰

2.1.4. Polimerizasyon Teknikleri

A) Standart polimerizasyon: Standart polimerizasyon tekniğine göre ışık yoğunluğu, polimerizasyon süresi boyunca sabit kalmakta ve kullanılan ışık kaynağının türüne göre ışık yoğunluğu ve uygulama süresi değişiklik gösterebilmektedir.¹²²

B) Soft-start Polimerizasyon (Yumuşak başlayan polimerizasyon): Bu teknikte polimerizasyon başlangıçta düşük ışık gücü verilerek başlayıp ve belirli bir süre sonra ışık gücü maksimum seviyeye çıkarılarak polimerizasyon tamamlanır. Bu teknik polimerizasyon stresinin azalması için diğer tekniklere alternatif olarak geliştirilmiştir.¹²³

Soft-start polimerizasyon farklı şekillerde uygulanmaktadır. Bunlar:

1. Step-curing (basamaklı polimerizasyon): Bu teknikte, tipik bir “kademeli” program ışığı, 10 saniyeliğine düşük güç yoğunluğu (100 mW/cm²) yayar ve pozlama süresi için hemen maksimum bir değere yükselir. Başlangıçta düşük güçle başlamanın amacı, polimerizasyon streslerini ve polimerizasyon büzülmesini azaltmaktır.¹²⁴

2. Ramp-curing (giderek artan polimerizasyon): Bu teknikte “rampalı kür” ışığında, güç yoğunluğu düşük bir değerden kademeli olarak artar (100 mW/cm²). 10 saniyelik bir süre boyunca maksimum yoğunluğa kadar, daha sonra pozlama süresi boyunca sabit kalır. Bu programlanmış kürlemenin gerekçesi, kompozit büzülme kuvvetlerinin kürlenme hızını yavaşlatıp kompozitin viskoelastik fazını genişleterek kontrol etmektir. Yavaşlama başarılırsa, bağlanmamış restorasyon yüzeylerinde daha

büyük miktarda büzülme meydana gelir. Bu da bağlanan ara yüzlerde daha az gerilme oluşmasına neden olur.¹⁰⁶

3. Pulse-delay curing (gecikmeli polimerizasyon): Bu teknikte, önce ışık düşük güçte ve kısa bir süre uygulanıp, kısa bir süre beklenir ve daha sonra yüksek güçte ve daha uzun süre ışık verilerek polimerizasyon tamamlanır. Bu uygulama, kesintiye uğramış kademeli artışlar olarak nitelendirilebilir. Ancak birinci uygulama sırasında polimerizasyon büzülmesi meydana gelebilmektedir.¹²⁵

4. Yüksek enerjili pulse-curing: Bu yöntemde, 10 sn gibi kısa bir sürede normal ışık gücünün neredeyse 3-4 katı daha fazla yoğunlukta ışık uygulanmaktadır. (1000-2800 mW/cm²). Bu yöntemin birtakım dezavantajları da vardır. Bu şekilde yüksek enerjinin kısa sürede uygulanması restorasyonun zayıf, kısa ve kırılgan rezin polimerlerden oluşmasına neden olabilir.¹²⁵

2.1.4.1. Kompozit Rezinlerin Monomer Dönüşüm Derecesi (Degree of Conversion)

Kompozit rezin materyallerde polimerizasyonun başlaması ile monomerlerdeki karbon-karbon çift bağları (C=C) tek bağlara sahip (C-C) polimer zincirlerine dönüşmektedir. Bu çift bağların tek bağlara dönüşümü monomer dönüşüm derecesi olarak tanımlanmaktadır. Kompozit rezin içerisindeki monomerlerin yüksek oranlarda polimerlere dönüşebilmesi dönüşüm derecesinin yüksek olduğu anlamına gelir. Yüksek dönüşüm derecesi kompozit rezinin sertlik oranının daha yüksek ve aşınmaya karşı daha dirençli bir yapıya sahip olmasını sağlar. İçeriğinde Bis-GMA bulunan kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecelerinin %42 ile %78 arasında değiştiği belirtilmektedir.^{9,20,41,126} Benzer monomer yapısına sahip hem kimyasal hem ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerle ışıkla polimerize olan kompozit rezinler arasında aynı polimerizasyon süreleri uygulandığında monomer dönüşüm dereceleri arasında farklılık olmadığı belirtilmiştir.^{9,20,41,126}

Kompozit rezinlerin ışıkla aktivasyonundan sonra 15 dk içinde monomer dönüşümü büyük oranda gerçekleşmesine rağmen 24 saatten daha uzun süre monomer dönüşümünün devam ettiği belirtilmiştir.^{28,73,127-129}

Monomer dönüşüm derecesini etkileyen faktörler arasında materyalin kimyasal yapısı, matriks monomer içeriği, doldurucu miktarı, doldurucu partikül büyüklüğü,

fotoinitiatörün çeşidi ve konsantrasyonu gibi maddeyle ilgili faktörlerin yanında kavitenin lokalizasyonu, polimerizasyon ısısı, kompozitlerin tabaka kalınlığı, ışık kaynağının gücü, ışık uygulama mesafesi ve süresi gibi dış faktörler de monomer dönüşüm derecesini etkilemektedir.^{1,28,74,130,131}

Kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecesini büyük ölçüde organik matrikste yer alan monomerlerin cinsi, oranı ve viskozitesi etkilemektedir. TEGDMA gibi düşük viskoziteye sahip monomerlerde radikallerin difüzyonu daha hızlı olmaktadır. Bis-GMA gibi yüksek viskoziteli monomerlerde radikallerin difüzyonu daha yavaş olmaktadır. Bis-GMA içerikli bu yapılarda reaksiyona girmeyen monomer miktarı daha yüksek olmaktadır. Bis-GMA gibi yüksek molekül ağırlıklı monomerlerden oluşan polimerlerin monomer dönüşüm derecelerinin TEGDMA gibi düşük molekül ağırlığında olan monomerlerin oluşturduğu polimerlerden daha düşük olduğu açıklanmıştır.^{94,132-134}

Bis-GMA'nın viskozitesinin yüksek olması hidroksil grupları arasındaki güçlü hidrojen bağlarından kaynaklanmaktadır. UDMA ise amin ve karbonil grupları arasındaki hidrojen bağlarından dolayı viskoz yapıda olan bir monomerdir. UDMA monomeri yapısındaki hidrojen bağlarının Bis-GMA'daki hidrojen bağlarından daha zayıf olmasından dolayı daha az viskoziteye sahiptir.¹³⁵

Ağız ortamında bir restorasyonun başarılı olarak değerlendirilebilmesi için gerekli olan monomer dönüşüm derecesi net bir sayı olarak açıklanmamıştır. Ancak klinik olarak kabul edilebilir bir restorasyon için minimum %55 oranında monomer dönüşümünün gerçekleşmesi gerektiği belirtilmiştir.^{8,136-138}

Monomer dönüşüm derecesi, kompozit rezin materyalin fiziksel özelliklerini etkilediği için önemlidir.¹³⁹ Bis-GMA monomerinin çift bağ dönüşüm oranı yani monomer dönüşüm derecesi diğer monomerlerden daha düşüktür. Kompozit rezin içerisinde yer alan monomerlerin dönüşüm derecelerinin düşük olmasının kompozit rezinlerde renk değişimine, aşınma direncinin azalmasına, artık monomer salınımına neden olduğu belirtilmiştir.¹⁴⁰

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesine organik matriks içeriklerinin önemli oranda etkilediği belirtilmiştir.^{5,14,16} Organik matriks fazındaki monomerlerinin dönüşüm dereceleri Bis-GMA < Bis-EMA < UDMA < TEGDMA < HEMA şeklinde sıralanabilmektedir.⁹⁴

Güçlü moleküller arası hidrojen bağlanma kapasitesine sahip olan yüksek moleküler ağırlığa sahip Bis-GMA molekülünün, visköz yapısına bağlı olarak moleküler hareketliliği yavaşlattığı belirtilmiştir. Bu nedenle polimer yapıda daha az dönüşüm derecesine sebep olmuştur. Düşük molekül ağırlığına sahip UDMA, TEGDMA ve HEMA monomerlerinin moleküler hareketliliğinin yüksek olması dönüşüm derecesini arttırmaktadır.¹⁴¹⁻¹⁴³

Kompozit rezin materyalinden salınan artık monomerlerin sitotoksik etki potansiyeline sahip oldukları belirtilmiştir.¹³

Monomer-polimer dönüşüm derecesi, yapıdaki karbon-karbon çift bağlarının karbon karbon tek bağlarına dönüşümü olarak bilinmektedir.¹⁴⁴ Polimerize olan kompozit rezinde reaksiyona girmemiş C=C bağlarının büyük çoğunluğu askı şeklinde yan gruplar halinde bulunur. Polimerizasyon işlemi tam olarak gerçekleşmediğinde oluşan artık monomerler bulundukları ortamda dışa doğru salınım yapmaktadır.^{145, 146}

Polimerizasyon sonrasında oluşan polimer yapı içerisinde kalan reaksiyona girmemiş artık monomerler materyalin sertliğinin, mekanik özelliklerinin azalmasına¹⁴⁷ ve renk değiştirmesine neden olmaktadır.¹⁴⁸ Artık monomerlerin oksidasyonu ile kompozit rezinlerde renklenme meydana gelmektedir.⁹⁴ Ayrıca alerjik etki yapma potansiyeli olan formaldehit formasyonu gerçekleşmektedir.¹⁴⁹ Polimerizasyondan sonra reaksiyona girmeyen artık monomerler salınıp yumuşak dokuyu irrite etmektedir. Bu salınan monomerler yapılan restorasyonun etrafında bakterilerin gelişimine ve alerjik etkilere neden olmaktadır.^{11,12,150,151}

2.1.4.1.1. Dönüşüm Derecesini Belirleme Yöntemleri

Dönüşüm derecesini belirlemek için farklı yöntemler bulunmaktadır.^{142,152,153}

2.1.4.1.1.1. Direkt Yöntemler

- Lazer Raman Spektroskopisi
- İnfrared Spektroskopisi
- FTIR
- Kromatografi

2.1.4.1.1.2. İndirekt Yöntemler

- Yüzey Sertlik Ölçümü

- Kazıma (Scraping)

2.1.4.1.2. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR) spektroskopisi

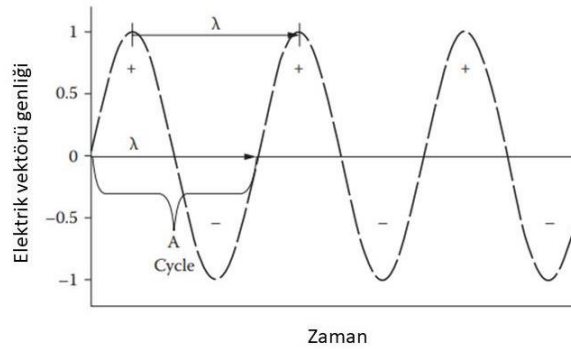
Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi analizleri bir maddenin molekülleri hakkında bilgi veren analizlerdir. Kızılötesi spektroskopisi analizleri arasında en yaygın kullanımı olan FTIR spektroskopisidir.¹⁵⁴

Işık, manyetik vektör ve elektrik vektörü olarak adlandırılan elektrik ve manyetik dalgalarından oluşmaktadır. Bu iki dalga birbirine dik düzlemlerde dalgalanmalar yaparlar. Ayrıca uzayda dalgalanma düzlemlerine dik üçüncü bir yönde hareket etmektedirler. Bu ışığın absorbansını sağlayanlar elektrik vektörü ve maddenin etkileşimi olarak bilinmektedir. Elektrik vektörünün genliği Şekil 2.2' de gösterildiği gibi bir sinüs dalgası formuna sahiptir. Şekildeki + ve - işaretleri, elektrik vektörünün kutuplarının zamana bağlı olarak değiştiğini göstermektedir.¹⁵⁴

Bir dalga tarafından kat edilen mesafeye dalga boyu denilmektedir. Farklı ışık dalgalarının farklı dalga boyları bulunur. Dalga boyu birimi için lambda (λ) harfi kullanılır. Şekildeki oklar, ışık dalgasının dalga boyunu göstermektedir.¹⁵⁴

Işık dalgasının bir başka önemli özelliği de “W” harfi ile gösterilen dalga sayısıdır. Birim uzunluğa düşen dalga boyu sayısını ifade etmektedir. Dalga sayısı genelde cm^{-1} olarak kısaltılmaktadır. Dalga boyu ve dalga sayısı arasında kurulan ilişki şekilde gösterildiği gibidir.

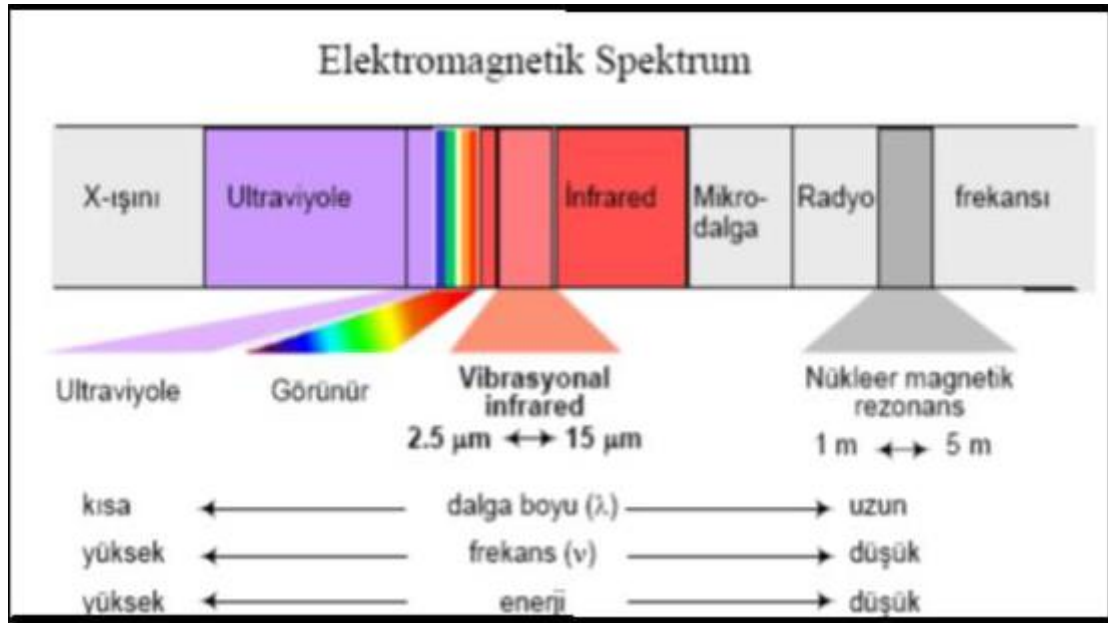
$$W=1/\lambda$$



Şekil 2.3 Elektrik vektörü dalga boyu

Frekans ise bir dalganın birim zamandaki döngü sayısıdır. Frekans hertz cinsinden ölçülmektedir ve “v” ile simgelenir.¹⁵⁴

Elektromanyetik ışımların moleküller üzerinde çeşitli etkileri bulunmaktadır. Bu etkiler moleküler bağların kopması, elektron değişimi ya da titreşimlerdir. Belirli enerji düzeyindeki bir molekül üzerine ışın gönderildiği zaman ışın molekülden geçerek detektöre ulaşmaktadır. Ancak ışın soğurulmazsa kaynak tarafından yayılan ışın miktarı detektöre ulaşan ışın miktarına eşit olmaktadır. Detektör tarafından algılanan ve zamanla değişen ışın miktarının (enerji miktarının) grafiğe geçirilmesine spektrum denilmektedir. Şekilde elektromanyetik spektrum gösterilmiştir (Şekil 2.3).¹⁵⁵



Şekil 2.4 Elektromanyetik spektrum

FTIR analizinde sinyal çözümleme işlemi "Fourier transform" olarak adlandırılan matematiksel bir dönüşüme dayanmaktadır. Fourier dönüşüm spektroskopisinde matematiksel olarak ışıma şiddeti, zamanın bir fonksiyonu olarak alınmaktadır. Her dalga boyunda tarama yapılmadan hızlı ve yüksek çözünürlükte olan spektrumlar elde edilir. Ayrıca FTIR analizinde katı, sıvı ve gaz örneklerin infrared spektrumları kaydedilebilmektedir.¹⁵⁴

Polimerize edilmeyen ve polimerize edilen materyalin 1639 cm^{-1} , 1535 cm^{-1} dalga boylarındaki absorpsiyon değerleri kaydedilmektedir. Aşağıda verilen formüle uygulanarak rezin esaslı restoratif materyallerin FTIR uygulanan bölümü için dönüşüm derecesi hesaplanmaktadır.¹⁵⁶

$$DC(\%) = [1 - (1639\text{ cm}^{-1} / 1535\text{ cm}^{-1})_{\text{polimerize}} / (1639\text{ cm}^{-1} / 1535\text{ cm}^{-1})_{\text{polimerize olmamış}}] \times 100$$

Raman Spektroskopisi

Raman Spektroskopisi, kompozit rezin örneklerin bağlanma yapılarını ve kompozisyonunu analitik yönden inceleyen bir yöntem olup kompozit rezinlerdeki dönüşüm derecelerinin belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır.¹⁵⁷ Raman spektroskopisi kompozit rezinlerin polimerizasyon öncesinde ve sonrasındaki çift karbon bağlarının yoğunluğunu ölçerek monomerlerin polimerlere olan dönüşüm derecesi belirlenmektedir.¹⁵⁸

Kromatografi

Kromatografi, bir karışım içerisinde bulunan bileşenlerin kalitatif ve kantitatif analizlerinin yapılabilirdiği ve bileşenlerin birbirinden ayrılmasını sağlayan yöntemin genel adıdır. Bunun yanında analizi yapılacak olan materyalin içerisinde hangi bileşenlerin ne miktarlarda bulunduğunu belirleyen bir analiz olarak tanımlanabilir.^{159,160}

Kromatografik ayırma bileşikler sabit faz ve hareketli faz arasında dağılım göstermektedir. Hareketli faz gaz olduğunda gaz kromatografisi, sıvı olduğunda ise sıvı kromatografisi olarak isimlendirilmektedir.¹⁶¹

Hareketli faz içerisinde örneğe ait bileşenlerin etkileşimde oldukları ve belirli miktarda alıkonuldukları faza sabit faz denilmektedir. Sabit faz üzerinden hareket edip örnek bileşenlerin ayrılmasını sağlayan faz ise hareketli fazdır. Mobil faz içerisine gelen, analizi yapılacak örneğe ait bileşenlerin sabit faz ile etkileşime girerek belirli miktarda yavaşlayıp sabit fazı terk etmesi olayına alıkonma zamanı denir.¹⁶²

Standart sıvı kromatografik teknikler çözücülerin yerçekiminden etkilendikleri akışkan yapılarından dolayı etkin sonuç alınamamıştır. Gaz kromatografisi (GC), sıvı kromatografisine (LC) göre daha güvenilir sonuçlar vermiş olsa da yüksek moleküler ağırlığa sahip polimerlerin gaz fazı ile ayrıştırılması çok zordur. Yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC) teknolojisinin geliştirilmesi sayesinde alternatif bir metod üretilmiştir.¹⁶³

Sertlik Testleri

Belirli bir yük altında materyalin yüzeyine elmas bir uçla kuvvet uygulanmıştır. Materyalin bu kuvvete gösterdiği direncin ölçülmesi prensibine dayanır. Kompozit rezin materyalin yapısındaki C=C çift bağlarının tekli bağlara dönüşüm derecesinin yüksek olması, kompozitlerin sertlik derecelerinin de o kadar yüksek olduğunu belirtmektedir.¹⁶⁴ Bu sebeple kompozit rezin materyalin sertlik derecesi aynı zamanda dönüşüm derecesi

için de bir gösterge olarak kabul edilmektedir.¹⁶⁵ Kompozit rezin materyallerin yüzey sertliği ölçülürken en sık kullanılan yöntemler Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knopp testleridir. Shore ve Barcol testleri diş hekimliğinde sertlik ölçümü yapmak için kullanılan testlerdir. Vickers ve Knopp testleri mikrosertlik testleri olarak tanımlanır. Brinell ve Rockwell testleri ise makrosertlik testleri olarak tanımlanır.^{41,43}

Kompozit rezin materyallerin sertlik değerleri dönüşüm derecesinin bir göstergesi olarak kabul edilir. Ayrıca mikrosertlik testleriyle monomer dönüşüm derecesi göreceli olarak hesaplanmaktadır. Kompozit örneklerin alt ve üst yüzey sertlik değerleri ölçülmektedir.^{128,140,166} Daha sonra alt yüzey sertlik değeri üst yüzey sertlik değerine bölünüp 100 ile çarpılarak dönüşüm derecesi hesaplanmaktadır.^{153,167,168} Alt yüzey/üst yüzey sertlik oranının minimum % 80 olması klinik olarak kabul edilebilir bir dönüşüm derecesine ulaştığının göstergesi olarak kabul edilmektedir.^{140, 169-171} Bu yöntem farklı kompozit örneklerin belirlenmiş derinliklerde dönüşüm derecesi karşılaştırılmasında hassas bir ölçüm yapılmasını sağlamaktadır.¹⁷² Ayrıca dönüşüm derecesini direkt olarak ölçen FTIR spektroskopisinin polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan karbon bağlarının miktarını daha hassas bir şekilde ölçtüğü belirtilmektedir.¹⁷³

Kazıma Metodu

Kazıma metodunda belirli derinlikteki kalıplarda polimerize edilen örnek kompozit rezinlerin kalıptan çıkarıldıktan sonra hazırlanan örneğin yumuşak olan kısmının plastik bir spatülle kazınıp kalan kompozit kalınlığı ölçülmüştür. Bu yöntemle dönüşüm derecesinin ölçülmesi indirekt olarak sağlanmıştır.¹⁵⁷ Polimerize olan kompozit rezin örnek kalıptan çıkarılarak plastik spatül yardımı ile kazınır. Kompozit rezin materyalin kalan kısmı mikrometre ile ölçülür. Sonuç ikiye bölünerek sertleşme derinliği bulunur. Kompozit rezinler için sertleşme derinliğinin minimum 1,5 mm olması gerekmektedir.¹⁷⁴ Sertlik testlerine göre kazıma metodunun dönüşüm derecesini olduğundan fazla miktarda gösterdiği belirtilmiştir.¹⁷⁵

2.1.5. Kompozit Rezinlerin Dönüşüm Derecesi

Dönüşüm derecesi ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin yüzeyden tabana doğru olan polimerize olabilmış miktarını tanımlamaktadır.¹⁷⁶ Kompozit rezin materyallerde ışığın ulaşabildiği alanlarda monomerlerin polimerlere dönüşümü gerçekleşmektedir.⁴¹ Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerde uygulanan ışık alt tabakalara doğru emilim ve

saçılmaya uğrayarak ilerlemektedir. Dönüşüm derecesi ışık kaynağının gücüne, dalga boyuna, kullanılan fotoinitiatörün uygulanan ışığın dalga boyuyla uyumlu olmasına ve inorganik doldurucuların miktarına, kompozitin rengi, opasitesi gibi faktörlere bağlıdır. İnorganik partikül boyutlarının küçük ve çok sayıda olması ışığın daha fazla saçılmasına neden olmaktadır. İnorganik partikül boyutlarının büyük ve az sayıda olması ışığın saçılmasını azaltmaktadır. Bu sayede ışığın daha derinlere ulaşabilmesi sağlanmaktadır. Kompozit rezinler koyu renkli ve opasitesi fazla olduğunda pigmentler ve opasite sağlayan ajanlar ışığın saçılımını arttırarak dönüşüm derecesini azaltmaktadırlar.²⁶

Kompozit rezinlerdeki organik matriks ile inorganik doldurucu partiküllerin refraktif (kırılma) indeksinin birbiri ile uyumlu olması ışığın saçılımını azaltmaktadır. Böylece ışığın alt tabakalara doğru daha iyi yayılmasını sağlayarak dönüşüm derecesinin artmasını sağlamaktadır.¹⁷⁷

2.1.4.2. Kompozit Resinlerde Reaksiyona Girmemiş Artık Monomer

Polimerizasyon işleminin ideal olarak gerçekleştiği durumlarda monomerlerin tüm karbon çift bağlarının reaksiyona girerek polimer zincirlerine katılması beklenir. Ancak polimerizasyon reaksiyonu sırasında monomerlerin polimer zincirine katılmasıyla visközite artarak monomerlerin polimere dönüşümünü yavaşlatmaktadır.^{178,179}

Bu durum polimerizasyon işleminin sonuna doğru materyalin içerisinde reaksiyona girmeden kalan monomer miktarının azalmış olmasına bağlıdır. Ayrıca artmış visköziteden dolayı monomerlerin hareketliliğinin kısıtlanması sonucu monomerlerin polimerizasyon alanlarına hareketinin yavaşlamasına bağlı olabilmektedir. Böylece bir miktar monomer, reaksiyona katılmayıp ‘artık monomer’ olarak salınmaktadır.^{178,179}

Oksijen varlığında kompozit rezin içerisindeki serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimli olduğu için polimerizasyon sırasında bu radikaller oksijenle hızlıca reaksiyona girerek reaktif olmayan peroksit radikalleri oluşturmaktadırlar. Oksijenin temas ettiği bu bölgelerde polimerizasyon tam olarak gerçekleşmez. Bu olaya ‘polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu’, yüzeyde oluşan bu tabakaya da ‘oksijen inhibisyon tabakası’ olarak tanımlanmaktadır.¹⁵⁹ Oksijen inhibisyon tabakasına restorasyonlardaki erken dönemde salınan yüksek miktardaki artık monomerin sorumlu olduğu bildirilmiştir.¹⁸⁰ Bu sebeple kompozit rezin uygulamalarında

klirik prosedür olarak oksijen inhibisyon tabakasının uzaklaştırılması aşamasının atlanmaması gerekmektedir.¹⁸⁰

Kompozit rezin materyaller inorganik doldurucu, organik fazdaki monomerleri, polimerizasyon reaksiyonunu başlatan kimyasal ajanları, organik ve inorganik partikülleri birleştiren ajanları içermektedir. Polimer matriksini oluşturmak amacıyla en sık kullanılan organik matriks monomerleri Bis-GMA ve UDMA gibi dimetakrilatlardır.¹³

Molekül ağırlığı yüksek ve çok visköz olan monomer Bis-GMA monomeridir. Kullanılabilmesi için önemli bir seyreltici ajanın uygulanması gerekmektedir. En çok kullanılan seyreltici monomer TEGDMA'dır. TEGDMA salınımının büyük oranda ilk 10 günde tamamlandığı bildirilmiştir.¹⁸¹ Ayrıca TEGDMA'nın ilk 4 dakika içinde en yüksek salınıma ulaştığı belirtilmiştir.¹⁸¹

Düşük molekül ağırlığına sahip moleküller yüksek molekül ağırlığına sahip olanlara göre daha kolay hareket etmektedir. Huang ve ark. yaptıkları bir çalışmada,¹⁸² daha küçük ve daha düşük moleküler ağırlığa sahip olan TEGDMA moleküllerinin, daha büyük olan Bis-GMA moleküllerinden daha hızlı bir şekilde salınımının olduğu bildirilmiştir.¹⁸²

Kompozit rezin materyallerden salınan bileşenlerin relatif sitotoksitesini değerlendiren birçok çalışma mevcuttur.^{183,184} Dental kompozit rezinlerden salınan bileşenlerin miktarı ekstraksiyon ortamının türü (inorganik, organik, su/su-bazlı), ortam sıcaklığı, ortamda bekleme süresi, analizde kullanılan cihaz gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişir. Bu faktörler dental materyallerin biyouyumluluk-toksisite testinde önemli rol oynayarak test sonuçlarını etkileyebilir.¹⁸⁵

Tanaka ve ark.⁹⁵, artık monomer salınım miktarının 1-7 günler arasında en az olduğunu belirtmiş, Ferracane ise¹⁸⁶ salınımın tamamlanması için 30 gün gerektiğini belirtmiştir. Genel olarak kompozit rezin materyallerde, reaksiyona girmemiş monomerlerin uzun süreli salınım yaptığı konusunda bilgiler mevcuttur.¹³ Bunun nedeninin kompozit rezin materyalin organik çözücüler içerisinde salınım yapmasının haftalar, hatta aylar sürdüğü bildirilmektedir.¹³

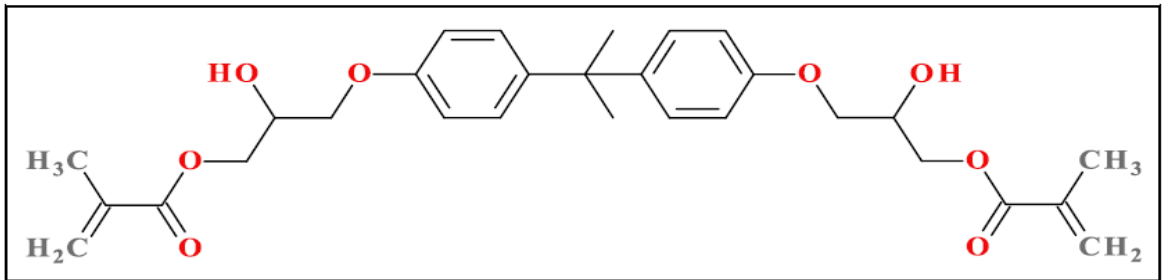
Rezin materyallerden artık monomer salınımı materyalin yüzeyinde ve iç yapısında oluşan deformasyonlar sonucunda zaman içerisinde gerçekleşmektedir.⁷ Reaksiyona girmemiş monomerler polimer matriks içerisinde dağılmış şekilde

bulunmaktadır. Materyalin yapısını oluşturan monomerlerin çeşidi, büyüklüğü ve birbirleriyle kombinasyonu, materyalin yüzeyinde oluşan aşınma miktarı ve tükürük kompozisyonundaki değişiklikler gibi faktörlere bağlı olarak değişen miktarlarda artık monomer salınımı gerçekleşmektedir.¹⁸⁷

Yapılan çalışmalarda, rezin esaslı restoratif materyallerden artık monomerlerin salındığı gözlemlenmiştir.¹⁸⁸ Reaksiyona girmemiş artık monomerlerin ağız ortamına salınmasının biyolojik dokular üzerinde toksik ve alerjik etkilere neden olduğunu açıklamışlardır.¹⁸⁹

2.1.4.2.1. Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA)

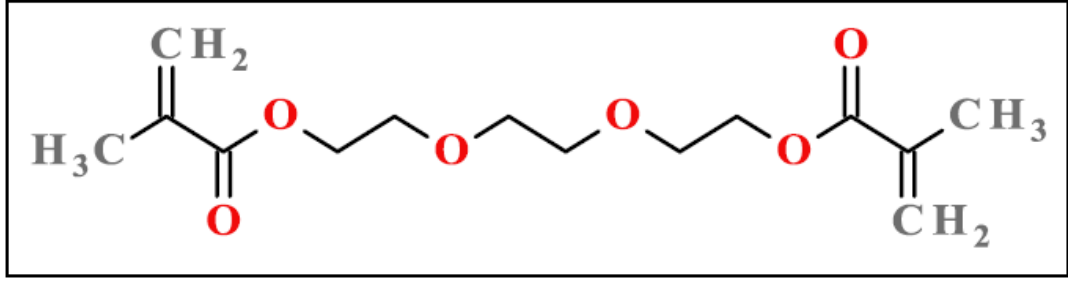
1960 yılında Bisfenol-A ve glisidil metakrilatın epoksi rezine eklenmesi ile Bis-GMA molekülü oluşmuştur. Kompozit rezin materyallerde kullanılan birden fazla çift bağ içeren metakrilatlardandır.¹⁹⁰ Yapısında bulunan rijit özelliğe sebep olan iki fenil grubu ile moleküller arası sıkı hidrojen bağları olan hidroksil grubu, Bis-GMA' ya visköz özellik kazandırmaktadır.¹⁹¹ Yüksek oranda visköz ve molekül ağırlığı yüksek olan bir monomer olduğu için Bis-GMA' nın polimerizasyon büzülmesinin düşük oranda olduğu bilinmektedir. Bu nedenle mekanik özellikleri daha iyi olan polimerlerin oluşması sağlanmaktadır.⁹⁵ Ayrıca yapısında epoksi grupları yerine metakrilat gruplarının olması Bis-GMA' nın ağız ortamında polimerizasyonunun daha hızlı gerçekleşmesini sağlamaktadır.¹⁹¹ Polimerizasyon büzülmesinin az olması ve çapraz bağlantı yapabilme özellikleri gibi Bis-GMA' nın önemli avantajları bulunmaktadır. Bunun yanında yüksek visköziteden dolayı doldurucu eklenmesini güçleştirilmesi Bis-GMA' nın dezavantajıdır.¹⁹² Bu sorunun giderilmesi için yüksek visköziteye sahip Bis-GMA monomerini seyreltip, daha fazla miktarda doldurucu eklenmesini sağlamak amacıyla daha düşük visköziteye sahip trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) monomeri yapısına ilave edilmiştir.¹⁹¹



Şekil 2.5. Bis-GMA monomerinin kimyasal yapısı

2.1.4.2.2. Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)

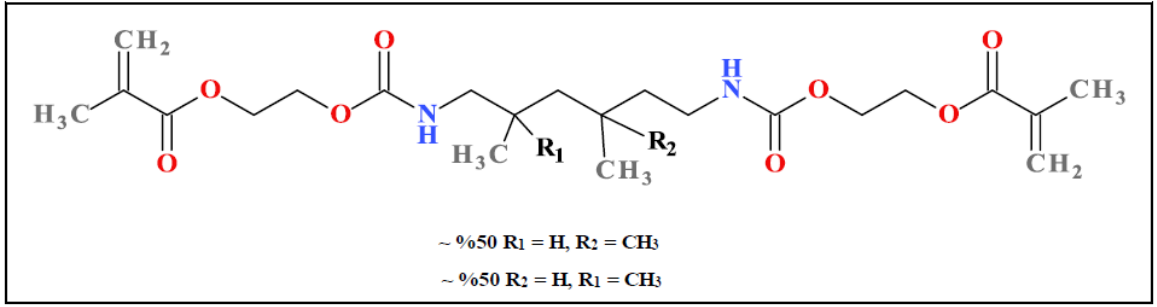
Monomerlerle çok sayıda bağ oluşturabilen fonksiyonel bir moleküldür. TEGDMA monomeri, Bis-GMA gibi yüksek viskoziteli monomerlerin viskozitesini azaltmak için resin matrikse eklenmektedir. Ancak resinin polimerizasyon büzülmesini arttırması bu molekülün dezavantajı olarak bilinmektedir.³⁸



Şekil 2.6. TEGDMA monomerinin kimyasal yapısı

2.1.4.2.3 Üretan Dimetakrilat (UDMA)

UDMA monomeri, Bis-GMA' ya göre daha az viskoziteye sahip ve daha düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren bir moleküldür. Ayrıca elastik modülü yüksektir ve yapısındaki üretan zincirlerinden dolayı Bis-GMA'ya göre daha dayanıklıdır. Bis-GMA ile molekül ağırlıklarının yakın olmasına rağmen daha düşük viskoziteye sahiptir. Kompozit resin materyallerin yapısında UDMA tek başına yada Bis-GMA, TEGDMA monomerleri ile birlikte kullanılmaktadır.¹⁹² UDMA monomeri alifatik yapısı ve iki üretan bağı ile hidrojen bağı oluşturabilir. Bu sayede monomerin yüksek çift bağ konsantrasyonuna sahip olduğu bilinmektedir.¹⁹³ Ayrıca esnek üretan bağı sayesinde UDMA içerikli kompozit resin materyalin dayanıklılığı artmıştır.¹⁹³ Kompozit resin materyallere UDMA monomerinin eklenmesinin materyalin adezyon kapasitesini arttırdığı, aşınma direncinin ve sertliğinin daha fazla olduğu belirtilmektedir.¹⁸⁷



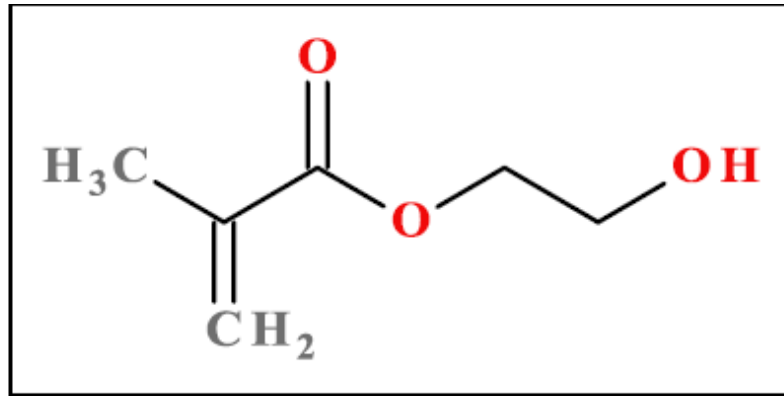
Şekil 2.7. UDMA monomerinin kimyasal yapısı

2.1.4.2.4. Hidroksietil metakrilat (HEMA)

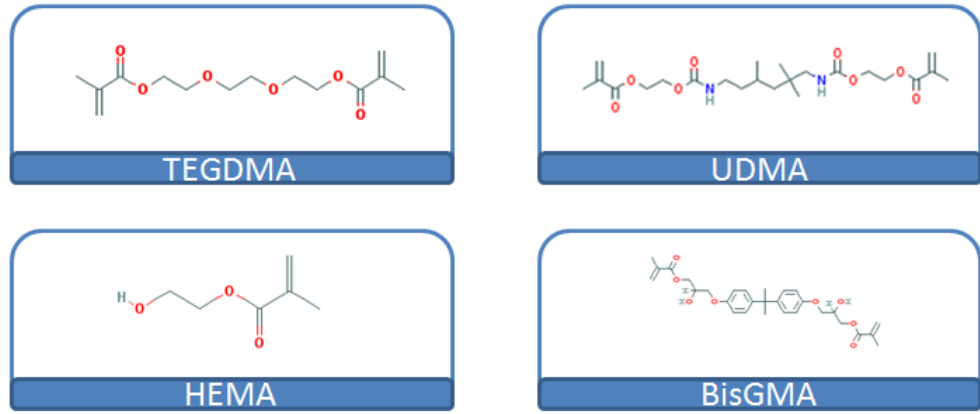
HEMA, hem hidrofilik hem de hidrofobik özelliğe sahip bir monomerdur.¹⁹⁴ HEMA'nın hidrofilik yapıya sahip olması dentinin ıslanabilirliğini etkileyerek bağlanma dayanımını belirgin biçimde artırır.¹⁹⁵

Polimerize olmayan HEMA aseton, su, etanol gibi sıvılar içinde bulunabilmektedir. HEMA polimer yapısının viskozitesini azaltır. Aynı zamanda kompozit rezin materyalin nemli dokular ile olan adezyon bağlantısını arttırmaktadır.^{10,196}

HEMA monomeri rezin içerisinde yüksek miktarlarda olduğunda polimer yapının mekanik özelliklerini negatif yönde etkilemektedir.¹⁹⁷ Bağışıklık sistemi hücrelerinde HEMA apoptozisi arttırarak alerjik reaksiyonlar oluşturabilmektedir.¹⁹⁸



Şekil 2.8. HEMA monomerinin kimyasal yapısı



Şekil 2.9. Monomerlerin kimyasal yapılarının açılımının şematik gösterimi

2.1.4.3. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Kompozit rezin materyallerin dönüşüm derecesini belirlemek ve artık monomer miktarı hakkında bilgi sahibi olabilmek için günümüzde birçok teknik bulunmaktadır. Bu tekniklerden bazıları şunlardır:

- Gaz Kromatografisi/Kütle Spektrometresi (GC-MS)
- Likit Kromatografi/Kütle Spektrometresi (LC-MS)
- Elektrosprey İyonizasyon/Kütle Spektrometresi
- Micellar Elektrokinetik Kromatografi
- Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)

Kromatografi yöntemi 1906 yılında Mikhail Tswett tarafından ilk kez kullanılmıştır.¹⁹⁹ Modern analitik kimyada kullanılan iki ana kromatografik teknik Gaz Kromatografisi (GC) ve Yüksek Performanslı Sıvı Kromatografisi (HPLC)'dir.²⁰⁰

