



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MODELASYON LİKİTİ OLARAK KULLANILAN FARKLI
MATERYALLERİN KOMPOZİT REZİN ARTIK
MONOMER MİKTARINA ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Gökhan GÖKÇE

**Samsun
HAZİRAN-2023**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MODELASYON LİKİTİ OLARAK KULLANILAN FARKLI
MATERYALLERİN KOMPOZİT REZİN ARTIK
MONOMER MİKTARINA ETKİSİ**

UZMANLIK TEZİ

Gökhan GÖKÇE

Danışman: Prof. Dr. Eda GÜLER

**Samsun
HAZİRAN-2023**

T.C
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Uzmanlık öğrencisi Dt.Gökhan GÖKÇE tarafından Prof.Dr. Eda GÜLER danışmanlığında hazırlanan “Modelasyon Likiti Olarak Kullanılan Farklı Materyallerin Kompozit Rezin Artık Monomer Miktarına Etkisi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 06/06/2023 tarihinde yapılan sınav ile Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Ertan ERTAŞ
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. Eda GÜLER
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye: Prof. Dr. Nihan GÖNÜLOL
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalınca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

...../...../2023

Prof. Dr. Nilüfer ÖZKAN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca desteğini ve ilgisini hiç esirgemeyen, bilgi ve tecrübeleriyle bana her konuda ışık olan, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum danışman hocam Sayın **Prof.Dr. Eda Güler**'e,

Yine tüm asistanlık sürecimde desteğini, ilgisini, değerli bilgilerini ve imkanlarını her zaman benimle paylaşan başta Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı **Prof. Dr. Ertan ERTAŞ** hocam olmak üzere, diğer bölüm hocalarım **Prof. Dr. Nihan GÖNÜLOL**, **Doç. Dr. Emel KARAMAN** ve **Doç. Dr. Fikret YILMAZ**'a,

Yaptığım çalışmada artık monomer ölçümü aşamasında bana yardımcı olan Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde **Öğr. Gör. Mustafa DEMİRALP**'e,

Uzmanlık eğitimim süresince birçok güzel ve hatırlanmaya değer anı biriktirdiğim, desteklerini her zaman hissettiren başta eş kıdemlilerim **Dt.Meryem Atalay BURUK**, **Dt.Hatice BULUT**, **Dt.Emre KURU** ve **Uzm. Dt. Esra DUMAN KARAKAŞLI**'ya olmak üzere bölümümüzdeki tüm asistan arkadaşlarıma,

Beni bugünlere büyük özveri, emek ve sevgi ile getiren, her konuda beni koşulsuz destekleyen, hakkını ödeyemeyeceğim kıymetli annem **Hava GÖKÇE** ve babam **İbrahim GÖKÇE**'ye,

Uzmanlık eğitimimin her aşamasında yardımını ve desteğini esirgemeyen, akademik çalışmalarda birbirimizi desteklediğimiz, canım eşim **Dt.Elif DİŞCİ GÖKÇE**'ye,

Teşekkür Ederim

Bu çalışma, PYO.DIS. 1904.22.009 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

MODELASYON LİKİTİ OLARAK KULLANILAN FARKLI MATERYALLERİN KOMPOZİT REZİN ARTIK MONOMER MİKTARINA ETKİSİ

Amaç: Modelasyon sıvısı kullanılarak hazırlanan rezin kompozitlerden salınan artık monomer miktarının değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) kompozit rezin farklı modelasyon sıvıları ile dört farklı grup oluşturularak hazırlanmıştır [Grup GM: GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japonya), Grup BM: Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD), Grup SB: Adper Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) ve Grup K: Modelasyon sıvısı uygulanmayan kontrol grubu]. Örnekler 2 tabaka halinde hazırlandı ve modelasyon sıvısı tabakaların sadece üst kısmına uygulandı. Kontrol grubuna herhangi bir uygulama yapılmadı. Her grupta 12 adet olacak şekilde, 5 mm çapında ve 2 mm kalınlığında 48 adet kompozit disk hazırlanmış ve %75 etanol/su çözeltisinde bekletildi. 1. gün, 15. gün ve 30. gün sonra alınan ekstraksiyon solüsyonlarındaki bisfenol A diglisidil eter metakrilat (Bis-GMA), ürean dimetakrilat (UDMA) ve tri etilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) artık monomerlerinin miktarı, yüksek basınçlı sıvı kromatografisi (HPLC) kullanılarak analiz edildi. Veriler Tukey testi, Tek Yönlü ve Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi kullanılarak analiz edildi ($p < 0,05$).

Bulgular: Tüm grupların toplam artık monomer salınım miktarları arasında istatistiksel bir fark tespit edilememiştir ($p=0,753$). Gruplar arasında toplam UDMA salınım miktarlarında da istatistiksel bir fark tespit edilememiştir (0,049). Toplam Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin salınım miktarlarında ise istatistiksel bir fark tespit edilmiştir ($p < 0,01$). Her bir monomer için artık monomer salınım miktarı 1. günde en fazla iken 30. gün sonun en düşük seviye tespit edilmiştir. 15. ve 30. günün sonunda tüm gruplarda TEGDMA salınımı tespit edilememiştir.

Sonuç: Modelasyon sıvılarının içerisindeki monomerler ilgili monomerin salınım miktarını artırabilir. Çalışmamızın sınırları dahilinde farklı modelasyon sıvısı uygulamaları tüm monomerlerin toplam artık monomer miktarını etkilememektedir.

Anahtar Kelimeler: Artık monomer; modelasyon likiti; rezin kompozit

Gökhan GÖKÇE, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi- Samsun, Haziran 2023

ABSTRACT

THE EFFECT OF DIFFERENT MATERIALS USED AS MODELATION LIQUID ON THE AMOUNT OF RESIDUAL MONOMERS OF COMPOSITE RESIN

Aim: The aim of this study was to evaluate the amount of residual monomer released from composite resins prepared with modeling liquid.

Materials and Methods: Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, USA) composite resin was prepared by creating four different groups using different modeling liquids [Group GM: GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japan), Group BM: Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL USA), Group SB: Adper Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, USA) and Control Group: No modeling liquid application]. The samples were prepared in two layers, and the modeling liquid was applied only to the upper part of the layers. No application was made to the control group. A total of 48 composite discs with a diameter of 5 mm and a thickness of 2 mm were prepared in each group, and they were immersed in a 75% ethanol/water solution. The residual monomer content of bisphenol A diglycidyl ether methacrylate (Bis-GMA), urethane dimethacrylate (UDMA), and triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) in the extraction solutions taken on Day 1, Day 15, and Day 30 was evaluated using high-performance liquid chromatography (HPLC). The data were analyzed using the Tukey test, One-Way and Repeated Measures Analysis of Variance ($p < 0.05$).

Results: There was no statistically significant difference observed in the total residual monomer release amounts among all groups ($p=0.753$). There was no statistical difference between the groups in the total amount of UDMA release (0.049). However, a statistically significant difference was detected in the release amounts of total Bis-GMA and TEGMA monomers ($p < 0.01$). The residual monomer release was highest on Day 1 for each monomer and reached the lowest level by the end of Day 30. At the end of the 15th and 30th days, TEGDMA release could not be detected in all groups.

Conclusion: Resin monomers within modeling liquids can increase the release amount of the respective monomer. Within the limitations of our study, different modeling liquid applications do not affect the total residual monomer amounts of all monomers.

Key words: Residual monomer; modeling liquid; resin composite

Gökhan GÖKÇE, Expertise Thesis

Ondokuz Mayıs University- Samsun, June 2023

SİMGELER VE KISALTMALAR

<	: Küçüktür
%	: Yüzde
=	: Eşittir
>	: Büyüktür
°C	: Derece Santigrat
Bis-EMA	: Etoksile Bisfenol A Dimetakrilat
Bis-GMA	: Bisfenol A Glisidil Metakrilat
BPA	: Bisfenol A
C	: Karbon
Ca	: Kalsiyum
C=C	: Karbon karbon çift bağı
C-C	: Karbon karbon tek bağı
C-O-C	: Eter Grubu
C=O	: Karbonil Grubu
cm	: Santimetre
CQ	: Kamforokinon
DAD	: Diyot Dizi Dedektör
DC	: Dönüşüm Derecesi
dk	: Dakika
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
g	: Gram
G	: Grup
g/mol	: Gram/mol
GC	: Gaz Kromatografisi
H	: Hidrojen
HPLC	: Yüksek Basıncılı Sıvı Kromatografisi
ISO	: Uluslararası Standartlar Teşkilatı
J/cm²	: Joule/Santimetrekare
LED	: Light Emitting Diodes
MA	: Metakrilik Asit

ml	: Mililitre
ml/dk	: Mililitre/Dakika
mm	: Milimetre
mM	: Milimolar
mmol/L	: Milimol/Litre
mW/cm²	: Miliwatt/Santimetrekare
N	: Azot
NH	: Amin Grubu
NHCOO	: Üretan Gubu
nm	: Nanometre
O	: Oksijen
OH	: Hidroksil Grubu
Ormocer	: Organik Modifiye Seramik
P	: Anlamlılık Değeri
PMMA	: Polimetilmetakrilat
ppm	: Milyonda Bir Birim
QTH	: Kuartz Tungsten Halojen
R	: Rezolusyon
R²	: Korelasyon Katsayısı
s	: Saat
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	: Saniye
Si-O-Si	: Siloksan Grubu
SS	: Standart Sapma
T	: Pik Asimetrisi
TEGDMA	: Tri Etilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
V	: Hacim
Y	: Alan Model Denklemi
µm	: Mikrometre

İÇİNDİKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDİKİLER	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçisi	3
2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı.....	4
2.2.1. Organik Polimer Matriks	4
2.2.2 İnorganik Yapı (İnorganik Doldurucular-İnorganik Faz).....	10
2.2.3. Ara bağlayıcılar (Silan Ajan-Bağlayıcı Faz)	11
2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	12
2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması	12
2.3.2. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	15
2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Rezin Kompozitler.....	16
2.4. Polimer ve Polimerizasyon	18
2.5. Modelasyon Sıvıları	19
2.6. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomerler.....	21
2.6.1. Artık Monomer Salınımını Etkileyen Faktörler	22
2.6.2. Polimerizasyon Sonrası Artık Monomerlerin Biyolojik Etkisi	23
2.6.3. Artık Monomer Miktarının Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler.....	26
3. MATERYAL VE METOT	31
3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Rezin ve Modelasyon Sıvıları	31
3.2. Örneklem Boyutunun Belirlenmesi.....	31
3.3. Grupların Belirlenmesi.....	35
3.4. Kompozit Örneklerin Hazırlanması	35
3.5. Ekstraksiyon Solüsyonlarının Hazırlanması	38
3.6. HPLC Cihazının Kalibrasyonu ve Hazırlanması	41
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	46
4. BULGULAR.....	47

4.2. Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre BisGMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi.....	48
4.3. Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre UDMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi.....	51
4.4. Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre TEGDMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi.....	53
4.4. Toplam Artık Monomer Değerleri	54
5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	77
KAYNAKLAR	78



1. GİRİŞ

Direkt kompozit rezin restorasyonlar, uzun ömürlü olması ve indirekt işlemlere göre düşük maliyetleri nedeniyle hem anterior dişlerin hem de posterior dişlerin restoratif tedavilerinde sıklıkla günümüzde kullanılmaktadır.^{1, 2} Kompozit rezinlerin bu sıklıkla tercih edilmesinin nedenleri; çeşitli renk olanaklarının olması, minimal preparasyon ile sağlıklı diş dokularını koruması ve başarılı adeziv özelliği gibi avantajları etkili olmaktadır.³ Buna rağmen kompozit rezinlerin; polimerizasyon büzülmesi, artık monomer salınımı ve kullanılan el aletlerine yapışması gibi dezavantajları kullanımını sınırlandırmaktadır. Bu nedenlerle günümüzde yapılan çalışmalar, kompozit rezinlerin klinik kullanımını kolaylaştırmaya ve polimerizasyon kaynaklı sorunların giderilmesine yönelik yapılmaktadır.⁴

Rezin kompozitlerde polimerizasyon, monomerin polimere dönüşmesi ile gerçekleşir. Ancak tüm monomerler polimerlere dönüşmemektedir. Ortamda “artık monomer” olarak isimlendirilen polimerize olamamış monomerler kalmaktadır. Araştırmalarda rezin kompozitlerin polimere dönüşme oranının %35-%77 arasında olduğu bildirilmiştir.⁵⁻⁷ Polimerize olamamış artık monomerler zamanla kompozit rezinlerden çevre dokulara salınırlar. Bu salınım, kompozit rezinlerin birçok fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilediği gibi insan sağlığı içinde tehlike oluşturabilir. Artık monomer salınımı sistemik olarak alerjik, sitotoksik, genotoksik, mutajenik, östrojenik etkiler, lokal olarak ise dişeti, oral mukoza ve pulpal reaksiyonları meydana getirebilir.⁸

Kompozit rezinlerin el aletlerine yapışarak diş yüzeyine taşınması ve modelasyon zorluğu en sık karşılaşılan problemlerden biridir. Bu durum kompozitlerin dişin anatomik formuna göre diş yüzeyine veya kaviteye yerleştirilmesini ve şekillendirilmesini zorlaştırır bu da restorasyonun tamamlanma sürecini uzatır.⁹ Kompozit rezinlerde yaşanan bu problemi gidermek için izopropil alkol, aseton, adeziv ajanlar, özel üretilmiş kompozit modelasyon sıvıları gibi farklı malzemeler kullanılarak rezin kompozitlerin el aletlerine yapışması azaltılmaya çalışılmıştır.^{10, 11}

Dental adezivler gibi düşük viskoziteli malzemelerin kompozit modelasyon sıvısı olarak kullanılması hiçbir üretici firma tarafından önerilmemesine rağmen hekimler tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Bu uygulama, rezin kompozitin yüzey gerilimini azaltır, bu da materyalin kaviteye yerleştirilmesini kolaylaştırır ve modelasyon sürecini kısaltır. Ayrıca bu kullanılan materyaller rezin kompozit yüzeyinde düşük viskoziteli

rezinleri sayesinde boşluklara nüfuz ederek oluşabilecek pöreziteleri azaltabilir ve kompozit restorasyonun bitim yüzeyini kusursuz hale getirebilir.^{9 12}

“Kompozit ıslatma rezinleri” (modelasyon sıvıları, modelasyon likitleri) olarak bilinen yakın zamanda piyasaya sürülen rezin monomer içerikli materyaller, kompozitlerin el aletlerine yapışmasını önlemek ve polimerizasyondan önce kompozitlerin modelasyonunu kolaylaştırmak için ıslatıcı olarak kullanılmaya başlanmıştır.¹³ Ancak bu malzemelerin kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerindeki etkisi iyi bilinmemektedir.¹⁴

Kompozit rezin modelasyon sıvıları yeni tanıtılan ve kliniklerde kullanımı yaygınlaşan bir materyal olmasına rağmen, rezin kompozitlerin fiziksel ve kimyasal özellikleri üzerindeki etkilerine odaklanan çalışmalar çok azdır. Resin kompozitlerden salınan artık monomer miktarı kompozitlerin değişen fiziksel ve kimyasal özelliklerini incelememizi ve yorumlayabilmemizi sağlayabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı tabakalar halinde uygulanan ve bu tabakalar arasına modelasyon sıvıları uygulanan resin kompozitlerin artık monomer salınımını yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC) cihazı kullanarak değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kompozit Rezinlerin Tarihçisi

1936 yılında, polimetilmetakrilat (PMMA) ilk olarak protez yapımında kullanılmaya başlanarak diş hekimliğinde pratik kullanıma başlanmıştır.¹⁵ Ancak PMMA restoratif diş hekimliğinde kullanıldığında polimerizasyon büzülmesinin çok fazla olmasından dolayı yüksek oranda marjinal sızıntı meydana getirdiği görülmüştür. Ayrıca okluzal kuvvetler altında yeterince dayanıklı olmaması sebebiyle ilerleyen zamanlarda yapısına güçlendirilmiş seramik doldurucular eklenmiştir.¹⁶

Kompozit rezinler, restoratif diş hekimliği alanında kullanılan akrilik rezinlerin olumsuz özelliklerini en aza indirmek amacıyla geliştirilerek kullanılmaya başlanmıştır.¹⁷ Bu kompozit rezinler doldurucu içermeyen metakrilat rezinlerden oluşturulmuştur. Ancak bu rezinlerin ısı ile %21'e varan polimerizasyon büzülmesi sonucunda, kuartz gibi kristaller yapısına eklenmeye başlanmıştır. Bu şekilde polimerizasyon büzülme oranları %3,5'e kadar azaltmış ancak rezinlerin uzun sürede sertleşmesi veya yeterli derecede polimerize olamamaları nedeniyle ağız içerisinde kullanılamamıştır.¹⁸

1954 yılında Dr.R.L. Bowen, kuartz kristalini epoksi rezin ile birleştirmiş ancak nem kontaminasyonunu engelleyemediği için materyal üretimine geçilememiştir. 1956 yılında ise, ağız içerisinde ilk defa uygulanabilir bir kompozit, aynı hekimin epoksi rezin yerine metakrilat kullanımı ile oluşturduğu dimetakrilat rezin olan Bis-GMA (Bowen rezini) ile gerçekleştirilmiştir. Bis-GMA günümüzde hala en sık kullanılan dental kompozit rezinidir.^{19, 20}