HPLC örneklerini sabit faz malzemesi ile paketlenmiş olan kolondan taşımak için sıvı bir mobil faz kullanır. Gaz Kromatografisi(GC) ise örnek bileşenlerin paketlenmiş kolonlar veya içi boş kılcal kolonlar yoluyla taşımak için gazlı bir mobil faz kullanır. Bu sebeple çoğu durumda GC sütunlarının daha küçük iç çapa sahip olması ve HPLC kolonlarından daha uzun olmasını gerektirmektedir.¹⁹⁹

GC ile analiz edilen örneklerin uçucu olması gerekir. HPLC analizinde ise volatilite sorunu bulunmamaktadır. Bununla beraber, örnekler mobil fazda çözünür olmalıdır. GC' de örneklerin uçuculuğunu arttırmak için derişimini azaltmak mümkündür

ancak niceliksel hataların ortaya çıkmasına neden olabilir. HPLC ise örnekleri geniş bir polarite aralığında analiz edebilir. Ayrıca iyonik örnekleri de analiz edebilmektedir. GC'deki sıcaklıklar 350°C'yi geçebilir ayrıca örnekler kararsız ayrışabilir. HPLC analizi ise genellikle oda sıcaklığında gerçekleştirilir.¹⁹⁹

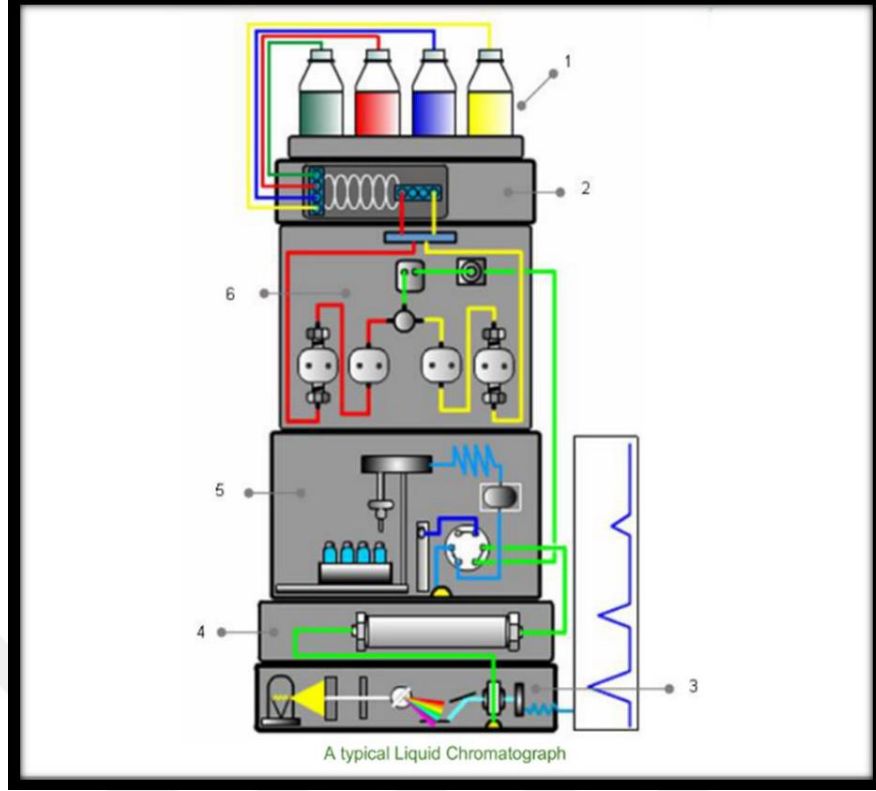
Sonuç olarak HPLC analizi yüksek molekül ağırlıklı ve ısıtıldığında potansiyel olarak bozulabilen örnekler için en iyi analizdir. Ayrıca monomerlerin mobil faz içerisinde çözünmesi, kontrolün daha kolay sağlanması, hızlı, tekrarlanabilir, ekonomik ve sonuçların daha güvenilir olmasından dolayı HPLC analizi GC/MS'ye (Gas Chromatography/Mass Spectrometry) göre daha fazla tercih edilmektedir.²⁰¹

Gaz Kromatografisi/Kütle Spektrometresi (GC-MS)

Gıda laboratuvarlarında kullanılan temel tekniklerden biri olan gaz kromatografisi (GC) ile birçok gıda bileşeni analiz edilebilmektedir. GC'nin bu kadar popüler olmasının nedeni yüksek seçicilik ve çözünürlüğe sahip olmasıdır. Ayrıca tekniğin hassasiyetle sonuç vermesine bağlıdır.²⁰²

Likit Kromatografi/Kütle Spektrometresi (LC-MS)

Sıvı kromatografi/kütle spektrometresi (LC-MS/MS), sıvı kromatografisinin (HPLC) ve kütle spektrometrisinin (MS) kütle analizinin görevlerini birleştiren bir analitik kimya tekniğidir. LC-MS/MS, çoklu materyal analizinin yanı sıra örnekteki eser miktardaki materyal analizi için tercih edilen hassas metotlardan biridir. Analizi yapılacak materyaldeki bileşenlerin miktarı, yapısı ve molekül ağırlığıyla ilgili bilgi vermektedir.²⁰³



Şekil 2.10. Yüksek Basınçlı Likit Kromatografi cihazı şeması

2.1.4.3.1. Yüksek Basınçlı Likit Kromatografisi (HPLC)

Bir karışımda bulunan bileşenleri birbirinden ayıran ve ayrılmış olan bileşenlerin kalitatif ve kantitatif analizlerinin yapılabildiği yöntemlerin genel adı HPLC' dir. Yüksek basınçlı sıvı kromatografisi, günümüzde çok yaygın olarak kullanılan bir analizdir. Analizi yapılacak olan bileşenlerin uçucu olması gerekmediği için moleküllerin ayrılmasında sıklıkla tercih edilen kromatografik ayırma yöntemlerindendir.²⁰⁴

HPLC analizi kısaca şu şekilde özetlenebilir;

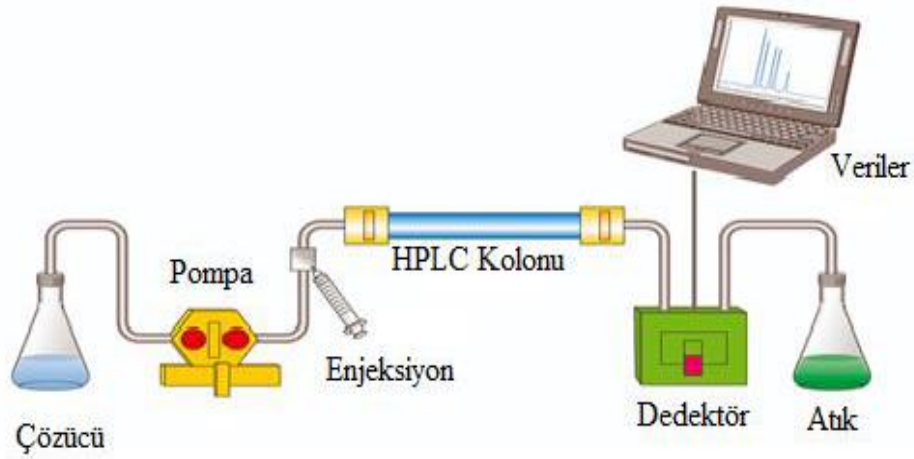
- . Analizi yapılacak materyalin farklı konsantrasyonlardaki standart çözeltilerinin hazırlanıp kolona enjekte edilmesi, hareketli faz sıvısı pompa vasıtasıyla yüksek basınç altında kolondan geçirilip dedektöre tanıtılması,

- . Böylece bileşenlerin kolondaki alıkonma sürelerine göre pik yüksekliğinin dedektör tarafından belirlenmesi,

- . Pik yüksekliğine veya alanına denk gelen kromatogram grafiğinin çizilmesi

- . Kalibrasyon grafiği sayesinde örneğin konsantrasyonunun belirlenmesi¹⁵⁵

HPLC analizi hareketli faz, sabit faz, pompa ve dedektör olmak üzere 4 ana bölümden oluşmaktadır (Şekil 2.10).



Şekil 2.11. HPLC sistemi bölümlerinin şematik görünümü

Hareketli (Mobil) Faz

Analizi yapılacak örnek bileşenleri kolon boyunca taşıyan kısımdır. Çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip çözelti karışımlarından oluşmaktadır. Ölçümde kullanılacak olan hareketli fazın seçiminde örnek bileşenlerin özellikleri, kullanılacak sabit faz ve dedektörün özellikleri gibi kısımlara dikkat edilmelidir.²⁰⁵

Hareketli faza geçilmeden hemen önce çözelti içerisinde çözünmüş gazların uzaklaştırılması gerekir. Bu işlem yapılmadığında kolonda hava kabarcıklarının oluşması, çözücü akış hızında azalma olması gibi hatalı sonuçlara yol açmaktadır. Hareketli fazda bulunan çözünmüş gazları uzaklaştırabilmek için vakum pompası, destilasyon cihazı, ısıtma sistemi ve ultrason gibi farklı sistemler kullanılmaktadır.²⁰⁵

Sabit Faz

Farklı materyallerde ve farklı ölçülerde 'kolon' adı verilen sabit fazlar mevcuttur. Bu sabit faz, hareketli fazdan belirli basınç ve hızla gelen bileşenlerle etkileşime girip bunların yavaşlamasına ve belirli miktarda alıkonularak daha geç ilerlemesine neden olur. Bu gecikmeye 'alıkonulma zamanı' denir. Analizi yapılan materyalin sabit fazı terk etmesi için geçen süreyi gösterir. Belirli sabit analitik koşullar altında, her molekül için parmak izi niteliğinde olan bir "alıkonma zamanı" belirlenmiştir.

HPLC analizindeki kolonların çapları ve uzunlukları değişmektedir. Ancak tipik bir HPLC kolonu 3-4 mm çapında, 10-40 cm uzunluğunda olup paslanmaz çelikten üretilmiştir. Metalik boru şeklinde olan iç yüzleri kaplama materyalleri ile kaplanarak analizi yapılacak bileşenler için uygun hale getirilmektedir. Kolon içerisinde bulunan partiküllerin yarıçapları 3-20 µm arasındadır. Partiküllerin yarıçapı ne kadar küçük olursa

kolonun verimliliği o kadar fazla olmaktadır. Ancak çok küçük partiküllerin kullanılması kolonda oluşan geri basıncı artırmaktadır. Bu nedenle materyallerin seçimine özen gösterilmelidir.²⁰⁵

Pompa

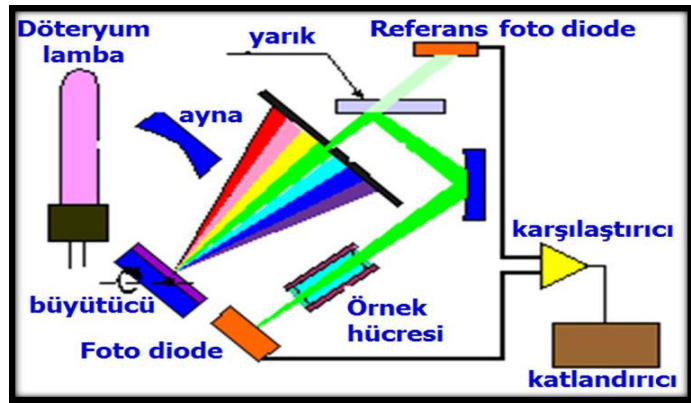
HPLC analizinde hareketli fazı oluşturan çözücülerin, kolon içinden belirli hızda ve basınçta akmasını sağlayan pompa sistemi mevcuttur. Pistonlu, vidalı ve pnömatik olmak üzere üç tip pompa sistemi bulunmaktadır.²⁰⁶

Dedektör

Kolon boyunca taşınan materyale ait bileşenlerin miktar tayininin yapıldığı kısımdır. Hassas bir detektörün olması modern sıvı kromatografisinin önemli bir parçasıdır.²⁰⁶ Dedektörün türü, analizi yapılacak maddenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre değişmektedir.

HPLC cihazındaki dedektörün geniş konsantrasyon aralığında yüksek hassasiyete ve düşük gürültü seviyesine sahip olması ideal bir dedektörün özellikleridir. Ayrıca tespit edilen pik noktası hakkında niteliksel bilgi vermeli, mobil fazdan bağımsız olarak yanıt vermeli, sıcaklık ve mobil faz akışında olacak değişikliklerden etkilenmemelidir.²⁰⁴

Sıvı kromatografi dedektörleri genel ve özel amaçlı olmak üzere iki farklı çeşide sahiptir. Genel amaçlı dedektörler, hareketli fazın kırma indeksini, dielektrik sabitini ve yoğunluğunu ölçmektedir. Özel amaçlı dedektörler ise, UV absorpsiyonunu, difüzyon akımını ve floresansını ölçmektedir.¹⁴⁶



Şekil 2.12. UV esaslı Diyod-Array Dedektör (DAD)

HPLC’de doğruluğu yüksek kantitatif bir analiz için incelenecek olan monomerin polar ya da non polar çözücülerde çözünebilmesi gerekir. HPLC analizi bir polar çözücü, nispeten polar olmayan örnek ve polar olmayan sabit faz arasındaki itme kuvvetlerinden kaynaklanan hidrofobik etkileşimler ilkesi üzerine çalışır. Örnek materyalin durağan faza

(silika gibi) bağlanması, sulu çözücü içindeki ligand ile bağlantılı olarak örnek molekülün polar olmayan bölümünün etrafındaki temas yüzey alanı ile orantılıdır. Belirli bir örneğin çözüldüğü zaman, tutulma süresi olarak adlandırılır. Bu süre verilen herhangi bir karakteristik örnek için benzersizdir. Basınç kullanımı ise örnek bileşenlerin kolonun içinden daha kısa zamanda geçmesini sağlar bu da ayrışma hızını artırarak kromatogramla sonuçlanır.¹⁴⁶

Bunu sağlamak için örnek bileşenin yapısına uygun özellikte bir kolon, dedektör ve mobil faz seçilmelidir. Bu seçim maddenin polaritesi, iyonik veya nötr olması, molekül ağırlığı, çözünürlüğü gibi özellikleri bu seçimi etkilemektedir.²⁰⁷

HPLC analizinin uygun şekilde yapılabilmesi için çeşitli parametreler vardır;

Seçicilik:

Bir bileşik kolondan geçip ayrıştığında seçici dedektörlerle içinden geçen tüm çözeltiye tepki vermez, ancak çözünen molekülün belirli bir özelliğine bağlı bir tepkiyi ölçer.

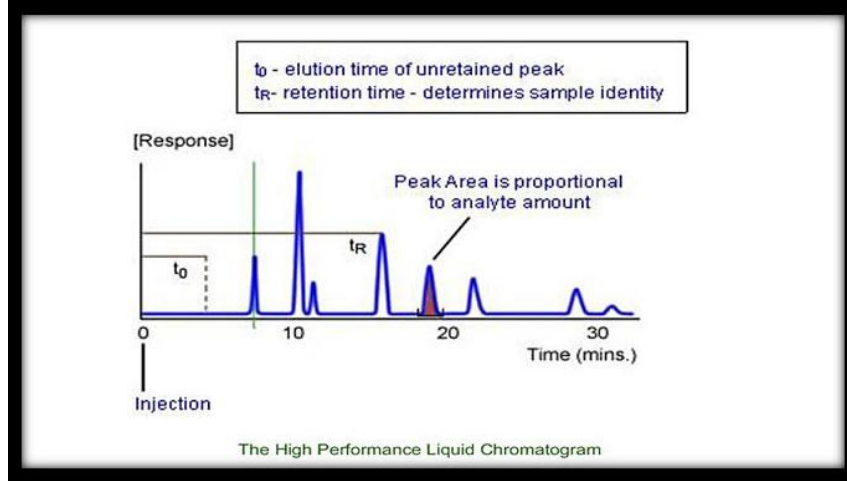
Duyarlılık:

. Limit of Dedection(LOD); ölçülmek istenen monomerin görülebildiği en düşük derişim sınırıdır. LOD, yalnızca dedektör performansının değil tüm kromatografi sisteminin bir sonucudur.

. Limit of Quantification (LOQ) ise; ölçülmek istenen monomerin hesaplama sınırıdır yani kantitatif limittir, ortalama bazal gürültünün 10-20 katı olarak tanımlanır.²⁰⁷

. Alıkonma Zamanı (Retention time); hareketli fazdaki bileşenler, durgun fazdaki emici özellikli ara dolgu maddesiyle zayıf ya da güçlü şekillerde etkileşerek tutulur. Hareketli olan faz, durgun fazda karışımın yürümesini sağlar. Harmanlanmış olan bileşenler, sahipliklerindeki yapısal özelliklerine göre moleküller arası farklı kuvvetlerden etkilenecek ayrışır ve alıkonulurlar. Bir maddenin varlığı ve seyreltici bir tepe noktası olarak temsil edilir. Buradaki yüksek nokta, maddenin kolon çıkışına (dedektör) ulaşmak için aldığı süreyi (alıkonma zamanını) kaydeder.²⁰⁸

İyi bir ayrışma için doğru çözücü seçimi gerekir. Her farklı bileşen kolonda farklı hızlarla geçtiklerinden dolayı alıkonma zamanı farklıdır. Absorbansın yoğunluğu, bir bilgisayarda zamanın fonksiyonu olarak kaydedilir ve bir grafik (kromatogram) oluşturur.²⁰⁸ Yani dedektör cevabının zamana karşı grafiği kromatogram oluşturur (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. HPLC Kromatogram Grafiği Örneği

. Resolution

Üç ayrı monomerin birbirinden ayrışması ve bunun kromatogramda ölçülebilmesini gösterir. Kısacası pikler arasındaki ayrımın ölçüsüdür. HPLC’de en uygun çözünürlüğü minimum sürede elde etmek çok önemlidir.²⁰⁸

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, beş farklı dental kompozit rezin materyalin dönüşüm dereceleri ve farklı zaman periyotlarındaki artık monomer salınım miktarları değerlendirildi. Ayrıca dönüşüm derecesinin artık monomer salınımına etkisi incelendi.

Bu in vitro çalışma Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütülmüştür. FTIR spektroskopisi ile dönüşüm derecesinin değerlendirilmesi ve HPLC analizi ile artık monomer miktarının değerlendirilmesi Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Teknoloji ve Araştırma Geliştirme Uygulama Merkezi'nde (MARGEM) yapılmıştır. Araştırmamız, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından 20.DHU.002 proje numarasıyla desteklenmiştir.

Bu çalışmanın etik kurul onayı Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Etik Kurul'undan 12/11/2020 tarihinde 27 nolu karar sayısı ile alınmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezinler

Çalışmada beş farklı kompozit rezin; GC G-aenial (GC, Tokyo, Japonya), Tokuyama Omnicroma (Tokuyama, Japonya), Kuraray performans pro (Kuraray, Japonya), 3M Filtek universal (3M Espe, ABD) , Dentsply Ceram x universal (Dentsply, De Trey, Konstanz, Almanya) kullanıldı.

Çalışmada beş farklı dental kompozit rezin materyal ve Valo LED ışık kaynağı (Ultradent, ABD) standart modda kullanıldı (Şekil 3.1).

Kompozit rezinlerin organik ve inorganik matriks içeriği, doldurucu oranı ve rengi Çizelge 3.1'de belirtilmiştir.



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan kompozit rezinler

3.1.2. Çalışmada Kullanılan Işık Cihazı

3.1.2.1 Valo Cordless (Ultradent, ABD)

3. nesil LED ışık cihazıdır.

- Dalga boyu 380-500 nm arasındadır.
- Üç farklı modu vardır:

Standart güç modu: 1000 mW/cm²

Yüksek güç modu: 1400 mW/cm²

Ekstra güç modu: 3200 mW/cm²

Çalışmada standart güç modunda kullanılmıştır. VALO Led ışık cihazı Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



Şekil 3.2 VALO Led ışık cihazı

Çizelge 3.1 Kullanılan kompozit materyallere ait özellikler aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Materyal	Üretici firma	Organik rezin matrisi içeriği	İnorganik doldurucu içeriği ve doldurucu boyutu	Doldurucu oranı	Renk	Lot numarası
Tokuyama Omnicroma	Tokuyama Dental Tokyo, Japonya	UDMA, TEGDMA, Mequinol, dibütil hidroksil toluen ve UV emiciler	Eşit boyutlu supra nano küresel dolgu (260 nm küresel SiO ₂ - ZrO ₂)	Ağırlıkça %79 Hacimce %68	Universal	031E40
3M Filtek Universal	3M Espe, ABD	Bis- GMA, UDMA, TEGDMA, BIS-EMA	Silica, zirkonyum oksit	Ağırlıkça %78.5 Hacimce %63,3	A2	NC29650
GC G-aenial	GC Co., Tokyo, Japonya	UDMA, Dimetakrilat co-monomer	prepolimerize doldurucu maddeler, Silica, Strontium, lanthanide fluoride	Ağırlıkça %76 Hacimce %81	A2	191217B
Dentsply Ceram x universal	Dentsply, De tray, Konstanz, Almanya	Metakrilat modified polysiloxane, dimetakrilat rezin fluorescent pigment, uv stabilizer, ethyl-u benzoat, iron oxide pigment	Barium alüminium borosilikat cam, metakrilat içerikli silikon dioksit doldurucu	Ağırlıkça %76 hacimce %57	A2	1908001161
Kuraray Performans Pro	Kuraray, Osaka, Japonya	Bis- GMA, Hidrofobik aromatik dimetakrilat	Silanlanmış baryum cam doldurucu	Ağırlıkça %78 Hacimce %40	A2	420108

3.1.3. Çalışmada Kullanılan Metal Kalıp

Kompozit rezin materyallerden standart örnekler oluşturabilmek için 5 mm çap, 2 mm derinlikte olan metal kalıp hazırlanmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Metal kalıp

3.1.4 Çalışmada Kullanılan Cam Viyaller

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



Şekil 3.4. Cam Viyaller

3.1.5. Dönüşüm Derecesinin Belirlenmesinde Kullanılan Cihaz

3.1.5.1. FTIR Spektroskopi Cihazı

Dönüşüm derecesi (DC) ölçümleri 2000-600 cm^{-1} dalga boyu aralığında ve 4 cm^{-1} dalga sayısı çözünürlükte, Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji Ar-Ge Uygulama ve Araştırma Merkezinde FTIR (Shimadzu, Japonya) cihazı ile yapıldı (Şekil 3.5). İlk önce polimerize olmamış kompozit rezin örneklerin, daha sonra polimerize olmuş kompozit rezin örneklerin FTIR spektrumları kaydedildi. Polimerize olmuş örnekler, ölçümlerin yapılabilmesi için bir havan ve tokmak yardımıyla toz haline getirildi.

Kompozit rezin örneklerin monomer dönüşüm derecelerinin belirlenmesi için cihazın yazılımı ile elde edilen alifatik ve aromatik karbon çift bağlarının oluşturduğu 1639 cm^{-1} ve 1535 cm^{-1} dalga boyundaki absorpsiyon değerleri kaydedilmiştir. Bu değerler aşağıda yer alan formülde yerlerine konulup dönüşüm dereceleri yüzde olarak hesaplandı. $\text{DC (\%)} = [1 - (1639 \text{ cm}^{-1} / 1535 \text{ cm}^{-1}) \text{ polimerize} / (1639 \text{ cm}^{-1} / 1535 \text{ cm}^{-1}) \text{ polimerize olmamış}] \times 100$



Şekil 3.5 FTIR Cihazı

3.1.6. Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar

3.1.6.1. HPLC Cihazı ve Analitik Kolon

Çalışmamızda artık monomer miktarını belirlemek için Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji Ar-Ge Uygulama ve Araştırma Merkezinde HPLC (SHIMADZU, Japonya) cihazı kullanıldı (Şekil 3.6). Pompa, enjektör, dedektör (UV/VISdedektör), kolon fırını, bilgisayar bağlantı modülü bölümlerinden HPLC sistemi oluşmaktadır.

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



Şekil 3.6 HPLC Cihazı



Şekil 3.7 C18 Ters Faz Analitik Kolon

3.1.6.2. Monomerlere Ait Saf Çözeltiler

Çalışmamızda Bis-GMA (Bisfenol A glikol dimetakrilat, Sigma Aldrich, ABD, 494356), TEGDMA (Trietilen glikol dimetakrilat, Sigma Aldrich, ABD, 261548), UDMA (Üretan dimetakrilat, Sigma Aldrich, ABD, 477028) ve HEMA (Hidroksietil metakrilat, Sigma Aldrich, ABD, 436909) monomerlerine ait saf monomer kimyasalları kullanıldı (Çizelge 3.2, Şekil 3.8).

Bu monomerlere ait standart çözeltilerin hazırlanmasında hassas terazi (Shimadzu AY220, Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) kullanıldı. Örneklerin HPLC cihazına verilmeden önce süzülmesinde 13 mm'lik naylon, 0,45 µm por genişliğine sahip şırınga filtresi (Waters EDGE, ABD) kullanıldı.

Çalışmada standart olarak kullanılan monomerlere (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA) ait bilgiler aşağıdaki çizelgede gösterildi.

Çizelge 3.2. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA monomerlerine ait bilgiler

Monomer	Monomer Adı	Üretici Firma	CAS - No	MolekülerAğırlık
Bis-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat	Sigma-Aldrich ABD	1565-94-2512	59 gr/mol
UDMA	Urethan dimetakrilat	Sigma-Aldrich ABD	103597-45-1470	57 gr/mol
TEGDMA	Trietilen Glikol dimetakrilat	Sigma-Aldrich ABD	109-16-0286	33 gr/mol
HEMA	Hidroksietil metakrilat	Sigma-Aldrich ABD	868-77-9130	14 gr/mol



Şekil 3.8 Çalışmada kullanılan saf monomerler (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA)

3.2. Örneklerin Hazırlanması

3.2.1. FTIR Analizi için Örneklerin Hazırlanması

Her bir kompozit materyal 5 mm çap, 2 mm derinliğe sahip metal kalıplara yerleştirildi. Kompozit materyalin kalıptan taşkınlıklarını almak ve kompozit yüzeyini düzenlemek amacı ile metal kalıbın alt ve üst yüzeylerinde siman camı ve şeffaf bantlar kullanıldı.

Hazırlanan örnekler LED (VALO) ışık cihazının 1000 mW/cm² lik standart güç moduyla üretici firmanın tavsiyeleri ile 20 saniye polimerize edildi.

FTIR cihazında analizi yapılmak üzere her grupta 5'er örnek olmak üzere n=5 olacak şekilde her bir kompozitten örnekler hazırlandı. Işık uygulamasının hemen ardından kalıp içindeki kompozit rezin örneklerin ışık uygulanan yüzeylerine alüminyum oksit emdirilmiş diskler (Sof -Lex™ XT, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile bitirme ve polisaj işlemi uygulandı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Bitirme ve cila diskleri

Hazırlanan örnekler bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra laboratuvar ortamında, hassas terazi yardımıyla aşağıdaki formüle göre hazırlanan yapay tükürük içerisinde 24 saat bekletilmiştir.



Şekil 3.10 Hazırlanan yapay tükürük

Çalışmada Kullanılan Yapay Tükürüğün 1 Litresinin İçeriği:

Çizelge 3.3. Yapay tükürük içeriği

Kimyasal	Miktar/litre
NaCL	1,2800 g
MgCl ₂ (6H ₂ O)	0,125 g
KCl	0,095 g
CH ₃ COOK	1,508 g
CaCl ₂	0,167 g
K ₃ PO ₄ (3H ₂ O)	0,386 g
H ₃ PO ₄	0,05 ml
NaF	4,2 g

Kompozit rezin örneklerin monomer dönüşüm derecesinin belirlenmesinde önce polimerize olmamış restoratif materyallere FTIR analizi uygulanmıştır (Şekil 3.11). Polimerize edilen örnekler 24 saat yapay tükürükte bekletilmiştir (Çizelge 3.3). Hazırlanan kompozit örnekler havan ve tokmak yardımı ile dövülüp toz haline getirilmiştir. Daha sonra FTIR analizi yapılmıştır (Çizelge 3.5). Kompozit örneklerin monomer dönüşüm derecelerinin belirlenmesi için cihazın yazılımı ile elde edilen alifatik ve aromatik karbon çift bağlarının olduğu 1639 cm⁻¹ ve 1535 cm⁻¹ dalga boyundaki absorpsiyon değerleri kaydedilmiştir. Bu değerler aşağıda yer alan formülde yerlerine konulup her bir örneğin monomer dönüşüm dereceleri yüzde olarak hesaplanmıştır.²⁰⁹

DC (%) = $[1 - (1639 \text{ cm}^{-1} / 1535 \text{ cm}^{-1}) \text{ polimerize} / (1639 \text{ cm}^{-1} / 1535 \text{ cm}^{-1}) \text{ polimerize olmamış}] \times 100$



Şekil 3.11 Çalışmada kullanılan materyaller

3.2.2. HPLC Analizi İçin Örneklerin Hazırlanması

Her bir kompozit rezin materyal 5 mm çap, 2 mm derinliğe sahip metal kalıplara yerleştirilmiştir. Kompozit materyalin taşkınlıklarını almak ve kompozit yüzeyini düzenlemek amacı ile şeffaf bantlar kullanılmıştır. Fazlalıklar alındıktan sonra, kompozit materyal VALO LED ışık kaynağı ile üretici firmanın tavsiyeleri ile 20 saniye polimerize edildi. Hazırlanan kompozit rezin örneklerin yüzeylerine alüminyum oksit emdirilmiş diskler (Sof -Lex™ XT, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile bitirme ve polisaj işlemi uygulandı.

HPLC cihazında analizi yapılmak üzere her bir kompozit grubundan n=5 olacak şekilde, beş farklı zaman periyodunda (10. dk, 1. saat, 24. saat, 7. gün, 30. gün) toplam 125 örnek hazırlandı (Çizelge 3.4). Polimerizasyon ve bitim işlemleri tamamlanan her bir kompozit örnek amber rengi cam viyallere alındı ve ışık maruziyetleri engellendi. Her bir cam viyale bir örnek yerleştirildi. %75'lik etanol/su solüsyonu ise mikropipet yardımı ile cam viyallere eklenmiştir (Şekil 3.12).

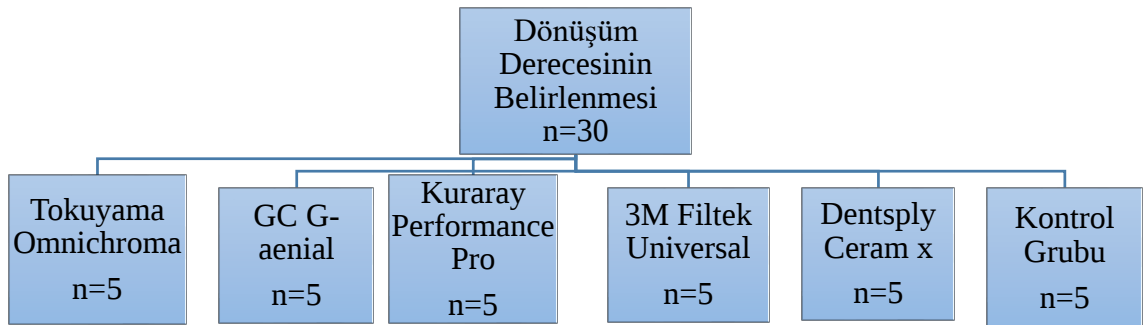


Şekil 3.12 HPLC analizi için örneklerin hazırlanması

Çizelge 3.4. HPLC analizi için hazırlanan deney grupları



Çizelge 3.5. FTIR analizi için hazırlanan deney grupları



3.2.3. HPLC Analizinin Yapılması

HPLC analizine başlamadan önce, cihazın kromatografik şartlarının oluşturulması ve kalibrasyonunun yapılabilmesi için analizlerin yapılacağı cihaz deney şartlarına uygun olarak hazırlanmıştır. Monomerlere ait stok çözeltiler seyreltilmiştir. Seyreltilen bu monomerler HPLC cihazına tanıtılmıştır. Böylece monomerlerin alıkonma süreleri ve pik değerleri tespit edildi.

Hazırlanan örneklerin HPLC sisteminde analizine başlandı. Örneklerin her birinin analiz süresi 6 dk olup örneklerin akış hızı 1 mL/dk ve enjeksiyon hacmi 20 µL'dir. Ayrıca örneklerin bulunduğu kolon fırının sıcaklığı 40 °C'dir.

Kullanılan DAD detektörüyle 190-300 nm arası tarama yapılmıştır. Seçilen 208 nm'lerde kromatogram alınmıştır. Sonuçlar partsper million (ppm) olarak kaydedildi. Analiz süresince kromatografik sistemin uygunluğu, kapasite faktörü (k'), rezolüsyon (R), selektivite (α) ve pik asimetrisi (T) hesaplanarak aktarıldı. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA 'nın alıkonma zamanları yaklaşık olarak sırasıyla 4,95 dk, 4,55 dk, 4,11 dk ve 3,21 dk olarak tespit edilmiştir.

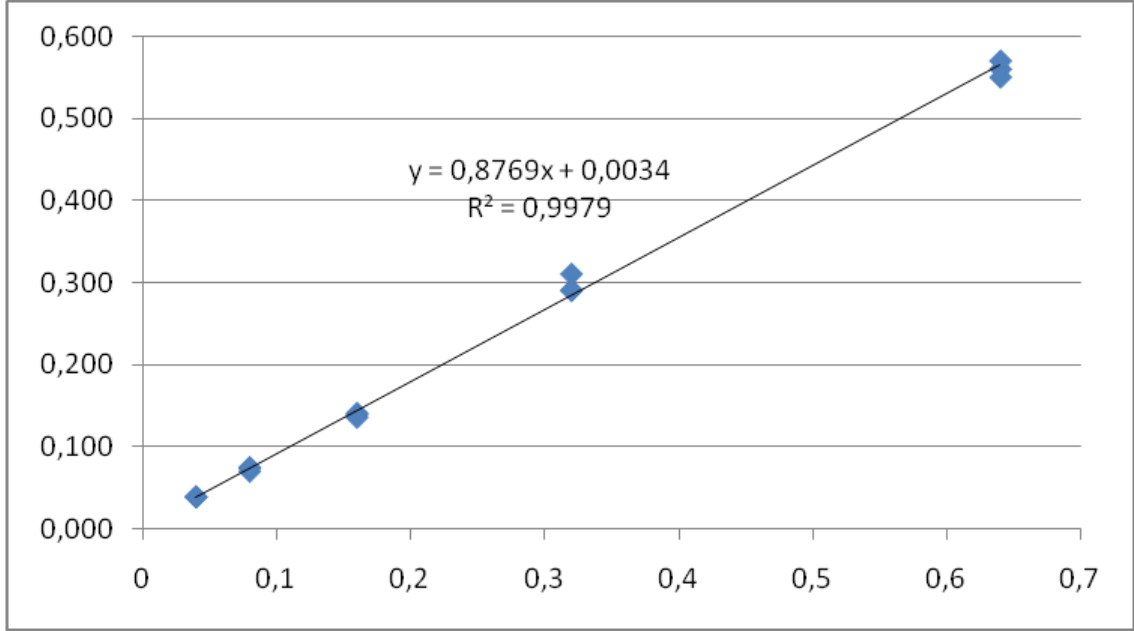
Tespit edilen bu alıkonma zamanları ile daha sonra örnek materyallerde gözlenecek olan piklerden hangisinin hangi monomer olduğu ve analizin kaçınıcı dakikalarda kesilebileceği anlaşılmıştır. Monomer piklerinin farklılığını gösteren örnek kromatogramlar Şekil 3.13'de gösterildi. Hazırlanan örneklerin artık monomer miktarını belirlemek için gerekli olan kalibrasyon eğrilerinin çizilmesinde, monomerlerin HPLC standardı olarak önceden hazırlanmış standart stok çözeltileri rehber olmuştur.

Seyreltilmiş olan standart monomerlerin HPLC analizleri ile, her bir monomerin pik alanına karşılık gelen değer kullanılarak kalibrasyon eğrileri hazırlanmıştır. Monomerlere ait lineer kalibrasyon denklemleri ve korelasyon katsayıları, monomerlerin standart solüsyonlarındaki konsantrasyonlar lineer regresyon analizlerinde tespiti yapılmıştır. Lineer kalibrasyon denklemleri hazırlanıp kromatogramlardaki alanlara karşılık gelen konsantrasyonlar µg/mL (ppm) cinsinden hesaplanmıştır.

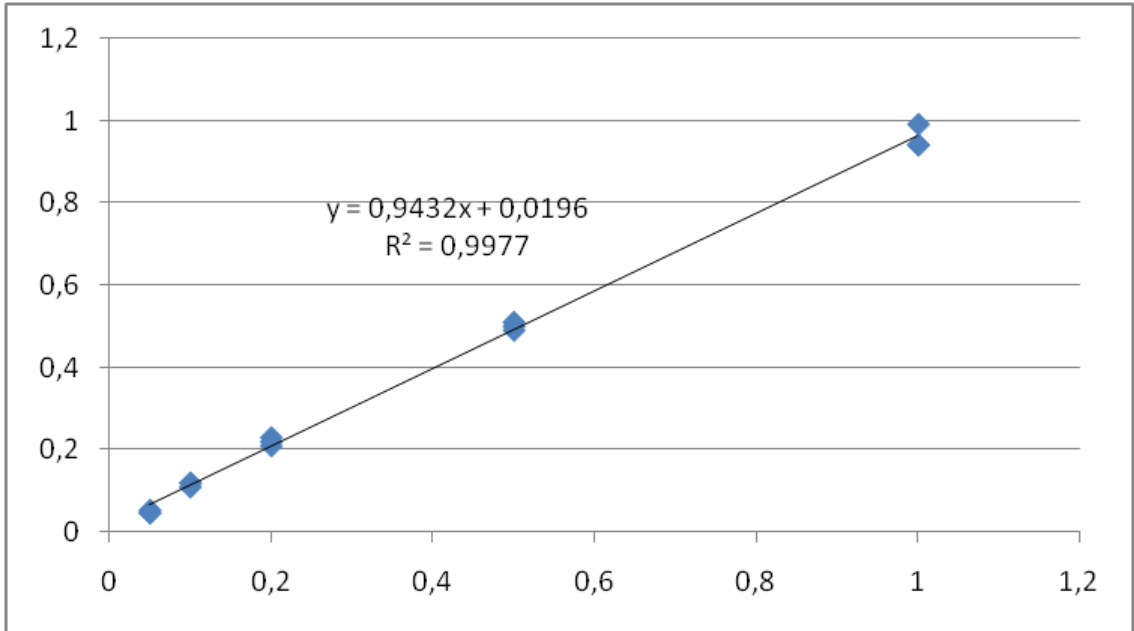
3.2.3.1. HPLC cihazının kalibrasyonu

HPLC analizinin kalibrasyonu ve kromatografik şartlarının oluşturulması amacıyla monomerlere ait saf çözeltiler HPLC cihazından geçirilerek tanıtımı sağlandı. Cihazın kalibrasyonu elde edildi. Bu işlemle birlikte Bis-GMA (Şekil 3.13), UDMA

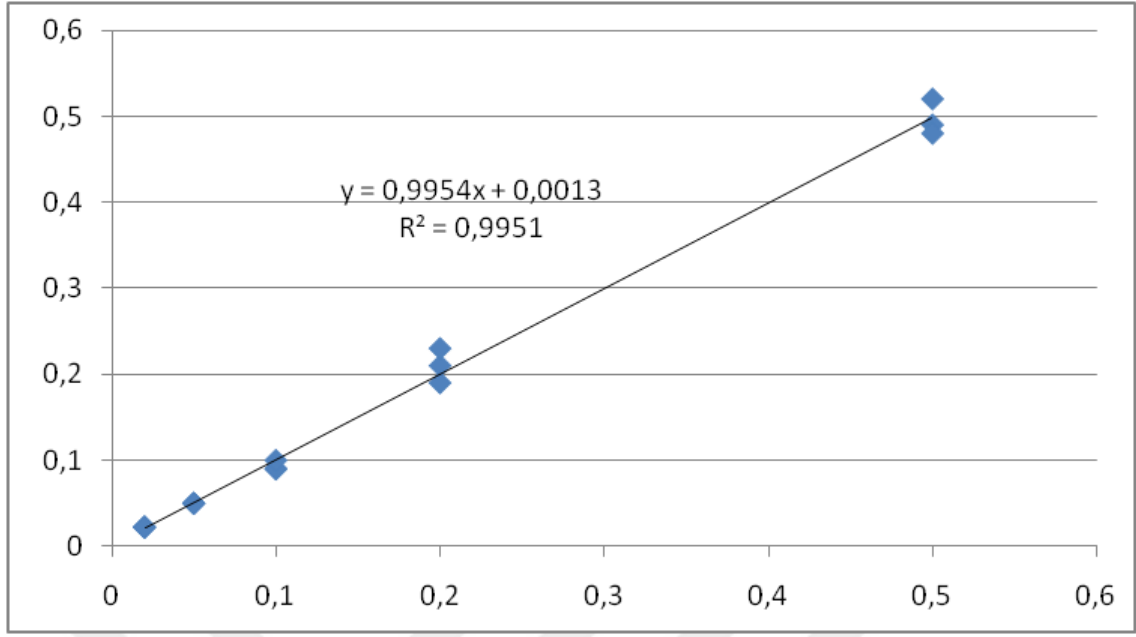
(Şekil 3.14), TEGDMA (Şekil 3.15) ve HEMA (Şekil 3.16) monomerlerinin kalibrasyon eğrileri (alıkonma süreleri) pik değerleri belirlenip hazırlanmıştır (Şekil 3.17), (Şekil 3.18), (Şekil 3.19), (Şekil 3.20).



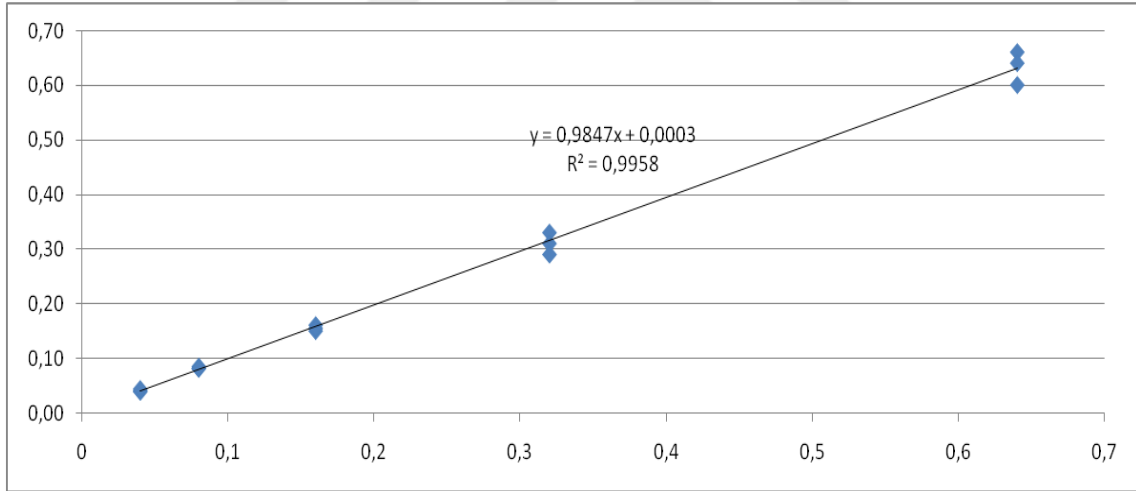
Şekil 3.13 Bis-GMA'ya ait kalibrasyon eğrisi (standart pik değeri ve alıkonma zamanı)



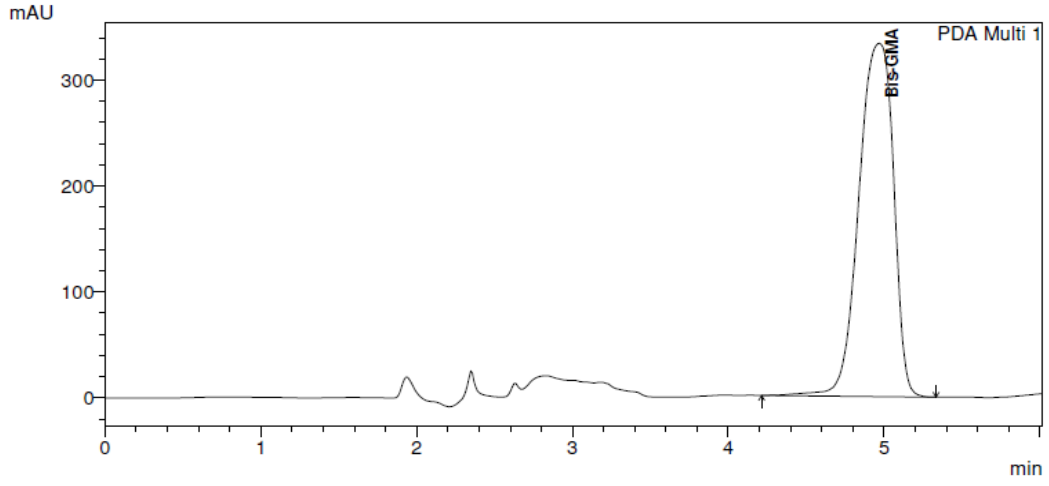
Şekil 3.14 UDMA'ya ait kalibrasyon eğrisi (standart pik değeri ve alıkonma zamanı)



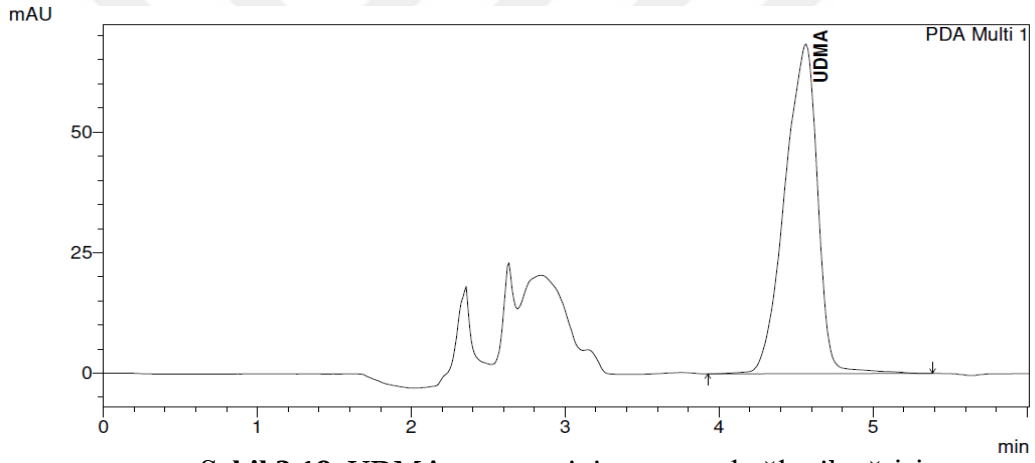
Şekil 3.15 TEGDMA'ya ait kalibrasyon eğrisi (standart pik değeri ve alıkonma zamanı)



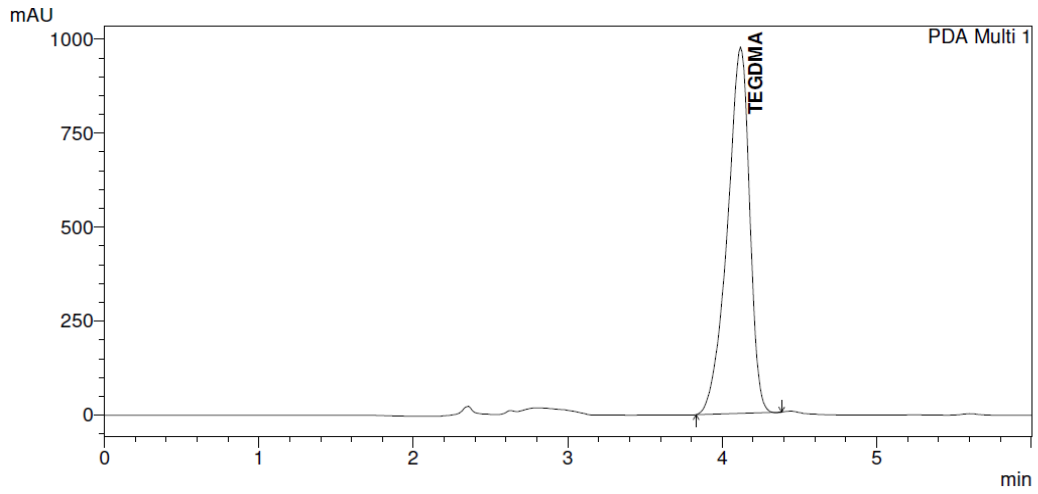
Şekil 3.16 HEMA'ya ait kalibrasyon eğrisi (standart pik değeri ve alıkonma zamanı)



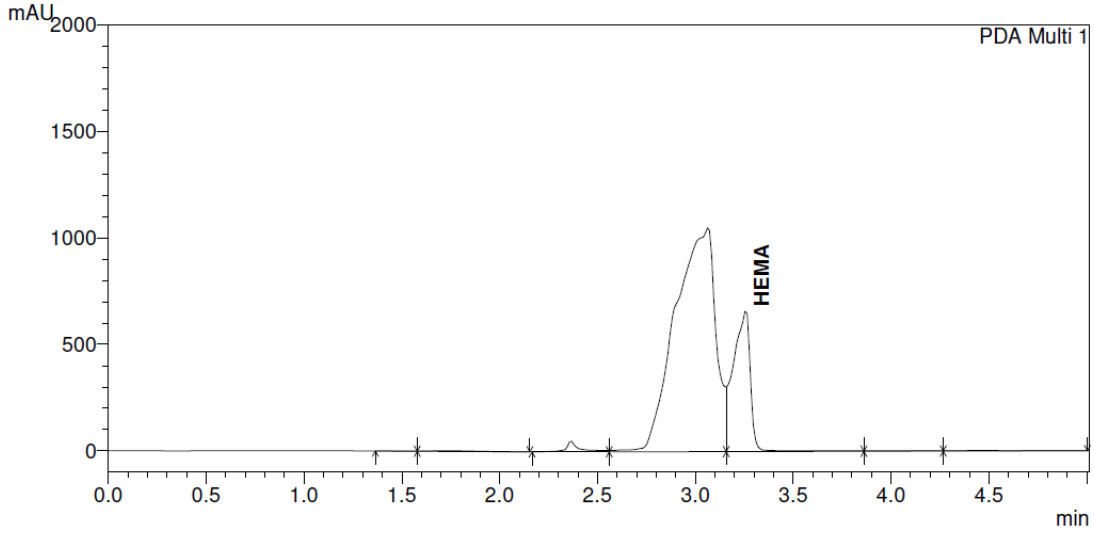
Şekil 3.17. Bis-GMA monomerinin zamana bağlı pik eğrisi



Şekil 3.18. UDMA monomerinin zamana bağlı pik eğrisi



Şekil 3.19. TEGDMA monomerinin zamana bağlı pik eğrisi



Şekil 3.20. HEMA monomerinin zamana bağlı pik eğrisi

3.3. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanıldı.²¹⁰ Parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testleri ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılım göstermediği saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grupların tespitinde Dunn's test kullanıldı. Farklı zaman periyotlarındaki artık monomer miktarlarında görülen değişimin değerlendirilmesinde Friedman Testi ve post hoc karşılaştırmalarında Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Parametreler arasındaki ilişkilerin incelenmesinde Spearman's rho korelasyon analizi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda kullandığımız kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin değerlendirilmesi Çizelge 4.1’ de gösterilmektedir.

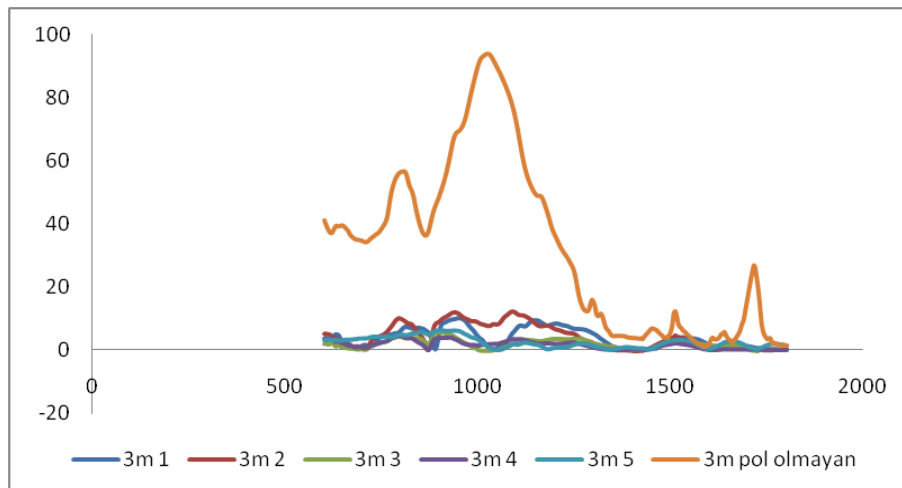
Çizelge 4.1. Kompozit gruplarının dönüşüm dereceleri açısından değerlendirilmesi

Kompozit	Dönüşüm Derecesi	
	Ort±SS	Medyan
3M		
Kuraray	81,56±4,87 ^a	83,3
Ceram x	66,13±26,74 ^{ab}	65,3
Omnichroma	49,65±18,74 ^b	45,8
GC	47,62±17,71 ^b	48,9
p	0,030*	

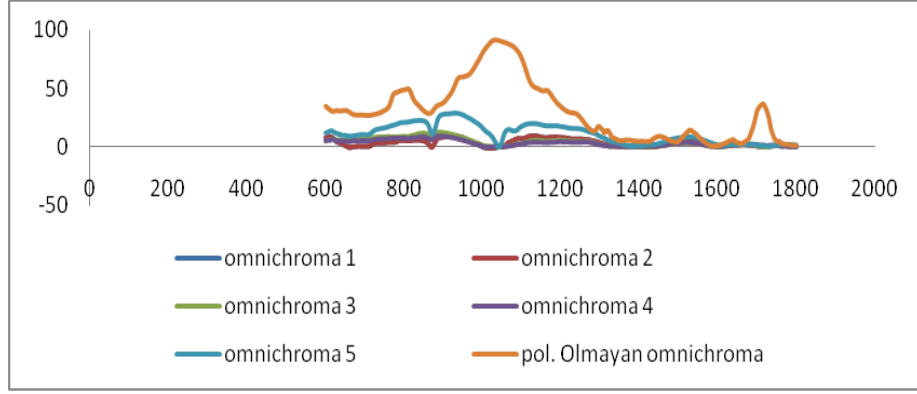
Kruskal Wallis Test *p<0,05

NOT: Sütunlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

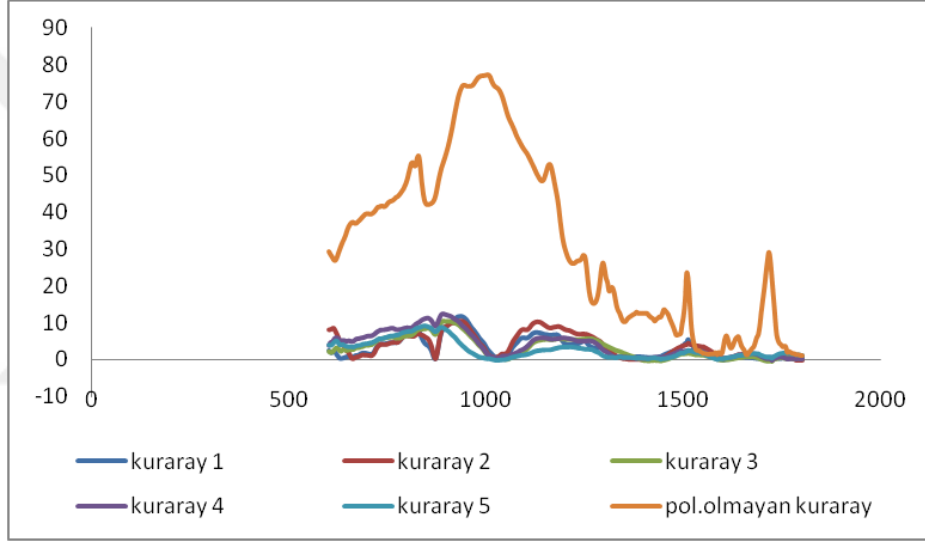
Kompozit grupları arasında dönüşüm dereceleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,030; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklı olduğunun tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Kuraray grubunun dönüşüm derecesi, Omnichroma ve GC G-aenial gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (p_{K-O}:0,010; p_{K-GC}:0,007; p<0,05). Diğer gruplar arasında dönüşüm dereceleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). Kompozitlerin farklı dalga boylarındaki pik eğrileri aşağıdaki şekillerde verilmiştir (Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5).



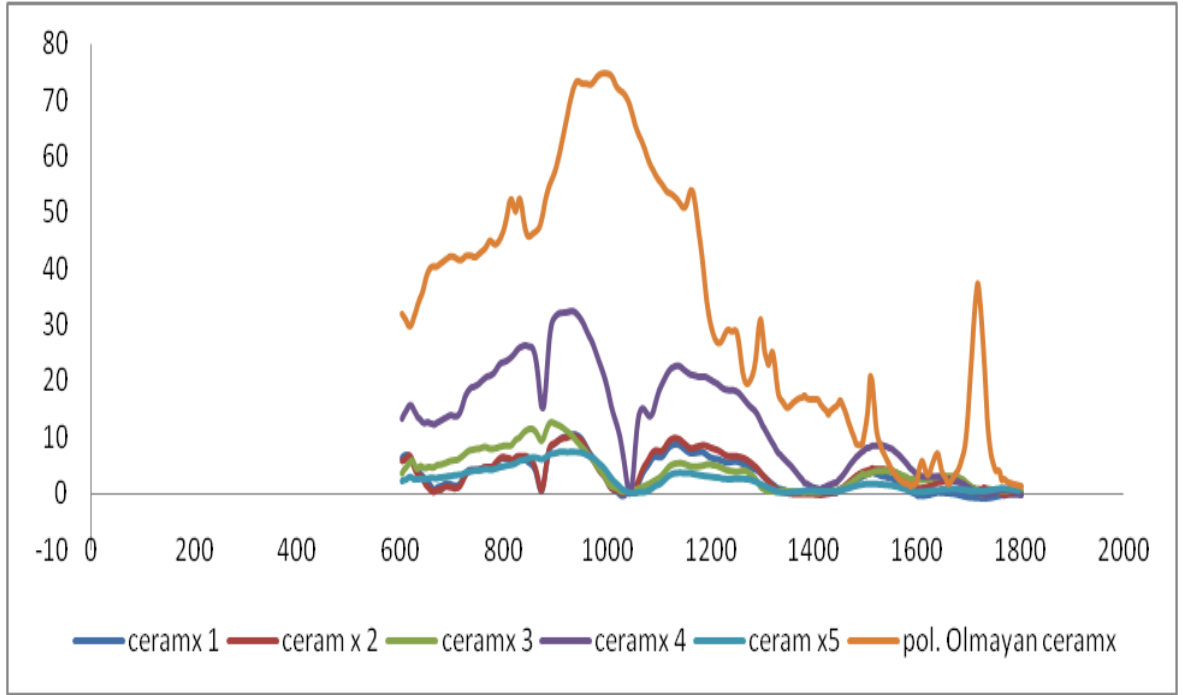
Şekil 4.1. 3M kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri



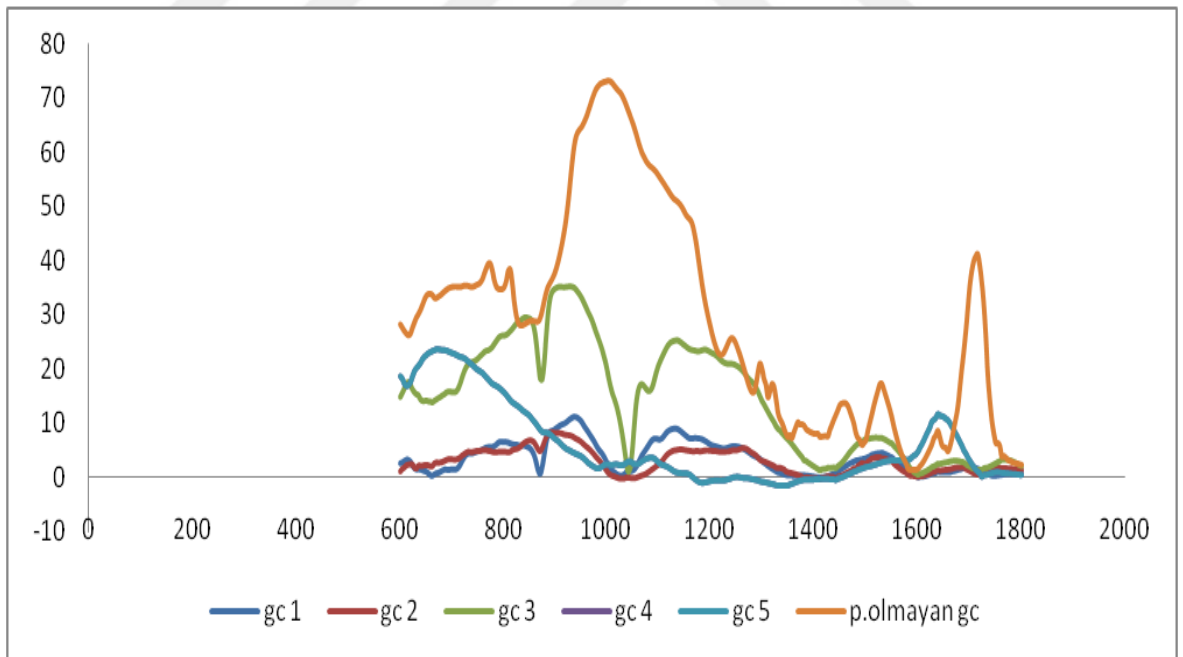
Şekil 4.2. Tokuyama Omnichroma kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri



Şekil 4.3. Kuraray kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri



Şekil 4.4. Ceram x kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri



Şekil 4.5. GC G-aenial kompozit grubunun farklı dalga boylarındaki pik eğrileri

Çizelge 4.2. Grup içi ve gruplar arası Bis-GMA artık monomer miktarlarının değerlendirilmesi

Bis-GMA	3M Ort±SS (medyan)	Kuraray Ort±SS (medyan)	Ceram x Ort±SS (medyan)	Omnichroma Ort±SS (medyan)	GC Ort±SS (medyan)	p
10.dk	0,00285± 0,00045 (0,00276) ^b	0,00244± 0,00017 (0,00241) ^b	0,00248± 0,00009 (0,00249) ^b	0,00208± 0,0001 (0,00205) ^a	0,0022± 0,0002 (0,00212) ^{ab}	0,003 *
1.saat	0,00263± 0,00039 (0,00275) ^b	0,00306± 0,00106 (0,00262) ^b	0,00232± 0,00014 (0,00238) ^{ab}	0,00206± 0,00014 (0,002) ^a	0,00253± 0,00029 (0,00248) ^b	0,027 *
1.gün	0,0032± 0,00027 (0,00301) ^{ab}	0,00398± 0,00071 (0,00401) ^a	0,00269± 0,0002 (0,00263) ^b	0,00256± 0,00035 (0,00268) ^b	0,00241± 0,00024 (0,00245) ^b	0,001 *
7.gün	0,00298± 0,0004 (0,00307) ^{ab}	0,00596± 0,00059 (0,00563) ^a	0,00264± 0,0003 (0,00254) ^{ab}	0,00261± 0,00056 (0,00239) ^b	0,00233± 0,00047 (0,0022) ^b	0,003 *
30.gün	0,012± 0,00447 (0,012) ^a	0,0518± 0,02028 (0,052) ^b	0,03625± 0,0109 (0,038) ^{ab}	0,0464± 0,00744 (0,044) ^b	0,0724± 0,00956 (0,07) ^b	0,002 *
P _{10.dk-1.s}	0,345	0,686	0,080	0,893	0,223	
P _{10.dk-1.gün}	0,138	0,043*	0,138	0,043*	0,225	
p	0,005*	0,001*	0,015*	0,003*	0,017*	
P _{10.dk-7.gün}	0,500	0,043*	0,345	0,068	0,500	
P _{10.dk-30.gün}	0,043*	0,043*	0,068	0,043*	0,043*	
P _{1.s-1.gün}	0,043*	0,043*	0,043*	0,080	0,500	
P _{1.s-7.gün}	0,343	0,043*	0,042*	0,043*	0,500	
P _{1.s-30.gün}	0,043*	0,043*	0,048*	0,043*	0,043*	
P _{1.gün-7.gün}	0,500	0,043*	0,500	0,500	0,500	
P _{1.gün-30.gün}	0,043*	0,043*	0,043*	0,043*	0,043*	
P _{7.gün-30.gün}	0,043*	0,043*	0,048*	0,043*	0,043*	

Gruplar arası değerlendirmelerde Kruskal Wallis Test Grup içi değerlendirmelerde Friedman ve Wilcoxon sign test kullanıldı *p<0,05

NOT: Satırlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

Kompozit grupları arasında 10. dakika Bis-GMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,003; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklı olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizler sonucunda; Omnichroma grubunun 10. dakika Bis-GMA artık monomer miktarları, 3M, Kuraray ve Ceram x gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p_{o-3M}:0,006; p_{o-3M}:0,027; p_{o-CX}:0,007; p<0,05). Diğer kompozit grupları arasında 10. dakika Bis-GMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).(Çizelge 4.2)

Kompozit grupları arasında 1. saat Bis-GMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,027$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklı olduğunun tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Omnichroma grubunun 1. saat Bis-GMA artık monomer miktarları 3M, Kuraray ve GC gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{o-3M}:0,009$; $p_{o-K}:0,006$; $p_{o-GC}:0,010$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında 1.saat Bis-GMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. gün Bis-GMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklı olduğunun tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Kuraray grubunun 1. gün Bis-GMA artık monomer miktarları, Ceram x, Omnichroma ve GC gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{K-CX}:0,007$; $p_{K-o}:0,020$; $p_{K-GC}:0,003$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 1. gün Bis-GMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 7. gün Bis-GMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,003$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklı olduğunun tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; Kuraray grubunun 7. gün Bis-GMA artık monomer miktarları, Omnichroma ve GC gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p_{K-o}:0,030$; $p_{K-GC}:0,002$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 7. gün Bis-GMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 30. gün Bis-GMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklı olduğunun tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; 3M grubunun 30. gün Bis-GMA artık monomer miktarları, Kuraray, Omnichroma ve GC gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{3M-K}:0,011$; $p_{3M-o}:0,018$; $p_{3M-GC}:0,001$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 30. gün Bis-GMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

3M kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki Bis-GMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,005$; $p<0,05$). 10. dk Bis-GMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 1. gün ve 7. günde anlamlı bir değişim görülmezken ($p>0,05$); 10. dakikaya göre 30.gün artık monomer miktarında

görülen artış miktarı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. günde görülen artış miktarı anlamlı iken ($p:0,043$; $p<0,05$); 7. günde anlamlı bir değişim görülmemiş ($p>0,05$), 30. gün artık monomer miktarında görülen artış miktarı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. güne göre 7. günde anlamlı değişim görülmemiş ($p>0,05$); 30. gün artık monomer miktarında görülen artış miktarı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 7. güne göre 30. gün olan artık monomer miktarında görülen artış da istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$).

Kuraray kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki Bis-GMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişiklik bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). 10. dk Bis-GMA artık monomer miktarına göre 1. saatte anlamlı bir değişim görülmezken ($p>0,05$); 10. dakikaya göre 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,043$; $p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,043$; $p:0,043$; $p<0,05$). 1. güne göre 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,043$; $p<0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış da istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$).

Ceram x kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki Bis-GMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,015$; $p<0,05$). 10. dk Bis-GMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. günde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0,05$). 1. saate göre 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,042$; $p:0,048$; $p<0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış da istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,048$; $p<0,05$).

Omnichroma kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki Bis-GMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,003$; $p<0,05$). 10. dk Bis-GMA artık monomer miktarına göre 1. saat ve 7. günde anlamlı bir değişiklik yokken ($p>0,05$); 10. dakikaya göre 1. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. günde anlamlı bir değişiklik yokken ($p>0,05$), 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,043$; $p<0,05$). 1. güne göre 7. günde anlamlı bir değişim yokken ($p>0,05$); 30. gün artık

monomer miktarında görülen artış istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarındaki artış istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$).

GC kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki Bis-GMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,017$; $p<0,05$). 10. dk Bis-GMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 1. gün ve 7. günde anlamlı bir değişiklik yokken ($p>0,05$); 10. dakikaya göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış miktarı istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün ve 7. günde anlamlı bir değişiklik yokken ($p>0,05$), 30. gün artık monomer miktarında görülen artış miktarı istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 7. 1. güne göre 7. günde anlamlı bir değişiklik yokken ($p>0,05$), 30. gün artık monomer miktarında görülen artış istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış da istatistiksel açıdan anlamlıdır. ($p:0,043$; $p<0,05$).

Çizelge 4.3. Grup içi ve gruplar arası TEGDMA artık monomer miktarlarının değerlendirilmesi

TEGDMA	3M Ort±SS (medyan)	Kuraray Ort±SS (medyan)	Ceram x Ort±SS (medyan)	Omnichroma Ort±SS (medyan)	GC Ort±SS (medyan)	p
10.dk	0,00037± 0,00018 (0,00045)	-	0,00042± 0,00002 (0,00042)	-	-	0,245
1.saat	0,00119± 0,00166 (0,00046) ^b	0,00033± 0,00004 (0,00035) ^a	0,00036± 0,00005 (0,00039) ^{ab}	0,00043± 0,00002 (0,00043) ^b	-	0,002 *
1.gün	0,00037± 0,00007 (0,00036) ^{ab}	0,00025± 0,00009 (0,00023) ^a	0,00029± 0,00009 (0,00028) ^{ab}	0,00043± 0,00003 (0,00043) ^b	-	0,012 *
7.gün	0,00042± 0,00008 (0,00045)	0,0013± 0,0019 (0,00046)	0,00045± 0,00005 (0,00045)	0,0004± 0,00002 (0,00041)	-	0,124
30.gün	0,03664± 0,07623 (0,003) ^a	0,00197± 0,00176 (0,001) ^a	0,00325± 0,0005 (0,003) ^a	0,0049± 0,00164 (0,0051) ^{ab}	0,0084± 0,00365 (0,007) ^b	0,033 *
p	0,005*	0,042*	0,011*	0,014*	-	
P _{10.dk-1.s}	0,068	-	0,068	-	-	
P _{10.dk-1.gün}	0,715	-	0,043*	-	-	
P _{10.dk-7.gün}	0,786	-	0,174	-	-	
P _{10.dk-30.gün}	0,043*	-	0,068	-	-	
P _{1.s-1.gün}	0,042*	0,080	0,225	0,680	-	
P _{1.s-7.gün}	0,273	0,068	0,104	0,080	-	
P _{1.s-30.gün}	0,043*	0,109	0,068	0,043*	-	
P _{1.gün-7.gün}	0,279	0,043*	0,042*	0,136	-	
P _{1.gün-30.gün}	0,043*	0,109	0,068	0,043*	-	
P _{7.gün-30.gün}	0,043*	1,000	0,068	0,043*	-	

Gruplar arası değerlendirmelerde Kruskal Wallis Test
Wilcoxon sign test kullanıldı *p<0,05

Grup içi değerlendirmelerde Friedman ve

NOT: Satırlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

3M ve Ceram x kompozit grupları arasında 10. dakika TEGDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik bulunmamıştır (p:0,245; p>0,05).

Kompozit grupları arasında 1. saat TEGDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir (p:0,002; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc analizler

sonucunda; Kuraray grubunun 1. saat TEGDMA artık monomer miktarları, 3M ve Omnicroma kompozit gruplarından anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p_{K-3M}:0,010$; $p_{K-O}:0,012$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 1. saat TEGDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Çizelge 4.3).

Kompozit grupları arasında 1. gün TEGDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmaktadır ($p:0,012$; $p<0,05$). Anlamlılığın ise hangi gruplardan kaynaklandığının tespitinde yapılan post hoc analizler sonucunda; Kuraray grubunun 1. gün TEGDMA artık monomer miktarları, Omnicroma grubundan anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p_{K-O}:0,027$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 1. gün TEGDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 7. gün TEGDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0,124$; $p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 30. gün TEGDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik bulunmaktadır ($p:0,033$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizler sonucunda GC grubunun 30. gün TEGDMA artık monomer miktarları, 3M, Kuraray ve Ceram x gruplarından anlamlı oranda yüksek bulunmuştur ($p_{GC-3M}:0,035$; $p_{GC-K}:0,004$; $p_{GC-Cx}:0,025$; $p<0,05$). Diğer gruplar için de 30. gün TEGDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı değişiklik bulunmamaktadır ($p>0,05$).

3M kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki TEGDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik bulunmaktadır ($p:0,005$; $p<0,05$). 10. dk TEGDMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 1. gün ve 7. günde anlamlı bir değişiklik yokken ($p>0,05$); 10. dakikaya göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. günde görülen düşme anlamlı ($p:0,042$; $p<0,05$), 7. günde anlamlı bir değişim olmamış ($p>0,05$), 30. gün artık monomer miktarında görülen artış oranı istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. güne göre 7. günde anlamlı bir değişiklik yokken ($p>0,05$), 30. gün artık monomer miktarında görülen artış da istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış oranı da istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$).

Kuraray kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki TEGDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir değişiklik bulunmaktadır ($p=0,042$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün, 7. gün ve 30. günde anlamlı bir değişiklik olmamıştır ($p>0,05$). 1. güne göre 7. günde görülen artış oranı anlamlı iken ($p=0,043$; $p<0,05$), 30. günde anlamlı değişiklik olmamıştır ($p>0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında da istatistiksel açıdan bir değişiklik olmamıştır ($p>0,05$).

Ceram x kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki TEGDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0,011$; $p<0,05$). 10. dk TEGDMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 7. gün ve 30. günde anlamlı bir değişiklik bulunmazken ($p>0,05$); 10. dakikaya göre 1. günde görülen düşme oranı istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p=0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün, 7. gün ve 30. günde anlamlı bir değişiklik göstermemiştir ($p>0,05$). 1. güne göre 7. günde görülen artış oranı anlamlıyken ($p=0,042$; $p<0,05$), 30. günde anlamlı bir değişiklik bulunmamıştır ($p>0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında da istatistiksel açıdan anlamlı bir değişiklik göstermemiştir ($p>0,05$).

Omnichroma kompozitinde farklı zaman periyotlarındaki TEGDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0,014$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün ve 7. günde anlamlı bir değişim yokken ($p>0,05$), 30.gün artık monomer miktarında görülen artış oranı istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p=0,043$; $p<0,05$). 1. güne göre 7. günde anlamlı bir değişim yokken ($p>0,05$), 30. gün artık monomer miktarında görülen artış oranı istatistiksel açıdan anlamlıdır ($p=0,043$; $p<0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış oranı da istatistiksel açıdan anlamlılık göstermektedir ($p=0,043$; $p<0,05$).

Çizelge 4.4. Grup içi ve gruplar arası UDMA artık monomer miktarlarının değerlendirilmesi

UDMA	3M	Kuraray	Ceram x	Omnichroma	GC	p
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
10.dk	-	0,00172± 0,00011 (0,0017) ^b	0,00064± 0,00011 (0,0006) ^a	0,00075± 0,00006 (0,00075) ^{ab}	0,0012± 0,00045 (0,001) ^b	0,002*
1.saat	0,00032± 0,00004 (0,0003) ^a	0,00718± 0,00044 (0,0072) ^b	0,00418± 0,0006 (0,0042) ^{bc}	0,00238± 0,00073 (0,0025) ^{ab}	0,00126± 0,0006 (0,001) ^{ac}	0,000*
1.gün	0,00072± 0,00007 (0,00073) ^a	0,00719± 0,00066 (0,00714) ^b	0,00385± 0,00045 (0,0038) ^{abc}	0,00426± 0,00041 (0,00441) ^{bc}	0,00243± 0,00041 (0,00243) ^{ac}	0,000*
7.gün	0,00454± 0,0003 (0,0045) ^{ab}	0,00758± 0,00081 (0,0076) ^b	0,0039± 0,00058 (0,0042) ^{ab}	0,0077± 0,00087 (0,0074) ^b	0,0025± 0,00124 (0,0021) ^a	0,000*
30.gün	0,00975± 0,00465 (0,009)	-	0,0115± 0,01202 (0,0115)	0,0662± 0,02043 (0,073)	0,0686± 0,0561 (0,084)	0,062
p	0,007*	0,021*	0,033*	0,003*	0,002*	
P _{10.dk-1.s}	-	0,043*	0,043*	0,046*	0,713	
P _{10.dk-}	-	0,043*	0,043*	0,068	0,080	
P _{10.dk-}	-	0,043*	0,042*	0,048*	0,043*	
P _{10.dk-}	-	-	0,048*	0,048*	0,043*	
P _{1.s-1.gün}	0,042*	0,686	0,461	0,043*	0,043*	
P _{1.s-7.gün}	0,042*	0,345	0,273	0,043*	0,043*	
P _{1.s-}	0,048*	-	0,655	0,043*	0,043*	
P _{1.gün-}	0,043*	0,345	1,000	0,043*	0,686	
P _{1.gün-}	0,068	-	0,655	0,043*	0,043*	
P _{7.gün-}	0,068	-	0,655	0,043*	0,043*	
30.gün						

Gruplar arası değerlendirmelerde Kruskal Wallis Test
Wilcoxonsign test kullanıldı *p<0.05

Grup içi değerlendirmelerde Friedman ve

NOT: Satırlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

Kompozit grupları arasında 10. dakika UDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir (p:0,002; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizler sonucunda; Ceram x grubunun 10. dakika UDMA artık monomer miktarları, Kuraray ve

GC gruplarından anlamlı miktarda düşük bulunmaktadır ($p_{CX-K}:0,006$; $p_{CX-GC}:0,009$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında 10. dakika UDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı bir değişiklik göstermemektedir ($p>0,05$) (Çizelge 4.4).

Kompozit grupları arasında 1. saat UDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı bir değişiklik göstermektedir ($p:0,000$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizler sonucunda; 3M grubunun 1. saat UDMA artık monomer miktarları, Kuraray ve Ceram x gruplarından anlamlı miktarda düşük oran göstermektedir ($p_{3M-K}:0,000$; $p_{3M-CX}:0,012$; $p<0,05$). GC grubunun 1. saat UDMA artık monomer miktarları, Kuraray grubundan anlamlı olarak düşük oran göstermiştir ($p_{GC-K}:0,017$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 1. saat UDMA artık monomer miktarları istatistiksel açıdan anlamlı farklılık göstermemiştir ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. gün UDMA artık monomer miktarları istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik bulunmuştur ($p:0,000$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizler sonucunda; 3M grubunun 1. gün UDMA artık monomer miktarları, Kuraray ve Omnichroma gruplarından anlamlı oranda düşük bulunmuştur ($p_{3M-K}:0,000$; $p_{3M-O}:0,026$; $p<0,05$). GC grubunun 1. gün UDMA artık monomer miktarları, Kuraray grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{GC-K}:0,013$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 1. gün UDMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı değişiklik bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 7. gün UDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir ($p:0,000$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizler sonucunda; GC grubunun 7. gün UDMA artık monomer miktarları, Kuraray ve Omnichroma gruplarından anlamlı olarak düşük oranda bulunmuştur ($p_{GC-K}:0,003$; $p_{GC-O}:0,002$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 7. gün UDMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 30. gün UDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı bir değişiklik göstermemektedir ($p:0,062$; $p>0,05$).

3M kompozitinde farklı zaman periyotlarındaki UDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir ($p:0,007$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün, 7. gün ve 30. günde görülen artış oranları istatistiksel açıdan anlamlıdır

(p:0,042; p:0,042; p:0,048; p<0,05). 1. güne göre 7. günde görülen artış anlamlı iken (p:0,043; p<0,05), 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermemektedir (p>0,05). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermemektedir (p>0,05).