1955'te Buonocore, rezin bağlantısını güçlendirmek amacıyla mine yüzeyine %37'lik ortofosforik asit uygulayarak kullanması diş hekimliğinde adeziv teknolojisinin gelişimine öncülük etmiştir.²¹

Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinlerde gözlemlenen karıştırma işleminin karmaşıklığı ve kısa çalışma süresi gibi sorunlar, elektromanyetik radyasyonla polimerize olabilen kompozit rezinlerin üretilmeye başlandığı 1970 yılında ortadan kalkmaya başladı. Ultraviyole ışıkla çalışan cihazlar, yetersiz polimerizasyon ve potansiyel yan etkiler nedeniyle terk edilerek, görünür ışıkla polimerize olan cihazlarla yer değiştirmiştir. Günümüzde restoratif diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin mekanik ve estetik özellikleri sürekli olarak geliştirilmeye devam etmektedir.¹⁹

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit; birbiri içinde çözünmeyen farklı yapı ve özellikteki iki veya daha fazla maddenin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler, geleneksel olarak silikat cam partiküllerinin akrilik monomerler ile karışımı ve bu karışımın uygulama sonrasında polimerize olması ile oluşmaktadır.²²

Bir kompozit rezin üç ana bileşenden oluşmaktadır:

- Organik Yapı (Organik Faz-Organik Polimer Matriks- Rezin Matriks)
- Ara Bağlayıcılar (Bağlayıcı Faz-Silan Ajan)
- İnorganik Yapı (İnorganik Faz -İnorganik Doldurucular)

2.2.1. Organik Polimer Matriks

Organik matriks fazı, kompozit rezinlerin kimyasal aktive edilerek polimerizasyon reaksiyonu gerçekleşen kısmıdır.²³ Bu faz temelinde rezin monomerler olmak üzere, aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri, ultraviyole stabilizatörler ve polimerizasyon başlatıcılardan oluşur.¹⁹

Monomerler

Monomerler, kompozit materyallerin rezin matriksini oluşturan ve polimerizasyon reaksiyonunda görev alan moleküllerdir. Monomerlerin içerdikleri karbon-karbon çift bağlar ($C=C$) “reaktif veya fonksiyonel gruplar” olarak isimlendirilir ve polimerizasyon zincirinin oluşmasında görev alırlar. Karbon atomları karşılıklı olarak bir çift elektron paylaşarak birbirleri ile bağlanırlar. Monomerlerin reaktif kısmını oluşturan bu karbon bağlarının yanı sıra, yan gruplar veya atomlar da yapıya eklenmiştir (BIS-GMA’nın hidroksil grupları gibi). Bu grup veya atomlar sayesinde kompozitlerin rezin matriksleri farklılaşır ve polimerizasyonu takiben kompozitlerin kimyasal ve fiziksel özellikleri şekillenir.¹⁸

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan başlıca monomerler; bisfenol A glisidil dimetakrilat (Bis-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA), etoksillenmiş Bis-GMA (Bis-EMA) gibi çarpaz bağlayıcı dimetakrilat monomerleri ve 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi fonksiyonel monomerlerdir.²⁴

Çarpaz bağlayıcı dimetakrilat monomerleri birden fazla polimerize edilebilir gruba (Vinil grupları veya $-C=C-$) sahipken, fonksiyonel monomerler sadece bir polimerize edilebilir gruba sahiptir. Fonksiyonel monomerlerin çoğu, o monomere özgü

fonksiyon kazandıracak kimyasal gruplara sahiptir. Ayrıca, çapraz bağlı polimerlerin aksine fonksiyonel monomerler doğrusal olarak polimerize olurlar. Doğrusal şekilde polimerize olan monomerler çapraz bağlanan monomerlerden daha kötü mekanik mukavemet gösterirler. Bazı monomerler hem fonksiyonel grup hem de dimetakrilat grubu içererek daha karmaşık bir moleküler yapıya sahiptir.²⁵

Tablo 1. Kompozit rezinlerin yapısındaki monomerlerin özellikleri

Monomer Adı	Moleküler Formülü	Yapısı	Molekül ağırlığı (gr/mol)	Viskozitesi (mPa.s)	Tg (°C)
Bis-GMA	C ₂₃ H ₃₆ O ₈	BisphenolA Glycidyl Methacrylate	512	500,000-800,000	-8
Bis-EMA	C ₃₃ H ₄₄ O ₈	Ethoxylated bisphenolA glycol dimethacrylate	568.707		-46
UDMA	C ₂₃ H ₃₈ N ₂ O ₈	Urethane dimethacrylate	470	5,000-10,000	-35
TEGDMA	C ₁₄ H ₂₂ O ₆	Triethyleneglycol dimetacrylate	286	100	-83
HEMA	C ₆ H ₁₀ O ₃	2-Hydroxyethyl methacrylate	130.143		

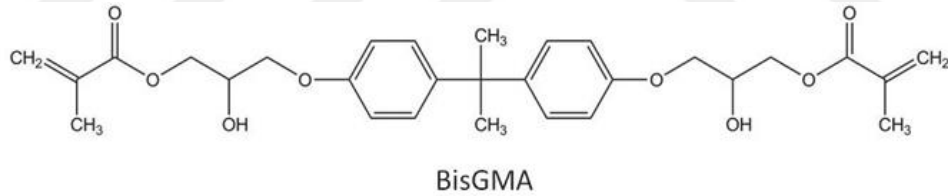
Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (Bis-GMA)

Üretilen ilk dental kompozitlerin de yapısında bulunan, Bowen tarafından bisfenol A (BPA) ve glisidil metakrilatların reaksiyonuyla sentezlenen, hızlı bir polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşmesini sağlayan stabil yapısı sayesinde günümüzde hala en sık kullanılan monomerdur. Bis-GMA'nın, diğer monomere kıyasla polimerizasyon büzülmesinin ve uçuculuğunun düşük olması, hızlı bir şekilde serbest radikal fotopolimerizasyonu göstererek polimerize olabilme özellikleri nedeniyle en çok kullanılan rezin monomerdur. Bis-GMA monomerinin, rijitliğini arttıran iki aromatik halkaya sahip olması, hidroksil grupları sayesinde moleküller arası hidrojen bağı oluşturabilmesi ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlar oluşturabilmesi rezin kompozitlerin mekanik özelliklerinin gelişmesine olanak sağlar.^{18, 26}

Bis-GMA'nın yüksek viskozitesi ve bu nedenle rezin yapısına doldurucu eklenmesinin zor olması, suya duyarlı olması, diğer rezin monomerlere kıyasla -C=C- çift bağ dönüşüm derecesinin düşük değerler göstermesi, kırılma ve aşınmaya yatkınlığı bu monomerin tercih edilmesini kısıtlayan olumsuz özellikleridir.^{26, 27}

Yüksek molekül ağırlıklı Bis-GMA'nın (512 g/mol) yoğun visküz yapısı, doldurucu monomerlerin sayıca artırılmasını engellemektedir. Bis-GMA'nın yapısındaki aromatik halkalardan dolayı (Şekil 1) sahip olduğu yüksek vizkosite ve düşük dönüşüm derecesi, kompozitlerin klinik kullanımı zorlaştırdığından, hem inorganik doldurucu oranını artırabilmek hem de vizkoziteyi azaltmak için TEGDMA ve UDMA gibi viskozitesi düşük monomerler rezin kompozitlerin yapısına katılmıştır.¹⁹

Uygun viskoziteyi sağlamak amacıyla kompozitlerin yapısına katılan başka bir seyreltici monomer ise, etoksilenmiş bisfenol A dimetakrilat (Bis-EMA)'dır. Bis-EMA (molekül ağırlığı 540 g/mol), molekül yapısında hidroksil grupları bulunmadığı için, vizkozitesi düşük bir Bis-GMA analogudur. Bis-GMA' ya göre daha esnek bir molekül olup, monomer dönüşüm derecesini artırdığı ve polimerizasyon büzülmesini azalttığı belirtilmiştir¹⁸.