Kuraray kompozitinde farklı zaman periyotlarındaki UDMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir (p:0,021; p<0,05). 10. dk UDMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 1. gün ve 7. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlılık göstermektedir (p:0,043; p:0,043; p:0,043; p<0,05). 1. saate göre 1. gün ve 7. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermemiştir (p>0,05). 1.güne göre 7. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermemiştir (p>0,05).

Ceram x kompozitinde farklı zaman periyotlarındaki UDMA artık monomer miktarları arasında istatistik açıdan anlamlı değişiklik bulunmaktadır (p:0,033; p<0,05). 10.dk UDMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artış miktarları istatistiksel açıdan anlamlılık göstermektedir (p:0,043; p:0,043; p:0,042; p:0,048; p<0,05).1. saate göre 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı bir değişiklik göstermemiştir (p>0,05).7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik görülmemiştir (p>0,05).

Omnichroma kompozitinde; farklı zaman periyodlarındaki UDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir (p:0,003; p<0,05). 10. dk UDMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlılık göstermiştir (p:0,046; p:0,048; p:0,048; p<0,05). 10. dakikaya göre 1. günde anlamlı bir değişiklik göstermemiştir (p>0,05). 1. saate göre 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlılık gösterir (p:0,043; p:0,043; p:0,043; p<0,05). 1. güne göre 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artış miktarları istatistiksel açıdan anlamlılık gösterir (p:0,043; p:0,043; p<0,05). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış da istatistiksel açıdan anlamlılık göstermektedir (p:0,043; p<0,05).

GC kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki UDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir ($p=0,002$; $p<0,05$). 10. dk UDMA artık monomer miktarına göre 1. saatte ve 1. günde anlamlı farklılık görülüyorken ($p>0,05$); 10. dakikaya göre 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlılık göstermektedir ($p=0,043$; $p=0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlılık göstermektedir ($p=0,043$; $p=0,043$; $p=0,043$; $p<0,05$). 1. güne göre 7. günde anlamlı bir değişiklik görülüyorken ($p>0,05$); 1. güne göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artış istatistiksel açıdan anlamlılık göstermektedir ($p=0,043$; $p<0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında görülen artışlar da istatistiksel açıdan anlamlılık göstermektedir ($p=0,043$; $p<0,05$).

Çizelge 4.5. Grup içi ve gruplar arası HEMA artık monomer miktarlarının değerlendirilmesi

HEMA	3M	Kuraray	Ceram x	Omnichrom	GC	p
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	^a Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
10.dk	-	-	-	-	0,0884± 0,01646 (0,099)	-
1.saat	0,00526± 0,00315 (0,0071) ^{ab}	-	0,00034± 0,00005 (0,0003) ^a	-	0,1148± 0,01228 (0,109) ^b	0,002 *
1.gün	0,00878± 0,00078 (0,00899) ^{ab}	-	0,00729± 0,00115 (0,00745) ^a	-	0,11308± 0,01033 (0,1145) ^b	0,003 *
7.gün	0,1472± 0,01846 (0,155) ^{ab}	-	0,126± 0,01833 (0,12) ^a	-	0,2192± 0,01551 (0,222) ^b	0,004 *
30.gün	0,102± 0,03111 (0,102)	0,28068± 0,11306 (0,272)	0,222± 0,03111 (0,222)	0,1774± 0,16337 (0,154)	0,2394± 0,32509 (0,101)	0,269
p	0,042*	-	0,043*	-	0,010*	
P _{10.dk-1.s}	-	-	-	-	0,043*	
P _{10.dk-}	-	-	-	-	0,042*	
P _{10.dk-}	-	-	-	-	0,043*	
P _{10.dk-}	-	-	-	-	0,225	
P _{1.s-1.gün}	0,043*	-	0,043*	-	0,893	
P _{1.s-7.gün}	0,043*	-	0,043*	-	0,043*	
P _{1.s-}	0,180	-	0,180	-	0,715	
P _{1.gün-}	0,043*	-	0,043*	-	0,043*	
P _{1.gün-}	0,180	-	0,180	-	0,893	
P _{7.gün-}	0,180	-	0,180	-	0,500	
30.gün						

Gruplar arası değerlendirmelerde Kruskal Wallis Test Grup içi değerlendirmelerde Friedman ve Wilcoxon sign test kullanıldı *p<0,05
NOT: Satırlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

Kompozit grupları arasında 1. saat HEMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik bulunmaktadır (p:0,002; p<0,05). Anlamlılığın hangi gruplardan olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizler sonucunda; Ceram x grubunun 1. saat HEMA artık monomer miktarları, GC grubundan anlamlı miktarda düşük oran göstermektedir (p_{CX-GC}:0,004; p<0,05). Diğer gruplar arasında 1. saat HEMA

artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p>0,05$) (Çizelge 4.5).

Kompozit grupları arasında 1. gün HEMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel olarak anlamlı değişiklik göstermektedir ($p:0,003$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizlerle; Ceram x grubunun 1. gün HEMA artık monomer miktarları, GC grubundan anlamlı oranda düşük miktar göstermektedir ($p_{cx-gc}:0,007$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 1. gün HEMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 7. gün HEMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir ($p:0,002$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan olduğunun tespitinde yapılan post hoc analizlerle; Ceram x grubunun 7. gün HEMA artık monomer miktarları, GC grubundan anlamlı miktarda düşük orandadır ($p_{cx-gc}:0,011$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında 7. gün HEMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermemektedir ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 30. gün HEMA artık monomer miktarları bakımından istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermeketedir ($p:0,269$; $p>0,05$).

3M kompozitinde farklı zaman periyotlarındaki HEMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermektedir ($p:0,042$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün ve 7. günde görülen artış oranları istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik göstermemiştir ($p>0,05$). 1. güne göre 7. günde görülen artışlar istatistiksel açıdan anlamlılık gösterir ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. güne göre 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik bulunmamıştır ($p>0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel açıdan anlamlı değişiklik bulunmamıştır ($p>0,05$).

Ceram x kompozitinde farklı zaman periyotlarındaki HEMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün ve 7. günde görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0,05$). 1. güne göre 7. günde görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$); 1. güne göre 30. gün artık monomer

miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0,05$).

GC kompozitinde; farklı zaman periyotlarındaki HEMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,010$; $p<0,05$). 10. dk HEMA artık monomer miktarına göre 1. saat, 1. gün ve 7. gün artık monomer miktarında görülen artışlar istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p:0,042$; $p:0,043$; $p<0,05$). 10. dakikaya göre 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0,05$). 1. saate göre 7. gün artık monomer miktarında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. saate göre 1. gün ve 30. gün artık monomer miktarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0,05$). 1. güne göre 7. gün artık monomer miktarında görülen artış istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0,043$; $p<0,05$). 1. güne göre 30. gün artık monomer miktarında da istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0,05$). 7. güne göre 30. gün artık monomer miktarında da istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ($p>0,05$).

Çizelge 4.6. Kompozit gruplarının toplam açığa çıkan artık monomer miktarları açısından değerlendirilmesi

	3M Ort±SS (medyan)	Kuraray Ort±SS (medyan)	Ceram x Ort±SS (medyan)	Omnichroma Ort±SS (medyan)	GC Ort±SS (medyan)	p
Bis-GMA	0,02367± 0,00494 (0,02263) ^a	0,06724± 0,02001 (0,06742) ^b	0,03912± 0,01876 (0,04385) ^{ab}	0,05571± 0,00747 (0,05278) ^{abc}	0,08188± 0,00937 (0,07967) ^c	0,002*
TEGDMA	0,03899± 0,07799 (0,00423) ^a	0,00307± 0,0024 (0,00199) ^a	0,00412± 0,00146 (0,00443) ^a	0,00617± 0,00166 (0,00633) ^a	0,0084± 0,00365 (0,007) ^a	0,058
UDMA	0,01338± 0,00613 (0,01349) ^a	0,02387± 0,00138 (0,02405) ^{ab}	0,01717± 0,00914 (0,01419) ^a	0,08114± 0,02052 (0,08717) ^b	0,07599± 0,05553 (0,08972) ^{ab}	0,003*
HEMA	0,20204± 0,05971 (0,17908) ^a	0,28068± 0,11306 (0,272) ^{ab}	0,22243± 0,12737 (0,14626) ^a	0,1774± 0,16337 (0,154) ^a	0,77488± 0,33533 (0,6386) ^b	0,012*

Gruplar arası değerlendirmelerde Kruskal Wallis Test

* $p<0,05$

NOT: Satırlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

Kompozit grupları arasında toplam açığa çıkan Bis-GMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; 3M grubunun toplam açığa çıkan Bis-GMA artık monomer miktarları, Kuraray ve GC gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{3M-K}:0,006$; $p_{3M-GC}:0,002$; $p<0,05$). Ceram x grubunun toplam açığa çıkan Bis-GMA artık monomer miktarları, GC grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{CX-GC}:0,005$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında toplam açığa çıkan Bis-GMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Çizelge 4.6).

Kompozit grupları arasında toplam açığa çıkan TEGDMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında toplam açığa çıkan UDMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,003$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; 3M grubunun toplam açığa çıkan UDMA artık monomer miktarları, Omnichroma grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{3M-O}:0,013$; $p<0,05$). Ceram X grubunun toplam açığa çıkan UDMA artık monomer miktarları, Omnichroma grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{CX-O}:0,005$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında toplam açığa çıkan UDMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında toplam açığa çıkan HEMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,012$; $p<0,05$). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için yapılan post hoc analizler sonucunda; 3M grubunun toplam açığa çıkan HEMA artık monomer miktarları, GC grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{3M-GC}:0,048$; $p<0,05$). Ceram x grubunun toplam açığa çıkan HEMA artık monomer miktarları, GC grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{CX-GC}:0,046$; $p<0,05$). Omnichroma grubunun toplam açığa çıkan HEMA artık monomer miktarları, GC grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p_{O-GC}:0,013$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında toplam açığa çıkan HEMA artık monomer miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Çizelge 4.7. Kompozit gruplarında ayrı ayrı her bir zaman periyodu ve toplam için Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının karşılaştırılması

Kompozit	Artık Monomer	Bis-GMA Ort±SS (medyan)	TEGDMA Ort±SS (medyan)	UDMA Ort±SS (medyan)	HEMA Ort±SS (medyan)	p
3M	10.dk	0,00285±0,00045 (0,0028) ^a	0,00037±0,00018 (0,0005) ^a	-	-	0,009*
	1.saat	0,00263±0,00039 (0,0028) ^a	0,00119±0,00166 (0,0005) ^a	0,00032±0,00004 (0,0003) ^a	0,00526±0,00315 (0,0071) ^a	0,002*
	1.gün	0,0032±0,00027 (0,00301) ^a	0,00037±0,00007 (0,00036) ^a	0,00072±0,00007 (0,00073) ^a	0,00878±0,00078 (0,00899) ^a	0,000*
	7.gün	0,00298±0,0004 (0,0031) ^a	0,00042±0,00008 (0,0005) ^a	0,00454±0,0003 (0,0045) ^a	0,1472±0,01846 (0,155) ^a	0,000*
	30.gün	0,012±0,00447 (0,012) ^a	0,03664±0,07623 (0,003) ^a	0,00975±0,00465 (0,009) ^a	0,102±0,03111 (0,102) ^a	0,115
	Toplam	0,02367±0,00494 (0,02263) ^a	0,03899±0,07799 (0,00423) ^a	0,01338±0,00613 (0,01349) ^a	0,20204±0,05971 (0,17908) ^a	0,006*
Kuraray	10.dk	0,00244±0,00017 (0,0024) ^a	-	0,00172±0,00011 (0,0017) ^a	-	0,008*
	1.saat	0,00306±0,00106 (0,0026) ^a	0,00033±0,00004 (0,0004) ^a	0,00718±0,00044 (0,0072) ^a	-	0,002*
	1.gün	0,00398±0,00071 (0,00401) ^a	0,00025±0,00009 (0,00023) ^a	0,00719±0,00066 (0,00714) ^a	-	0,002*
	7.gün	0,00596±0,00059 (0,0056) ^a	0,0013±0,0019 (0,0005) ^a	0,00758±0,00081 (0,0076) ^a	-	0,002*
	30.gün	0,0518±0,02028 (0,052) ^a	0,00197±0,00176 (0,001) ^a	-	0,28068±0,11306 (0,272) ^a	0,009*
	Toplam	0,06724±0,02001 (0,06742) ^a	0,00307±0,0024 (0,00199) ^a	0,02387±0,00138 (0,02405) ^a	0,28068±0,11306 (0,272) ^a	0,000*
Ceram x	10.dk	0,00248±0,00009 (0,0025) ^a	0,00042±0,00002 (0,0004) ^a	0,00064±0,00011 (0,0006) ^a	-	0,002*
	1.saat	0,00232±0,00014 (0,0024) ^a	0,00036±0,00005 (0,0004) ^a	0,00418±0,0006 (0,0042) ^a	0,00034±0,00005 (0,0003) ^a	0,001*
	1.gün	0,00269±0,0002 (0,00263) ^a	0,00029±0,00009 (0,00028) ^a	0,00385±0,00045 (0,0038) ^a	0,00729±0,00115 (0,00745) ^a	0,000*
	7.gün	0,00264±0,0003 (0,0025) ^a	0,00045±0,00005 (0,0005) ^a	0,0039±0,00058 (0,0042) ^a	0,126±0,01833 (0,12) ^a	0,001*
	30.gün	0,03625±0,0109 (0,038) ^a	0,00325±0,0005 (0,003) ^a	0,0115±0,01202 (0,0115) ^a	0,222±0,03111 (0,222) ^a	0,021*
	Toplam	0,03912±0,01876 (0,04385) ^a	0,00412±0,00146 (0,00443) ^a	0,01717±0,00914 (0,01419) ^a	0,22243±0,12737 (0,14626) ^a	0,001*
Omnichroma	10.dk	0,00208±0,0001 (0,0021) ^a	-	0,00075±0,00006 (0,0008) ^a	-	0,014*
	1.saat	0,00206±0,00014 (0,002) ^a	0,00043±0,00002 (0,0004) ^a	0,00238±0,00073 (0,0025) ^a	-	0,006*
	1.gün	0,00256±0,00035 (0,00268) ^a	0,00043±0,00003 (0,00043) ^a	0,00426±0,00041 (0,00441) ^a	-	0,002*
	7.gün	0,00261±0,00056 (0,0024) ^a	0,0004±0,00002 (0,0004) ^a	0,0077±0,00087 (0,0074) ^a	-	0,002*
	30.gün	0,0464±0,00744 (0,044) ^a	0,0049±0,00164 (0,0051) ^a	0,0662±0,02043 (0,073) ^a	0,1774±0,16337 (0,154) ^a	0,003*
	Toplam	0,05571±0,00747 (0,05278) ^a	0,00617±0,00166 (0,00633) ^a	0,08114±0,02052 (0,08717) ^a	0,1774±0,16337 (0,154) ^a	0,004*
GC	10.dk	0,0022±0,0002 (0,0021) ^a	-	0,0012±0,00045 (0,001) ^a	0,0884±0,01646 (0,099) ^a	0,002*
	1.saat	0,00253±0,00029 (0,0025) ^a	-	0,00126±0,0006 (0,001) ^a	0,1148±0,01228 (0,109) ^a	0,002*
	1.gün	0,00241±0,00024 (0,00245) ^a	-	0,00243±0,00041 (0,00243) ^a	0,11308±0,01033 (0,1145) ^a	0,009*
	7.gün	0,00233±0,00047 (0,0022) ^a	-	0,0025±0,00124 (0,0021) ^a	0,2192±0,01551 (0,222) ^a	0,009*
	30.gün	0,0724±0,00956 (0,07) ^a	0,0084±0,00365 (0,007) ^a	0,0686±0,0561 (0,084) ^a	0,2394±0,32509 (0,101) ^a	0,011*
	Toplam	0,08188±0,00937 (0,07967) ^a	0,0084±0,00365 (0,007) ^a	0,07599±0,05553 (0,08972) ^a	0,77488±0,33533 (0,6386) ^a	0,001*

Kruskal Wallis Test * $p < 0,05$

NOT: Satırlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

3M Kompozitinde;

10. dakikadaki Bis-GMA artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0,009$; $p<0,05$) (Çizelge 4.7).

1. saatteki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 1. saatteki UDMA artık monomer miktarı, Bis-GMA ve HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{UDMA-Bis-GMA}:0,047$; $p_{UDMA-HEMA}:0,002$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

1. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). 1. gündeki TEGDMA artık monomer miktarı, Bis-GMA ve HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{TEGDMA-Bis-GMA}:0,045$; $p_{TEGDMA-HEMA}:0,000$; $p<0,05$). 1. gündeki UDMA artık monomer miktarı, HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{UDMA-HEMA}:0,045$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

7. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). 7. gündeki TEGDMA artık monomer miktarı, UDMA ve HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{TEGDMA-UDMA}:0,045$; $p_{TEGDMA-HEMA}:0,000$; $p<0,05$). 7. gündeki Bis-GMA artık monomer miktarı, HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{Bis-GMA-HEMA}:0,045$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

30. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0,115$; $p>0,05$).

Toplam artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,006$; $p<0,05$). HEMA toplam artık monomer miktarı, TEGDMA ve UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{TEGDMA-HEMA}:0,008$; $p_{UDMA-HEMA}:0,028$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kuraray Kompozitinde;

10. dakikadaki Bis-GMA artık monomer miktarı, UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p:0,008$; $p<0,05$).

1. saatteki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 1. saatteki TEGDMA artık monomer miktarı, UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{TEGDMA-UDMA}}:0,002$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

1. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 1.gündeki TEGDMA artık monomer miktarı, UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{TEGDMA-UDMA}}:0,002$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

7. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 7.gündeki TEGDMA artık monomer miktarı, UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{TEGDMA-UDMA}}:0,002$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

30. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,009$; $p<0,05$). 30. gündeki TEGDMA artık monomer miktarı, HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{TEGDMA-HEMA}}:0,011$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Toplam artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). TEGDMA toplam artık monomer miktarı, Bis-GMA ve HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{TEGDMA-Bis-GMA}}:0,045$; $p_{\text{TEGDMA-HEMA}}:0,000$; $p<0,05$). UDMA toplam artık monomer miktarı, HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($U_{\text{UDMA-HEMA}}:0,045$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Ceram x Kompozitinde;

10. dakikadaki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 10. dakikadaki Bis-GMA artık monomer

miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{Bis-GMA-TegDMA}}:0,002$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

1. saatteki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). 1. saatteki UDMA artık monomer miktarı, TEGDMA ve HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{UDMA-TegDMA}}:0,006$; $p_{\text{UDMA-HEMA}}:0,004$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

1. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). TEGDMA toplam artık monomer miktarı, UDMA ve HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{TegDMA-UDMA}}:0,045$; $p_{\text{TegDMA-HEMA}}:0,000$; $p<0,05$). Bis-GMA toplam artık monomer miktarı, HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{Bis-GMA-HEMA}}:0,045$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

7. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). 7. gündeki HEMA artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-TegDMA}}:0,000$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

30. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,021$; $p<0,05$). 30. gündeki HEMA artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-TegDMA}}:0,038$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Toplam artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). HEMA toplam artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-TegDMA}}:0,000$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Omnichroma Kompozitinde;

10. dakikadaki Bis-GMA artık monomer miktarı, UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{Bis-GMA-UDMA}}:0,014$; $p<0,05$).

1. saatteki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,006$; $p<0,05$). 1. saatteki UDMA artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{UDMA-TEGDMA}}:0,011$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

1. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 1. gündeki UDMA artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{UDMA-TEGDMA}}:0,002$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

7. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 7. gündeki UDMA artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{UDMA-TEGDMA}}:0,002$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

30. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,003$; $p<0,05$). 30. gündeki TEGDMA artık monomer miktarı, UDMA ve HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{TEGDMA-UDMA}}:0,045$; $p_{\text{TEGDMA-HEMA}}:0,002$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Toplam artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,004$; $p<0,05$). TEGDMA toplam artık monomer miktarı, UDMA ve HEMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktür ($p_{\text{TEGDMA-UDMA}}:0,0170$; $p_{\text{TEGDMA-HEMA}}:0,006$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

GC Kompozitinde;

10. dakikadaki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 10. dakikadaki HEMA artık monomer miktarı, UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-UDMA}}:0,003$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

1. saatteki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 1. saatte HEMA artık monomer miktarı, UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-UDMA}}:0,003$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

1. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,009$; $p<0,05$). 1. saatte HEMA artık monomer miktarı, UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-UDMA}}:0,035$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

7. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,009$; $p<0,05$). 1. saatte HEMA artık monomer miktarı, Bis-GMA ve UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-BIS-GMA}}:0,009$; $p_{\text{HEMA-UDMA}}:0,007$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

30. gündeki artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,011$; $p<0,05$). 30. günde HEMA artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-TEGDMA}}:0,006$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Toplam artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). HEMA toplam artık monomer miktarı, TEGDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksektir ($p_{\text{HEMA-TEGDMA}}:0,000$; $p<0,05$). Diğer artık monomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Çizelge 4.8. Toplam açığa çıkan monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 7. gün ve 30. gün yüzdelерinin kompozit grupları arasında değерlendirilmesi

Monomer	Kompozit	10.dk (%) Ort±SS (medyan)	1.saat (%) Ort±SS (medyan)	1.gün (%) Ort±SS (medyan)	7.gün (%) Ort±SS (medyan)	30.gün (%) Ort±SS (medyan)
Bis-GMA	3M	12,4±2,77 (11,8) ^a	11,3±1,57 (10,7) ^a	13,86±2,22 (13,4) ^a	13,2±3,74 (12,8) ^a	49,25±9,42 (53,0) ^a
	Kuraray	3,95±1,42 (3,4) ^{ab}	5,04±2,72 (4,5) ^{ab}	6,37±2,28 (6,4) ^{ab}	9,41±2,33 (9,9) ^a	75,24±7,99 (77,1) ^{ab}
	Ceram x	9,46±8,87 (5,8) ^a	8,99±8,57 (5,4) ^{ab}	10,08±8,9 (5,6) ^a	9,76±8,6 (5,6) ^a	61,7±34,92 (77,5) ^a
	Omnichroma	3,79±0,49 (3,9) ^{ab}	3,75±0,49 (3,8) ^b	4,6±0,33 (4,5) ^{ab}	4,82±1,64 (4,2) ^{ab}	83,05±2,42 (83,4) ^{ab}
	GC	2,73±0,51 (2,5) ^b	3,12±0,49 (2,9) ^b	2,97±0,38 (2,8) ^b	2,9±0,78 (2,7) ^b	88,29±1,58 (87,8) ^b
	p	0,001*	0,005*	0,001*	0,001*	0,001*
TEGDMA	3M	7,4±6,77 (7,7) ^a	9,76±5,25 (9,5) ^a	7,33±4,48 (7,7) ^a	8,55±5,31 (8,38) ^{ab}	66,97±20,27 (68,7) ^{ab}
	Kuraray	0±0 (0) ^b	17,49±11,25 (17,6) ^a	15,26±12,66 (14,1) ^a	38,91±25,31 (37,8) ^a	28,34±34,51 (15,9) ^a
	Ceram x	12,52±8,28 (9,4) ^a	10,3±5,56 (8,8) ^a	8,89±7,41 (5,4) ^a	13,57±9,74 (9,3) ^a	54,72±30,69 (67,7) ^a
	Omnichroma	0±0 (0) ^b	7,53±2,46 (6,8) ^{ab}	7,38±2,14 (6,7) ^a	6,95±1,91 (6,5) ^{ab}	78,13±6,44 (80,6) ^{ab}
	GC	0±0 (0) ^b	0±0 (0) ^b	0±0 (0) ^b	0±0 (0) ^b	100±0 (100) ^b
	p	0,000*	0,010*	0,017*	0,001*	0,003*
UDMA	3M	0±0 (0) ^a	2,95±1,69 (2,5) ^{ab}	6,96±4,58 (5,1) ^{ab}	41,54±22,53 (33,4) ^a	48,56±28,78 (59,3) ^{ab}
	Kuraray	7,23±0,68 (7,1) ^c	30,13±2,11 (29,5) ^a	30,13±2,24 (29,4) ^a	31,74±2,49 (32,4) ^a	0,77±1,73 (0) ^a
	Ceram x	4,22±1,46 (4,1) ^{bc}	28,01±9,12 (30,3) ^a	25,75±8,55 (30,2) ^a	26,09±8,53 (27,8) ^a	15,93±26,16 (0) ^{ab}
	Omnichroma	0,76±0,52 (0,8) ^{ab}	2,96±0,65 (2,8) ^{ab}	5,56±1,69 (4,9) ^{ab}	10,24±3,77 (8,3) ^{ab}	80,49±5,71 (83,7) ^b
	GC	3,56±3,71 (1,1) ^{abc}	4,52±6,08 (1,1) ^b	6,27±5,91 (2,96) ^b	7,74±9,72 (2,6) ^b	77,92±24,45 (93,6) ^b
	p	0,001*	0,002*	0,002*	0,002*	0,002*
HEMA	3M	0±0 (0) ^a	2,48±1,48 (2,6) ^{ab}	4,73±1,64 (5) ^{ab}	77,44±20,41 (90,5) ^a	15,36±21,62 (0) ^a
	Kuraray	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^b	100±0 (100) ^b
	Ceram x	0±0 (0) ^a	0,21±0,12 (0,2) ^{ab}	4,03±1,78 (4,5) ^{ab}	71,2±32,16 (93,3) ^a	24,56±33,88 (0) ^a
	Omnichroma	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^b	100±0 (100) ^b
	GC	12,4±3,76 (12,1) ^b	16,57±5,39 (18,6) ^b	15,93±4,09 (16,9) ^b	31,16±8,49 (34,6) ^{ab}	23,94±20,17 (15,3) ^{ab}
	p	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,001*

Kruskal Wallis Test *p<0,05

NOT: Sütunlardaki farklı harfler gruplar arası farklılığı göstermektedir.

Kompozit grupları arasında 10.dakika Bis-GMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). GC kompozitinde 10.dakika Bis-GMA yüzdesi, 3M ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür (p_{GC-3M}:0,002; p_{GC-CX}:0,035; p<0,05).

Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Çizelge 4.8).

Kompozit grupları arasında 1. saat Bis-GMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,005$; $p<0,05$). 3M kompozitinde 1. saat Bis-GMA yüzdesi, Omnichroma ve GC kompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{3M-O}:0,008$; $p_{3M-GC}:0,004$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. gün Bis-GMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). GC kompozitinde 1. gün Bis-GMA yüzdesi, 3M ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-3M}:0,002$; $p_{GC-CX}:0,040$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 7. gün Bis-GMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). GC kompozitinde 7. gün Bis-GMA yüzdesi, 3M, Kuraray ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-3M}:0,001$; $p_{GC-K}:0,046$; $p_{GC-CX}:0,016$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 30. gün Bis-GMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). GC kompozitinde 30. gün Bis-GMA yüzdesi, 3M ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{GC-3M}:0,001$; $p_{GC-CX}:0,046$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 10. dakika TEGDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). Ceram x kompozitinde 10. dakika TEGDMA yüzdesi, Kuraray, Omnichroma ve GC kompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{CX-O}:0,014$; $p_{CX-GC}:0,014$; $p<0,05$). 3M kompozitinde 10. dakika TEGDMA yüzdesi, Kuraray, Omnichroma ve GC kompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{3M-K}:0,042$;

$p_{3M-O}:0,042$ $p_{3M-GC}:0,042$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. saat TEGDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,010$; $p<0,05$). GC kompozitinde 1. saat TEGDMA yüzdesi, 3M, Kuraray ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-3M}:0,005$; $p_{GC-K}:0,001$; $p_{GC-CX}:0,007$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. gün TEGDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,017$; $p<0,05$). GC kompozitinde 1. gün TEGDMA yüzdesi, 3M, Kuraray, Ceram x ve Omnichroma kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-3M}:0,009$; $p_{GC-K}:0,002$; $p_{GC-CX}:0,014$; $p_{GC-O}:0,009$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 7. gün TEGDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). GC kompozitinde 7. gün TEGDMA yüzdesi, 3M, Kuraray ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-3M}:0,020$; $p_{GC-K}:0,001$; $p_{GC-CX}:0,004$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 30. gün TEGDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,003$; $p<0,05$). GC kompozitinde 30. gün TEGDMA yüzdesi, Kuraray ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{GC-K}:0,002$; $p_{GC-CX}:0,025$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 10. dakika UDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). 3M kompozitinde 10. dakika UDMA yüzdesi, Ceram x ve Kuraray kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{3M-CX}:0,040$; $p_{3M-K}:0,000$; $p<0,05$). Omnichroma kompozitinde 10. dakika UDMA yüzdesi, Kuraray kompozitinden anlamlı

şekilde düşüktür ($p_{O-K}:0,035$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. saat UDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). GC kompozitinde 1. saat UDMA yüzdesi, Kuraray ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-K}:0,040$; $p_{GC-CX}:0,040$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. gün UDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). GC kompozitinde 1. gün UDMA yüzdesi, Kuraray ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-K}:0,035$; $p_{GC-CX}:0,038$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 7. gün UDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). GC kompozitinde 7. gün UDMA yüzdesi, 3M, Kuraray ve Ceram x kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-3M}:0,020$; $p_{GC-K}:0,026$; $p_{GC-CX}:0,035$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 30. gün UDMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). Kuraray kompozitinde 30. gün UDMA yüzdesi, Omnichroma ve GC kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{K-O}:0,017$; $p_{K-GC}:0,017$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 10. dakika HEMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). GC kompozitinde 10. dakika HEMA yüzdesi, 3M, Kuraray, Ceram x ve Omnichroma kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{GC-3M}:0,001$; $p_{GC-K}:0,001$; $p_{GC-CX}:0,001$; $p_{GC-O}:0,001$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. saat HEMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). GC kompozitinde 1. saat HEMA yüzdesi, Kuraray ve Omnicromakompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{GC-K}:0,001$; $p_{GC-O}:0,001$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 1. gün HEMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). GC kompozitinde 1. saat HEMA yüzdesi, Kuraray ve Omnicroma kompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{GC-K}:0,001$; $p_{GC-O}:0,001$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 7. gün HEMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). 3M kompozitinde 7. gün HEMA yüzdesi, Kuraray ve Omnicroma kompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{3M-K}:0,013$; $p_{3M-O}:0,013$; $p<0,05$). Ceram x kompozitinde 7. gün HEMA yüzdesi, Kuraray ve Omnicroma kompozitlerinden anlamlı şekilde yüksektir ($p_{CX-K}:0,011$; $p_{CX-O}:0,011$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kompozit grupları arasında 30. gün HEMA artık monomer miktarının toplam içindeki yüzde miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). 3M kompozitinde 30. gün HEMA yüzdesi, Kuraray ve Omnicroma kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{3M-K}:0,020$; $p_{3M-O}:0,020$; $p<0,05$). Ceram x kompozitinde 30. gün HEMA yüzdesi, Kuraray ve Omnicroma kompozitlerinden anlamlı şekilde düşüktür ($p_{CX-K}:0,042$; $p_{CX-O}:0,042$; $p<0,05$). Diğer kompozit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Çizelge 4.9 3M kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları

Kompozit	Periyot		Dönüşüm Derecesi			
			Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	HEMA
3M	10.dk	r	-0,105	0,081	.	.
		p	0,866	0,897	.	.
	1.saat	r	-0,316	-0,354	0,559	-0,158
		p	0,604	0,559	0,327	0,800
	1.gün	r	-0,865	0,264	-0,369	0,000
		p	0,058	0,668	0,541	1,000
	7.gün	r	0,738	-0,211	0,649	-0,580
		p	0,155	0,734	0,236	0,306
	30.gün	r	-0,949	-0,316	0,000	1,000
		p	0,014*	0,604	1,000	0,000*
	TOPLAM	r	-0,949	-0,316	0,527	-0,791
		p	0,014*	0,604	0,361	0,111

Spearman's rho korelasyon testi * $p < 0,05$

3M kompozitinde;

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika, 1. saat Bis-GMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$) (Çizelge 4.9).

Dönüşüm derecesi ile 1. gün Bis-GMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 86,5) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 7. gün Bis-GMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 73,8) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün Bis-GMA artık monomer miktarı arasında ters yönlü, iyi düzeyde (% 94,9) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p: 0,014$; $p < 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile Bis-GMA toplam artık monomer miktarı arasında ters yönlü, iyi düzeyde (% 94,9) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p: 0,014$; $p < 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika, 1. saat, 7. gün ve 30. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat UDMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, orta düzeyde (% 55,9) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 7. gün UDMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 64,9) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile UDMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, orta düzeyde (% 52,7) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi 30. gün UDMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 7. gün HEMA artık monomer miktarı arasında ters yönlü, orta düzeyde (% 58) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün HEMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 100) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$).

Dönüşüm derecesi ile HEMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 79,1) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi 1. saat HEMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Çizelge 4.10. Kuraray kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları

Kompozit	Periyot		Dönüşüm Derecesi			
			Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	HEMA
Kuraray	10.dk	r	0,718	.	0,671	.
		p	0,172	.	0,215	.
	1.saat	r	-0,200	-0,359	-0,800	.
		p	0,747	0,553	0,104	.
	1.gün	r	-0,500	0,200	0,300	.
		p	0,391	0,747	0,624	.
	7.gün	r	0,000	-0,316	0,600	.
		p	1,000	0,604	0,285	.
	30.gün	r	0,051	-0,500	.	-0,600
		p	0,935	0,667	.	0,285
	TOPLAM	r	0,000	-1,000	0,500	-0,600
		p	1,000	0,000*	0,391	0,285

Spearman's rho korelasyon testi * $p < 0,05$

Kuraray kompozitinde;

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika Bis-GMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (%71,8) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$) (Çizelge 4.10).

Dönüşüm derecesi ile 1. gün Bis-GMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat, 7. gün, 30. gün ve toplam Bis-GMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat ve 7. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında ters yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile TEGDMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 100) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p < 0,000$; $p < 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika UDMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 67,1) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat UDMA artık monomer miktarı arasında ters yönlü, iyi düzeyde (% 80) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 7. gün UDMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile UDMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, orta düzeyde (%50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 7. gün HEMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile HEMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Çizelge 4.11. Ceram x kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları

Kompozit	Periyot		Dönüşüm Derecesi			
			Bis-GMA	TEGDMA	UDMA	HEMA
Ceram x	10.dk	r	0,600	0,154	-0,205	.
		p	0,285	0,805	0,741	.
	1.saat	r	-0,200	-0,667	-0,500	0,289
		p	0,747	0,219	0,391	0,638
	1.gün	r	-0,400	0,500	-0,900	0,400
		p	0,505	0,391	0,037*	0,505
	7.gün	r	0,300	0,300	-0,051	0,300
		p	0,624	0,624	0,935	0,624
	30.gün	r	0,800	-0,775	-1,000	-1,000
		p	0,200	0,225	0,000*	0,000*
	TOPLAM	r	0,500	-0,600	-0,700	-0,100
		p	0,391	0,285	0,188	0,873

Spearman's rho korelasyon testi * $p<0,05$

Ceram x kompozitinde;

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika Bis-GMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Çizelge 4.11).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat ve 7. gün Bis-GMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün Bis-GMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 80) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile Bis-GMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat TEGDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 66,7) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika ve 7. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 77,5) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile TEGDMA toplam artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika ve 7. gün UDMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat UDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. gün UDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 90) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p:0,037$; $p<0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün UDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 100) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$).

Dönüşüm derecesi ile UDMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 70) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat, 7. gün ve toplam HEMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün HEMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 100) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$).

Çizelge 4.12 Omnichroma kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları

Kompozit	Periyot		Bis-GMA	Dönüşüm Derecesi		
				TEGDMA	UDMA	HEMA
Omnichroma	10.dk	r	-0,500	.	-0,894	.
		p	0,391	.	0,106	.
	1.saat	r	-0,500	0,053	-0,667	.
		p	0,391	0,933	0,219	.
	1.gün	r	0,600	-0,500	-0,500	.
		p	0,285	0,391	0,391	.
	7.gün	r	0,100	-0,205	0,200	.
		p	0,873	0,741	0,747	.
	30.gün	r	0,154	0,900	-0,400	0,200
		p	0,805	0,037*	0,505	0,747
	TOPLAM	r	0,100	0,900	-0,400	0,200
		p	0,873	0,037*	0,505	0,747

Spearman's rho korelasyon testi * $p < 0,05$

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika Bis-GMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$). (Çizelge 4.12)

Dönüşüm derecesi ile 1. saat Bis-GMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. gün Bis-GMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 7. gün, 30. gün ve toplam Bis-GMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat ve 7. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 90) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p: 0,037$; $p < 0,05$).

Dönüşüm derecesi TEGDMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 90) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p:0,037$; $p<0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika UDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 89,4) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat UDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 66,7) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. gün UDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 7. gün, 30. gün ve toplam UDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün ve toplam HEMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Çizelge 4.13 GC kompozitinde Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA artık monomer miktarlarının dönüşüm derecesi ile korelasyonları

Kompozit	Periyot		Bis-GMA	Dönüşüm Derecesi		
				TEGDMA	UDMA	HEMA
GC	10.dk	r	0,900	.	0,308	0,600
		p	0,037*	.	0,614	0,285
	1.saat	r	-0,700	.	-0,359	-0,600
		p	0,188	.	0,553	0,285
	1.gün	r	0,100	.	-0,100	0,800
		p	0,873	.	0,873	0,104
	7.gün	r	0,200	.	-0,300	0,800
		p	0,747	.	0,624	0,104
	30.gün	r	-0,600	-0,700	0,500	0,200
		p	0,285	0,188	0,391	0,747
	TOPLAM	r	-0,600	-0,700	0,500	0,600
		p	0,285	0,188	0,391	0,285

Spearman's rho korelasyon testi * $p<0,05$

GC Kompozitinde;

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika Bis-GMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 90) ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktadır ($p:0,037$; $p<0,05$) (Çizelge 4.13).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat Bis-GMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 70) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. gün ve 7. gün Bis-GMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün Bis-GMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile Bis-GMA toplam artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün TEGDMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 70) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile TEGDMA toplam artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 70) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika, 1. saat, 1. gün ve 7. gün UDMA artık monomer miktarları arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün UDMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile UDMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, orta düzeyde (% 50) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 10. dakika HEMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. saat HEMA artık monomer miktarı arasında negatif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 1. gün HEMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 80) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 7. gün HEMA artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (%80) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış tır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile 30. gün HEMA artık monomer miktarı arasında istatistiksel olarak bir ilişki bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Dönüşüm derecesi ile HEMA toplam artık monomer miktarı arasında pozitif yönlü, iyi düzeyde (% 60) bir korelasyon bulunmakla birlikte, istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$).