Şekil 1. Bis-GMA'nın açık kimyasal formülü

Tri Etilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)

Trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), UDMA ve Bis-GMA'ya kıyasla vizkozitesi daha düşüktür ve bu monomerlere göre daha yüksek dönüşüm derecesine sahip alifatik ve hidrofilik bir monomerdir.²⁸ TEGDMA'nın yapısında bulunan ve çapraz bağ özelliği olan metakrilat grupları ile (Şekil 2) -C=C- çift bağ dönüşüm derecesini %45-50'lerden %60-80'lere kadar yükseltebilir.²⁹

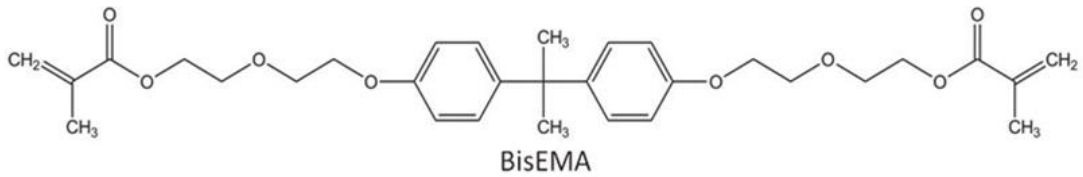
TEGDMA'nın suya olan afinitesi yüksektir ve bu özelliğinin nedeni yapısındaki eter bağlarının (C-O-C) varlığıdır.³⁰ Resin kompozitlerin yapısına TEGDMA eklendiğinde dönüşüm derecesi artsa da, polimerizasyon büzülmesi ve su emilimi olumsuz etkilenir³¹. TEGDMA, yüksek polimerizasyon büzülmesine rağmen, rezin

Etoksillenmiş Bisfenol A Dimetakrilat (Bis-EMA)

Bis-EMA ve Bis-GMA, benzer yapılara sahip yüksek moleküler ağırlıklı hidrofobik monomerlerdir. Her ikisi de iki alifatik zincire bağlı iki aromatik grup içerir. Bis-GMA'daki alifatik zincirler, Bis-EMA'daki alifatik zincirlerin sahip olmadığı hidroksil gruplarını içerir (Şekil 4) ve bu nedenle Bis-EMA, Bis-GMA'dan daha çok esnektir. Bis-GMA'nın güçlü moleküller arası bağları, Bis-EMA'ya kıyasla daha düşük bir dönüşüm ve çapraz bağlanma derecesine neden olur.^{6,36} Ayrıca Bis-GMA monomerleri, esnekliğinin olmaması nedeniyle Bis-EMA monomerlerinden daha viskozdur.³⁷ Monomer çözeltisinin viskozitesi önemlidir ve kullanılan monomerlerin tipine, moleküler ağırlıklarına ve esnekliklerine bağlıdır. Bu durum polimerizasyon sürecini hem çapraz bağı hem de dahil edilebilecek doldurucu partiküllerinin miktarını etkileyecektir.^{36, 38}

Son zamanlarda Bis-EMA, Bis-GMA'ya göre daha yüksek dönüşüm derecesi ve daha düşük viskozitesi nedeniyle dikkatleri üzerine çekmiştir.⁶ Bis-EMA sahip olduğu avantajlarından dolayı, seyreltici ve viskozite azaltıcı olarak kullanılan TEGDMA monomeri gibi rezin kompozitlerin dönüşüm derecesini artırabilir ve polimerizasyon büzülmesini önleyebilir.²⁴

Bis-EMA, hidrofobik özelliği sayesinde, ağız içinde uzun süre suya maruz kalan rezin kompozitlerin su emilimini azaltarak mekanik özelliklerinin korunmasına yardımcı olabilir. Ancak, hidroksil grupları bulunmamasından dolayı hidrojen bağı oluşturamazlar, bu da mekanik özelliklerinin ve aşınma performanslarının zayıflamasına neden olabilir.²⁴



Şekil 4. Bis-EMA'nın açık kimyasal formülü

Hidroksietil Metakrilat (HEMA)

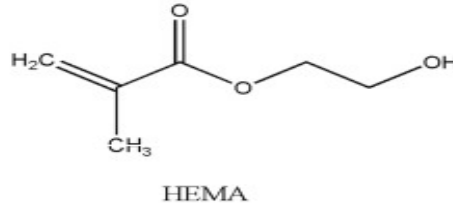
HEMA rezin monomeri, hidrofilik ve hidrofobik özelliklere sahip olup TEGDMA monomerine benzer özellikler gösterir. Polimerize olmamış HEMA; aseton, su, etanol gibi yüksek çözünürlüklü sıvıların içinde bulunabilmektedir. HEMA, rezin

sistemlerinde TEGDMA gibi polimer yapının viskozitesini azaltmak ve nemli dokularla olan bağlantısını artırmak için kullanılır.^{39, 40}

HEMA monomeri, ıslatıcı ve infiltrasyonu sağlayıcı bir çözücü gibi davranmasının yanı sıra aynı faz ayrımını önleyerek, hidrofobik ve hidrofilik yapılar içeren adezivlerin tek bir şişede kalabilmesini sağlamaktadır.^{40, 41}

HEMA monomeri, çok küçük bir moleküler yapıya sahip olmasına rağmen (Şekil 5) yüksek allerjen potansiyeline sahip olabilir. Hammadde olarak sıvı olan HEMA, su, etanol ya da asetonda çözünebilir. Diş dokularını demineralize edici bir özelliği yoktur. Ayrıca, yüksek oranda uçucudur. HEMA, ıslatabilirliği artırarak bağlanma gücünü önemli ölçüde artırır. Ancak, polimerize edilmeden önce veya sonra, her türlü arayüzeye su çekebilme potansiyeline sahiptir.^{40, 42} Bu, polimerizasyon sonrası özellikle dezavantajlı olabilir, çünkü adezivin mekanik gücünü düşürebilir ve yapının içinde yüksek miktarda HEMA varsa, polimer zincirlerin rijitliğini bozabilir.⁴³

Hidrofilik özelliğe sahip HEMA monomeri, adeziv materyallerin içerisinde kullanıldığında suyla karışarak buhar basıncının düşmesine neden olur ve adezivin dentine olan bağlantı kuvvetini artırır.⁴⁰



Şekil 5. HEMA'nın açık kimyasal formülü

Polietilenglikol dimetakrilat (PEGDMA)

PEGDMA, etilen oksidin kondensasyon polimerleşmesi sonucunda polimerin uç gruplarına metakrilat fonksiyonu kazandırılması ile elde edilen çapraz bağlayıcı bir monomerdir. Suda çözünabilmektedir. Esnek plastiklerin sentezinde komonomer olarak kullanıldığı gibi, polimer zincirlerinin çapraz bağlanmasında da çapraz bağlayıcı olarak tercih edilir. Özellikle metilmetakrilat (MMA) ve HEMA'nın çapraz bağlanmasında kullanılır.⁴⁴

Bis-GMA gibi hidrofobik monomerlerin mine yüzeyine bağlanma performansı nemli ortamlarda düşük olabilir. Bu nedenle, materyaldeki hidrofobik yapıyı Bis-GMA

monomerlerinin miktarı azaltılarak, daha kolay infiltrasyon sağlayan hidrofilik PEGDMA monomerleri eklenir. Bu sayede, mine yüzeyine bağlanma performansı artırılır ve daha iyi bir adeziv bağlantısı sağlanır.⁴⁵

Yeni üretilen bazı rezin kompozitlerin içeriğindeki TEGDMA monomerinin yerine PEGDMA monomeri kullanılarak daha düşük polimerizasyon büzülmesi elde edilmeye çalışılmaktadır.⁴⁶

Polimerizasyon Başlatıcılar

Polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için, serbest radikallerin oluşması gereklidir. Serbest radikaller, ısı veya ışık ile reaksiyona giren tersiyer aminler veya organik peroksitler gibi kimyasal aktivatörler tarafından oluşturulur. Başlatıcı serbest radikal molekülü, metil metakrilat ile reaksiyona girerek monomerdeki $-C=C-$ çift bağın açılmasına ve bir başka karbon atomuna bağlanmasına neden olur. Bu süreç, diğer moleküllerin eklenmesi için gereken enerjiyi ortaya çıkarır.⁴⁷

Rezin kompozitlerin polimerizasyon reaksiyonu, ışıkla, kimyasal yolla veya her ikisiyle birlikte başlatılır. Işık ile polimerizasyon aktivasyonu, organik matriks içerisine %0,1 ile %1 arasında değişen oranlarda eklenen kamforokinon gibi bir fotobaşlatıcı tarafından gerçekleştirilebilir. Bu fotobaşlatıcı, yaklaşık 465 nm dalga boyunda görünür mavi ışıktaki aktive olan bir bileşiktir. Işık etkisiyle fotobaşlatıcı aktive olur ve amin ile reaksiyona girerek serbest radikaller oluşturur. Kimyasal aktivasyon ile serbest radikaller, organik bir peroksit ile reaksiyona giren organik bir amin reaksiyonu ile meydana gelir, bu da karbon çift bağlarını ayırarak polimerizasyonun başlamasına neden olur.⁴⁸

Polimerizasyon İnhibitörleri ve Stabilizatörleri

Kompozit rezinlerin renk değişikliğini önlemek amacıyla UV stabilizatörleri ve raf ömrünü artırmak için ise çeşitli inhibitörler kullanılır. 2.4.6-bütil hidroksi toluen (BHT) gibi antioksidanlar, serbest radikalleri inhibe ederek ısı ve ışık gibi dış etkenlerden kaynaklanan erken polimerizasyonu önleyerek rezin kompozitlerin raf ömrünü artırır.⁴⁸