Çizelge 4.14 Toplam açığa çıkan monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 7. gün ve 30. gün yüzdelerinin değerlendirilmesi

Monomer	Kompozit	10.dk (%)	1.saat (%)	1.gün (%)	7.gün (%)	30.gün (%)	P
		Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
Bis-GMA	3M	12,4±2,77 (11,8) ^{ac}	11,3±1,57 (10,7) ^c	13,86±2,22 (13,4) ^a	13,2±3,74 (12,8) ^{ac}	49,25±9,42 (53,0) ^b	0,005*
	Kuraray	3,95±1,42 (3,4) ^a	5,04±2,72 (4,5) ^a	6,37±2,28 (6,4) ^b	9,41±2,33 (9,9) ^c	75,24±7,99 (77,1) ^d	0,001*
	Ceram x	9,46±8,87 (5,8) ^a	8,99±8,57 (5,4) ^a	10,08±8,9 (5,6) ^a	9,76±8,6 (5,6) ^a	61,7±34,92 (77,5) ^b	0,008*
	Omnichroma	3,79±0,49 (3,9) ^a	3,75±0,49 (3,8) ^a	4,6±0,33 (4,5) ^a	4,82±1,64 (4,2) ^a	83,05±2,42 (83,4) ^b	0,003*
	GC	2,73±0,51 (2,5)	3,12±0,49 (2,9)	2,97±0,38 (2,8)	2,9±0,78 (2,7)	88,29±1,58 (87,8)	0,017*
TEGDMA	3M	7,4±6,77 (7,7) ^{ac}	9,76±5,25 (9,5) ^c	7,33±4,48 (7,7) ^a	8,55±5,31 (8,38) ^{ac}	66,97±20,2 7 (68,7) ^b	0,005*
	Kuraray	0±0 (0) ^a	17,49±11,25 (17,6) ^b	15,26±12,66 (14,1) ^b	38,91±25,31 (37,8) ^d	28,34±34,5 1 (15,9) ^{bd}	0,014*
	Ceram x	12,52±8,28 (9,4) ^{ab}	10,3±5,56 (8,8) ^a	8,89±7,41 (5,4) ^b	13,57±9,74 (9,3) ^a	54,72±30,6 9 (67,7) ^c	0,041*
	Omnichroma	0±0 (0) ^a	7,53±2,46 (6,8) ^b	7,38±2,14 (6,7) ^b	6,95±1,91 (6,5) ^b	78,13±6,44 (80,6) ^c	0,002*
	GC	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	100±0 (100) ^b	0,000*
UDMA	3M	0±0 (0) ^a	2,95±1,69 (2,5) ^b	6,96±4,58 (5,1) ^c	41,54±22,53 (33,4) ^d	48,56±28,7 8 (59,3) ^d	0,005*
	Kuraray	7,23±0,68 (7,1) ^a	30,13±2,11 (29,5) ^b	30,13±2,24 (29,4) ^b	31,74±2,49 (32,4) ^b	0,77±1,73 (0) ^c	0,002*
	Ceram x	4,22±1,46 (4,1) ^a	28,01±9,12 (30,3) ^b	25,75±8,55 (30,2) ^b	26,09±8,53 (27,8) ^b	15,93±26,1 6 (0) ^{ab}	0,036*
	Omnichroma	0,76±0,52 (0,8) ^a	2,96±0,65 (2,8) ^b	5,56±1,69 (4,9) ^c	10,24±3,77 (8,3) ^d	80,49±5,71 (83,7) ^e	0,00 0*
	GC	3,56±3,71 (1,1) ^a	4,52±6,08 (1,1) ^a	6,27±5,91 (2,96) ^{ab}	7,74±9,72 (2,6) ^b	77,92±24,45 (93,6) ^c	0,00 2*
HEMA	3M	0±0 (0) ^a	2,48±1,48 (2,6) ^b	4,73±1,64 (5) ^b	77,44±20,41 (90,5) ^c	15,36±21,62 (0) ^b	0,00 3*
	Kuraray	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	100±0 (100) ^b	0,00 0*
	Ceram x	0±0 (0) ^a	0,21±0,12 (0,2) ^b	4,03±1,78 (4,5) ^b	71,2±32,16 (93,3) ^c	24,56±33,88 (0) ^b	0,01 5*
	Omnichroma	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	0±0 (0) ^a	100±0(10 0) ^b	0,00 0*
	GC	12,4±3,76 (12,1) ^a	16,57±5,39 (18,6) ^b	15,93±4,09 (16,9) ^b	31,16±8,49 (34,6) ^c	23,94±20,17 (15,3) ^{bc}	0,01 0*

*Friedman Test *p<0,05 NOT: Satırlardaki farklı zamanalar arası farklılığı göstermektedir.*

3M kompoziti kullanıldığında; toplam Bis-GMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,005; p<0,05). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). 1. gün artık monomer yüzdesi, 1. saatten anlamlı şekilde yüksektir (p:0,043; p<0,05). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05) (Çizelge 4.14).

Kuraray kompoziti kullanıldığında; toplam Bis-GMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,001; p<0,05). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). 7. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043) ve 1. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). 1. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), ve 1. saatten (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). 10. dk ve 1. saat arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

Ceram x kompoziti kullanıldığında; toplam Bis-GMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,008; p<0,05). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

Omnichroma kompoziti kullanıldığında; toplam Bis-GMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,003; p<0,05). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

GC kompoziti kullanıldığında; toplam Bis-GMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,017; p<0,05). 30. gün artık monomer yüzdesi,

10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

3M kompoziti kullanıldığında; toplam TEGDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,005; p<0,05). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). 1. saat artık monomer yüzdesi, 1. günden anlamlı şekilde yüksektir (p:0,043; p<0,05). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

Kuraray kompoziti kullanıldığında; toplam TEGDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,014; p<0,05). 10. dk artık monomer miktarı, 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043), 7. gün (p:0,043) ve 30. günden (p:0,043) anlamlı şekilde düşüktür (p<0,05). 7. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043) ve 1. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

Ceram x kompoziti kullanıldığında; toplam TEGDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,041; p<0,05). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). 1. gün artık monomer yüzdesi, 1. saat ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde düşüktür (p<0,05). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

Omnichroma kompoziti kullanıldığında; toplam TEGDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,002; p<0,05). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir (p<0,05). 10. dakika artık monomer yüzdesi, 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043), 7. gün (p:0,043) ve 30. günden (p:0,043) anlamlı şekilde düşüktür (p<0,05). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

GC kompoziti kullanıldığında; toplam TEGDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0,000$; $p<0,05$). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk ($p:0,025$), 1. saat ($p:0,025$), 1. gün ($p:0,025$) ve 7. günden ($p:0,025$) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

3M kompoziti kullanıldığında; toplam UDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,005$; $p<0,05$). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk ($p:0,043$), 1. saat ($p:0,043$) ve 1. günden ($p:0,043$) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 7. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk ($p:0,043$), 1. saat ($p:0,043$) ve 1. günden ($p:0,043$) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 1. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk ($p:0,043$) ve 1. saatten ($p:0,043$) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 1. saat artık monomer yüzdesi, 10. dk'dan ($p:0,043$) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 7. gün ve 30. gün arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kuraray kompoziti kullanıldığında; toplam UDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,002$; $p<0,05$). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk ($p:0,043$), 1. saat ($p:0,043$), 1. gün ($p:0,043$) ve 7. günden ($p:0,043$) anlamlı şekilde düşüktür ($p<0,05$). 10. dk artık monomer miktarı, 1. saat ($p:0,043$), 1. gün ($p:0,043$) ve 7. günden ($p:0,043$) anlamlı şekilde düşüktür ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Ceram x kompoziti kullanıldığında; toplam UDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,036$; $p<0,05$). 10. dk artık monomer miktarı, 1. saat ($p:0,043$), 1. gün ($p:0,043$) ve 7. günden ($p:0,043$) anlamlı şekilde düşüktür ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Omnichroma kompoziti kullanıldığında; toplam UDMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk ($p:0,043$), 1. saat ($p:0,043$), 1. gün ($p:0,043$) ve 7. günden ($p:0,043$) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 7. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk

(p:0,043), 1. saat (p:0,043) ve 1. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 1. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043) ve 1. saatten (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 1. saat artık monomer yüzdesi, 10. dk'dan (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$).

GC kompoziti kullanıldığında; toplam UDMA artık monomer miktarına göre 10.dk, 1.saat, 1.gün, 7.gün ve 30.gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,002; $p<0,05$). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 7. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 7. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043) ve 1. saatten (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

3M kompoziti kullanıldığında; toplam HEMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,003; $p<0,05$). 7. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 30. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 10. dk artık monomer yüzdesi, 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 30. günden (p:0,043) anlamlı şekilde düşüktür ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Kuraray kompoziti kullanıldığında; toplam HEMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,000; $p<0,05$). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,025), 1. saat (p:0,025), 1. gün (p:0,025) ve 7. günden (p:0,025) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Ceram x kompoziti kullanıldığında; toplam HEMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0,003; $p<0,05$). 7. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk (p:0,043), 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 30. günden (p:0,043) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 10. dk artık monomer yüzdesi, 1. saat (p:0,043), 1. gün (p:0,043) ve 30. günden (p:0,043) anlamlı şekilde düşüktür ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

Omnichroma kompoziti kullanıldığında; toplam HEMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,000$; $p<0,05$). 30. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk ($p:0,025$), 1. saat ($p:0,025$), 1. gün ($p:0,025$) ve 7. günden ($p:0,025$) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

GC kompoziti kullanıldığında; toplam HEMA artık monomer miktarına göre 10. dk, 1. saat, 1. gün, 7. gün ve 30. gün artık monomer yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,010$; $p<0,05$). 7. gün artık monomer yüzdesi, 10. dk ($p:0,043$), 1. saat ($p:0,043$), 1. gün ($p:0,043$) anlamlı şekilde yüksektir ($p<0,05$). 10. dk artık monomer yüzdesi, 1. saat ($p:0,043$), 1. gün ($p:0,043$) ve 30. günden ($p:0,043$) anlamlı şekilde düşüktür ($p<0,05$). Diğer zamanlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde restoratif materyallerin klinik başarısını arttırabilmek ve bireylerin estetik ihtiyacını karşılamak için yeni restoratif materyaller geliştirilmektedir. Restoratif materyallerin organik ve inorganik içeriklerindeki değişimlerle daha üstün restorasyonlar elde edilmeye çalışılmaktadır. Küçük molekülü monomer adı verilen organik maddelerin, polimer zinciri oluşturmak üzere kimyasal olarak bağlanması reaksiyonuna polimerizasyon denir. Belirli bir zamanda polimerizasyon reaksiyonu içerisinde tekrarlanarak polimer zincirlerinin oluşmasına dönüşüm derecesi, polimerizasyon derecesi ve polimerizasyon miktarı gibi adlandırılmaktadır.^{211,212}

Polimerizasyon reaksiyonunda monomerlerin tüm karbon çift bağlarının reaksiyona girerek polimer zinciri oluşturması beklenir ancak hiçbir polimerizasyon reaksiyonu yüzde yüz verimle gerçekleşmez. Böylece bir miktar monomer reaksiyona girmeyip “artık monomer” şeklinde açığa çıkmaktadır.¹⁷⁹

Yetersiz dönüşüm derecesi sonucunda kompozit rezin materyalin içerisinde polimerizasyon reaksiyonunu tamamlayamayan monomerler ortama artık monomer olarak salınmaktadır. Açığa çıkan artık monomerler yapılan restorasyonun mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Ayrıca alerjik, sitotoksik etkiler oluşturabilmektedir.¹⁷⁹

Kompozit rezin restorasyonların klinik başarısına etki eden en önemli faktörler arasında yeterli polimerizasyonun sağlanması yer almaktadır.² Kompozitin fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerinin değerlendirilmesinde dönüşüm derecesi önemli bir kriterdir. Dönüşüm derecesi ile restorasyonun fiziksel ve mekanik özellikleri birbiri ile bağlantılı olarak artmaktadır.⁹⁹

Artık monomer salınımı materyalin hem mekanik özelliklerinde azalmaya neden olmakta hem de biyolojik olarak zararlı olabilmektedir. Kompozit rezinlerde dönüşüm derecesinin düşük olması renklenmeye, marjinal sızıntıya ve adezyonun azalmasına neden olmaktadır.^{213,214} Düşük dönüşüm derecesi, restorasyonda reaksiyona girmeyen monomerlerin ağız içi sıvılarda salınmasına neden olmaktadır. Bu durum restorasyonlarda mekanik özelliklerin zayıflamasına ve biyoyumluluğun bozulmasına neden olmaktadır. Ayrıca salınan artık monomerler kompozit rezinde oksidasyona ve hidrolitik bozunmaya neden olarak restorasyonun renklenmesine ve aşınmaya direncinin azalmasına sebep olabilmektedir.^{215,216}

Salınan bu artık monomerler kompozit rezinde oksidasyona ve hidrolitik bozunmaya neden olarak restorasyonun renklenmesine ve aşınmaya direncinin azalmasına sebep olabilmektedir.⁹⁵

Filtek Supreme XT, Ceram x, Clearfil Core kompozit rezinlerinin artık monomer salınımları incelenmiştir. Artık monomer salınımı en fazla Filtek Supreme XT’ de bulunmuştur. Ceram x materyalinde ise artık monomer salınımının en az olduğu bulunmuştur. Üretici bilgilerine baktığımızda Ceram x kompozit rezin materyalinindoldurucu içeriği ağırlıkça %76, Filtek Supreme XT doldurucu içeriği ağırlıkça %78,5 ve Clearfil Core doldurucu içeriği ağırlıkça %78’ dir. Doldurucu miktarları arasındaki bu küçük farklılıklar sonucu etkilememiştir. Bu üç kompozit rezin materyali arasındaki doldurucu boyutu ve doldurucu partiküllerin miktarı arasındaki farklılığın sonucu etkilediği belirtilmiştir.²¹⁷

Dönüşüm derecesi reaksiyona girmeden salınan monomer miktarını belirleyip kompozit rezin materyalin biyoyumluluğu ile ilgili bilgi vermektedir.²¹⁸

Geleneksel dental kompozit rezinlerde 2 mm kalınlığa kadar uygulanan tabakalarda sertlik ve dönüşüm derecesi arasında güçlü bir korelasyon olduğu gösterilmiştir.²¹⁹

Daha önce yapılmış çalışmalarda, kompozit tabakasının kalınlığı arttıkça dönüşüm derecesinde azalma gözlenmiş olup, buna bağlı olarak da sertlikte azalma olduğu belirtilmiştir.^{73,220,222} Ayrıca düşük dönüşüm derecesi, restorasyonda artan su emme oranı, çözünürlük, renklenme ve aşınma gibi sonuçlara sebep olmaktadır.²²³

Işık şiddetinin derinlik arttıkça azalmasına bağlı olarak kompozit rezin materyalin kalın tabakalar halinde uygulanmasının artık monomer miktarını arttırdığı ve materyalin 2 mm tabakalar halinde uygulanmasının gerektiği belirtilmiştir.^{224,225}

O. Polydorou farklı renklerdeki hibrit kompozit rezinleri 0,5 mm, 1,5 mm, 2,5 mm ve 3,5 mm derinliklerdeki kalıplarda polimerize ederek karşılaştırmıştır. Tüm renk gruplarının polimerizasyonları sonucunda derinlik arttığında dönüşüm derecesinin azaldığını belirtmişlerdir.²²⁶

Raman spektroskopisi ve HPLC kullanılarak farklı kompozit rezinlerin artık monomer salınımı ve dönüşüm derecelerinin değerlendirildiği çalışmada 2 mm derinlikte SureFil SDR Flow (SDR) kompozit rezinin diğer geleneksel akışkan kompozitlere göre daha yüksek dönüşüm derecesi göstermiştir. Doldurucu içeriği daha az olan bu kompozit

rezinin daha yüksek dönüşüm derecesi gösterdiği belirtilmiştir.²²⁷ Halvorson ve ark.²²⁸ doldurucu-matriks oranının arttırılmasının dönüşüm derecesini kademeli olarak azalttığını, artan miktardaki doldurucu partiküllerin polimer zincir oluşumuna engelolduğunu açıklamışlardır. Nomoto ve Hirasawa'ya göre²²⁹, dönüşüm derecesi doldurucu içeriği ve miktarından, monomer bileşiminden, başlatıcının tipi ve konsantrasyonundan, inhibitör ve hızlandırıcı sistemlerinden etkilenir.

Kompozit rezinin tabakalar halinde kaviteye uygulanmasının polimerizasyon büzülme streslerini kontrol altına aldığı ve bu sayede restoratif materyalle diş dokusu arasında polimerizasyon büzülmesini azalttığı belirtilmiştir.²³⁰ Bu nedenle geleneksel kompozitlerin sınırlı polimerizasyon derinliği nedeniyle klinikte tabakalar halinde uygulanması gerekmektedir.¹⁷⁰ Polimerizasyon büzülmesi sorununun üstesinden gelmek için büzülme oranı düşük kompozit rezinler üretilmiş olsa da kullanımları yaygınlaşmamış olup^{231,232} ve dönüşüm derecesinin düşük olması ihtimalinden dolayı tabakalama tekniklerinin uygulanması gerekliliği sürmüştür.²³³

Kompozit rezin restorasyonlarda oluşan sorunların çoğu polimerizasyon büzülmesine ve düşük dönüşüm derecesi nedeniyle oluşmaktadır.^{234, 235} Düşük dönüşüm derecesi, kompozit rezinin içerisindeki reaksiyona girmeyen monomerlerin ağız ortamına salınmasına neden olur. Polimerize edilen kompozit rezin materyallerden farklı bileşenlerin organik çözücülerde artık monomer olarak salınım yaptığı çalışmalarda rapor edilmiştir.^{13 181,236} Bunlar stabilizatörler, inhibitörler, başlatıcılar veya doldurucu kaynaklı olan reaksiyona girmeyen monomerler olabilir.²³⁷ Yetersiz dönüşüm derecesi kompozit rezinden salınan artık monomer miktarını arttırıp tedavi sonrasındaki postoperatif hassasiyeti arttırabilmektedir. Ayrıca yetersiz olan dönüşüm derecesi kompozitin beklenen mekanik özelliklere ulaşmadan kaybına neden olmaktadır.²³⁸

Filtek Z250, Filtek Supreme XTE Flowable ve Filtek Bulk Fill Flowable gibi farklı kompozit türlerinin kullanıldığı çalışmada dönüşüm derecesi ve artık monomer salınımları değerlendirilmiştir. Kompozit rezinlerden 2 mm ve 4 mm derinliğinde örnekler hazırlanmıştır. 4 mm derinlikte hazırlanan gruplarda dönüşüm derecesi azalmış olup, salınan artık monomer miktarının arttığı belirtilmiştir.²³⁹

Dönüşüm derecesi, kompozit rezinin kompozisyonu, rengi, başlatıcıların ve inhibitörlerin konsantrasyonu, ışık kaynağının gücü, yoğunluğu ve ışık uygulama süresi gibi etkenlere bağlı olmaktadır.⁴¹

Çalışmamızda kullandığımız kompozit rezin materyallerin seçiminde inorganik doldurucu miktarlarındaki farklılıklar ve ortak monomer içerikleri (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA) ve bu monomerlerin miktarlarındaki değişikliklere bakılmıştır.

Üretici firmaların geliştirdikleri materyaller üzerinde yeterli klinik çalışmalar yapmadan yeni materyalleri piyasaya sürdüğü bilinmektedir.^{110,240} Çalışmamızda kullandığımız kompozit rezin materyallerin dönüşüm dereceleri ve artık monomer miktarları incelenmiştir. Dönüşüm derecesinin artık monomer miktarına etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Koyu renkli ve opasitesi fazla olan kompozit rezinlerde opasiteyi sağlayan ajanlar ve koyu renk pigmentler ışığın saçılımını arttırmaktadır.^{26,41} Beun ve ark.²⁴¹ A3ve A2 rengindeki 2 mm kalınlıkta kompozit örneklerini LED ile polimerize ettikleri çalışmalarında A2 rengindeki kompozitin dönüşüm derecesinin A3 rengindeki kompozite göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

A1 ve C3 rengindeki kompozit materyallerin kullanıldığı başka bir çalışmada ise C3 rengindeki materyalin dönüşüm derecesi daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebinin ise, sarı tonunda olan bu renkte daha fazla kamforokinon kullanılmasına bağlı olduğu belirtilmiştir.

Biz de bu sebeple çalışmamızda renk değişkenine bağlı farklılıkları en aza indirmek için ve rengi stabilize edebilmek amacıyla A2 renginde kompozit materyalleri kullanılmıştır. Omnichroma kompozit rezin materyali ise renk seçeneği olmayan bir universal kompozittir.

Dental kompozitlerde dönüşüm derecesini belirleyen en önemli faktörlerden birisi kullanılan ışık kaynağıdır. Mills ve ark.²⁴² LED ışık kaynaklarının farklı üç tip kompozit rezinde oluşturdukları dönüşüm derecesinin halojen ışık kaynaklarından daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Oberholzer ve ark.²⁴³ restorasyon LED ışık kaynağı ile yapıldığında standart halojenlere göre dönüşüm derecesinin daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Yaman ve ark.²⁴⁴ sekiz farklı kompozit rezin materyalin halojen ve LED ışık kaynaklarıyla polimerize edilip yüzey sertlik değerleri ile dönüşüm derecelerini karşılaştırmıştır. İki farklı LED ve iki farklı halojen ışık kaynağı kullanılarak yapılan ölçümlerden, tüm kompozit rezin materyallerde LED ışık kaynağı ile yapılan ölçümlerde daha yüksek yüzey sertlik değerleri ve dönüşüm derecesi sağlandığını belirtmişlerdir.²⁴⁴ Uhl ve ark.²⁴⁵ dört farklı kompozit rezin materyalin LED ve halojen ışık kaynaklarıyla ve

farklı modlarda polimerizasyonu sağlanarak, dönüşüm derecelerini ve yüzey sertliklerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak farklı modlar arasında (standart, soft-start) anlamlı farklılıklar bulunmamasına rağmen, LED sistemlerle yapılan polimerizasyonda daha yüksek sertlik değerleri ve dönüşüm dereceleri sağlanmıştır.²⁴⁵

Üç farklı ışık kaynağı (QTH, LED, PAC) kullanılarak yapılan çalışmada dönüşüm dereceleri kıyaslandığında 3, 4 mm derinliklerde LED ışık kaynağı PAC ışık kaynağından önemli ölçüde daha yüksek dönüşüm derecesi gösterdi. 1, 2 mm derinlikteki dönüşüm derecesi değerleri arasında fark olmadığı belirtilmiştir.²⁴⁶

Etkin bir polimerizasyonun sağlanması için 2 mm kalınlığındaki kompozit rezin materyali için 16 J/cm² enerji sağlanması gerektiği belirtilmektedir. 400 mW/cm² güç sağlayan ışık kaynağının 40 sn, 800 mW/cm² güç sağlayan ışık kaynağının 20 sn ve 1200 mW/cm² güç sağlayan ışık kaynağının 13 sn uygulanması yeterli dönüşüm derecesini sağladığı belirtilmektedir.⁴¹

Bazı çalışmalarda ise 8 J/cm² ve 400 mW/cm² gücündeki ışık cihazının 20 sn uygulanmasının yeterli polimerizasyon reaksiyonunun sağlanacağını açıklamaktadır.²⁶

Açık renkli kompozit rezinlerde minimum 1000 mW/cm² gücünde olan ikinci jenerasyon LED ışık cihazı ile en az 10 sn ışık kaynağının uygulanması tavsiye edilmektedir.¹¹⁸

Optik uçların yapılan restorasyona dik şekilde en fazla 1 mm uzaklıkta uygulanması ışık yoğunluğunun azalmaması için gerekmektedir. Ancak yapılan restorasyonun yer aldığı anatomik bölgeden dolayı bu mesafenin değişebildiği bilinmektedir.^{26,41,113}

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesini inceledikleri çalışmalarında Valo Led ışık kaynağının üç farklı modu kullanılıp örnek materyallerin dönüşüm dereceleri FTIR analizi ile bakılmıştır. Dönüşüm derecesinin en yüksek olduğu grup standart mod ile polimerize olan örneklerde bulunmuştur. Yüksek güç modu ile ekstra güç modu arasında istatistiksel açıdan dönüşüm dereceleri arasında herhangi bir fark bulunmamıştır. Valo Led ışık kaynağı ile standart modda 20 sn, ekstra güç modunda 3 sn ve yüksek güç modunda 4 sn ışık uygulanması ile standart modda açığa çıkan toplam enerjinin diğer uygulanan modlara göre daha yüksek olduğu belirtilmiştir.²⁴⁷

Biz de bu sebeplerle çalışmamızda 3. nesil 1000 mW/cm² ışık gücüne sahip VALO Led ışık kaynağı (Ultradent, ABD) kullanıldı ve üreticilerin önerisi doğrultusunda standart modda polimerizasyon süresi 20 sn olacak şekilde polimerize edildi.

Monomer dönüşüm derecesinin yeterli oranda sağlanması için kompozit rezin materyalin belirli kalınlıklarda uygulanması önemlidir. Kompozit rezinlerin restorasyon yapımı sırasında 2' şer mm tabakalar halinde uygulanması gerektiği belirtilmektedir.²⁴⁸

Farklı kompozit rezin materyaller kullanılarak yapılan çalışmada farklı kalınlıklardaki dönüşüm derecesi ve sertlik miktarına bakılmıştır. Kompozit rezin tabaka kalınlığı arttıkça dönüşüm derecesi ve sertlik miktarının azaldığı belirtilmiştir.²⁴⁹

Ceballos ve ark.²⁵⁰ farklı tipte kompozit rezinler kullanılarak yapılan dönüşüm derecesi çalışmalarında, halojen ve LED ışık kaynakları kullanılmıştır. Dönüşüm derecelerinin değerlendirildiği çalışmada uygulanan kompozit rezinlerin 2,5 mm' lik tabaka kalınlıklarının aşılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Üç farklı bulk-fill ve bir geleneksel kompozit rezin materyali kullanılarak yapılan çalışmada farklı derinliklerde dönüşüm derecesi bakılmıştır. 0,1 mm, 1,5 mm ve 4 mm derinliklerdeki dönüşüm dereceleri kıyaslandığında 4 mm derinlikte geleneksel kompozit rezinin dönüşüm derecesinin daha düşük olduğu bulunmuştur.²⁵¹

Beş farklı kompozit rezin materyalin kullanıldığı çalışmada 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm derinliklerde hazırlanan örneklerin FTIR analizi yapılmıştır. Çalışmada kompozit derinliği arttıkça dönüşüm derecesinin azaldığı belirtilmiştir.²⁴⁹

Dört farklı kompozit rezin materyal kullanılan çalışmada 1 mm, 2 mm, 4 mm, 5 mm, 6 mm derinliklerde dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri incelenmiştir. Artan kompozit derinliği ile dönüşüm derecesi ve sertlik değerinde önemli miktarda azalma olmuştur.²¹⁸

Maryam ve ark. LED ve QTH ışık kaynakları kullanılarak yapılan çalışmada FTIR ve sertlik testleri kullanılarak bakıldığında 4 mm derinliğe kadar dönüşüm derecesinde ve sertlikte azalma olmadığını belirtmişlerdir.²⁵² Bizim çalışmamızda ise 5 mm çap ve 2 mm derinliğe sahip metal kalıplar kullanılarak kompozit örnekler hazırlanmıştır.

Optik uç ile kompozit rezin materyali arasındaki 1 mm'lik mesafenin ışık yoğunluğu %8 - %16 oranında azalttığı belirtilmektedir.¹¹⁹ Bu mesafenin 6 mm'ye çıkarılması ışık yoğunluğunu yaklaşık %50 oranında azalttığı belirtilmektedir.¹²⁰

Optik uç çapı ve geometrisinin polimerizasyonu etkilediği belirtilmiştir. Optik uç çapının genişlemesinin ışık şiddetinin yoğunluğunu düşürdüğü belirtilmiştir. Işık yoğunluğu 8 mm çapındaki optik uçta 4 mm'nin %45'i kadar, 10 mm çapındaki optik uçta ise 4 mm'nin %32'si kadar daha az yoğunluğa sahiptir. Optik uç çapının genişlemesinin dönüşüm derecesini azalttığı belirtilmiştir. Optik uç çapı genişliğinin polimerizasyon sırasında uygulama süresinin arttırılması ile benzer dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerleri sağlanmıştır. 4 mm çapındaki optik uçla 10 sn ışık uygulanması, 8 mm çapındaki optik uçla 20 sn ışık uygulanması ve 10 mm çapındaki optik uçla 30 sn ışık uygulanması ile birbirine yakın sonuçları verilmesi sağlanmaktadır.¹²¹

Moon ve ark.²⁵³ 5 mm çap ve 1 mm derinliğindeki kalıpları kullanırken, Tuna ve ark.²⁵⁴ 4 mm çap ve 2-4-6 mm derinliğindeki kalıpları tercih etmiştir. Görgen²⁵⁵ 5 mm çap ve 2 mm derinlikte kalıplarla, Hamid ve ark.²⁵⁶ 6 mm çap ve 0,5-1-2 mm derinlikte çelik kalıplarla çalışmalar yapmıştır.

Pongprueksa ve ark.²³⁹ 5 mm çap ve 4 mm derinlikte teflon kalıplarla, Munksgaard ve ark.²⁵⁷ 5 mm çap ve 2 mm derinlikte silindirik kalıplarla örneklerini hazırlamışlardır. Bu çalışmalarla yapılan ölçümlere göre 4-5 mm çapta hazırlanan örneklerle klinik olarak kabul edilebilen dönüşüm derecesi ve sertlik değerleri sağlandığı belirtilmiştir.²⁵³⁻²⁵⁷

Bizim çalışmamızda da 5 mm çapta metal kalıp kullanılarak optik uç çapının genişliğinden kaynaklanacak polimerizasyon sorunları ortadan kaldırılmıştır.

Kompozit rezin materyallerin yüzeyine uygulanan bitirme ve cila işlemlerinin restorasyonun estetik olmasının ve dayanıklılığının artmasını sağlayan klinik aşamalardan birisidir.²⁵⁸

Kompozit rezin materyallerin kaviteye yerleştirilirken hava ile temasından dolayı oksijenin varlığı kompozit rezinin polimerizasyonunu engelleyerek kompozit rezinin yüzeyinde kabul edilebilir miktarda polimerize olmayan rezinden zengin bir tabakanın oluşmasına neden olmaktadır.²⁵⁹

Çalışmamızda yüzeyde oluşan oksijen inhibisyon tabakası olarak isimlendirilen bu artık monomer tabakasını minimuma düşürmek ve daha pürüzsüz bir yüzey oluşturabilmek için bitirme ve cila işlemleri yapılmıştır. Polimerize edilmeden önce kompozit rezin örneklerin üst yüzeylerine şeffaf bantlar konularak yüzeyin düzgünlüğü ve pürüzsüz olması sağlanmıştır.^{61,110}

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun tamamlanma süresi ile ilgili yapılan çalışmalarda kompozit rezine ışık uygulanmasından 10-15 dk sonra monomer dönüşümü büyük oranda gerçekleşmiştir. Ancak 24 saate kadar monomer dönüşümünün yavaş bir artışla devam ettiği belirtilmiştir.^{73,127,260} Bu nedenle kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecesi ölçümü için polimerizasyondan sonra 24 saat beklenmesinin uygun olduğu belirtilmiştir.^{128, 153, 261-263} Obici ve ark.²⁶⁴ polimerizasyonun yapılmasından 24 saat ve 20 gün sonra FTIR analizi sonuçlarının istatistiksel açıdan bir değişim göstermediğini belirtmişlerdir.

Okte ve ark.¹²⁰ LED ve halojen ışık cihazlarıyla farklı sürelerde polimerize edilen örneklerle yaptıkları çalışmada 24 saat sonunda polimerizasyonun optimum seviyeye ulaştığı görülmüştür. Price ve ark.¹²⁰ 24. saat ve 7. gün yaptıkları ölçümlerde 24. saat sonunda kompozit rezin materyalinin polimerizasyonunun artarak ideal seviyeye geldiği ve 7. gün ölçülen dönüşüm derecesi ile aralarında fark olmadığı gösterilmiştir. Çalışmamızda değerlendireceğimiz kompozit rezin örneklerin polimerizasyon reaksiyonlarının büyük oranda tamamlandığı süre olan 24 saatte örnekler yapay tükürük içerisinde bekletilmiştir.

Ferracane ve Condon'un çalışmalarına göre polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan monomerlerin elimine edilmesi ve polimerizasyon süresinin tamamlanması için hazırlanan örneklerin 24 saat su içerisinde bekletilmesi gerektiği tavsiye edilmiştir.²⁶⁵

Gökay ve ark.²⁶⁶ çeşitli bekleme solüsyonların (distile su, sitrik asit, %25-50 etanol, laktik asit, heptan) etkilerini kıyasladıklarında, yüzey sertlik değerleri %50 etanol solüsyonunda bekletilen kompozit rezinlerde en düşük olduğu tespit edilmiştir. Kompozit rezinlerin aşınmaları üzerinde alkollü içeceklerin etkisinin incelendiği çalışmada etanolün düşük pH'ı ile kompozit rezinlerin yüzeyinde erozyona neden olacağı belirtilmiştir.²⁶⁷ Bagheri ve ark.²⁶⁸ ise etanol ile suda bekletilen kompozit grupları arasında renk değişimi bakımından farklılık bulamamıştır. Bunun sebebinin bekleme süresinden ya da etanolün konsantrasyon miktarından kaynaklanacağını belirtmişlerdir. %75 etanol-su solüsyonunda bekletilen örnek materyallerle yapılan çalışmada aşınma olduğu ve kompozit rezinlerin doldurucu-matriks ara yüzeyinde yüzey ve yüzey altı çatlaklar gösterdiği belirtilmiştir.²⁶⁹

Domingos ve ark.²⁷⁰ yapay tükürük içerisindeki kompozit rezinlerde 30 günden sonra yüksek oranda renk değişimi görülmüştür. Kompozit rezin matriksinden emilen

yapay tükürüğün materyalin aşınmasına neden olarak renk değişimine sebep olduğu belirtilmiştir.²⁷⁰ Chaidwic ve ark.²⁷¹ kompozit rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinde olan değişimi inceledikleri çalışmalarında 1 hafta ve 1 yıl kadar örnek kompozit rezin materyali suda bekleterek değerlendirmişlerdir. 1 hafta ve 1 yıllık değerlendirme periyotları arasında mekanik ve fiziksel özellikleri açısından anlamlı bir değişiklik bulunmamıştır.

Ağız ortamını yansıtabilecek en pratik solüsyon olarak bilinen materyal yapay tükürüktür.^{272,273} Distile su, deiyonize su, yapay tükürük ve insan tükürüğü gibi solüsyonlar ağız ortamını taklit edebilmek için kullanılan solüsyonlardır.^{272,274,275} Yapılan çalışmaya göre insan tükürüğü, yapay tükürük ve distile su gibi solüsyonlar kullanılarak erozyonun mine ve dentine olan etkisi araştırılmıştır. Yapılan çalışmanın sonucuna göre yapay tükürük ve insan tükürüğü grupları arasında fark olmadığı görülmüştür. Distile suyun ise aşınmanın artmasına neden olduğu bildirilmiştir.²⁷² İnsan tükürüğü çalışmalarda kullanıldığında tükürük örneklerinin kişiden kişiye değişiklik göstermesi ve çalışmalarda standardizasyon sağlanamamıştır.²⁷³ Ayrıca zaman içerisinde bekleyen insan tükürüğünün özelliklerinin değişebilmesi²⁷⁶ sebebi ile çalışmamızda insan tükürüğü kullanılmamıştır. Çalışmamızda hazırladığımız örnekler 24 saat yapay tükürükte bekletilmiştir. Daha sonra hazırladığımız örnek kompozit rezin materyallerin FTIR ölçümleri yapılmıştır. Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesini belirlemek için farklı testler kullanılmıştır. Monomer dönüşüm derecesinin direkt olarak ölçüldüğü spektroskopik yöntemler ve mikrosertlik testleri, kazıma testleri, penetrasyon testi, optik mikroskop gibi indirekt yöntemlerdir.^{73,140,152,153,169,242,277}

Fourier transform infrared spektroskopisi (FTIR) ve Raman spektroskopisi teknikleri en sık kullanılan direkt yöntemler arasındadır. Scherzer ve ark. monomer dönüşüm derecelerinin belirlenmesinde ışık kaynağının gücü, foto-başlatıcı tipi, foto-başlatıcı konsantrasyonu ve kompozit rezin materyalinin kalınlığı gibi etkenlerin dönüşüm derecesine olan etkisini FTIR-ATR tekniği ile diğer yöntemlere göre daha başarılı bir şekilde belirlenmesi sağlanmıştır.²⁷⁸

Soares ve ark.⁸ üç farklı polimerizasyon cihazı ve bu cihazların farklı polimerizasyon modlarında, geleneksel bir mikrohibrit kompozit rezin (Charisma, Heraeus Kulzer, Almanya) ile yaptıkları çalışmalarında dönüşüm derecesi incelemiştir. Raman spektroskopisi ile yapılan analizde kompozit örneklerin halojen

ve ikinci nesil LED cihazı ile soft-start ve normal modlarda polimerize edildiği grupların üst ve alt yüzeyleri ayrı ayrı değerlendirilmiş ve uygulanan yöntemler arasında istatistiksel açıdan herhangi bir farklılık olmadığı belirtilmiştir.

Garoushi ve ark.²⁷⁹ monomer dönüşüm derecesi ile mikrosertlik testleri arasında zayıf bir korelasyon olduğunu belirtmişlerdir. Abed ve ark. ise çalışmalarında monomer dönüşüm derecesi ile mikrosertlik testleri arasında bir korelasyon olmadığını belirtmişlerdir. Kompozit rezinlerin monomer dönüşüm dereceleri ile yüzey sertlikleri arasında ise bir korelasyon bulunmaktadır. Ancak kompozit rezin materyalin monomer dönüşüm derecesinin mekanik özellikleri ile aynı oranlarda değişmediği bildirilmiştir. Monomer dönüşüm derecesinin yüksek olması ile materyalin mekanik özelliklerinin daha iyi olmasının net bir bağlantısı bulunmamaktadır.¹

Kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecelerinin ölçülmesinde kullanılmakta olan FTIR spektrometresi güvenilir ve hassas bir analiz tekniği olarak kabul edilmektedir. ATR-FTIR spektrometresi kızılötesi ışın kullanan en güçlü materyal tanımlama infrared sistemlerindendir. Hızlı bir şekilde ölçüm yapabilme, ölçümlerin tekrarlanabilir olması ve ölçüm hassasiyeti açısından güvenilir olması sebebiyle başarılı bir yöntem olarak değerlendirilmektedir.^{152,209,280,281}

ATR-FTIR spektrometresi kızılötesi ışının kullanıldığı materyal tanımlama sistemlerinden en güçlü olanıdır. Ayrıca az miktardaki örnek materyalle hızlı olarak ölçüm yapabilme özelliğine sahiptir.²⁸²

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi ölçümünde FTIR analizinin çoğu çalışmada kullanıldığı rapor edilmiştir.^{76,80,283,284}

Çalışmamızda ise hazırlanan örnek kompozit rezin materyallerin dönüşüm dereceleri ölçümünde direkt yöntemlerden olan FTIR spektrometresi (Shimadzu Co. Japonya) kullanılmıştır.

Çalışmamızda hazırlanan kompozit örnekler havan ile ezilip toz haline getirildikten sonra ATR aparatı üzerine yerleştirilmiştir. Monomer dönüşüm dereceleri ölçümü yapılmıştır. Fourier dönüşüm kızılötesi ve Raman spektroskopisi kullanılarak yapılan çalışmalarda, kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin 1638 cm^{-1} ve 1608 cm^{-1} dalga boylarında pik yaptığı görülmüştür.^{211,285,286}

Czasch ve Ilie⁸⁰ çalışmalarında 1634 cm^{-1} ve 1608 cm^{-1} dalga boylarını rehber olarak almışlardır. Papadogiannis ve ark.¹³⁷ yaptıkları çalışmalarında 1636 cm^{-1} ve 1608

cm⁻¹ rehber değerlerini, Kaya ve ark.²⁸⁷ yaptığı bir çalışmada ise 1636 cm⁻¹ ve 1604 cm⁻¹ rehber değerlerini kullanılmıştır.

Borges ve ark.²⁸⁸ farklı kompozit rezin materyallerin C=C çift bağlarının, spektrumlarını inceleyerek spektrumlarda farklılık olduğunu belirtmişlerdir. Kompozit rezin materyallerin yapısındaki, geometrisindeki farklılıkla ilgili olacağını belirtmişlerdir. Kompozit rezin materyalin dönüşüm derecelerinin pik yoğunluğu ile pozitif korelasyon olduğunu bildirmişlerdir.²⁸⁸

Bizim çalışmamızda C=C çift bağlarının 1639 cm⁻¹ ve C-C bağlarının 1535 cm⁻¹ dalga boylarında pik yaptığı belirlenmiştir. Dönüşüm derecelerini belirlemek için bu dalga boylarındaki absorpsiyon değerleri kullanılarak formülde yerine konulup dönüşüm dereceleri belirlenmiştir.