49

2.2.2 İnorganik Yapı (İnorganik Doldurucular-İnorganik Faz)

Doldurucu partiküller günümüzde dental kompozitlerin hacim olarak %30-70'ini, ağırlık olarak da %50-85'ini oluşturan çoğunlukla saydam minerallerden meydana

gelmektedir. Rezin kompozitlerin içerisinde matriksin güçlendirilmesi ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi için ilave edilmişlerdir. Bu doldurucular, kompozitlerin fiziksel ve mekanik yapısının oluşturulmasında önemli rol oynarlar.¹⁸

Rezin kompozitlerin inorganik matriks fazı, kuvars, borosilikat cam, lityum aliminyum silikat, stronsiyum, baryum gibi çeşitli büyüklükteki partiküllerden oluşur. Günümüzde doldurucu olarak cam içerikli materyallerin fiziksel avantajlarından dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. İnorganik doldurucu partiküllerin boyutu, şekli ve oranı resin kompozitlerin fiziksel özelliklerini etkileyebilir. Rezin kompozitin doldurucu oranı azaldıkça organik matriks oranı artar. Bu durumda resin kompozitin ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve su absorpsiyonu artarken, dayanıklılık azalır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitriyum, rezinlere radyopaklık özelliği kazandırır.⁵⁰

Kompozit rezinlerin içerisindeki silika partikülleri, hem mekanik özelliklerini güçlendirir hem de ışığın geçişine ve yayılmasına izin vererek mineye benzer şeffaf bir görüntü sağlar.⁵¹ Silika, saf haliyle kristalin ve non-kristalin formlarında bulunur. Kristalin formu daha sert ve kuvvetli bir yapıya sahip olduğundan, bitirme ve cila işlemlerini zorlaştırır. Bu nedenle, günümüzde kompozit rezinler genellikle non-kristalin (silikat cam) formdaki silikadan üretilmektedir.²⁴

2.2.3. Ara bağlayıcılar (Silan Ajan-Bağlayıcı Faz)

Doldurucu partiküller ile sertliği çok daha az olan resin matriks arasındaki bağlantının sağlanabilmesi için doldurucu yüzeylerinin bağlayıcı ajanlar ile kaplanması gerekmektedir. Önceleri zirkonat ve tetranatlar bu amaçla kullanılsa da, günümüz kompozitlerinde organosilanlar bu işlevi yerine getirmektedirler. Organosilanların metakrilat grupları, resin matriks ile bağlantı kurarken; siloksan bağları (-Si-O-Si-) ise, doldurucu yüzeyindeki silanol gruplarına bağlanırlar.¹⁸

Cam dolduruculu kompozitlerde en sık kullanılan organosilan, ‘‘gamma metakriloksipropiltrimetoksisilan’’ (γ -MPTS)’dir. Bağlayıcı ajanlar kompozit materyal için çok önemli özelliklere sahiptir. Rezin matriks ile inorganik doldurucular arasında güçlü bir bağlantı oluşturarak kompozitlerin mekanik özelliklerini geliştirir ve inorganik doldurucuların resin matriksten ayrılmasını en aza indirir. Bu özelliği sayesinde ara fazda partiküller ve polimer matriks arasındaki oluşan stresi azaltır. Hidrolitik stabiliteye katkı sağlayarak kompozit rezinin su absorpsiyonunu en düşük düzeyde tutar.⁵²

2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinler, birçok faktöre göre sınıflandırılabilirler. Bunlar arasında inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğü, ağırlık veya hacim olarak yüzdesi, ekleniş biçimleri, polimerizasyon yöntemleri ve vizkoziteleri yer alır. Ancak hızlı bir şekilde gelişmekte olan kompozit rezinler için kabul edilmiş tek bir sınıflandırmadan söz etmek olanaksızdır.¹⁷

2.3.1. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması

Rezin kompozitler doldurucu partiküllerin büyüklüklerine göre sınıflandırılması doldurucu boyutunun, kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesini, polimerizasyon derinliğini, fiziksel ve estetik özelliklerini etkilediği için önemlidir.⁵³

Megafil Kompozit Rezinler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinlerdir. Günümüzde bu tür kompozitler kullanılmamaktadır.¹⁷

Makrofil Kompozitler

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozitler geleneksel veya makrofil kompozitler diye adlandırılır. Doldurucu partikül olarak büyük şekilli ve sert olan kuartz ile silika içerir. Bu büyüklükte inorganik doldurucu içeren kompozitlerde polisaj yapılması zordur. Bunun nedeni doldurucular oldukça sert ve büyük bir yapıya sahip olduğundan polisaj yapıldığında organik matriks aşınmakta ve kompozitin yüzey pürüzlülüğü artmaktadır. Plak tutulumu ve boyanma ise diğer rezin kompozitlere göre daha fazla görülür. Bu olumsuz özelliklerinden dolayı makrofil kompozit diğer dolduruculu kompozit gruplarına göre klinik kullanımda daha az tercih edilir.⁵³⁻⁵⁵

Midifil Kompozitler

İnorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğü genellikle 1-10 µm arasındadır. Bu tür kompozitler, makrofil kompozitlere kıyasla daha iyi polisajlanabilme özelliğine sahip olmasına rağmen, benzer dezavantajlara sahip olduğundan dolayı kullanımı tercih edilmemektedir.¹⁷

Minifil Kompozitler

Bu tür kompozitlerde, doldurucu partiküllerin büyüklüğü 0,1-1 µm arasında olup, miktarı makrofillerle karşılaştırıldığında daha fazladır. Organik matriks içinde serbestçe dağılmaları, partikül miktarını ve ağırlıkça oranını artırır. Partiküllerin küçük boyutları sayesinde makrofillere kıyasla daha düzgün bir yüzey elde edilir.¹⁷

Mikrofil Kompozitler

Bu tür kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm arasındadır. Mikrofil kompozitlerde partikül miktarı makrofil kompozitlerden daha azdır ve doldurucu yüzdesi ağırlıkça yaklaşık %30-60'dır.¹⁷

Mikrodolduruculu kompozit rezinler ortalama 0,04 µm büyüklüğünde kolloidal silika partikülleri içermektedir. Polisajlanabilir kompozitler olarak da adlandırılan bu kompozitler, makrofil kompozitlere kıyasla daha pürüzsüz yüzeyler elde edilebildiği için tercih edilmektedir. Organik rezin matriks ve inorganik doldurucuların aşınma hızları benzerdir. Bu küçük doldurucuların ışık kırılma indeksinin mine dokusuna benzer olduğundan rezin kompozit restorasyonlar ile üstün bir estetik görünüm elde etmek kolaylaşmaktadır.¹⁷ Daha az doldurucu içermeleri nedeniyle, bu kompozitlerin elastik modülü ve aşınma direnci düşüktür. Ayrıca, yüksek miktarda termal genleşme katsayısı ve su emilimi gösterirler. Fiziksel özelliklerinin yetersiz olması sadece estetiğin ön planda olduğu stres almayan ön bölge restorasyonlarında kullanımlarını uygun kılmaktadır.⁵⁶ Kırılma dirençleri iyi olmadığından stres alan bölgelerde kütleli kırılmalar gözlemlenebileceğinden sınıf 2 ve 4 kavitelerde tercih edilmezken, sınıf 3, 5 ve labial veneer restorasyonlarda güvenli bir şekilde kullanılabilirler.⁵⁷

Mikrofil rezin kompozitlerin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla önceden polimerize edilmiş yüksek dolduruculu polimer rezin blokları toz haline getirilerek organik matriks içerisinde doldurucu olarak kullanılır. Böylelikle rezin kompozitin doldurucu miktarı artırılmaya çalışılmıştır. Ancak, hala hacimce %40-80'i rezinden oluştuğu için fiziksel ve mekanik özellikleri genellikle zayıftır.⁵⁷

Nanofil Kompozitler

Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucu partikül büyüklüğü 0,005-0,01 μm arasındadır. Partiküller görünür ışık dalga boyundan daha küçük olduğundan ışık ile absorpsiyon veya saçılım gibi etkileşimlere girmezler.¹⁷

Nano boyutlu doldurucuların kompozitlere dahil edilmesinin birden fazla nedeni vardır. Nano boyutlu doldurucuların boyutu, görünür ışık dalga boyutundan daha küçük olduğundan yüksek translüsensiye sahip restorasyonların elde edilebilir.⁵² Ayrıca, nano boyutlu doldurucular iyi bir renk stabilitesine ve cilanabilirliğe sahiptirler ve mekanik özellikleri optimal seviyededir. Bu kompozitler, yüksek aşınma direnci gösterirler.⁵⁶ İnorganik doldurucu oranını artırmak için, optimum kombinasyonlarda nano boyutlu parçacıklar ve nanokümelerin bir kombinasyonu kullanılır. Böylece, yüksek doldurucu oranı elde edilebilir ve polimerizasyon büzülmesi azalır.²⁷ Bununla birlikte, nano doldurucularla üretilen kompozitler, hibrit veya makro dolgulu kompozitler kadar mekanik dayanıklılığa sahip değildirler.⁵⁷ İnorganik yapıyı oluşturan partiküller, iki farklı bölümden meydana gelebilir.

1. Silika nanodoldurucular (nanomer) ve
2. Nanomer grupları (nanocluster)

Nanomerler, kompozit rezinin organik yapısında ayrı ayrı bulunan kümeleşmemiş partikülleri ifade eder. Nanomer grupları (nanocluster) ise, gevşek bağlarla bir araya gelerek 50 nm'den daha küçük nanomerlerin oluşturduğu yapıları ifade eder.

Hibrit Kompozitler

Hibrit kompozitler, farklı boyutlardaki doldurucu partiküllerin bir karışımını içeren kompozit rezinlerdir. Bu kompozitler, makropartiküllü rezinlerden daha küçük inorganik doldurucu partiküllere sahiptir, mikropartikül dolduruculu rezinlere göre ise daha fazla partikül miktarı içerirler ve her iki kompozit rezinin özelliklerini taşırlar. Fiziksel ve mekanik özellikleri makropartiküllü kompozitlerle benzerdir, yüzey yapısı ise mikropartiküllü kompozitlere benzerdir.¹⁷

Hibrit kompozitin adlandırılmasında hacimce yüzdesi fazla olan partiküllerin adı kullanılır. Hibrit kompozitlerde kollaidal silika ve ağır metaller içeren cam partikülleri

organik matrikse katılarak inorganik doldurucu olarak kullanılmıştır. Bu işlemlerle inorganik doldurucu oranı ağırlıkça %10-20' si koloidal silika olmak üzere %70-80'e ulaşmıştır. Submikron büyüklüğündeki doldurucular büyük partiküllerin arasına gelişigüzel dağıldığından bu tür kompozitlerin yüzeyleri düzgündür. Bu nedenle hem estetik özelliklerin ön plana çıktığı anterior bölgede hem de fiziksel özelliklerin önemli olduğu posterior bölgelerde kullanılabilirler.^{17, 58, 59}

Günümüzde en sık kullanılan iki yeni nesil hibrit kompozitler mikrohibrit ve nanohibrit kompozitlerdir. Gelişen teknolojiler neticesinde, submikron boyuttaki (0.4 µm) doldurucular ve daha küçük boyuttaki doldurucuların bileşimi ile mikrohibrit kompozitler geliştirilmiştir. Bu kompozitlerin cilalanabilirliği ve manipülasyonu, daha küçük inorganik doldurucuların eklenmesiyle artırılmıştır.⁵⁸ Mikrohibrit kompozitler, geleneksel mikrofil kompozitlere göre daha üstün fiziksel özelliklere sahip olsalar da cilalanabilirlik açısından çok farklılık göstermemektedirler.⁵³ Mikrohibrit kompozitlerin geliştirilmesinin ardından, nanodoldurucu teknolojisi ile "nanohibrit" kompozit rezinler geliştirilmiştir. Nanohibrit kompozit rezinler, nanometre boyutlu doldurucu partiküllerin (0.005–0.01 µm) geleneksel tipteki doldurucu partiküllerle birleştirilmesiyle oluşur. Nanohibrit kompozitler, uygulama ve cilalanabilme özellikleri bakımından mikrofil kompozitlerle aynı, fiziksel güç ve aşınma direnci bakımından ise geleneksel kompozitlerle aynı seviyede olan kompozit rezinlerdir. Bu sahip olduğu özellikleriyle beraber hem anterior ve hemde posterior restorasyonlarda kullanılabilirler.⁶⁰

2.3.2. Kompozit Rezinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

Akışkan Kompozitler

İlk üretilen akışkan kompozitler, 1996 yılının sonlarında tanıtılmıştır. Düşük vizkoziteye sahip inorganik doldurucu oranı ağırlıkça %45-65 arasında değişen hibrit kompozitlerdir.⁶¹

Akışkan kompozitler, partikül boyutları olarak hibrit kompozitlere benzer yapıdadır ve akışkanlığının sağlanabilmesi için inorganik doldurucu oranı azaltılmış ve organik matriks miktarları artırılmıştır. Bu nedenle polimerizasyon büzülmesi ve ısısal genleşme katsayıları yüksektir. Aşınma direncileri ise düşüktür. Şırınga ile uygulanabilir olduğundan hekimlere kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Akışkan kompozitler, kavite

yüzeyine daha iyi adapte olabilmesi sebebiyle tercih edilse de, uygulamaları esnasında kontrol edilmeleri ve el aletlerine yapışmaları nedeniyle manipölasyonları zor olabilir.⁶²⁻

64

Küçük kavitelere, dentin hassasiyetinin giderilmesinde, çeşitli restorasyonlarda oluşan kenar kırıklarının tamir edilmesinde, elastisite modülü düşük olduğundan çürüksüz servikal lezyonların restorasyonunda, mine tamirlerinde ve dar/küçük kavitelere başarıyla kullanılabilen akışkan kompozitler, aynı zamanda kompozit rezin restorasyonların altında bir stres kırıcı görevi de görebilirler.^{16, 17}

Kondanse Edilebilir Kompozit Rezinler

Amalgam gibi kondanse edilebilen veya sıkıştırılabilen visküz kıvamda bir materyal üretme çabaları sonucunda geliştirilen, geleneksel kompozitlerin inorganik doldurucu miktarının artırılmasıyla üretilen rezin kompozitlerdir. Kondanse edilebilen veya sıkıştırılabilen rezin kompozitler direkt restorasyonlar için sınıf 1 ve 2 kavitelere kullanımı önerilmektedir.^{16, 17}

Doldurucu miktarı artırılan bu kompozitlerde doldurucu oranı yaklaşık olarak %70'i geçtiğinde yapısal bozukluklara ve teknik uygulama zorluklarına neden olabilmektedir. Kondanse edilebilir kıvama ulaşmak için genellikle doldurucu boyutunun ve dağılımının değiştirilmesiyle veya fiber lifler gibi farklı doldurucu içeriklerinin eklenmesiyle elde edilebilir.^{23,65} Doldurucu içeriğinin bu modifikasyonundan dolayı, geleneksel hibrit kompozitlere kıyasla el aletlerine daha az yapışkanlık, yüksek aşınma direnci, viskozitenin ve polimerizasyon derinliğinin daha yüksek olması ve polimerizasyon büzülmesi daha az olması gibi farkı özellikler kazandırır.^{17,66,67} Doldurucu partiküllerinin boyutları hibrit kompozitlerden daha büyük olması nedeniyle polisaj sonrası rezin kompozit yüzeylerinin pürüzlü olma riski vardır.¹⁷

2.3.3. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Rezin Kompozitler

Kimyasal yöntemle polimerize olan rezin kompozitler

Kimyasal yöntemle polimerize olan rezin kompozitler baz ve katalizör olmak üzere iki ayrı pat sisteminden oluşmaktadırlar. Benzoil peroksit, polimerizasyonu başlatan patın içerisinde bulunurken, polimerizasyonu hızlandıran organik amin diğer

patın içerisinde yer alır. Ancak, bu iki patın karıştırılması sırasında, kompozit rezinde hava kabarcıkları kalması, yapısındaki aminin renkleşmeye yatkınlığı ve polimerizasyonunu tamamlanmasının uzun olması nedeniyle klinik uygulamalarda başarısızlık riski bulunmaktadır.^{17, 57}

Görünür Işıkla Polimerize Olan Kompozit Rezinler

Bu rezin kompozitler tek pat sisteminde üretilmişlerdir. İlk olarak 1972 yılında polimerizasyon ultraviyole ışığı ile başlatılmış ancak hekim ve hasta için zararlı olabileceği düşüncesiyle vazgeçilmiş ve yerini görünür ışığa bırakmıştır.¹⁷

Görünür ışıkla polimerize olan rezin kompozitlerin yapısında, tersiyer amin gibi indirgeyici ajanlarla beraber kullanılan görünür mavi ışığa duyarlı kamforokinon gibi diketon türevi fotobaşlatıcılar bulunur. Işığın dalga boyları 425 ila 495 nm dalga boyundaki görünür mavi ışık diketon ve amin kompleksini aktive eder ve rezinin polimerizasyonu başlatılır.⁶⁸ Bu amaçla kullanılabilen ışık kaynakları LED, kuartz-tungsten halojen, plazma ark, diyot ve argon lazerlerdir. Polimerizasyonun yeterli seviyede olabilmesi için ışık kaynağının gücünün en az 300 mW/cm² 'lik ışık yoğunluğunda olması gerekmektedir.^{52, 69}