Kompozit rezin materyallerden reaksiyona girmeyip salınan monomer miktarı kompozitin yapısı, dönüşüm derecesi, polimer zincir yapısında oluşan çapraz bağlantı yoğunluğu, doldurucuların yüzeyine uygulanan işlemler ve bekleme solüsyonunun özelliklerine göre değişiklik göstermektedir. Kompozitin kimyasal yapısını etkileyen en önemli faktörler arasında kompozit rezin materyalin çözünme oranı ve matriks yapısındaki monomerlerin moleküler ağırlıklarıdır.^{289,290}

Çapraz bağlı polimerler fiziksel ve mekanik açıdan daha dayanıklı yapıdadır. Ayrıca çözünürlüğü ve su emilimi az olan materyallerdir. Çapraz bağlı polimerlerin konsantrasyonun artması dönüşüm derecesini artırarak, reaksiyona girmeden salınan monomer miktarını azaltırlar.¹⁹ Ağız ortamının kompozit rezin materyaller üzerine etkisinin araştırılması için in vitro olarak birçok solüsyon kullanıldığı belirtilmiştir. Larsen ve Munksgaard²⁹¹ yaptıkları çalışmada siloksan ve % 25, % 50, % 75, % 100 olmak üzere farklı oranlardaki etanol su çözücülerinin kompozit rezinlerin aşınma direncine olan etkilerini araştırmışlardır. Sideridou ve Achilias¹⁵¹ çalışmalarında etanol su çözücüsünü kullanmışlardır. Stefova ve ark.²⁹², Uzunova ve ark.²⁹³ ve Tanaka ve ark.⁹⁵ gibi araştırmacılar ise çözücü olarak su kullanmışlardır.

Yapılan birçok çalışmada ise yapay tükürüğün etkisi incelenmiştir. Ancak bu çözücülerin polimer ağ yapısına düşük miktarda penetrasyonu olduğu için anlamlı bir farklılık göstermemiştir.^{294,295}

Amerika Gıda ve İlaç Dairesi (USFDA) tarafından % 75 etanol su karışımı yiyecek ve içecek gıdaları taklit edebilen en yakın solüsyon olarak araştırmalarda kullanılması uygun bulunmuştur.^{296,297}

Kompozit rezin materyallerden salınan monomerlerin, çözücünün çözünme kapasitesine bağlıdır. Kompozit rezin materyallerden salınan artık monomer miktarının tespitinde farklı çözücüler kullanılmaktadır. Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA monomerlerinin çözünürlüğünün su bazlı çözücülerde daha az, etanol-su çözücülerinde daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Etanol-su içeriğindeki organik çözücüler polimer yapısına penetre olup, polimer zincirlerinin arasını açarak artık monomerleri açığa çıkarmaktadır.^{13,145,298}

Bizim çalışmamızda ise, ağız ortamını yansıtacak en yakın solüsyon olarak %75 'lik etanol/su çözücüsü kullanılıp salınan artık monomer miktarına bakılmıştır. Kompozit rezin materyallerin içeriğinde materyalin biyouyumluluğunu ve mekanik özelliklerini etkileyecek monomerler bulunmaktadır. Bu monomerler genellikle Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA' dır.¹⁵¹ HEMA ve TEGDMA gibi düşük molekül ağırlıklı monomerlerin Bis-GMA ve UDMA gibi daha büyük molekül ağırlıklı monomerlerden daha hızlı salınım yaptığı belirtilmiştir.^{181,201}

Tanaka ve ark.⁹⁵ küçük moleküler ağırlıkta olan TEGDMA ve HEMA gibi monomerlerin yüksek moleküler hareketliliğe sahip olduğu için fazla miktarda artık monomer salınımı yaptığı belirtilmiştir.⁹⁵

Monomer salınım miktarının zamana bağlı olarak değiştiği belirtilmiştir. Moon ve ark.²⁹⁹ yaptıkları çalışmada BPA (Bisphenol A), Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin 1, 7, 14, 21 ve 28. günlerdeki salınım miktarlarına bakılmıştır. Salınımın ilk birkaç gün içinde yüksek miktarlara ulaştığını bildirmişlerdir. Tuna²⁵⁴ ise, artık monomer salınım miktarına bakılan çalışmada 30. dk ve 24. saatlik zaman periyotları sonunda monomer salınımının devam ettiği bildirilmiştir. Ak ve ark.³⁰⁰ 1, 3 ve 7. günlerde artık monomer salınımlarını incelemişlerdir. TEGDMA salınımında 3 gün sonra, Bis-GMA salınımında ise 3 ve 7. günlerden sonra anlamlı bir değişiklik olduğunu belirtmişlerdir.

Tanaka ve ark.⁹⁵ TEGDMA gibi düşük molekül ağırlıklı monomerlerin, daha yüksek molekül ağırlığına sahip olan Bis-GMA'dan daha hızlı molekül hareketi sayesinde suya daha kolay geçebildiği sonucuna ulaşmışlardır.

Cebe ve ark.²⁹⁷ Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA ve HEMA'nın 10. dk, 1. saat, 24. saat ve 30. günlük zaman periyotlarında salınım miktarlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda artık monomer miktarının zamana bağlı olarak artacağı belirtilmiştir.

Sideridou ve ark.⁵¹ 3. saat ve 30. günler arasında TEGDMA, Bis-EMA, Bis-GMA ve HEMA'nın salınım miktarlarını incelerken, Altıntaş ve ark.³⁰¹ dört farklı kompozit rezin materyalden 10. dk, 1. saat, 24. saat, 3. gün, 7. gün, 14. gün ve 21. günlerde TEGDMA salınım miktarlarını incelemişlerdir. Karaarslan ve ark.³⁰² 4. dk ve 24. saatte Bis-GMA, Bis-EMA, Bis-DMA (Bisphenol A dimethacrylate), UDMA ve TEGDMA monomerlerinin salınım miktarını HPLC cihazı ile incelemişlerdir. Her üç çalışmaya göre de artık monomer salınım miktarının zamana bağlı olarak artış gösterdiği belirtilmiştir.

Çalışmamızda da 10. dk, 1. saat, 24. saat, 7. gün, 30. gün olmak üzere beş farklı periyotta açığa çıkan artık monomer miktarı değerlendirildi. Artık monomer miktarının incelenmesinde farklı teknikler kullanılmaktadır. Bunlardan Mid-infrared (MIR) Spektroskopi yöntemi ile polimerizasyon reaksiyonuna katılmayan monomerler belirlenir. Kromatografik tekniklerde ise kompozit rezin materyalin başlangıç ağırlığına göre değerlendirilip ağırlık kaybının dikkate alınarak artık monomer miktar tayininin yapıldığı tekniklerdir.³⁰³ Bizim çalışmamızda ise kompozit rezin materyallerden açığa çıkan artık monomer miktarını ölçmek için kromatografik teknik kullanılmıştır.

GC ve HPLC sistemi kompozit rezin esaslı materyallerden salınan monomer miktarlarının incelenmesinde en sık kullanılan yöntemlerdir. GC sistemi, genellikle uçucu maddelerin analizinde kullanılan tekniktir. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA gibi büyük molekül ağırlığına sahip monomerlerin analizinde ise HPLC analizinin daha çok kullanıldığı bildirilmiştir.¹⁷⁹

Gaz Kromatografisi yönteminin Bis-GMA ve UDMA gibi yüksek molekül ağırlıkta olan monomerlerin analizinde kullanıldığında bu monomerlerin kolona yapıştığı ya da enjeksiyon taşıma bölümünde polimerize olup ısı artışına ve buharlaşmaya neden olduğu belirtilmiştir.¹⁴⁴ Bu nedenle molekül ağırlığı yüksek olan bu monomerlerin HPLC sistemi ile yapılan analizlerde daha iyi sonuç alınmıştır.^{144,304} Ayrıca çalışmamızda miktarı belirlenecek olan monomerlerin sıvı halde olmalarından dolayı HPLC analizinin daha iyi sonuç alınacak bir yöntem olduğu düşünülmüş ve tez çalışmamızda HPLC analizi kullanılmıştır.

Rezin esaslı materyallerden salınan artık monomer miktarlarının analizinde, genellikle HPLC yöntemi (yüksek performanslı sıvı kromatografisi) kullanılmaktadır.^{23,299,305,306} Benzer yöntemler arasında; gaz-sıvı kromatografisi, gaz ve sıvı kromatografisi/kütle spektrometresi^{217, 299} teknikleri mevcuttur. Son zamanlarda ise elektrosprey iyonizasyon/kütle spektrometresi³⁰⁷ ve misel elektrokinetik kromatografisi³⁰⁸ kullanılmıştır.

HPLC yöntemini LC/MS veya GC/MS yöntemleri ile kıyaslayan Van Landuyt ve ark.¹⁴⁵ HPLC'nin daha ekonomik ve güvenilir olduğunu rapor etmiştir. Ayrıca GC/MS analizinde monomerlerin kolon materyaline yapışması veya enjeksiyon taşıyıcı bölümde polimerize olup ısı artışına ve buharlaşmaya sebep olduğu belirtilmiştir.¹⁴⁴

Spahl ve ark. uçucu ve düşük molekül ağırlıklı maddelerin (Bisfenol-A) analizi için GC kullanılırken, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA gibi daha büyük molekül ağırlığına sahip monomerlerin analizi için HPLC yöntemi daha uygun bulunmuştur.³⁰⁹ Bis-GMA (molekül ağırlığı: 512 gr/mol) ve UDMA (molekül ağırlığı: 470 gr/mol) gibi yüksek molekül ağırlığına sahip monomerler gaz kromatografisinde ayrılmakta olup, bunların parçalanma ürünleri sadece gaz kromatografisinde saptanabilmektedir.¹⁴⁴ Bu nedenle, büyük molekül ağırlığına sahip monomerlerle ilgili çalışmalar genellikle HPLC cihazı ile analiz edilmektedir.¹⁵¹

Bizim çalışmamızda da, monomerlerin molekül ağırlıkları dikkate alındığında söz konusu avantajları dolayısıyla HPLC yönteminin kullanılmasına karar verildi. HPLC yönteminde ölçüm yapılan örneğe ait bileşenlerin etkileşime girdiği ve alıkonulduğu kolon denilen sabit fazlar vardır. Cihazın çalışma prensibine göre nötr bileşikler, zayıf asitler ve zayıf bazlar için genellikle C2, C4, C8 ve C18 kolonları kullanılmaktadır. İyonikler, bazlar ve asitler için ise genellikle C8 ve C18 kolonları daha sık kullanılmaktadır. Dental materyallerin analizinde de, genellikle C18 kolonu kullanılmaktadır.^{151, 257, 297, 300, 310, 311} Çalışmamızda da, bu nedenlerden dolayı C18 kolonu kullanıldı.

Altıntaş ve Üşümez³⁰¹, rezin içerikli materyallerde TEGDMA monomerinin alıkonma zamanını 3.44 dk olarak ölçerken, Hamid ve Hume²⁵⁶, fissür örtücülerde TEGDMA monomerinin alıkonma zamanını 2,05 dk, Bis-GMA'nınkini ise 1,85 dk olarak belirlemiştir. Karaarslan ve arkadaşları³⁰² yaptıkları bir araştırmada, monomerlerin alıkonma zamanlarını Bis-GMA için 4,14 dk, TEGDMA için 3,44 dk, UDMA için 3,82

dk, Bis-EMA için 3 dk ve Bis-DMA için 9,23 dk olarak tespit ederken, Silikas ve ark.³¹², primer ve bonding ajanların içerisindeki TEGDMA ve UDMA monomerlerinin alıkonma zamanlarını sırasıyla 2,85 dk ve 2,90 dk olarak tespit edilmiştir.

Bizim çalışmamızda saf monomerlerin cihaza tanıtılarak belirlenen alıkonma zamanları ise Bis-GMA 4,95 dk, UDMA 4,55 dk, TEGDMA 4,11 dk, HEMA için 3,21 dk olarak belirlendi.

Soh ve ark.³¹³ hidrofobik özelliğe sahip Bis-GMA monomerinin pik değerlerinin asetonitril çözücülerinde daha iyi ayrıştırıldığını bildirmişlerdir. Bu değerler araştırılan monomerlerin saptanması, ölçülmesi ve analitik bir şekilde değerlendirilmesi için oldukça önemlidir. HPLC cihazında değerlendirilecek olan monomerlerin güvenilir bir şekilde analizi için belirli bir dalga boyu, akış hızı ve hareketli fazın saptanması amacıyla uygun çözeltinin sağlanması önem arz etmektedir.³¹³

Noda ve ark.³⁰⁴ 205 nm dalga boyunda, 0,20 ml/dk akış hızında ve mobil fazda asetonitril kullanırken, Munksgaard ve ark.²⁵⁷ 205 nm dalga boyunda, 0,25 ml/dk akış hızı ve mobil fazda etanol, Hamid ve Hume²⁵⁶ 215 nm dalga boyunda, 1,6 ml/dk akış hızında ve mobil fazda metanol, Pulgar ve ark.³¹⁴ 80 nm dalga boyunda, 1ml/dk akış hızında ve mobil fazda asetonitril, Altıntaş ve Üşümez³⁰¹ 208 nm dalga boyunda, 1ml/dk akış hızında ve mobil fazda asetonitril kullanmışlardır.

Karaarslan ve ark.³⁰² ise, Bis-GMA için 205 nm, Bis-EMA, Bis DMA, UDMA ve TEGDMA analizi için 208 nm dalga boyunu, 1 ml/dk akış hızında ve mobil fazda asetonitril kullanmışlardır. HPLC cihazıyla yapılan ölçümlerde monomerlerin absorbans gösterdiği dalga boyu ve hareketli fazın akış hızı önemlidir. Çalışmalar genellikle 205-315 nm dalga boyu ve 0,5-2 ml/dk akış hızı aralığında gerçekleştirilmiştir.^{200,315,316} C18 analitik kolonun çapı ile orantılı olarak tavsiye edilen en uygun akış hızı 1 ml/dk'dır.³¹⁷

Bizim çalışmamızda da, 208 nm dalga boyunda, 1 ml/dk akış hızında ve mobil fazda asetonitril kullanıldı. Kompozit rezin materyallerden artık monomer salınımı sürecinde materyalin tipi, monomer içeriği ve doldurucu oranı, dönüşüm derecesi, organik çözücünün kimyasal yapısı, örneğin kalınlığı, ortam ısısı, örnekte oluşan oksijen inhibisyon tabakası, monomerin molekül büyüklüğü ve kimyasal bileşimi gibi çok sayıda faktör etkili olmaktadır. Materyalin yeterli seviyede polimerize olması, yapılacak restorasyondan salınan artık monomer miktarını, fiziksel özelliklerini ve biyoyumluluğunu etkiler.²⁹⁹

Çalışmamızda farklı kompozit materyallerden beş farklı zaman periyodunda (10. dk, 1. saat, 24. saat, 7. gün, 30. gün) açığa çıkan Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA tespiti HPLC cihazı kullanılarak yapılmıştır.

HPLC ile analizi yapılacak materyalin miktarı pik alanı ve pik yüksekliği ölçülerek hesaplanmaktadır. Analizi yapılacak materyalin miktar tespiti internal (iç) standart yöntemi, eksternal (dış) standart yöntemi ve standart ilavesi yöntemi kullanılarak yapılmıştır.^{256,318}

Bizim çalışmamızda ise HPLC analizleri eksternal (dış) standart yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Bu yöntem ile her bir monomere ait standart solüsyonların belirli miktarlarının HPLC cihazına önceden enjeksiyonu sağlanmıştır. Standart monomerlere ait bir pik değeri kaydedildi. Bu değere uygun şekilde kalibrasyon eğrisi ve kalibrasyon denklemleri hazırlanmıştır.

Kompozit rezinlerde polimerizasyonun başlaması ile materyalin yapısındaki karbon-karbon çift bağları açılıp tek bağ içeren polimer zincirlerini oluşturmaktadır. Bis-GMA içeriğine sahip kompozit rezin materyallerin monomer dönüşüm derecesi miktarlarının %43 ile %78 civarında olduğu belirtilmektedir.^{41, 126, 209,319} Kompozit rezin materyallerin ideal bir restorasyon materyali olabilmesi için monomer dönüşüm derecesinin en az %55 oranında olması gerektiği belirtilmiştir.²⁸

Çalışmamızda kullandığımız 3M Filtek universal ($71,28 \pm 18,24$), Kuraray performans pro ($81,56 \pm 4,87$), Dentsply Ceram x universal ($66,13 \pm 26,74$) kompozit rezinlerin monomer dönüşüm dereceleri %55 oranının üzerinde bir değere ulaşmıştır. Tokuyama Omnicroma ($49,65 \pm 18,74$) ve Gc G-aenial ($47,62 \pm 17,71$) kompozitlerin monomer dönüşüm dereceleri ise %55 oranının altında kalmıştır. Kompozit rezinlerdeki inorganik doldurucu oranı, organik monomer içeriği ve miktarı, ışık uygulama süresi, ışık uygulama mesafesi, optik uç çapı, materyal kalınlığı, monomer dönüşüm derecesini etkileyen faktörlerdendir. Kompozit rezin materyalinin tabaka kalınlığı arttıkça klinik olarak kabul edilebilir monomer dönüşümünün gerçekleşmesi için uygulanan ışık süresinin de arttırılması gerektiği belirtilmiştir.^{26,41,115,117,218, 320,321}

Kompozit rezin materyalin organik matriks monomerlerinin cinsi ve oranları monomer dönüşüm derecesini etkileyen önemli bir faktördür. Molekül ağırlığı ve viskozitesi fazla olan Bis-GMA monomerinde reaksiyona girmeyen monomer miktarı daha yüksek olup, monomer dönüşüm derecesi daha düşük olmaktadır. Düşük moleküler

ağırlıklı olan TEGDMA ve HEMA gibi monomer dönüşüm derecesi daha yüksek olmaktadır.^{150,322,323} Bis-GMA molekülünün hidroksil grupları arasındaki güçlü hidrojen bağlarından dolayı viskozitesinin yüksek olduğu bildirilmektedir. Karbonil ve amin grupları arasındaki hidrojen bağlarından dolayı UDMA molekülü viskoz yapıya sahip bir monomerdir. Ancak UDMA monomeri içeriğindeki hidrojen bağlarının Bis-GMA monomerinden daha zayıf olması nedeni ile daha akışkan özelliğe sahiptir.¹³⁵ Organik matriks yapısındaki monomerlerin içeriği ve miktarı materyalin kimyasal yapısını etkileyerek monomer dönüşüm derecesinde farklılıklara neden olduğu belirtilmiştir.¹³³

Bulk-fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecelerinin incelendiği bir çalışmada, en yüksek dönüşüm derecesinin büyük inorganik doldurucu partikülleri ve UDMA rezin matriks içeriğine sahip kompozit rezinde olduğu bildirilmiştir.³²⁴

Sideridou ve ark.⁹⁴ ışıkla polimerize olan dimetakrilat içerikli kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi üzerine kimyasal yapının etkilerini araştırdıkları çalışmalarında dönüşüm derecesinin sırasıyla Bis-GMA<Bis-EMA<UDMA<TEGDMA olduğunu belirtmişlerdir. UDMA Bis-GMA'ya göre daha düşük viskozite ve daha yüksek moleküler fleksibiliteye sahiptir. Ayrıca UDMA polimerizasyonun devamı için zincir transfer reaksiyonlarından farklı bir yol oluşturan bir imino (-NH-) grubu içerir.²⁸⁵ Büyük doldurucu partiküllerin de (ortalama 4,2 µm) doldurucu-matriks arayüzlerini azaltacağı, böylece ışık dağılımı ve saçılımının azalıp, translüsens, ışık penetrasyonu ve polimerizasyonun artacağı belirtilmiştir.³²⁵

Kompozit rezin materyallerin doldurucu miktarının yüksek olması materyalin translüsentliğini azaltarak ışığın derin tabakalara ulaşmasını engellemektedir.³²⁶ GC G-aenial kompozitin doldurucu oranı hacimce %81, Kuraray performans pro kompozitin doldurucu oranı hacimce %40, Tokuyama Omnicroma kompozitin doldurucu oranı hacimce %68, Ceram x universal kompozitinin doldurucu oranı %57, 3M Filtek universal kompozitinin doldurucu oranı %63'tür. Doldurucu oranı diğer kompozit gruplarına göre en fazla olan GC G-aenial kompozit grubunun dönüşüm derecesinin en düşük olduğu görülmüştür. Doldurucu oranı diğer kompozit gruplarına göre en az olan Kuraray performans pro nun dönüşüm derecesinin en yüksek olduğu görülmüştür. Dönüşüm derecesini arttırmak için birçok yöntem geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları doldurucu oranının azaltılması, doldurucu partikül boyutunun arttırılmasıdır.³²⁷

Amirouche-Korichi ve ark.¹⁴³ kompozit rezin materyallerde matriks monomer oranı ve inorganik doldurucu miktarının dönüşüm derecesine etkisini incelemişlerdir. Dönüşüm derecesi miktarının kompozit rezin içerisindeki doldurucu miktarı ile orantılı olarak azaldığını belirtmişlerdir. Ayrıca organik matriksteki Bis-GMA içeriğinin yüksek olmasının, molekülün molekül ağırlığı ve viskozitesinin yüksek olmasından dolayı dönüşüm derecesinin önemli oranda azalmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir.¹⁴³

Organik matriks içerik ve miktarlarının kompozit rezin materyallerin dönüşüm derecesine etki ettiği çalışmalarda belirtilmiştir.^{6,41,51} Organik matriks içeriğindeki monomerlerin dönüşüm dereceleri Bis-GMA < Bis-EMA < UDMA < TEGDMA şeklinde sıralanabilmektedir.⁹⁴

Sert aromatik yapıdaki ve güçlü moleküller arası hidrojen bağlarına sahip olan Bis-GMA molekülü, moleküler hareketliliği azaltmıştır. Böylece polimer ağına daha az dönüşüm oranına sebep olduğu belirtilmiştir. Moleküler hareketliliği arttıran düşük molekül ağırlıklı UDMA ve TEGDMA ise dönüşüm derecesini arttırmaktadır.^{142,143}

Lempel ve ark.²²⁷ üç farklı (SDR flow, X-tra base, Filtek bulk fill) bulk fill ve bir geleneksel akışkan kompozit rezinin (Filtek Ultimate Flow) dönüşüm derecelerini incelemişlerdir. Kompozit rezinleri 2. nesil LED ışık cihazı ile polimerize edilmesinden sonra dönüşüm derecelerine bakılmıştır. SDR kompoziti gruplar arasında en yüksek dönüşüm derecesine sahip ve doldurucu miktarı en az olan kompozit rezin olmuştur.

Bu sonuç, kompozit rezinlerin doldurucu oranı arttıkça ışığın saçılımının artmasına böylece de dönüşüm derecesinin azalmasına bağlanmıştır.²²⁷

Çalışmamızda kullandığımız kompozit rezinlerin organik matriks içerikleri farklı monomerlerden oluşmaktadır. Organik matriks içeriğindeki monomerlerin tipi üretici firma bilgilerinde belirtilmekle beraber hangi oranda bulundukları belirtilmemiştir. İnorganik doldurucuların içerikleri, boyutları, partikül şekilleri, doldurucu oranları farklılık göstermektedir.^{319,328} Araştırmacılar farklı üretici firmalar tarafından geliştirilen kompozit rezinlerin yapısal özellikleri ve içeriklerinin farklılık gösterdiğini belirtmişlerdir. Bundan dolayı farklı kompozit rezinler arasında karşılaştırma yapmanın ve aralarındaki farklılıkların kaynağını belirlemenin zorluğunu belirtmektedirler.^{158,319,328}

Biz de çalışmamızda değerlendirdiğimiz kompozit rezinlerin birbirleri ile karşılaştırıldıklarında farklı dönüşüm derecesi göstermelerinin organik matriks

içeriklerinin, doldurucu oranları ve yapılarının farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Kompozit rezin materyallerden artık monomer salınım sürecinde; materyalin tipi, monomer içeriği ve doldurucu oranı, dönüşüm derecesi, organik çözücünün kimyasal yapısı, hazırlanan örnek materyalin kalınlığı, ortam ısısı, örnek materyalde oluşan oksijen inhibisyon tabakası, monomerin molekül büyüklüğü ve kimyasal bileşimi gibi çok sayıda faktör etkili olmaktadır. Materyalin yeterli seviyede polimerize olması, yapılacak restorasyondan açığa çıkan monomer miktarını, fiziksel özelliklerini ve biyouyumluluğunu etkiler.²⁹⁹

Kompozit rezin materyallerin havayla temas eden kısmındaki serbest radikallerin oksijenle reaksiyonu, serbest radikallerin monomerle reaksiyonundan daha fazla olduğundan polimerizasyon reaksiyonu inhibe olabilir. Bu nedenle, rezinlerde polimerize olmamış "oksijen inhibisyon tabakası" adı verilen bir artık monomer kitlesi oluşur.¹⁵⁹

Polimerizasyonun inhibisyonu sadece oksijen tarafından değil, monomerlerin içindeki saflığı bozan maddeler tarafından da gerçekleşmektedir. Işıkla polimerize olan sistemlerin polimerizasyonunda monomerlerin tamamının polimer ağına katılmadığı ve reaksiyona katılmayan bu maddelerin bir kısmının polimerize olmuş rezinin içinde kaldığı, bir kısmının ise ağız ortamında çözünerek salındığı belirtilmiştir.¹⁵⁹ Salınan artık monomer miktarının kompozit rezin materyallerde kullanılan monomerlerin tipine ve materyallerinde doldurucu içeriğine bağlı olarak değişebildiği görülmüştür.¹⁵⁹

Çalışmamızda beş farklı kompozit rezin materyalin yapısında yer alan TEGDMA, HEMA, Bis-GMA ve UDMA'ya ait beş farklı zaman periyodunda (10. dk, 1. saat, 24. saat, 7. gün, 30. gün) açığa çıkan monomer salınımları değerlendirilmiş ve salınım miktarları belirlenmiştir. Bu monomerlerden elde edilen HPLC bulgularına bakıldığında, kompozit rezin materyallerden salınan toplam Bis-GMA miktarının TEGDMA ve HEMA monomerlerinden daha az olduğu, en fazla salınan monomerin HEMA olduğu görülmüştür.

Rezin esaslı dental materyallerden salınan monomer miktarını etkileyen faktörler arasında, monomerin büyüklüğü ve kimyasal özellikleri de sayılmaktadır. Küçük moleküller büyük ve kompleks olanlara göre daha hareketli olduğundan, serbestlenmelerinin ve difüzyonlarının daha kolay olduğu bildirilmektedir.^{13,199} TEGDMA ve HEMA monomerlerinin Bis-GMA monomerinden daha fazla miktarda

salınmasının, TEGDMA ve HEMA monomerlerinin Bis-GMA monomerinden daha küçük ve daha hareketli moleküller olmalarından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Muller ve ark.¹⁴⁴ kompozit rezinlerin monomer salınımı inceledikleri bir çalışmada, Bis-GMA'nın hidrofobik yapısı nedeniyle TEGDMA monomerlerine oranla, ortamdaki sıvıya geçişinin daha az miktarda olduğunu ancak polimerik ağ yapısının içindeki dinamik kuvvetlerin sürekli değiştiğini ve her çözücünde salınım oranlarının farklılabileceğini belirtmişlerdir.

Schwengberg ve ark.¹⁰ artık monomerlerin toksik etkilerini inceledikleri bir çalışmada hidrofilik özellikte olan HEMA'nın, Bis-GMA ve UDMA monomerlerinden daha fazla salındığını ifade etmişlerdir.

Bis-GMA monomeri, suda çok hızlı çözünmeyen büyük kütleli bir molekül olduğu için en düşük absorpsiyon derecesine sahiptir. Bis-GMA salınım değerleri organik matriksteki miktarının dışında doldurucu partiküllerin miktarı, yapısı ve kompozit rezinleri oluşturan iki faz arasındaki bağlayıcı ajanın yapısı ile ilgilidir.³²⁹

Çalışmamızda da Bis-GMA monomerinin TEGDMA ve HEMA monomerlerinden daha az salındığı, ayrıca HEMA'nın en fazla salınan monomer olduğu gözlemlendi. GC G-aenial kompozitinde ise diğer gruplara göre daha fazla HEMA açığa çıkmıştır. Bu durum Muller ve ark.¹⁴⁴ ve Schwengberg ve ark.¹⁰ araştırmalarıyla uyum göstermektedir.^{144, 10}

Altıntaş ve Üşümez³⁰¹, Karaarslan ve ark.³⁰² ile Munksgaard ve ark.²⁵⁷ ise araştırmalarının sonucunda en fazla salınım yapan monomerin TEGDMA olduğunu bildirmişlerdir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla örtüşmemektedir. Bunun sebebinin seçilen kompozit rezinin tipi, doldurucu miktarı ve içeriğindeki monomerlerin hacimsel değişikliği ile açıklanabileceği düşüncesindeyiz. Kompozit rezin materyallerden salınan artık monomer miktarlarının incelendiği bu çalışmada, kullanılan materyallerin içerdiği her bir monomer için de, materyal grupları bazında artık monomer miktarları karşılaştırıldı.

Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda, Bis-GMA salınımının en az olduğu kompozit rezin materyali diğer kompozit gruplarına kıyasla 3M Filtek universal kompozit grubunda olmuştur.

Bis-GMA salınımının en fazla olduğu kompozit rezin materyali ise diğer kompozit gruplarına kıyasla GC G-aenial kompozit materyalinde olmuştur. GC G-aenial kompozit

grubundan açığa çıkan Bis-GMA miktarı Ceram x universal grubuna göre anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. 3M Filtek universal kompozit grubundan açığa çıkan Bis-GMA, Kuraray performans pro ve GC G-aenial den anlamlı şekilde daha düşük bulunmuştur ancak üretici firma, GC G-aenial kompozitin monomer yapısında UDMA ve dimetaktilat co-monomerleri bulunduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda monomer yapısında Bis-GMA bulunmayan bu kompozitten Bis-GMA salınımı kaydedilmiştir. Benzer olarak, yapılan bir çalışmada Bis-GMA/alifatik dimetakrilat içerikli bir kompozit rezinden, üretici firmanın içerikte belirtmediği TEGDMA, DDMA ve UDMA monomerlerin salındığı belirtilmiştir.

Ayrıca üretici firma tarafından belirtilen içeriğinde Bis-GMA monomeri bulunmayan başka bir kompozitten ise Bis-GMA salınımı meydana geldiği bildirilmiştir. Bu durumların sebebinin ise co-monomer, alifatik dimetakrilat gibi genel tanımların belirli bir monomer grubunu tanımlamadığı bu sebeple tamamını kapsayabilme ihtimali olduğu belirtilmiştir. Ayrıca hem alifatik hem de Bis-GMA yerine kullanılan aromatik UDMA içeriğinden kaynaklı Bis-GMA salınımı olduğunu belirtmişlerdir.³³⁰

Çalışmamızda GC kompozitinde kaydedilen Bis-GMA salınımı bu sebeplere bağlanabilir. UDMA salınımı, GC G-aenial ve Tokuyama Omnicroma da diğer kompozit rezin gruplarına kıyasla daha fazla olmuştur. TEGDMA salınımında ise kompozit rezin grupları arasında anlamlı bir fark görülmemiştir.

En fazla HEMA salınımı diğer kompozit gruplarına kıyasla GC G-aenial kompozit grubunda olmuştur. HEMA salınımı, Kuraray performans pro ve Tokuyama Omnicroma da 3M Filtek universal ve Ceram x universal e göre anlamlı bir şekilde daha fazla olmuştur. GC G-aenial kompozitinden açığa çıkan Bis-GMA ve HEMA miktarının tüm zaman periyotlarında diğer kompozit rezin materyallerinden açığa çıkan Bis-GMA ve HEMA miktarından fazla olduğu belirlendi. Tetric Evo Ceram ve Filtek Z250 kompozitleri kullanılarak yapılan çalışmada her iki kompozitten de HEMA salınımı olduğu görülmüştür. HEMA üretici firma bilgilerine göre kompozitlerin bir bileşeni olarak verilmemiştir ancak HEMA, UDMA' dan kaynaklı bir bozunma ürünü olarak açığa çıkmıştır.^{309,331,332}

Dört farklı kompozit rezin materyali kullanılarak hazırlanan bir çalışmada (Tetric Ceram, GC Fuji, 3M Filtek Z 250, Dyract AP) HEMA ve farklı monomer içeriklerinin salınımı incelenmiştir. Malzeme Güvenlik Verilerinin (MSDS) eksik olduğu ve bazen

yanlış yönlendirici olduğu bilinmektedir.^{333,334} Üretici verilerine göre HEMA içeriği yazılmadığı halde kompozitlerden HEMA salınımı olduğu görülmüştür.³³¹

Tetric Evo Ceram kompozit rezin materyalinin kullanıldığı çalışmaya göre de bu kompozit rezin materyal prepolimerize doldurucu maddeler içerir. Bu doldurucu maddeler önceden polimerize edilmiştir. Bu polimerizasyondan kalan reaksiyona girmemiş C=C çift bağları salınan monomerlerin miktarını arttırdığı belirtilmiştir.²⁹⁷

Artık monomerlerin zaman içerisindeki salınım davranışına yönelik çok sayıda araştırma yapılmıştır. Altıntaş ve Üşümez³¹⁶ rezin simanlardan monomer salınım zamanlarını 10.dk, 1.saat, 1, 3, 7, 14 ve 21. gün olarak belirlemişler, salınan monomer miktarları ve zaman dilimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlemişlerdir.

TEGDMA, Bis-GMA ve UDMA'dan istatistiksel olarak anlamlı miktarda daha fazla salınım sergilerken, Bis-GMA ve UDMA arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

Toplam monomer miktarına bakıldığında 21. gün sonundaki ölçüm değerlerinin en yüksek miktarda olduğu belirlenmiştir.³¹⁶

Moon ve ark.³³⁵ monomer salınımının 1, 7, 14, 21 ve 28. günlerdeki miktarlarını inceledikleri bir çalışmada BPA (Bisphenol A), Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin salınımının ilk birkaç gün içinde daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Kompozit rezin materyallerden salınan artık monomerlerin salınımının tamamlanma süreleri ile ilgili yapılan çalışmalarda farklılıklar görülmektedir. Çalışmaların bir kısmında ise monomerlerin salınımının 30. güne kadar devam ettiği belirtilmektedir.^{151,336} Araştırmacıların bir kısmı ise 1-7 gün içerisinde monomer salınımının sonlandığını ifade etmişlerdir.^{257,336,337} Bunun dışında birçok çalışmada en yüksek salınımın ilk 24 saatte olduğu görülmüştür. Artık monomer salınımının %50'sinin ilk 3 saat içerisinde salınımına uğradığı bildirilmiştir.^{245,338}

Tuna³³⁹ ise, 30. dk ve 24 saatlik sürelerin sonunda örneklerden monomer salınımının devam ettiğini bildirmiştir. Ak ve ark.³⁰⁰ kompozit rezin materyallerden monomer salınımını 1, 3 ve 7. günlerde incelemiş ve TEGDMA salınımında 3 gün sonra, Bis-GMA salınımında ise 3 ve 7 gün sonra anlamlı bir artış olduğunu tespit etmişlerdir. Cebe ve ark.²⁹⁷ altı farklı bulk fill kompozit örneğinde Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA ve HEMA'nın 10.dk, 1.saat, 24.saat ve 30 günlük salınım değerlerini inceledikleri

çalışmalarının sonucunda salınan artık monomermiktarının zamanla arttığını kaydetmişlerdir.

Sideridou ve ark.¹⁵¹ iki farklı kompozit örneğinde 3 saat-30 gün arasında TEGDMA, Bis-EMA, Bis-GMA ve HEMA'nın salınımını incelerken, Altıntaş ve ark.³⁰¹ dört farklı kompozit rezin materyalden 10. dk, 1. saat, 24. saat, 3. gün, 7. gün, 14. gün ve 21. günlerde TEGDMA salınımını değerlendirmiştir. Karaarslan ve ark.³⁰² farklı polimerizasyon yöntemlerinden sonra kompozit rezinden 4. dk ve 24. saatte Bis-GMA, Bis-EMA, Bis-DMA (Bisphenol A dimethacrylate), UDMA ve TEGDMA monomerlerinin salınımını HPLC cihazı ile değerlendirmiştir. Her üç çalışmanın sonucunda da, artık monomer salınım miktarlarının zamanla arttığı tespit edilmiştir.

Yapılan çalışmalara göre, artık monomer salınımı ilk zaman periyodunda yüksek bulunmuştur. Sonraki zamanlarda bir artış görülmüş ancak bu artışın düşük olduğukaydedilmiştir.^{256,340, 341}

Hume ve ark.¹⁸¹ 30 ve 100 günlük zaman periyodunda salınım miktarlarına bakılmıştır. Salınımın büyük bir kısmının ilk 10 günde tamamlandığını belirtmişlerdir.

Örtengren ve ark.³⁴² altı kompozit materyalin 4. ve 24. saat, 7. ve 60. gün zaman dilimlerinde salınan monomer miktarını HPLC cihazı ile analizi yapılmıştır. Salınımın en yüksek olduğu zamanın 7. gün sonrasında olduğunu belirtmişlerdir.

Sideridou ve Achilias¹⁵¹ yaptıkları çalışmada altı farklı zaman periyodunda (3, 6, 24. saat, 3, 6, 30. gün) monomer salınımlarını incelemişlerdir. Monomer salınımını tüm zaman periyotlarında tespit etmişlerdir. 3. gün monomer salınımının büyük ölçüde tamamlandığını, 30.güne kadar az da olsa monomer salınımının olduğunu bildirmişlerdir.

Mazzaoui ve ark.³⁴³ yaptıkları çalışmada 1, 7, 30 ve 90. gün zaman dilimlerinde salınan artık monomer miktarına bakmışlardır. En fazla monomer salınımının 1. gün olduğunu ayrıca 90. güne kadar monomer salınımının devam ettiği görülmüştür. Bu çalışmaya benzer olarak Örtengren ve ark.³⁴² yaptıkları çalışmada monomer salınımının büyük kısmının ilk gün olduğunu belirtmişlerdir. TEGDMA monomerinin salınımı birinci günde tamamlanmıştır. Çalışmadaki diğer monomerler olan Bis-GMA ve UDMA monomerlerinin salınımının ise daha yavaş olduğu belirtilmiştir.

Bizim çalışmamızda da, örneklerden salınan monomer miktarının zamana bağlı değişimini değerlendirmek üzere 10. dk, 1. saat, 24. saat, 7. gün ve 30. gündeki artık

monomermiktarlarına bakılmıştır. 10. dk' dan itibaren salınım başlamış olup 30. güne kadar monomer salınımı artarak devam etmiştir ve en yüksek salınım seviyesine 30. günde ulaşmıştır. 3M kompozitinde TEGDMA salınımının çoğunluğu 1. saatte tamamlanmıştır. 30. güne kadar da salınım artarak devam etmiştir. Kuraray kompozitinde TEGDMA salınımının çoğunluğu 7. günde tamamlanmıştır ve 30. güne kadar salınım artarak devam etmiştir. Ceram x kompozitinde TEGDMA salınımının çoğunluğu ilk 10 dk' da tamamlanmıştır. Omnichroma kompozitinde TEGDMA salınımının çoğunluğu ilk 1. saatte tamamlanmıştır. 3M kompozitinde UDMA salınımının çoğunluğu 7. günde tamamlanmıştır. Kuraray kompozitinde UDMA salınımının çoğunluğu 1. saatte tamamlanmıştır ve 7. güne kadar artarak devam etmiştir. 7. gün ile 30. gün arasında salınım olmamıştır. Ceram x kompozitinde UDMA salınımının çoğunluğu 1. günde tamamlanmıştır. Omnichroma kompozitinde UDMA salınımı düzenli olarak 30. güne kadar artarak devam etmiştir. GC kompozitinde UDMA salınımının büyük çoğunluğu 1. günde tamamlanmıştır. 3M kompozitinde HEMA salınımının büyük çoğunluğu 1. günde tamamlanmıştır ancak salınımdaki artış 7. güne kadar devam etmiştir. Ceram x kompozitinde HEMA salınımının çoğunluğu 1. günde tamamlanmıştır. 7. güne kadar artarak devam etmiştir. GC kompozitinde ise HEMA salınımının çoğunluğu 1. saatte tamamlanmıştır. 7. güne kadar artarak salınım devam etmiştir.