Kompozit rezinler, görünür ışıkla polimerize edilerek birçok avantaj sunar. Hekim, çalışma süresini kontrol edebilir, daha düzgün yüzeyler elde edebilir ve işlemleri kısa sürede tamamlayabilir. Ayrıca, küçük parçalar halinde kaviteye uygulanarak daha az polimerizasyon büzülmesi gösterir. Bunların yanında bazı dezavantajlara da sahiptir. Polimerizasyon reaksiyonu başladığında rezin monomerlerin büzülmesi ışık kaynağına doğru olduğundan kenar uyumu problemlerine neden olabilmektedir.¹⁷ Görünür ışık 2 mm'den daha kalın rezin kompozitlerde yeterli derecede penetre olamadığından en fazla bu kalınlıkta kompozit kütleleri kavitelere yerleştirilmekte olup, geniş restorasyonların yapımı zaman alabilmektedir. Bu dezavantajın giderilmesi için güncel materyaller olan ve kompozitlerin kaviteye daha fazla kalınlıkta uygulanabilmesini sağlayan "Bulk-fill" kompozitler üretilmiştir.²²

Rezin kompozitlerin görünür ışıkla polimerizasyonu sırasında, havadaki oksijen serbest radikallerle etkileşime girerek rezinin en üst katmanında polimerizasyonun gerçekleşmediği bir oksijen inhibisyon tabakası oluşturur. Bu nedenle, bitirme ve polisaj işlemleri ile bu tabakanın uzaklaştırılması gerekmektedir.¹⁶

Hem Kimyasal Yolla Hem de Işıkla Polimerize Olan (Dual Cure) Kompozit Rezinler

Bu tür kompozitler, ışığın yetersiz polimerizasyon derinliği ile ilgili problemi gidermek için kimyasal ve ışık ile polimerizasyon başlatan bileşenlerin aynı rezin kompozit içerisinde birleştirilmesiyle üretilmişlerdir.⁵⁷

İki ayrı pat karıştırıldıktan sonra dual cure kompozit rezinlerin kimyasal polimerizasyonu yavaş bir şekilde başlar. Daha sonra yavaş devam eden polimerizasyon, ışıkla amin/kamforokinon birleşimini aktive ederek daha çok hızlanmaktadır. Bu sayede kavitenin en derin bölgelerinde ışıkla polimerizasyon yetersiz olsa bile polimerizasyon tamamlanabilmektedir. En büyük dezavantajı ise karıştırma işleminin sona rezin kompozit içerisinde kalan porozitedir. Ancak bu durum, karıştırma şırıngalarının kullanılmasıyla büyük ölçüde azaltılmıştır. Kavitenin derin ve ışığın ulaşmasının zor olduğu arayüzeylerde polimerizasyonun tam olarak sağlanamayacağından endişe duyulabilir. Dual cure rezin kompozitler ancak bu gibi durumlarda tercih edilebilecek bir seçenek olabilir.^{17, 57}

2.4. Polimer ve Polimerizasyon

Polimerler, non-metalik elementlerin (örn. C, O, N, H) kovalent bağlarla bir araya gelerek oluşturdukları uzun moleküllerdir. Diğer sıradan organik materyallere göre farkı, geniş boyutları ve molekül ağırlıklarıdır. Tanımlanan alt birimler olan monomerlerden bir polimer oluşturma olayına polimerizasyon denilmektedir. Monomer ‘‘tek birim’’ anlamına gelirken, polimer ‘‘birçok birim’’ anlamına gelmektedir.¹⁶

Rezin monomerler, fonksiyonel ve çapraz bağlayıcı monomerler olmak üzere iki gruba ayrılır. Fonksiyonel monomerler, sadece bir polimerize olabilen gruba sahipken, çapraz bağlayıcı monomerler iki tane polimerize olabilen gruba sahiptir (vinil grup veya C=C grup). Monomere özgü özellikler katan kısımlar ise fonksiyonel gruplardır.^{70, 71}

Polimer molekülleri genel olarak 3 farklı formda bulunur. Bunlar çizgisel (linear) formda, dallanmış (branched) formda tip ve çapraz bağlı (cross-linked) formdadır. Çizgisel yapıdaki polimer molekülleri, aynı veya farklı tipte monomerlerin doğrusal olarak birleşmesiyle oluşur. Dallanmış yapıdaki polimer molekülleri ise dallara ayrılarak büyürler. Bu polimerler, zayıf fiziksel bağlarla birbirlerine bağlanan monomerlerden oluşur. Çapraz bağlantılı polimerler ise ağ şeklinde bir yapıya sahiptir ve çapraz bağlarla birbirlerine bağlı monomerlerden oluşurlar. Bu polimer formları, diğer

polimer formlarına göre daha iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptirler. Ayrıca daha az sıvı emerler ve daha az çözünürler.⁷²

Dental materyallerin içeriğinde bulunan dimetakrilat monomerlerinin polimerizasyon reaksiyonu aktivasyon (serbest radikallerin oluşması ve bir monomer biriminin birleşip büyüyen zincirin başlangıcını oluşturması), yayılma (monomer birimlerinin devamlı eklenmesi) ve sonlanma (her hangi bir sebeple büyüyen zincirin durdurulması) olmak üzere üç aşamada tamamlanır.¹⁶

1) Başlama Reaksiyonu (Initiation)

Polimerizasyon reaksiyonunun başlayabilmesi için öncelikle serbest radikallerin elde edilmesi gerekmektedir ve bunun için tersiyer amin veya organik peroksit gibi kimyasal aktivatörlerin ısı veya ışık ile aktive edilmesi gerekmektedir. Başlatıcı serbest radikaller, metil metakrilat gibi monomerlerin çift bağlarını açarak, diğer monomer moleküllerinin eklenebilmesi için gerekli enerjiyi ortaya çıkarır. Bu sayede polimerizasyon başlar ve polimer molekülleri oluşmaya başlar.⁶⁸

2) Büyüme, Yayılma Reaksiyonu (Propagation)

Reaksiyonun büyüme ve yayılma fazı olarak adlandırılan aşamalarında monomerler, uyarılmış polimer zinciri ile kovalent bağ oluşturur. Bu süreç, monomerlerin birleşmesiyle devam eder ve bir polimerizasyon zinciri oluşumu ile sonuçlanır. Bu aşamada C=C çift bağları açılarak tekli bağlara dönüşür ve polimer molekülü sürekli olarak büyür. Bu süreç, maksimum dönüşüme kadar devam eder.⁷³

3) Sonlanma Reaksiyonu (Termination)

Polimerizasyon reaksiyonu iki polimer zinciri bir araya gelerek ya da polimer zincirinin sonuna başka bir molekülden bir hidrojen atomu transfer edilerek sonlanabilir. Bu sonlandırma işlemi polimer moleküllerinin enerji alışverişiyle aktifliğini kaybetmesiyle gerçekleşir. Polimer zincirinin sonuna yerleşen serbest radikallerin aktivasyonlarının bitmesiyle de bu işlem tamamlanır.⁴⁷

2.5. Modelasyon Sıvıları

Rezin kompozitler ile başarılı bir estetik restorasyonların elde edilmesi, hem klinisyenlerin becerisine hem de kompozitin fiziksel özelliklerine bağlıdır. Klinisyenler, polimerize olmamış rezin kompozitin dış yüzeyine yerleştirme ve şekillendirme sırasında

kıvamı nedeniyle el aletlerine yapışarak işlemi zorlaştırdığından dolayı, el aletlerini modelasyon sıvıları ile ıslatarak kompozitin yüzey gerilimini azaltmaya dolayısıyla rezin kompozitin modelasyonunu kolaylaştırmaya çalışmışlardır.^{9, 74, 75}

Rezin kompozitlerin, anatomik diş formunun oluşturulması kolaylaştırmak, kompozitin yüzey gerilimini azaltmak ve ıslanabilirliğini artırmak için el aletlerinin veya fırçaların modelasyon sıvıları ile ıslatılmasıyla kullanılması önerilmektedir.⁹ Klinisyenler geçmişten günümüze modelasyon sıvısı olarak, izopropil alkol, etanol, aseton, adeziv ve özel üretilmiş modelasyon sıvılarını kullanmışlardır.¹⁴

Rezin kompozitin kullanımını kolaylaştırmak için alkol modelasyon sıvısı olarak 40 yılı aşkın süredir kullanılmaktadır. Alkol, restoratif materyalin kavite duvarına adaptasyonunu etkilemese de, kullanımı rezin matrikse zarar verebilir ve rezin kompozitlerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilir. Bu nedenle, alkol türevlerinin klinik kullanımı zaman içinde değişmiştir.^{76, 77}