Diğer kompozit gruplarına kıyasla GC G-aenial kompozit grubunda istatistiksel olarak HEMA salınımının en fazla olduğu kaydedilmiştir. Kuraray performanspro ve Tokuyama Omnichroma'da açığa çıkan HEMA miktarı istatikselsel olarak, 3M Filtek universal ve Ceram x'e göre daha yüksektir.

Materyalin biyouyumluluğu, monomer dönüşüm derecesi ve reaksiyona girmeyen monomer miktarı belirlenerek gösterilmektedir.²¹⁸ Kompozit rezin materyallerin yeterli düzeyde polimerize olması restorasyonun başarısı için çok önemlidir. Dönüşüm derecesinin düşük olmasının açığa çıkan artık monomer miktarını arttırdığı belirtilmiştir.²²⁷

Farklı polimerizasyon sürelerinde polimerize edilen adeziv materyallerden salınan artık monomer miktarlarına bakılan çalışmada polimerizasyon sürelerinin arttırılmasının dönüşüm derecelerini arttırarak salınan artık monomer miktarını azalttığı bildirilmiştir.¹⁷⁹

Monomerlerin dönüşüm derecesi kompozit rezin restorasyonların mekanik özelliklerini, çözünürlüğünü, renk değişimini ve biyouyumluluğunu etkilemektedir.^{99,238,344}

Monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesi polimerizasyon sürecinde rezin içerisinde oluşan polimer zincirin tipine ve monomer çapraz bağlarının yoğunluğuna, ışıkyoğunluğuna, ışığın dalga boyuna ve polimerizasyon süresine bağlıdır.³¹⁴

Dönüşüm derecesinin düşük olması artık monomer miktarının fazla olmasına ve daha fazla monomer salınımına neden olmaktadır. Bis-GMA rijit ve aromatik çekirdek yapılı olmasından dolayı viskozitesi ve polimerizasyon sıcaklığı yüksektir. Bu yüzden çift bağ dönüşüm oranı diğer monomerlere göre düşüktür.¹⁵¹ Ayrıca dönüşüm derecesinin düşük olması, kompozit rezinlerde renk değişikliğine, aşınmaya ve artık monomer salınımına neden olduğu bildirilmiştir.¹⁴⁰ Resin matriksten uzaklaştırılması mümkün olmayan artık monomerlerin sitotoksik etki potansiyeline sahip oldukları belirtilmiştir.¹³

Kompozit rezin materyalin kaviteye en fazla 2 mm kalınlıkta tabakalarla yerleştirilerek ışık geçirgenliğini artırıp dolayısıyla kompozit rezinin dönüşüm derecesinin artmasını sağlamaktadır.^{345,346} Bu dönüşüm derecesinin yüksek olması salınan artık monomer miktarını azalttığı ve mekanik özellikleri daha iyi restorasyonların yapılmasını sağladığı belirtilmiştir.²¹⁵

Kompozit rezinle yapılan restorasyonlarda salınan artık monomer miktarını minimize etmek için kompozit rezin materyallerin uygulanması sırasında hassas ve ideal şartlarda çalışılması gerekmektedir. Klinik uygulama aşamalarında ve polimerizasyon sırasında üretici firmaların önerilerine uyulması gerekmektedir. Bu şartların sağlanması ile polimerizasyon işlemi optimum olarak gerçekleştirilebilmektedir. Dönüşüm derecelerinin artırılması ile çapraz bağlantı yapan zincirlerin miktarı artarak b salınan artık monomer miktarının azalacağı düşüncesindeyiz. Çalışmamızda değerlendirdiğimiz kompozit rezin materyaller farklı organik matriks ve inorganik doldurucu içeriklerinden meydana gelmektedir. Organik matriksi oluşturan monomerlerin içeriğinde, inorganik doldurucuların oranı ve içeriğinde farklılıklar bulunmaktadır.

Böylece monomer salınım miktarının sadece dönüşüm derecesine bağlı olduğunu söylemek yetersiz kalır.¹³⁹ Diğer birçok faktörün de, artık monomer salınım derecesini önemli oranda etkilediğini söyleyebiliriz.

Marigo ve ark.³⁴⁷ SDR kompozit rezin materyaldeki ve farklı akışkan kompozit rezinlerin farklı polimerizasyon derinliklerinde dönüşüm derecelerini ve kompozit rezinlerden salınan artık monomer miktarlarını araştırmışlardır. SDR kompozit ile diğer akışkan kompozit rezinler arasında dönüşüm dereceleri bakımından 2 mm derinlikte önemli miktarda farklılık bulunmamıştır. Ancak 4 mm derinlikte SDR kompozit rezinin diğer akışkan kompozit rezin materyallere göre dönüşüm derecesinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir. SDR kompozitinde diğer akışkan kompozit rezin materyallere göre daha az monomer salınımı olduğu görülmüştür. Bu çalışmaya göre dönüşüm derecesi ile artık monomer miktarı arasında negatif korelasyon olduğu kaydedilmiştir.

Tanaka ve ark.⁹⁵ kompozit rezin materyallerden TEGDMA ve Bis-GMA salınımını inceledikleri çalışmalarında salınan monomerlerin büyük oranda TEGDMA olduğunu, düşük oranda ise Bis-GMA olduğunu ve monomer salınımının zamanla azaldığını belirtmişlerdir. Ayrıca dönüşüm derecesi ile salınan artık monomer miktarı arasında negatif korelasyon olduğunu da vurgulamışlardır.

Çalışmamızda ise, 3M kompozitinde dönüşüm derecesi ile Bis-GMA salınım miktarı arasında negatif korelasyon olduğu görülmüştür. Kuraray kompozitinde de dönüşüm derecesi ile TEGDMA salınım miktarı arasında negatif korelasyon olduğu görülmüştür.

Kompozit rezin materyallerin biyoyumluluğunu, yalnızca içerdiği artık monomer miktarı ve dönüşüm derecesini tespit ederek açıklamak mümkün değildir. Klinik ortamı taklit etmede yetersiz kalan in-vitro laboratuvar çalışmaları, in-vivo koşullardaki dönüşüm derecesi ve artık monomer salınım miktarını tam anlamıyla yansıtmayabilir. Kompozit rezin materyalin dışın sert dokuları ile temas edecek olması, polimerizasyon süreci, restorasyonun yapılma şartları, tükürüğün kimyasal yapısı, çiğneme esnasında restorasyonda oluşacak stres ve farklı sıcaklık değerindeki sıvılara maruz kalmak kompozit rezinlerin dönüşüm derecesinde ve artık monomer salınımında önemli rol oynamaktadır.

Tüm bu nedenlerden dolayı, kompozit rezinlerden salınan artık monomerlerin ve dönüşümderecelerinin klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda yapay tükürük içerisinde bekletilen kompozit rezinlerin sıvı emilimi nedeniyle doldurucu partiküllerin matriksten ayrılmasına sebep olmakta ve materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir. Böylece oluşan hidrolitik

degradasyon, kompozit rezin içerisindeki kimyasal bağların kırılmasına neden olarak materyalin dönüşüm derecesinde azalma meydana getirmektedir.³⁴⁸

Çalışmamızda 10. dk, 1. saat, 24. saat, 7. gün 30. gün zaman periyotlarında artık monomer miktarına bakılmıştır. Daha uzun zaman periyotlarında salınan artık monomer miktarına bakıldığı, daha farklı bekleme ortamlarında incelendiği kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır.

Ağız içerisindeki restorasyonlar, çiğneme ve diş fırçalama gibi mekanik kuvvetler ile farklı sıcaklık derecelerindeki sıvılara maruz kalmaktadır. Bu durum kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi, sertlik ve çözünürlük değerlerini etkileyebileceği belirtilmektedir.³⁴⁸



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Çalışmamızda kullanmış olduğumuz Kuraray, 3M, Ceram x, GC G-aenial, Omnichroma kompozit rezin materyallerinin üretici firmaların önerilerine göre polimerize edildiğinde kabul edilen minimum %55 oranından daha yüksek olan kompozit rezin grupları Kuraray, Ceram x, 3M'dir. Bu değerin altında kalanlar ise GC-aenial ve Omnichroma' dır.

2. Kompozit grupları arasında en fazla doldurucu oranına sahip GC G-aenial (%81) kompozit grubunun en düşük dönüşüm derecesine sahip olduğu görülmüştür. Doldurucu oranı diğer kompozit gruplarına göre en az olan Kuraray performans pro' nun dönüşüm derecesinin en yüksek olduğu görülmüştür.

3. Kompozit rezinlerin tabaka kalınlığı, inorganik doldurucu oranı, doldurucu partikül boyutu, organik monomer içeriği, ışık uygulama süresi monomer dönüşüm derecesini etkilemektedir.

4. Çalışmamızda değerlendirdiğimiz kompozit rezinler birbirlerinden farklı dönüşüm derecesi değerleri vermişlerdir. Bunun nedeninin kompozit rezinlerin organik matriks içeriklerinin, doldurucu oranları ve içeriklerinin farklı olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

6. Çalışmamızda kullandığımız kompozit rezin materyallerden tüm zaman periyotlarında artık monomer salınmıştır.

7. Tüm kompozit rezin materyallerde Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA monomerlerinin salınım miktarları zamana bağlı olarak artış göstermiştir.

8. Çalışmamızda en fazla salınan monomerin HEMA monomeri olduğu, en az salınan monomerin Bis-GMA monomeri olduğu tespit edilmiştir.

9. Materyal bazında kıyasladığımızda en fazla monomer salınımı GC G-aenial kompozitinde, en az monomer salınımı Kuraray kompozitinde olmuştur.

10. Monomer bazında salınım miktarları değerlendirildiğinde, Bis-GMA salınımı en fazla GC G-aenial kompozitinde en az 3M' de olduğu tespit edilmiştir.

11. UDMA salınımı diğer kompozit gruplarına kıyasla GC G-aenial ve Omnichroma'da fazla olduğu tespit edilmiştir.

12. TEGDMA salınımları açısından kompozit grupları arasında istatistiksel olarak fark olmadığı tespit edilmiştir.

13. HEMA salınımları açısından değerlendirildiğinde, Kuraray ve Omnicroma da 3M ve Ceram x' e göre daha fazla HEMA salınmıştır. En fazla HEMA ise GC G-aenial kompozit grubunda salınmıştır.

14. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, HEMA salınımları tüm kompozit gruplarında 10. dk dan 30. güne kadar istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artış göstermiştir.

15. Tüm kompozit rezinlerin toplam monomer salınım miktarları arasında en yüksek salınım değerlerine 30. günde ulaşılmıştır.

16. 3M kompozitinde dönüşüm derecesi ile Bis-GMA salınım miktarı arasında negatif korelasyon olduğu görülmüştür. Kuraray kompozitinde dönüşüm derecesi ile TEGDMA salınım miktarı arasında negatif korelasyon olduğu görülmüştür. Omnicroma kompozitinde ise dönüşüm derecesi ile TEGDMA salınım miktarı arasında pozitif korelasyon olduğu görülmüştür.

Kullandığımız kompozit rezin materyallerden biyolojik dokulara zararlı etkileri olabilecek monomerlerin salınabileceği yapılan bu çalışmada görülmüştür. Bu nedenle üretici firmaların bu ürünleri geliştirirken insan sağlığını korumaya yönelik hassasiyetleri önem göstermektedir.

Çalışmamız, kullandığımız kompozit rezinlerin klinik kullanımları hakkında tavsiyeler verirken aynı zamanda kliniğe yönelik çalışmalarla desteklenmesinin ideal bir kompozit rezin materyalinin geliştirilmesine katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

7. KAYNAKLAR

1. **Abed YA, Sabry HA, Alrobeigy NA.** Degree of Conversion and Surface Hardness of Bulk-Fill Composite versus Incremental-Fill Composite. *Tanta Dental Journal* **2015**;12 (2): 71–80.
2. **Galvão MR, Caldas SG, Bagnato VS, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF.** Evaluation of Degree of Conversion and Hardness of Dental Composites Photo-Activated with Different Light Guide Tips. *Eur J Dent.* **2013**;7(1): 86–93.
3. **Monterubbianesi R, Orsini G, Tosi G, Conti C, Librando V, et al.** Spectroscopic and Mechanical Properties of a New Generation of Bulk Fill Composites. *Front Physiol.* **2016**; 7(2): 652-7.
4. **Acquaviva PA, Cerutti F, Adami G, Gagliani M, Ferrari M, et al.** Degree of Conversion of Three Composite Materials Employed in the Adhesive Cementation of Indirect Restorations: A Micro-Raman Analysis. *J Dent.* **2009**;37(8):610–15.
5. **Costa SXS, Galvão MR, Jacomassi DP, Bernardi MIB, Hernandez AC, et al.** Continuous and Gradual Photo-Activation Methods: Influence on Degree of Conversion and Crosslink Density of Composite Resins. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry.* **2011**; 5(1): 219–27.
6. **Ribeiro BCI, Boaventura JMC, de Brito-Gonçalves J, de Souza Rastelli AN, Bagnato VS, Saad JR, et al.** Degree of Conversion of Nanofilled and Microhybrid Composite Resins Photo-Activated by Different Generations of LEDs. *Journal of Applied Oral Science.* **2012**; 25(3): 212–17.
7. **Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG.** Cytotoxic Effects of Resin Components on Cultured Mammalian Fibroblasts. *J Dent Res.* **1991**; 70(11):1450–55.
8. **Soares LE, Liporoni PC, Martin AA.** The Effect of Soft-Start Polymerization by Second Generation LEDs on the Degree of Conversion of Resin Composite. *Oper. Dent.* **2007**; 32(2):160–65.
9. **Ferracane JL, Greener EH.** The Effect of Resin Formulation on the Degree of Conversion and Mechanical Properties of Dental Restorative Resins. *J Biomed Mater Res.* **1986**;20(1):121–31.
10. **Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, et al.** In Vitro Embryotoxicity Assessment with Dental Restorative Materials. *J. Dent* **2005**; 33(1):49–55.
11. **Hansel C, Leyhausen G, Mai UE, Geurtsen W.** Effects of Various Resin Composite (co)monomers and Extracts on Two Caries-Associated Micro-Organisms in Vitro. *J Dent Res.* **1998**; 77(1): 60–7.
12. **Carmichael AJ, Gibson JJ, Walls AW.** Allergic Contact Dermatitis to Bisphenol-A-Glycidylmethacrylate (BIS-GMA) Dental Resin Associated with Sensitivity to Epoxy Resin. *Br Dent J.* **1997**; 183(8): 297–98.
13. **Ferracane JL.** Elution of Leachable Components from Composites. *J. Oral Rehabil* **1994**; 21(4): 441–52.
14. **Kim SH, Watts DC.** Degree of Conversion of Bis-Acrylic Based Provisional Crown and Fixed Partial Denture Materials. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics.* **2008**; 20(3): 639-41
15. **Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S.** Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Operative Dentistry* **2001**; 15(1): 119-44
16. **Geurtsen W, Schoeler U.** A 4-Year Retrospective Clinical Study of Class I and Class II Composite Restorations. *J Dent.* **1997**; 25(3-4): 229–32.

17. **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, et al.** Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent.* **2003**; 28 (3): 215–35.
18. **Burke FJ, Wilson NH, Cheung SW, Mjör IA.** Influence of Patient Factors on Age of Restorations at Failure and Reasons for Their Placement and Replacement. *J. Dent.* **2001**; 29(5): 317–24.
19. **Roberson T, Heymann HO, Swift EJ.** *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*; Elsevier Health Sciences, 2006.
20. **Albers HF.** *Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques*; PMPH-USA, **2002**.
21. **Dayangaç B.** *Kompozit Rezin Restorasyonlar*; Güneş Kitabevi, 2000.
22. **Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH.** Polymerization Contraction Stress in Light-Cured Packable Composite Resins *Dent Mater.* **2001**; 17(3): 253–59.
23. **Altun C.** Kompozit Dolgu Materyallerinde Son Gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi* **2005**; 47(1): 77–82.
24. **Singla G, Vasudeva K, Puri N.** Nanodentistry—the Future Ahead. *Farid University Dental Journal* **2010**; 1(1): 43-5.
25. **Kürkçüoğlu I, Köroğlu A, Özkır SE.** Nanoteknoloji Kavramı ve Diş Hekimliğindeki Uygulamaları. *Health Science Institute* **2014**; 5(2): 1-9
26. **Sakaguchi RL, Powers JM.** Acknowledgments. *Craig's Restorative Dental Materials.* **2012**: 11-5.
27. **Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR.** Phillips' Science of Dental Materials. **2012**.
28. **Garg N, Garg A.** *Textbook of Operative Dentistry*; Boydell & Brewer Ltd, **2010**.
29. **Lussi A.** Composite Materials: Composition, Properties and Clinical Applications. *Schweiz. Monatsschr Zahnmed.* **2010**.
30. **Ferracane JL.** *Materials in Dentistry: Principles and Applications*; Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
31. **Roberson TM, Heymann HO, Switz EJ, Bayne SC, Crawford JJ, et al.** Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 2006. *Google Scholar* **2011**; 14(2): 66–132.
32. **Yoshikawa T, Morigami M, Sadr A, Tagami J.** Acceleration of Curing of Resin Composite at the Bottom Surface Using Slow-Start Curing Methods. *Dent Mater J.* **2013**; 32(6): 999–1004.
33. **Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L.** Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara* **1993**; 515-6
34. **Anusavice KJ, Sheen C, Rawls HR.** Dental Ceramics. Phillips, Science of Dental Materials. *Sounders* **2003**.
35. **Eckert AS, Dede K, Ehbrecht S, Klettke T, Spenkuch, A.** First Cationically Curing Oxirane Based Dental Filling Material. *Polym Prepr.* **2004**; 60-125.
36. **Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL.** Stability of Silorane Dental Monomers in Aqueous Systems. *J Dent.* **2006**; 34(6): 405–10.
37. **Ilie N, Hickel R.** Silorane-Based Dental Composite: Behavior and Abilities. *Dent. Mater. J* **2006**; 25(3): 445–54.
38. **Peutzfeldt, A.** Resin Composites in Dentistry: The Monomer Systems. *Eur J Oral Sci.* **1997**; 105(2): 97–116.
39. **Aladağ Ö.** The Effect of Different Polymerization Periods on Water Sorption of Acrylic Resins. *Ankara Univ Hekim Fak Derg.* **2013**; 23 (2): 214-19

40. **AL-Daijy MT, Al-Omary M, Al-Bounni R.** Micro Hardness and Curing Depth of Bulk-Fill Composite Using New Generation of LED Device and Traditional Halogen Lamps: In Vitro, **2018**; 26(4): 210-6.
41. **Kenneth J, Anusavice D, Shen C, Ralph Rawls H.** *Phillips' Science of Dental Materials*; Elsevier Health Sciences, **2012**; 110-5.
42. **Kumar N.** Exploring the Variability in Mechanical Property Testing of Dental Resin Composites. dph, University of Birmingham, **2011**; 140-206.
43. **Sakaguchi RL, Powers JM.** *Craig's Restorative Dental Materials - E-Book*; Elsevier Health Sciences, **2012**; 162-8
44. **Freedman GA.** Contemporary Esthetic Dentistry/[edited By] George Freedman. St. Louis, Mo.: Elsevier/Mosby, **2012**; 35-9.
45. **Ahmed N, Zafar MS.** Effects of Wear on Hardness and Stiffness of Restorative Dental Materials. *Life Sci J.* **2014**; 11(10): 11-8.
46. **Köprülü HV.** Sınıf Restorasyonlarda, Cam İyonomer-Kompozit Rezin Kombinasyonunun In Vitro Kenar Sızıntısı. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* **1988**; 5(2): 35-44.
47. **McCabe, JF, Walls AWG.** Science of Dental Materials. *Applied Dental Materials* **2008**.
48. **Ünlü N, Ülkü SG.** Son 10 Yılda Kompozit Rezin Restorasyonlar: İn Vivo ve İn Vitro Çalışmalarla Bir Derleme. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Dis Hekimligi Dergisi (NEU Dent J), Necmettin Erbakan.* **2020**; 28(2): 124-45.
49. **Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G.** Composite Resins in the 21st Century. *Quintessence Int.* **1993**; 24(9): 641-58.
50. **Dayangaç B.** Kompozit Rezin Restorasyonlar, Ankara-Güneş Kitabevi, **2000**; 1-20:74.
51. **Dayangaç B.** Kompozit Rezin Restorasyonlar: *Avrupa Çalışları Derg.* **2000**.
52. **Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV.** *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry - E-Book*; Elsevier Health Sciences, **2014**; 45-9.
53. **Ferracane JL.** Resin composite-State of the Art. *Dent. Mater.* **2011**; 27(1): 29-38.
54. **Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J.** Direct Composite Restorative Materials. *Dent Clin North Am.* **2007**; 51(3): 659-75
55. **Sakaguchi, Powers.** Craig's Restorative. *Dent. Mater.* **2012**; 56(3): 125-38.
56. **Deliperi S, Bardwell DN.** An Alternative Method to Reduce Polymerization Shrinkage in Direct Posterior Composite Restorations. *J Am Dent Assoc.* **2002**; 133(10): 1387-98.
57. **Combe EC, Burke FJ.** Contemporary Resin-Based Composite Materials for Direct Placement Restorations: Packables, Flowables and Others. *Dent. Update* **2000**; 27(7): 326-36.
58. **Mahn, E.** Clinical Criteria for the Successful Curing of Composite Materials. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral* **2013**; 6(3): 148-53.
59. **Buonocore M.** Adhesive Sealing of Pits and Fissures for Caries Prevention, with Use of Ultraviolet Light. *J Am Dent Assoc* **1970**; 80(2): 324-30.
60. **Swift EJ, Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann H.** *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*; Elsevier Health Sciences, 2006.
61. **Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R.** Mechanical Properties and Wear Behavior of Light-Cured Packable Composite Resins. *Dent. Mater.* **2000**; 16(1): 33-40.
62. **Craig JM,** Restorative Dental Materials, 11'ed. *St Louis: Mosby.* **2002**
63. **Dayangac B.** Kompozit Rezin Restorasyonlar, Ankara, Güneş Kitabevi LTD. Şti **2000**.

64. **Casamassimo PS, Fields HW, McTigue DJ, Nowak A.** *Pediatric Dentistry - Pageburst E-Book on VitalSource, Infancy through Adolescence*, 5: Elsevier Health Sciences, **2012**.
65. **Paraizo MA, Mendes LC, Gomes A, Miranda MS, Amaral A.** Degradation of a Dental Filling Material after High Caries Challenge. *Mater. Res.* **2004**;7(4):639–42.
66. **Ajlouni R, Bishara SE, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J.** The Use of Ormocer as an Alternative Material for Bonding Orthodontic Brackets. *Angle Orthod.* **2005**; 75(1):106–08.
67. **Schweikl H, Schmalz G, Weinmann W.** The Induction of Gene Mutations and Micronuclei by Oxiranes and Siloranes in Mammalian Cells in Vitro. *J Dent Res.* **2004**; 83(1):17–21.
68. **Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R.** Siloranes in Dental Composites. *Dent. Mater.* **2005**; 21(1): 68–74.
69. **Martin JW.** *The Concise Encyclopedia of the Properties of Materials Surfaces and Interfaces*; Elsevier Science, **2008**.
70. **Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS.** Correlation of Cytotoxicity, Filler Loading and Curing Time of Dental Composites. *Biomaterials* **1991**; 12(8): 737–40.
71. **Price RB, Murphy DG, Dérand, T.** Light Energy Transmission through Cured Resin Composite and Human Dentin. *Quintessence Int.* **2000**; 31(9): 659–67.
72. **Ruyter IE, Oysaed H.** Conversion in Different Depths of Ultraviolet and Visible Light Activated Composite Materials. *Acta Odontol. Scand* **1982**; 40(3): 179–192.
73. **Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo A. A.** Degree of Double Bond Conversion in Light-Cured Composites. *Dent. Mater.* **1987**; 3(1):19–25.
74. **Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC.** Curing Light Performance and Polymerization of Composite Restorative Materials. *J. Dent.* **1992**;20(3):183–88.
75. **Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS.** A Survey of Output Intensity and Potential for Depth of Cure among Light-Curing Units in Clinical Use. *J. Dent.* **1999**; 27(3): 235–41.
76. **Ilie N, Bucuta S, Draenert M.** Bulk-Fill Resin-Based Composites: An in Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Oper. Dent.* **2013**;38(6):618–25.
77. **Furness A, Tadros MY, Looney SW, Rueggeberg FA.** Effect of Bulk/incremental Fill on Internal Gap Formation of Bulk-Fill Composites. *J. Dent.* **2014**; 42(4): 439–49.
78. **Hamlin NJ, Bailey C, Motyka NC, Vandewalle KS.** Effect of Tooth-Structure Thickness on Light Attenuation and Depth of Cure. *Oper. Dent.* **2016**; 41(2):200–207.
79. **Kaisarly D, Gezawi ME.** Polymerization Shrinkage Assessment of Dental Resin Composites: A Literature Review. *Odontology* **2016**; 104(3): 257–70.
80. **Czasch P, Ilie N.** In Vitro Comparison of Mechanical Properties and Degree of Cure of Bulk Fill Composites. *Clin. Oral Investig.* **2013**; 17(1): 227–35.
81. **Ilie N, Hickel R.** Investigations on a Methacrylate-Based Flowable Composite Based on the SDR™ Technology. *Dent. Mater.* **2011**; 27(4): 348–55.
82. **El-Damanhoury H, Platt J.** Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk-Fill Resin Composites. *Oper. Dent.* **2014**; 39(4): 374–82.
83. **Landel RF, Nielsen LE.** *Mechanical Properties of Polymers and Composites*; CRC Press, **1993**.
84. **Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV.** Fracture Toughness, Compressive Strength and Load-Bearing Capacity of Short Glass Fibre-Reinforced Composite Resin. *Chin. J. Dent Res.* **2011**; 14(1): 15–9.

85. **Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LVJ.** Effect of Nanofiller Fractions and Temperature on Polymerization Shrinkage on Glass Fiber Reinforced Filling Material. *Dent. Mater.* **2008**; 24(5): 606–10.
86. **Namen FM, Galan J, De Deus G, Cabreira RD, Filho FC.** Effect of pH on the Wettability and Fluoride Release of an Ion-Releasing Resin Composite. *Oper Dent* **2008**; 33(5): 571–78.
87. **Şeberol HY, Ersöz ETD.** Saklama Ortamı ve Zamanının Kompozit Materyallerinin Su Emilimi ve çözünürlük özellikleri üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hastalıkları ve Tedavisi, **2010**.
88. **Patterson, J.** *Kedi ve fare*; Inkilâp, **2003**.
89. **Hüsrev Hâtemî, H.** *Darülfünûn ve darüşşifa*; Dergâh Yayınları, **1998**.
90. **McCabe JF, Walls AWG.** *Applied Dental Materials*; John Wiley & Sons, **2013**.
91. **Yıldırım ZB.** *Gümüş Eklenmiş çeşitli Simanların Antibakteriyel Etkinliklerinin ve Materyal Bağlanma Dayanımının Invitro Olarak incelenmesi*, Evaluation of the Antibacterial. **2018**; 20 (1): 33-5
92. **Camargo EJ, de Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC.** Composite Depth of Cure Using Four Polymerization Techniques. *Journal of Applied Oral Science.* **2009**; 15(2): 446–50.
93. **Sturdevant JR.** Class II Cast-Metal Restorations. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry.* **2019**; 25(2): 94–154.
94. **Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou, G.** Effect of Chemical Structure on Degree of Conversion in Light-Cured Dimethacrylate-Based Dental Resins. *Biomaterials* **2002**; 15(2): 1819–29.
95. **Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M.** Residual Monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a Set Visible-Light-Cured Dental Composite Resin When Immersed in Water. *Journal of Oral Rehabilitation.* **1991**; 20(3): 353–62.
96. **Vankerckhoven H, Lambrechts P, Van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G.** Unreacted Methacrylate Groups on the Surfaces of Composite Resins. *Journal of Dental Research.* **1982**; 13(1): 791–96.
97. **Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T.** Effect of Light Intensity on Polymerization of Light-Cured Composite Resins. *Dental Materials Journal.* **1994**; 45(3): 198–205.
98. **Fleming GJP, Khan S, Afzal O, Palin WM, Burke FJT.** Investigation of Polymerisation Shrinkage Strain, Associated Cuspal Movement and Microleakage of MOD Cavities Restored Incrementally with Resin-Based Composite Using an LED Light Curing Unit. *J. Dent.* **2007**; 35(2): 97–103.
99. **Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW.** Degree Of Polymerization Of Resin Composites By Different Light Sources. *J. Oral Rehabil.* **2002**, 29 (12): 1165–73.
100. **Vuorinen AM.** *Rigid Rod Polymer Fillers in Acrylic Denture and Dental Adhesive Resin Systems.* **2010**.
101. **Dağ OD.** *Tam seramik kronlarda in vitro olarak resin simanların renk üzerine etkisinin spektrofotometre ile incelenmesi*, Uzmanlık Tezi Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, **2020**.
102. **Heymann H, Swift EJ.** *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*; Mosby, **2006**.
103. **Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B.** Comparison between a Plasma Arc Light Source and Conventional Halogen Curing Units Regarding Flexural Strength, Modulus, and Hardness of Photoactivated Resin Composites. *Clinical Oral Investigations.* **2000**; 20(2): 140–147.

104. **Sharkey S, Ray N, Burke F, Ziada H, Hannigan A.** Surface Hardness of Light-Activated Resin Composites Cured by Two Different Visible-Light Sources: An in Vitro Study. *Quintessence Int.* **2001**;32(5): 401–405.
105. **Park SH, Krejci I, Lutz F.** Microhardness of Resin Composites Polymerized by Plasma Arc or Conventional Visible Light Curing. *Oper. Dent.* **2002**; 27(1): 30–37.
106. **Caughman WF, Rueggeberg FA.** Shedding New Light on Composite Polymerization. *Oper. Dent.* **2002**; 27(6): 636–638.
107. **Rueggeberg F.** Contemporary Issues in Photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* **1999**; 25(4): 15-9.
108. **Midda M, Renton-Harper P.** Lasers in Dentistry. *Br. Dent. J.* **1991**; 170(9): 343–46.
109. **Amaral CM, Cavalcante LMA, Peris AR, Ambrosano GMB, Pimenta LA** Microleakage Evaluation of Resin Composite Restorations Polymerized with Different Blue Light-Emitting Diode Units (LED). *Brazilian Dental Science.* **2010**; 36(2): 350-6.
110. **Price RBT, Felix CA, Andreou P.** Evaluation of a Second-Generation LED Curing Light. *J. Can. Dent. Assoc.* **2003**; 69(10): 666-9.
111. **Price RB, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA.** Comparison of Quartz-Tungsten-Halogen, Light-Emitting Diode, and Plasma Arc Curing Lights. *J. Adhes. Dent.* **2003**; 5(3): 193–207.
112. **Price RB.** Light Curing in Dentistry. *Dent. Clin. North Am.* **2017**; 61(4): 751–78.
113. **Özalp Y, Özdemir N.** Biyomateryaller ve biyouyumluluk: biomaterials and biocompatibility. *Ankara Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Dergisi.* **1996**; 20(2): 57–72.
114. **Barrett AA, Cesar PF, Scherrer SS, Griggs JA, Lohbauer U, et al.** Reliability of Fractal Dimension Analysis Based on Round-Robin Tests. *Dental Materials.* **2010**; 68(3): 66-9.
115. **Nagi SM, Moharam LM, Zaazou MH.** Effect of Resin Thickness, and Curing Time on the Micro-Hardness of Bulk-Fill Resin Composites. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry.* **2015**; 26(3): 1–10.
116. **Akaltan KF.** Diş Hekimliğinde Preklinik ve Klinik Eğitim Çeşitliliği. *Selcuk Dental Journal.* **2019**; 20(6): 37-51
117. **Farahat F, Daneshkazemi AR, Hajiahmadi Z.** The Effect of Bulk Depth and Irradiation Time on the Surface Hardness and Degree of Cure of Bulk-Fill Composites. *J Dent Biomater* **2016**, 3(3): 284–91.
118. **Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke, FJT.** Guidelines for the Selection, Use, and Maintenance of LED Light-Curing Units – Part II. *British Dental Journal.* **2016**; 20(2): 551–54.
119. **Scott BA, Felix CA, Price RBT.** Effect of Disposable Infection Control Barriers on Light Output from Dental Curing Lights. *J. Can. Dent. Assoc.* **2004**; 70(2): 105–10.
120. **Price RB, Dérand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW.** Effect of Distance on the Power Density from Two Light Guides. *J. Esthet. Dent.* **2000**; 12(6): 320–27.
121. **Nitta K.** Effect of Light Guide Tip Diameter of LED-Light Curing Unit on Polymerization of Light-Cured Composites. *Dent Mater.* **2005**; 21(3): 217–23.
122. **Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW.** Clinical Guidelines for Photocuring Restorative Resins. *J. Am. Dent. Assoc.* **1995**; 126(9): 1280–82.
123. **Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH.** Physical Properties and Gap Formation of Light-Cured Composites with and without “Softstart-Polymerization.” *J. Dent.* **1997**;25(3-4): 321–30.
124. **McDonald A.** Albers Tooth-Colored Restoratives: Principles and Techniques. *Oral Diseases.* **2004**; 25(1): 61–5.

125. Çelik Ç, Özel Y. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. **2008**; 2(2): 109-15
126. Chung KH, Greener EH. Correlation between Degree of Conversion, Filler Concentration and Mechanical Properties of Posterior Composite Resins. *J. Oral Rehabil*. **1990**, 17(5): 487-94.
127. Ferracane JL. Current Trends in Dental Composites. *Crit. Rev. Oral Biol. Med*. **1995**; 6(4): 302-18.
128. Yan YL, Kim YK, Kim KH, Kwon TY. Changes in Degree of Conversion and Microhardness of Dental Resin Cements. *Oper. Dent*. **2010**; 35(2): 203-10.
129. Par M, Gamulin O, Marovic D, Klaric E, Tarle Z. Effect of Temperature on Post-Cure Polymerization of Bulk-Fill Composites. *Journal of Dentistry*. **2014**; 45(2): 1255-60.
130. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization Kinetics and Impact of Post Polymerization on the Degree of Conversion of Bulk-Fill Resin-Composite at Clinically Relevant Depth. *Dent. Mater*. **2015**; 31(10): 1207-13.
131. ALShaafi MM, Haenel T, Sullivan B, Labrie D, Alqahtani MQ, Price, RB. Effect of a Broad-Spectrum LED Curing Light on the Knoop Microhardness of Four Posterior Resin Based Composites at 2, 4 and 6-Mm Depths. *J. Dent*. **2016**; 45(5): 14-8.
132. Lefkowitz W. Dentin and Pulp in Restorative Dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1982**; 20(2): 110-5.
133. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, Characterization and Evaluation of Urethane Derivatives of Bis-GMA. *Dental Materials*. **2003**; 32(3): 584-88.
134. Silva JC, Silva JC, Vieira RR, Rege ICC, dos Santos Cruz, et al. Pre-Heating Mitigates Composite Degradation. *Journal of Applied Oral Science*. **2015**; 25(3): 571-79.
135. Dickens SH, Stansbury JW, Choi KM, Floyd CJE. Photopolymerization Kinetics of Methacrylate Dental Resins. *Macromolecules* **2003**; 36(16): 6043-53.
136. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light Intensity Effects on Resin-Composite Degree of Conversion and Shrinkage Strain. *Dent. Mater*. **2000**; 16(4): 292-96.
137. Papadogiannis D, Tolidis K, Gerasimou P, Lakes R, Papadogiannis Y. Viscoelastic Properties, Creep Behavior and Degree of Conversion of Bulk Fill Composite Resins. *Dent. Mater*. **2015**; 31(12): 1533-41.
138. Galvão MR, Calabrez-Filho S, Campos EA, Bagnato VS, Rastelli AN et al. Compressive Strength of Dental Composites Photo-Activated with Different Light Tips. *Laser Physics*. **2013**; 45(6): 250-6.
139. Shintani H. HPLC Analysis of Toxic Additives and Residual Monomer from Dental Plate. *J. Liq. Chromatogr*. **1995**; 18(3): 613-26.
140. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of Parameters Used to Estimate Monomer Conversion in a Light-Cured Composite. *J. Dent. Res*. **1988**; 67(6): 932-37.
141. Ozturk B, Cobanoglu N, Cetin AR, Gunduz B. Conversion Degrees of Resin Composites Using Different Light Sources. *Eur. J. Dent*. **2013**; 7(1): 102-09.
142. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of Double Bond Conversion in Dental Resins by near Infrared Spectroscopy. *Dent. Mater*. **2001**; 17(1): 71-9.
143. Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Effects of Monomer Ratios and Highly Radiopaque Fillers on Degree of Conversion and Shrinkage-Strain of Dental Resin Composites. *Dent. Mater*. **2009**; 25(11): 1411-18.
144. Müller H, Olsson S, Söderholm 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(4): 362-68.

145. **Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, et al.** How Much Do Resin-Based Dental Materials Release? A Meta-Analytical Approach. *Dent. Mater.* **2011**;27(8): 723–47.
146. **Panduric V, Tarle Z, Hamersak Z, Stipetić I, Matosevic D, et al.** Detection of HEMA in Self-Etching Adhesive Systems with High Performance Liquid Chromatography. *J. Mol. Struct.* **2009**;924-26.
147. **Lovell LG, Stansbury JW, Syrpes DC, Bowman CN.** Effects of Composition and Reactivity on the Reaction Kinetics of Dimethacrylate/ Dimethacrylate Copolymerizations. *Macromolecules.* **1999**; 3913–21.
148. **Schneider LFJ, Pfeifer CSC, Consani S, Prahl SA, Ferracane JL.** Influence of Photoinitiator Type on the Rate of Polymerization, Degree of Conversion, Hardness and Yellowing of Dental Resin Composites. *Dental Materials.* **2008**; 56(3): 1169–77.
149. **Øysæd H, Ruyter IE, Sjøvik Kleven IJ.** Release of Formaldehyde from Dental Composites. *Journal of Dental Research.* **1988**; 68(3): 1289–94.
150. **Sideridou I.** Study of Water Sorption, Solubility and Modulus of Elasticity of Light-Cured Dimethacrylate-Based Dental Resins. *Biomaterials.* **2003**; 23(3): 655–65.
151. **Sideridou ID, Achilias DS.** Elution Study of Unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from Light-Cured Dental Resins and Resin Composites Using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials.* **2005**; 35(2): 617–26.
152. **Moraes LGP, Rocha RSF, Menegazzo LM, de Araújo EB, Yukimito K, Moraes JCS. et al.** Infrared Spectroscopy: A Tool for Determination of the Degree of Conversion in Dental Composites. *J. Appl. Oral Sci.* **2008**; 16 (2): 145–49.
153. **Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM.** Correlation of Bottom-to-Top Surface Microhardness and Conversion Ratios for a Variety of Resin Composite Compositions. *Oper. Dent.* **2004**; 29(6): 698–704.
154. **Smith BC.** Fundamentals of Fourier Transform Infrared Spectroscopy. **2011**; 20(2): 158-75.
155. **Yıldız A, Genç Ö, Bektaş S.** Enstrümantal Analiz Yöntemleri, Hacettepe Üniversitesi Yayınları. *Baskı, Ankara,* **1997**; 25(1): 975-9.
156. **Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR.** Influence of Photoactivation Method on Conversion, Mechanical Properties, Degradation in Ethanol and Contraction Stress of Resin-Based Materials. *J. Dent.* **2005**; 33(9): 773–79.
157. **Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, Leloup G.** The Micro-Raman Spectroscopy, a Useful Tool to Determine the Degree of Conversion of Light-Activated Composite Resins. *Journal of Biomedical Materials Research.* **1999** ; 23(3): 675–81.
158. **Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. et al.** Physico-Mechanical Characteristics of Commercially Available Bulk-Fill Composites. *J. Dent.* **2014**; 42 (8): 993–1000.
159. **Rueggeberg FA, Margeson DH.** The Effect of Oxygen Inhibition on an Unfilled/filled Composite System. *J. Dent. Res.* **1990**; 69(10): 1652–8.
160. **Hışıl Y.** Enstrümantal Gıda Analizleri-II. *Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Ders Kitapları Yayın.* **2004**.
161. **Adamovics JA.** *Chromatographic Analysis of Pharmaceuticals*; Routledge, **2017**.
162. **Ekin İ.** Bitlis ilinde geleneksel olarak üretilen gezo pekmezinin bazı kimyasal özelliklerinin incelenmesi, Bitlis Eren Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, **2018**.
163. **Karger BL.** HPLC: Early and Recent Perspectives. *J. Chem. Educ.* **1997**; 74(1): 45-9.
164. **Daronch M, Rueggeberg FA, De Goes MF.** Monomer Conversion of Pre-Heated Composite. *J. Dent. Res.* **2005**; 84(7): 663–67.

165. **Yap AU.** Effectiveness of Polymerization in Composite Restoratives Claiming Bulk Placement: Impact of Cavity Depth and Exposure Time. *Oper. Dent.* **2000**; 25(2): 113–20.
166. **Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LVJ.** Depth of Cure and Surface Microhardness of Experimental Short Fiber-Reinforced Composite. *Acta Odontol. Scand.* **2008**; 66(1): 38–42.
167. **Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G.** Corrigendum to “Progress in Dimethacrylate-Based Dental Composite Technology and Curing Efficiency” *Dental Materials.* **2013**; 29(2):493-9.
168. **Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL.** Variation of Depth of Cure and Intensity with Distance Using LED Curing Lights. *Dent. Mater.* **2006**; 22 (11): 988–94.
169. **DeWald JP, Ferracane JL.** A Comparison of Four Modes of Evaluating Depth of Cure of Light-Activated Composites. *J. Dent Res.* **1987**; 66 (3): 727–30.
170. **Moore BK, Platt JA, Borges G, Chu TM, Katsilieri I.** Depth of Cure of Dental Resin Composites: ISO 4049 Depth and Microhardness of Types of Materials and Shades. *Oper. Dent.* **2008**; 33(4): 408–12.
171. **Kim EH, Jung KH, Son SA, Hur B, Kwon YH, et al.** Effect of Resin Thickness on the Microhardness and Optical Properties of Bulk-Fill Resin Composites. *Restor. Dent. Endod.* **2015**;40(2): 128–35.
172. **Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G.** Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk Fill Flowable Composite Resins. *Oper. Dent.* **2014**; 39(4):441–48.
173. **Shin WS, Li XF, Schwartz B, Wunder SL, Baran GR.** Determination of the Degree of Cure of Dental Resins Using Raman and FT-Raman Spectroscopy. *Dent. Mater.* **1993**; 9(5): 317–24.
174. **Gökkaya FA, Stawarczyk B, Hämmerle CH, Sailer I.** Influence of Silanes on the Shear Bond Strength of Resin Cements to Zirconia. *Quintessence Int.* **2013**; 44(8): 591–600.
175. **Leung KF.** Comparison of Depth of Polymerization Evaluation Methods for Photo-Activated Composite. *Research. Journal of Dental Research* **1984**; 66(3):727-30
176. **Geissberger M.** *Esthetic Dentistry in Clinical Practice*; John Wiley & Sons, **2013**.
177. **Shortall AC, Palin WM, Burtscher P.** Refractive Index Mismatch and Monomer Reactivity Influence Composite Curing Depth. *J. Dent. Res.* **2008**; 87(1): 84–8.
178. **Botsalı MS.** Rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması. Yayımlanmış Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, **2008**.
179. **Altunsoy M, Botsali MS, Tosun G, Yaşar A.** Farklı Polimerizasyon Sürelerinin Adeziv Sistemlerden Salınan Artık Monomer Miktarına Etkisi. *Acta Odontologica Turcica* **2013**; 30(1): 6–12.
180. **Komurcuoglu E, Olmez S, Vural N.** Evaluation of Residual Monomer Elimination Methods in Three Different Fissure Sealants in Vitro. *J. Oral Rehabil.* **2005**; 32(2): 116–21.
181. **Hume WR, Gerzina TM.** Bioavailability of Components of Resin-Based Materials Which Are Applied to Teeth. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* **1996**; 7(2): 172–179.
182. **Huang FM, Chang YC.** Cytotoxicity of Resin-Based Restorative Materials on Human Pulp Cell Cultures. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **2002**; 94 (3): 361–65.
183. **Geurtsen W, Spahl W, Müller K, Leyhausen G.** Aqueous Extracts from Dentin Adhesives Contain Cytotoxic Chemicals. *J. Biomed. Mater. Res.* **1999**; 48(6): 772–77.
184. **Eick JD, Kostoryz EL, Rozzi SM, Jacobs DW, Oxman JD, et al.** In Vitro Biocompatibility of Oxirane/polyol Dental Composites with Promising Physical Properties. *Dent. Mater.* **2002**; 18 (5): 413–21.

185. **Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, Dennison JB.** Cytotoxic Interactive Effects of Dentin Bonding Components on Mouse Fibroblasts. *J. Dent. Res.* **1995**; 74(9): 1602–06.
186. **Asmussen E, Peutzfeldt A.** Polymerization Contraction of Resin Composite vs. Energy and Power Density of Light-Cure. *Eur. J. Oral Sci.* **2005**; 113(5): 417–21.
187. **Kaman MO, Turan K.** Kompozit Malzemeler İçin İlerlemeli Hasar Analizinde Çözümü Etkileyen Faktörler. *DÜMF Mühendislik Dergisi.* **2019**; 62(2): 581–89.
188. **Görkem UG, Sönmez KI.** Assessment of Monomer Release from 3 Different Fissure Sealants. *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.* **2018**; 16(2): 90–96.
189. **Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM.** Polymerization Efficiency of Chemically Cured and Visible Light-Cured Orthodontic Adhesives: Degree of Cure. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* **1995**; 108(3): 294–301.
190. **Bowen RL.** Composite and Sealant Resins--Past, Present, and Future. *Pediatr. Dent.* **1982**; 4(1): 10–15.
191. **Söderholm KJ, Mariotti A.** BIS-GMA-BASED Resins In Dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association* **1999**; 130(2): 201–09.
192. **Asmussen E, Peutzfeldt A.** Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on Selected Mechanical Properties of Experimental Resin Composites. *Dent. Mater.* **1998**; 14(1): 51–56.
193. **Barszczewska-Rybarek IM.** Structure–property Relationships in Dimethacrylate Networks Based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Dent. Mater.* **2009**; 25 (9): 1082–89.
194. **Nakabayashi N, Takarada K.** Effect of HEMA on Bonding to Dentin. *Dent. Mater.* **1992**; 8(2): 125–30.
195. **Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Wakumoto S.** Investigation of Self-Etching Dentin Primers. *Dent. Mater.* **1989**; 5(6): 408–10.
196. **Pashley EL, Zhang YE, Lockwood P, Rueggeberg FA, Pashley DH.** Effects of HEMA on Water Evaporation from water-HEMA MixtuRes. *Dent. Mater.* **1998**; 14 (1): 6–10.
197. **Paranjpe A, Bordador LCF, Wang MY, Hume WR, Jewett A.** Resin Monomer 2-Hydroxyethyl Methacrylate (HEMA) Is a Potent Inducer of Apoptotic Cell Death in Human and Mouse Cells. *J. Dent. Res.* **2005**; 84 (2): 172–77.
198. **Sonkaya E.** Dört farklı tip kompozit rezin materyalden polimerizasyon sonrası salınan artık monomer miktarının karşılaştırılarak değerlendirilmesi, Uzmanlık Tezi Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, **2019**.
199. **Viljanen EK, Langer S, Skrifvars M, Vallittu PK.** Analysis of Residual Monomers in Dendritic Methacrylate Copolymers and Composites by HPLC and Headspace-GC/MS. *Dent. Mater.* **2006**; 22(9): 845–51.
200. **Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM.** HPLC Analysis of Components Released from Dental Composites with Different Resin Compositions Using Different Extraction Media. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **2007**; 18(1): 133–37.
201. **Feng T, Sun M, Song S, Zhuang H, Yao L.** Gas Chromatography for Food Quality Evaluation. *Evaluation Technologies for Food Quality.* **2019**; 26(4): 219–65.
202. **Grebe SK, Singh RJ.** LC-MS/MS in the Clinical Laboratory - Where to From Here? *Clin. Biochem. Rev.* **2011**; 32(1): 5–31.
203. **Snyder LR, Kirkland JJ, Dolan JW.** *Introduction to Modern Liquid Chromatography*; John Wiley & Sons, **2011**.
204. **Akdoğan N.** *İnstrümental analiz*; Gazi Kitabevi, **2003**.
205. **Tyson, J.** *Introduction to Modern Liquid Chromatography* 2nd Ed.: Snyder LR, Kirkland JJ. Wiley, New York: **1979**; 66(3): 863-6.

206. **Scientific C.** The Theory of HPLC. Chromatographic Parameters. *e-Learning for the Analytical Chemistry Community, LC.* **2010**
207. **Camoes I, Salles M, Chevitaresh O, Gomes L.** Diffusion of Ca(OH)₂ Associated with Different Vehicles: Chromatographic Study (High-Performance Liquid Chromatography). *Journal of Endodontics.* **2004**; 25(2): 30–4.
208. **Ferracane JL, Greener EH.** Fourier Transform Infrared Analysis of Degree of Polymerization in Unfilled Resins—Methods Comparison. *Journal of Dental Research.* **1984**; 36(4): 1093–95.
209. Courtney MGR. Determining the Number of Factors to Retain in EFA: Using the SPSS R-Menu v2 0 to Make More Judicious Estimations. *Practical Assessment, Research, and Evaluation* **2013**; 18(1): 8-16.
210. **Tekin TH, Kantürk Figen A, Yılmaz Atalı P, Coşkuner Filiz B, Pişkin MB. et al.** Full in-Vitro Analyses of New-Generation Bulk Fill Dental Composites Cured by Halogen Light. *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* **2017**; 77(6): 436–45.
211. **Sperling LH.** *Introduction to Physical Polymer Science*; John Wiley & Sons, **2005**.
212. **Kusgoz A, Ülker M, Yesilyurt C, Yoldas OH, Ozil M. et al.** Silorane-Based Composite: Depth of Cure, Surface Hardness, Degree of Conversion, and Cervical Microleakage in Class II Cavities. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry.* **2011**; 75(5): 324–35.
213. **Dalli' Magro E, Sinhoreti MAC, Correr AB, Consani RLX, Sicoli EA, et al.** Effect of Different Modes of Light Modulation on the Bond Strength and Knoop Hardness of a Dental Composite. *Brazilian Dental Journal.* **2008**; 28(3): 334–40.
214. **Yap AUJ, Wong NY, Siow KS.** Composite Cure and Shrinkage Associated with High Intensity Curing Light. *Oper. Dent.* **2003**; 28(4): 357–64.
215. **Asmussen E, Peutzfeldt A.** Influence of Pulse-Delay Curing on Softening of Polymer Structures. *J. Dent. Res.* **2001**; 80(6): 1570–73.
216. **Polydorou O, König A, Hellwig E, Kümmerer K.** Long-Term Release of Monomers from Modern Dental-Composite Materials. *European Journal of Oral Sciences.* **2009**; 35(3): 68–75.
217. **Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, et al.** Influence of Irradiation Time on Subsurface Degree of Conversion and Microhardness of High-Viscosity Bulk-Fill Resin Composites. *Clin. Oral Investig.* **2015**; 19(4): 831–40.
218. **Li J, Nicander I, von Beetz M, Sundström F.** Influence of Paste Temperature at Curing on Conversion Rate and Bending Strength of Light-Cured Dental Composites. *J. Oral Rehabil.* **1996**; 23(5): 298–301.
219. **Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS.** Hardness Evaluation of a Dental Composite Polymerized with Experimental LED-Based Devices. *Dent. Mater.* **2001**; 17(4): 309–15.
220. **Pires JA, Cvitko E, Deneky GE, Swift EJ.** Effects of Curing Tip Distance on Light Intensity and Composite Resin Microhardness. *Quintessence Int.* **1993**; 24(7): 517–21.
221. **Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E.** Depth of Cure of Radiation - Activated Composite Restoratives- Influence of Shade and Opacity. *Journal of Oral Rehabilitation.* **1995**; 25(1): 337–42.
222. **Tarle Z, Meniga A, Knezević A, Sutalo J, Ristić M, et al.** Composite Conversion and Temperature Rise Using a Conventional, Plasma Arc, and an Experimental Blue LED Curing Unit. *J. Oral Rehabil.* **2002**; 29(7): 662–67.
223. **Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JWV.** Effect of Power Density of Curing Unit, Exposure Duration, and Light Guide Distance on Composite Depth of Cure. *Clin. Oral Investig.* **2005**; 9(2): 71–6.
224. **Mills RW, Uhl A, Jandt KD.** Optical Power Outputs, Spectra and Dental Composite Depths of Cure, Obtained with Blue Light Emitting Diode (LED) and Halogen Light Curing Units (LCUs). *Br. Dent. J.* **2002**; 193(8): 459–63.

225. **Polydorou O, Manolakis A, Hellwig E, Hahn P.** Evaluation of the Curing Depth of Two Translucent Composite Materials Using a Halogen and Two LED Curing Units. *Clin. Oral Investig.* **2008**; 12(1): 45–51.
226. **Lempel E, Czibulya Z, Kovács B, Szalma J, Tóth Á, et al.** Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk Fill Composites. *Int. J. Mol. Sci.* **2016**; 17(5): 111–16.
227. **Nomoto R, Hirasawa T.** Residual Monomer and Pendant Methacryloyl Group in Light-Cured Composite Resins. *Dental Materials Journal.* **1992**; 23(2): 177–88
228. **Taylor MJ, Lynch, E.** Marginal Adaptation. *Journal of Dentistry.* **1993**; 22(2): 265–273.
229. **Mahmoud, SH, Ali AK, Hegazi HA.** Three-Year Prospective Randomized Study of Silorane- and Methacrylate-Based Composite Restorative Systems in Class II Restorations. *J. Adhes. Dent.* **2014**;16(3):285–92.
230. **Schmidt M, Dige I, Kirkevang LL, Vaeth M, Hørsted-Bindslev P.** Five-Year Evaluation of a Low-Shrinkage Silorane Resin Composite Material: A Randomized Clinical Trial. *Clin. Oral Investig.* **2015**; 19(2): 245–51.
231. **Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, et al.** Polymerization Efficiency and Flexural Strength of Low-Stress Restorative Composites. *Dent. Mater.* **2014**; 30(6): 688–94.
232. **Moraes RR, Garcia JW, Barros MD, Lewis SH, Pfeifer CS, et al.** Control of Polymerization Shrinkage and Stress in Nanogel-Modified Monomer and Composite Materials. *Dent. Mater.* **2011**; 27(6): 509–19.
233. **Eick JD, Welch FH.** Polymerization Shrinkage of Posterior Composite Resins and Its Possible Influence on Postoperative Sensitivity. *Quintessence Int.* **1986**; 17(2): 103–11.
234. **Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G.** Cytotoxicity of 35 Dental Resin Composite Monomers/additives in Permanent 3T3 and Three Human Primary Fibroblast Cultures. *J. Biomed. Mater. Res.* **1998**; 41(3): 474–80.
235. **Zhou M, Drummond JL, Hanley L.** Barium and Strontium Leaching from Aged Glass Particle/resin Matrix Dental Composites. *Dent. Mater.* **2005**; 21(2): 145–55.
236. **Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R.** Wear and Marginal Breakdown of Composites with Various Degrees of Cure. *J. Dent. Res.* **1997**; 76(8): 1508–16.
237. **Pongprueksa P, De Munck J, Duca RC, Poels K, Covaci A, et al.** Monomer Elution in Relation to Degree of Conversion for Different Types of Composite. *J. Dent.* **2015**; 43 (12): 1448–455.
238. **Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD.** High Power Light Emitting Diode (LED) Arrays versus Halogen Light Polymerization of Oral Biomaterials: Barcol Hardness, Compressive Strength and Radiometric Properties. *Biomaterials* **2002**; 23(14): 2955–63.
239. **Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G.** Characterization of Nanofilled Compared to Universal and Microfilled Composites. *Dent. Mater.* **2007**; 23 (1): 51–9.
240. **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): 388–91.
241. **Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ.** The Effect of Different Power Densities and Method of Exposure on the Marginal Adaptation of Four Light-Cured Dental Restorative Materials. *Biomaterials* **2003**; 24(20): 3593–98.
242. **Yaman BC, Efes BG, Dörter C, Gömeç Y, Erdilek D, et al.** The Effects of Halogen and Light-Emitting Diode Light Curing on the Depth of Cure and Surface Microhardness of Composite Resins. *J. Conserv. Dent.* **2011**; 14(2): 136–39.
243. **Uhl A, Mills RW, Jandt KD.** Photoinitiator Dependent Composite Depth of Cure and Knoop Hardness with Halogen and LED Light Curing Units. *Biomaterials* **2003**; 24 (10): 1787–95.

244. **Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, Sobrinho LC, de Goes MF, et al.** Monomer Conversion at Different Dental Composite Depths Using Six Light-Curing Methods. *Polym. Test.* **2006**; 25 (3): 282–88.
245. **Faria-e-Silva AL, Covell DA, Ferracane JL, Pfeifer CS.** Effectiveness of High Irradiance for Short-Time Exposures on Polymerization of Composite under Metal Brackets. *Angle Orthod.* **2017**; 87(6): 834–40.
246. **Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken J.** Curing Depths of a Universal Hybrid and a Flowable Resin Composite Cured with Quartz Tungsten Halogen and Light-emitting Diode Units. *Acta Odontol. Scand.* **2004**; 62(2): 97–101.
247. **Sevik C.** Bulk Fill Kompozit Rezinlerin Mikrosertlik Değeri ve Dönüşüm Derecesinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, **2018**.
248. **Ceballos L, Fuentes MV, Tafalla H, Martínez A, Flores J, et al.** Curing Effectiveness of Resin Composites at Different Exposure Times Using LED and Halogen Units. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal* **2009**; 14(1): 51–6.
249. **Marovic D, Tauböck TT, Attin T, Panduric V, Tarle Z.** Monomer Conversion and Shrinkage Force Kinetics of Low-Viscosity Bulk-Fill Resin Composites. *Acta Odontol. Scand.* **2015**; 73(6): 474–80.
250. **Pirmoradian M, Hooshmand T, Jafari-Semnani S, Fadavi F.** Degree of Conversion and Microhardness of Bulk-Fill Dental Composites Polymerized by LED and QTH Light Curing Units. *J. Oral BioSci.* **2020**; 62(1): 107–13.
251. **Kim EJ, Lee JW, Ok Park O.** Modification of Poly(vinyl Cinnamate) Photo-Alignment Layers Using Polymerizable Mesogens. *Korean Journal of Chemical Engineering.* **2000**; 25(3): 17–21.
252. **Eb T.** Süt ve Sürekli Dişlerde Kullanılan Dört Farklı Kompozit Materyalden Monomer Salınımının Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **2006**.
253. **Görgeç VA.** Farklı renklerdeki kompozitlerin polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının incelenmesi. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İnönü Üniversitesi Ve Selçuk Üniversitesi Pedodonti Anabilim, **2014**.
254. **Hamid A, Hume WR.** A Study of Component Release from Resin Pit and Fissure Sealants in Vitro. *Dent. Mater.* **1997**; 13 (2): 98–102.
255. **Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E.** Elution of TEGDMA and BisGMA from a Resin and a Resin Composite Cured with Halogen or Plasma Light. *Eur. J. Oral Sci.* **2000**; 108 (4): 341–5.
256. **Venturini D, Cenci MS, Demarco FF.** Effect of Polishing Techniques and Time on Surface Roughness, Hardness and Microleakage of Resin Composite Restorations. *Operative*, **2006**; 23(3): 320–6.
257. **Gordan VV, Patel SB, Barrett AA.** Effect of Surface Finishing and Storage Media on Bi-Axial Flexure Strength and Microhardness of Resin-Based Composite. *Operative*, **2003**; 36(2): 150–6.
258. **Lapas-Barisic M, Gamulin O, Panduric V, Spanovic N, Tarle Z, et al.** Long Term Degree of Conversion of Two Bulk-Fill Composites. *Acta Stomatol. Croat.* **2016**; 50 (4): 292–300.
259. **Santini A, Miletic V, Swift MD, Bradley M.** Degree of Conversion and Microhardness of TPO-Containing Resin-Based Composites Cured by Polywave and Monowave LED Units. *J. Dent.* **2012**; 40 (7): 577–84.
260. **Erickson RL, Barkmeier WW, Halvorson RH.** Curing Characteristics of a Composite - Part 1: Cure Depth Relationship to Conversion, Hardness and Radiant Exposure. *Dent. Mater.* **2014**; 30 (6): 125–33.

261. **Alrahlah A, Silikas N, Watts DC.** Post-Cure Depth of Cure of Bulk Fill Dental Resin-Composites. *Dent. Mater.* **2014**; 30(2): 149–54.
262. **Obici A, Sinhoreti M, Frollini E, Sobrinho L, Consani S.** Degree of conversion of Z250 composite determined by fourier transform infrared spectroscopy: comparison of techniques, storage periods and photo-activation methods. *Materials Research-ibero-american Journal of Materials - Mater Res-Ibero-Am J Mater.* **2004**; 7(1): 15-9.
263. **Adams DC.** The Indirect Composite Resin Restoration. An Underutilized Restorative Choice *Dent. Today*, **2004**; 23(1): 62–7.
264. **Gökay T.** Comparative Analysis of Abrasion and Hardness Properties of Different Composite Resin Materials. *Ankara Univ. Hekim. Fak. Derg.* **2005**; 26(3):152-5.
265. **Sarrett DC, Coletti DP, Peluso AR.** The Effects of Alcoholic Beverages on Composite Wear. *Dent. Mater.* **2000**; 16 (1): 62–7.
266. **Bagheri R, Burrow MF, Tyas M.** Influence of Food-Simulating Solutions and Surface Finish on Susceptibility to Staining of Aesthetic Restorative Materials. *J. Dent.* **2005**; 33(5): 389–398.
267. **Kao EC.** Influence of Food-Simulating Solvents on Resin Composites and Glass-Ionomer Restorative Cement. *Dent. Mater.* **1989**; 5(3): 201–8.
268. **Domingos PA, Garcia PP, Oliveira, AL, Palma-Dibb RG.** Composite Resin Color Stability: Influence of Light Sources and Immersion Media. *J. Appl. Oral Sci.* **2011**; 19(3): 204–11.
269. **Chadwick RG, McCabe JF, Walls AW, Storer R.** The Effect of Storage Media upon the Surface Microhardness and Abrasion Resistance of Three Composites. *Dent. Mater.* **1990**; 6(2): 123–28.
270. **Hara AT, González-Cabezas C, Creeth J, Zero DT.** The Effect of Human Saliva Substitutes in an Erosion-Abrasion Cycling Model. *Eur. J. Oral Sci.* **2008**; 116(6): 552–6.
271. **Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC, Tansley GD.** Wear of Human Enamel: A Quantitative in Vitro Assessment. *J. Dent. Res.* **1998**; 77(12): 1983–90.
272. **Knobloch LA, Kerby RE, Seghi R, van Putten M.** Two-Body Wear Resistance and Degree of Conversion of Laboratory-Processed Composite Materials. *Int. J. Prosthodont.* **1999**; 12(5): 432–8.
273. **Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP.** In Vitro Contact Wear of Dental Composites. *Dent. Mater.* **2004**; 20(1): 63–71.
274. **Wiegand A, Attin T.** Design of erosion/abrasion studies--insights and rational concepts. *Caries Res.* **2011**; 45(2): 53-9.
275. **Jafarzadeh TS, Erfan M, Behroozibakhsh M, Fatemi M, Masaeli R, et al.** Evaluation of Polymerization Efficacy in Composite Resins via FT-IR Spectroscopy and Vickers Microhardness Test. *J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects* **2015**; 9 (4): 226–32.
276. **Scherzer T, Decker U.** Real-Time FTIR–ATR Spectroscopy to Study the Kinetics of Ultrafast Photopolymerization Reactions Induced by Monochromatic UV Light. *Vib. Spectrosc.* **1999**; 19 (2): 385–98.
277. **Garoushi S, Vallittu P, Shinya A, Lassila L.** Influence of Increment Thickness on Light Transmission, Degree of Conversion and Micro Hardness of Bulk Fill Composites. *Odontology* **2016**; 104 (3): 291–7.
278. **Ghauch A, Deveau PA, Jacob V, Baussand P.** Use of FTIR Spectroscopy Coupled with ATR for the Determination of Atmospheric Compounds. *Talanta* **2006**; 68(4): 1294–302.
279. **Yokesh CA, Hemalatha P, Muthalagu M, Justin MR.** Comparative Evaluation of the Depth of Cure and Degree of Conversion of Two Bulk Fill Flowable Composites. *J. Clin. Diagn. Res.* **2017**; 11(8): 86–9.
280. **Vigano C, Ruysschaert JM, Goormaghtigh E.** Sensor Applications of Attenuated Total Reflection Infrared Spectroscopy. *Talanta* **2005**; 65(5): 1132–42.

281. **Miletic V, Pongprueksa P, De Munck J, Brooks NR, Van Meerbeek B.** Curing Characteristics of Flowable and Sculptable Bulk-Fill Composites. *Clinical Oral Investigations*. **2017**; 25(3): 1201–12.
282. **Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, et al.** Bulk-Fill Resin Composites: Polymerization Properties and Extended Light Curing. *Dent. Mater.* **2015**; 31(3): 293–301.
283. **Yu P, Yap A, Wang XY.** Degree of Conversion and Polymerization Shrinkage of Bulk-Fill Resin-Based Composites. *Oper. Dent.* **2017**;42(1): 82–9.
284. **Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD.** Degree of Conversion of Bulk-Fill Compared to Conventional Resin-Composites at Two Time Intervals. *Dent. Mater.* **2013**; 29 (9): 213–17.
285. **Kaya MS, Bakkal M, Durmus A, Durmus Z.** Structural and Mechanical Properties of a Giomer-Based Bulk Fill Restorative in Different Curing Conditions. *J. Appl. Oral Sci.* **2018**; 26:e20160662.
286. **Borges AF, Chase MA, Guggiari AL, Gonzalez MJ, de Souza Ribeiro AR, et al.** A Critical Review on the Conversion Degree of Resin Monomers by Direct Analyses. *BDS* **2013**; 16 (1): 18–26.
287. **Santerre JP, Shajii L, Leung BW.** Relation of Dental Composite Formulations to Their Degradation and the Release of Hydrolyzed Polymeric-Resin-Derived Products. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* **2001**; 12(2): 136–51.
288. **Ferracane JL.** Hygroscopic and Hydrolytic Effects in Dental Polymer Networks. *Dent. Mater.* **2006**; 22(3): 211–22.
289. **Larsen IB, Munksgaard EC.** Effect of Human Saliva on Surface Degradation of Composite Resins. *Scand. J. Dent. Res.* **1991**; 99(3): 254–61.
290. **Stefova M, Ivanova V, Muratovska I.** Identification and Quantification of Bis-GMA and TegDMA Released from Dental Materials by HPLC. *Journal of Liquid Chromatography & Related Technologies*. **2005**; 23(3): 289–95.
291. **Uzunova Y, Lukanov L, Filipov I, Vladimirov S.** High-Performance Liquid Chromatographic Determination of Unreacted Monomers and Other Residues Contained in Dental Composites. *J. Biochem. Biophys. Methods* **2008**; 70(6): 883–8.
292. **Hsu WY, Wang VS, Lai CC, Tsai FJ.** Simultaneous Determination of Components Released from Dental Composite Resins in Human Saliva by Liquid Chromatography/multiple-Stage Ion Trap Mass Spectrometry. *Electrophoresis* **2012**; 33(4): 719–25.
293. **Danesh G, Hellak T, Reinhardt KJ, Végh A, Schäfer E, et al.** Elution Characteristics of Residual Monomers in Different Light- and Auto-Curing Resins. *Exp. Toxicol. Pathol.* **2012**; 64(8): 867–72.
294. **ASTM International;** American Society for Testing and Materials. *Annual Book of ASTM Standards*; *ASTM International*, **2003**.
295. **Cebe MA, Cebe F, Cengiz MF, Cetin AR, Arpag OF, Ozturk B. et al.** Elution of Monomer from Different Bulk Fill Dental Composite Resins. *Dent. Mater.* **2015**; 31(7): 141–9.
296. **Darmani H, Al-Hiyasat AS, Milhem MM.** Cytotoxicity of Dental Composites and Their Leached Components. *Quintessence Int.* **2007**; 38 (9): 789–95.
297. **Jeon MS, Kim CS, Lee KS.** Study of the Cumulative Dental Caries Rate of Pit and Fissure Sealant in Community Public Health Program: 3 Years Follow-Up. *Journal of Korean society of Dental Hygiene*. **2016**; 23(1): 45–52.
298. **Ak AT, Alpoz AR, Bayraktar O, Ertugrul F.** Monomer Release from Resin Based Dental Materials Cured With LED and Halogen Lights. *Eur. J. Dent.* **2010**; 4(1): 34–40.
299. **Altintas SH, Usumez A.** Evaluation of TEGDMA Leaching from Four Resin Cements by HPLC. *Eur. J. Dent.* **2012**; 6 (3): 255–62.

300. **Karaarslan ES, Altintas S, Bulbul M, Cebe MA, Usumez A.** High Performance Liquid Chromatography Analysis of Monomers from One Composite Resin Cured with Different Polymerisation Methods. *Materials Research Innovations*. **2011**; 110(3): 124–9.
301. **Gürol A.** Effects of the Labour Fear on the Prenatal Attachment and Determination of the Affecting Factors. *Archives of Health Science and Research*. **2020**; 75(3): 137–45.
302. **Noda M, Komatsu H, Sano H.** HPLC Analysis of Dental Resin Composites Components. *An Official Journal of The Society* **1999**; 47(3): 374–8.
303. **Michelsen VB, Lygre H, Skålevik R, Tveit AB, Solheim E.** Identification of Organic Eluates from Four Polymer-Based Dental Filling Materials. *Eur. J. Oral Sci.* **2003**; 111(3): 263–71.
304. **Elborgy R.** Land Use And Recognition Of Construction Techniques Based On Land Use And Geographical Climatic Conditions. *International Journal of Advanced Research*. **2018**; 55(1): 941–56.
305. **Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Rooney FR, Capon RJ.** Long-Term Quantification of the Release of Monomers from Dental Resin Composites and a Resin-Modified Glass Ionomer Cement. *Journal of Biomedical Materials Research*. **2002**; 21(3): 299–305.
306. **Schedle A, Ivanova M, Kenndler E.** Determination of Ethoxylated Bisphenol A Dimethacrylate Monomers in Dental Composites by Micellar Electrokinetic Chromatography. *J. Chromatogr. A* **2003**; 990(2): 231–7.
307. **Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W.** Determination of Leachable Components from Four Commercial Dental Composites by Gas and Liquid Chromatography/mass Spectrometry. *J. Dent.* **1998**; 26 (2): 137–45.
308. **Hamid A, Okamoto A, Iwaku M, Hume WR.** Component release from light-activated glass ionomer and compomer cements. *J Oral Rehabil.* **1998**; 25(2): 94–9.
309. **Tokay U.** Üç farklı kompozit materyalin monomer salımına yapay yaşlandırmanın etkisinin yüksek performanslı sıvı kromatografi ile değerlendirilmesi, On dokuz mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, **2018**.
310. **Silikas N, Watts DC.** High Pressure Liquid Chromatography of Dentin Primers and Bonding Agents. *Dent. Mater.* **2000**; 16(2): 81–8.
311. **Lempel E, Czibulya Z, Kunsági-Máté S, Szalma J, Sümegi B, et al.** Quantification of Conversion Degree and Monomer Elution from Dental Composite Using HPLC and Micro-Raman Spectroscopy. *Chromatographia*. **2014**; 26(2):1137–44.
312. **Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, Rivas A, Pazos P, et al.** Determination of Bisphenol A and Related Aromatic Compounds Released from Bis-GMA-Based Composites and Sealants by High Performance Liquid Chromatography. *Environmental Health Perspectives*. **2000**; 21(1): 7–10.
313. **Botsalı, MS.** Fissür örtücülerin Farklı ışık Kaynakları İle Polimerizasyonu Sonrasında Açığa çıkan Artık Monomer Miktarının, Yüzey Sertliğinin ve Bağlanma Dayanımının. Yayımlanmış Doktora Tezi, Konya: *Selçuk Üniversitesi*. **2008**
314. **Altintas SH, Usumez A.** Evaluation of Monomer Leaching from a Dual Cured Resin Cement. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* **2008**; 86(2): 523–9.
315. **Sun YK.** Reverse Phase HPLC Basics for LC. *MS, An Ion Source Tutorial*, **2001**.
316. **Rueggeberg FA, Dlugokinski M, Ergle JW.** Minimizing Patients' Exposure To Uncured Components In A Dental Sealant. *The Journal of the American Dental Association*. **1999**; 62(1): 1751–7.
317. **Ferracane JL.** Correlation between Hardness and Degree of Conversion during the Setting Reaction of Unfilled Dental Restorative Resins. *Dent Mater.* **1985**; 1(1): 11–4.

318. **Donovan TE, Sulaiman TA, Oliveira GM, Bayne SC, Thompson JY.** Dental Biomaterials. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. **2019**; 12(2): 453–10.
319. **Sütücü S.** Diş Hekimliğinde Kullanılan Tanımlar, Terimler ve Açıklamaları. *Diş Hekimliğinde Kullanılan Tanımlar, Terimler ve Açıklamaları*. **2021**; 56(3): 1–87.
320. **Burgess JO.** Commentary. Dentin Bond Strengths of Four Adhesion Strategies after Thermal Fatigue and 6-Month Water Storage. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. **2012**; 64(2): 356–7.
321. **Sousa-Lima RX, Silva L, Chaves L, Geraldeli S, Alonso R, et al.** Extensive Assessment of the Physical, Mechanical, and Adhesion Behavior of a Low-Viscosity Bulk Fill Composite and a Traditional Resin Composite in Tooth Cavities. *Oper. Dent.* **2017**; 42 (5): 159–6.
322. **Fronza BM, Rueggeberg FA, Braga RR, Mogilevych B, Soares LE, et al.** Monomer Conversion, Microhardness, Internal Marginal Adaptation, and Shrinkage Stress of Bulk-Fill Resin Composites. *Dent. Mater.* **2015**; 31(12): 1542–51.
323. **Emami N, Sjö Dahl M, Söderholm KJM.** How Filler Properties, Filler Fraction, Sample Thickness and Light Source Affect Light Attenuation in Particulate Filled Resin Composites. *Dent. Mater.* **2005**; 21(8): 721–30.
324. **Bucuta S, Ilie N.** Light Transmittance and Micro-Mechanical Properties of Bulk Fill vs. Conventional Resin Based Composites. *Clin. Oral Investig.* **2014**; 18(8): 1991–2000.
325. **Lee YK.** Influence of Filler on the Difference between the Transmitted and Reflected Colors of Experimental Resin Composites. *Dent. Mater.* **2008**; 24(9): 1243–47.
326. **Garoushi S, Mangoush E, Vallittu M, Lassila L.** Short Fiber Reinforced Composite: A New Alternative for Direct Onlay Restorations. *The Open Dentistry Journal*. **2013**; 25(2): 181–5.
327. **Ortengren U, Andersson F, Elgh U, Terselius B, Karlsson S.** Influence of pH and Storage Time on the Sorption and Solubility Behaviour of Three Composite Resin Materials. *J. Dent.* **2001**; 29 (1): 35–41.
328. **Kincses D, Böddi K, Őri Z, Lovász BV, Jeges S, et al.** Lempel, E. Pre-Heating Effect on Monomer Elution and Degree of Conversion of Contemporary and Thermoviscous Bulk-Fill Resin-Based Dental Composites. *Polymers*. **2021**; 32(1): 35-99.
329. **Michelsen VB, Moe G, Skålevik R, Jensen E, Lygre H.** Quantification of Organic Eluates from Polymerized Resin-Based Dental Restorative Materials by Use of GC/MS. *J. Chromatogr. B Analyt. Technol. Biomed. Life Sci.* **2007**; 850(2): 83–91.
330. **Spahl W, Budzikiewicz H.** Qualitative Analysis of Dental Resin Composites by Gas and Liquid Chromatography/mass Spectrometry. *Fresenius J. Anal. Chem.* **1994**; 350(12): 684–91.
331. **Kanerva L, Henriks-Eckerman ML, Estlander T, Jolanki R, Tarvainen K.** Occupational Allergic Contact Dermatitis and Composition of Acrylates in Dentin Bonding Systems. *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology*. **1994**; 15(2): 157–68.
332. **Henriks-Eckerman ML, Suuronen K, Jolanki R, Alanko K.** Methacrylates in Dental Restorative Materials. *Contact Dermatitis*. **2004**; 21(2): 233–37.
333. **Omurlu H, Arisu HD, Dalkilic EE, Tamer U, Torul H.** Investigation of Eluted Monomers from Resin-Based Root Canal Sealer by High-Performance Liquid Chromatography Analysis. *Eur. J. Dent.* **2016**; 10(1): 92–6.
334. **Polydorou O, Trittler R, Hellwig E, Kümmerer K.** Elution of Monomers from Two Conventional Dental Composite Materials. *Dent. Mater.* **2007**; 23(12): 1535–41.
335. **Tabatabaei MH, Sadrai S, Bassir SH, Veisy N, Dehghan S.** Effect of Food Stimulated Liquids and Thermocycling on the Monomer Elution from a Nanofilled Composite. *Open Dent. J.* **2013**; 76(2): 67-9.

336. Ferracane JL, Condon JR. Rate of Elution of Leachable Components from Composite. *Dent. Mater.* **1990**; 6 (4): 282–7.
337. Şengül F. Süt ve sürekli dişlerde kullanılan dört farklı kompozit materyalden monomer salınımın karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Atatürk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Ana Bilim Dalı, **2008**.
338. Gerzina TM, Hume WR. Effect of Hydrostatic Pressure on the Diffusion of Monomers through Dentin in Vitro. *J. Dent. Res.* **1995**; 74 (1): 369–73.
339. Çetingüç A, Ölmez S, Vural N. HEMA Diffusion from Dentin Bonding Agents in Young and Old Primary Molars in Vitro. *Dent. Mater.* **2007**; 23(3): 302–7.
340. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water Sorption and Solubility of Dental Composites and Identification of Monomers Released in an Aqueous Environment. *J. Oral Rehabil.* **2001**; 28 (12): 1106–15.
341. Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ. Long-term Quantification of the Release of Monomers from Dental Resin Composites and a Resin-modified Glass Ionomer Cement. *J Biomed Mater Res.* **2002**; 63(3): 299-305
342. Hinoura K, Akiyama Y, Miyazaki M, Kuroda T, Onose H. Influence of Irradiation Sequence on Dentin Bond of Resin Inlays. *Oper. Dent.* **1995**; 20(1): 30–3.
343. Campodonico CE, Tantbirojn D, Olin PS, Versluis A. Cuspal Deflection and Depth of Cure in Resin-Based Composite Restorations Filled by Using Bulk, Incremental and Transtooth-Illumination Techniques. *J. Am. Dent. Assoc.* **2011**; 142(10):1176–82.
344. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, et al. Bulk-Filling of High C-Factor Posterior Cavities: Effect on Adhesion to Cavity-Bottom Dentin. *Dent. Mater.* **2013**; 29(3): 269–77.
345. Marigo L, Spagnuolo G, Malara F, Martorana GE, Cordaro M, et al. Relation between Conversion Degree and Cytotoxicity of a Flowable Bulk-Fill and Three Conventional Flowable Resin-Composites. *Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci.* **2015**; 19(23): 4469–80.
346. El-Hadary A, Drummond JL. Comparative Study of Water Sorption, Solubility, and Tensile Bond Strength of Two Soft Lining Materials. *J. Prosthet. Dent* **2000**; 83(3): 356–61.
347. Ferracane JL, Marker VA. Solvent Degradation and Reduced Fracture Toughness in Aged Composites. *J. Dent. Res.* **1992**; 71(1): 13–19.
348. Asmussen E. Softening of BISGMA-Based Polymers by Ethanol and by Organic Acids of Plaque. *Scand. J. Dent. Res.* **1984**; 92(3): 257–61.