Düşük vizkoziteye sahip dental adezivlerin kompozit modelasyon sıvısı olarak kullanılması hiçbir üretici tarafından önerilmemesine rağmen klinisyenler tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu uygulama, bir restoratif materyalin yüzey gerilimini azaltarak, materyalin kaviteye yerleştirilmesini ve şekillendirme sürecini kolaylaştırır. Ayrıca, düşük viskoziteli rezinin kompozit yüzeyine nüfuz etmesiyle restorasyonun içerisinde hava boşlukları veya gözenekli yapıları ortadan kaldırır.¹⁴ Bu yaklaşım, adeziv ajanların etch-and-rinse (ER) veya self-etch (SE) olduğundan bağımsız olarak, rezin kompozitlerin özellikleri üzerindeki olası olumsuz etkileri hakkında birçok endişeler taşımaktadır. Ünlversal adezivler söz konusu olduğunda ise durumun daha da olumsuz olduğu gösterilmiştir.⁷⁸

Hidrofilik monomerlerin ve çözücülerin bulunduğu adezivler, çözücü içermeyen ve daha az hidrofilik monomer içeren adezivlere göre rezin kompozitlerin mekanik özelliklerini ve yüzey stabilitesini olumsuz etkiler. Yüksek çözücü içeriği (örn. alkol, aseton), polimerizasyon reaksiyonunu engelleyerek oluşan zincir ağının dayanıklılığının azalmasına neden olur.⁷⁹

Bazı üreticiler, restoratif prosedürler sırasında rezin kompozitlerin modelasyonunu kolaylaştırmak için genellikle, modelasyon likitleri, modelasyon sıvıları, modelasyon rezinleri, modelasyon ajanları, kompozit ıslatıcıları veya kompozit primerleri olarak adlandırılan özel malzemeler sunmuştur. Bu malzemeler, kompozit

tabakaları arasında veya sadece son tabaka yüzeyinde pürüzsüz ve estetik açıdan iyi bir yüzey oluşturmak amacıyla el aletlerini ve fırçaları ıslatarak kullanılır. Bu uygulamalar ile bitirme ve cilalama prosedürleri sırasında harcanan zamanda kısalmaktadır.^{80, 81} Temel olarak modelasyon sıvıları, UDMA, Bis-GMA ve TEGDMA gibi metakrilatlardan oluşan doldurucu içermeyen rezinlerden oluşmaktadır.

Modelasyon sıvıları, rezin kompozitlerin organik matriksi ile aynı monomerlerini içersede, modelasyon sıvılar ile ıslatılan aletlerle modelasyondan sonra rezin kompozit restorasyonların fiziksel ve kimyasal özelliklerinde, gerilme ve çekme dayanımında, yüzey karakteristiğinde, su emiliminde ve çözünürlüğünde, polimerizasyon derecesinde ve artık monomer salınımında değişiklikler meydana gelmektedir.⁸²

2.6. Reaksiyona Girmemiş Artık Monomerler

Polimerizasyon reaksiyonu boyunca karbon çift bağlarının ($-C=C-$) reaksiyona girerek karbon tek bağlarına ($-C-C-$) çevrilme oranı dönüşüm derecesi veya polimerizasyon derecesi olarak isimlendirilir.⁸³ Polimerizasyon derecesi, rezin kompozitin fiziksel ve mekanik özellikleri için önemli bir belirleyicidir. Dental adeziv ve kompozitlerde polimerizasyonun tam olarak sağlanması güçtür. Polimerizasyon derecesinin düşük olması, mekanik dayanıklılığın azalmasına, yüksek geçirgenliğe, daha fazla su absorpsiyonuna ve böylece daha fazla nanosızıntıya, artık monomer salınımının artmasına ve biyouyumluluğunun bozulmasına neden olur.⁸⁴⁻⁸⁶

Polimerizasyon tam olarak gerçekleştiğinde monomerlerin karbon çift bağlarının tümü reaksiyona girerek polimer ağda yer almaktadır. Ancak polimerizasyon başladıktan sonra moleküllerin polimer ağına katılmasıyla viskozitede artış meydana gelmektedir ve monomerlerin polimere dönüşümü zamanla yavaşlamaktadır. Bu durumun sebebi rezin kompozit içerisinde ki reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıcındaki miktarına göre azalmış olması, viskozitenin artmasından dolayı monomerlerin hareketliliğinin azalması ve reaksiyona girememiş monomerlerin polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlamasına bağlı olabilmektedir. Sonuç olarak bazı monomerler polimer zincirine giremeyerek ‘artık monomer’ olarak kalabilmektedir.⁷¹

Rezin kompozit içerisindeki monomerlerinin polimerizasyonu tam olarak tamamlanamaz ve monomerlerin polimere dönüşüm oranı %50 ile %90 arasında değişebilir.⁸⁷ Reaksiyona girmemiş bu artık monomerlerin bir kısmı polimer ağına zayıf

bir şekilde bağılı kalarak yapı içerisinde bulunurken bir kısımda çevre dokulara yayılır.⁸⁸ Monomer dönüşüm derecesinin azalması, artık monomer miktarının artmasına, rezin kompozitin su emiliminin artmasına, aşınma direncinin ve renk stabilitesinin azalmasına, yetersiz bağlanmaya ve istenmeyen doku reaksiyonlarına yol açabilmektedir.⁸⁹

2.6.1. Artık Monomer Salınımını Etkileyen Faktörler

Artık monomer salınımını etkileyen çeşitli faktörler vardır. Bunlar; monomerin bileşimi, mevcut aktivatör ve inhibitörün konsantrasyonu, kullanılan çözücü, çözücünün miktarı ve maruz kalınan süre, monomerlerin viskozitesi, mevcut reaktif ortamın difüzyon sınırlaması, ortamdaki oksijen varlığı, doldurucu partiküllerin oranı, boyutu ve şekli, ışık yoğunluğu ve süresi, polimerizasyon sırasında üretilen sıcaklık ve kullanılan restoratif materyalin kalınlığıdır.⁸⁸

Bis-GMA monomeri düşük polimerizasyon büzülmesi ve akıcılık gibi oldukça arzu edilen bazı özellikler kazandırarak, katı ve rijit bir polimer ağ yapısı oluşturur.²⁵ Yapısında bulunan aromatik halkalar, bir rezinin polimerizasyon derecesini etkileyerek hem sertlik hem de yüksek viskozite sağlamaktadır. UDMA, Bis-GMA monomeri gibi yüksek molekül ağırlıklı monomerdir ve aromatik halkalardan ziyade çok yönlü eter bağlarına (C-O-C) sahiptir. Bu, monomerin esnekliğini artırır, yapıştırıcının viskozitesini azaltır ve polimerizasyon derecesini artırabilir.^{25, 90} TEGDMA ve HEMA, moleküler ağırlığı Bis-GMA ve UDMA'ya kıyasla nispeten düşüktür ve bu küçük moleküllerin daha büyük moleküllere göre daha yüksek bir elüsyon oranına sahip olduğu gösterilmiştir.⁹¹ Artan TEGDMA konsantrasyonları, bir rezinin viskozitesini ve monomerlerin dönüşüm derecesini azaltacaktır.^{92, 93}

Oksijen varlığında, serbest radikaller oksijenle daha kolay reaksiyona girer. Bu reaksiyon sonucunda, reaktif olmayan peroksit radikalleri oluşur ve bu radikaller, oksijenle temas eden yüzeylerde polimerizasyonu engeller. Bu duruma "polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu" denir ve yüzeyde oluşan tabakaya "oksijen inhibisyon tabakası" adı verilir.⁹⁴ Bu tabaka, artık monomer salınımını artırır.⁹⁵

Işık kaynağının gücü az olduğunda ve derin kavitelerde ışığın penetrasyonu yetersiz olacağından polimerizasyon tam olarak gerçekleşmeyebilir. Bu durumda artık monomer salınımına neden olabilir. Işığın penetrasyonu kompozit kalınlığına ve translüsensine de bağlıdır.¹⁶

Çözücünün çözme kapasitesi çok önemli bir faktördür. Agresif çözücülerde monomer salınımı daha çok ve hızlı bir şekilde gerçekleşmektedir. Çözücünün hidrofilik yapıya bağlanabilme yeteneğine bağlı olarak artık monomer salınım miktarı değişebilmektedir.^{96, 97}

Reaksiyona girmemiş monomerlerin salınımının *in vivo* ortamı taklit edebilmesi için kullanılması gereken çözücünün çeşiti ve süresi için farklı araştırmalar yapılmıştır.^{88, 98, 99} Artık monomer salınımının 1-7 gün içerisinde tamamlandığını belirten çalışmalar olmasına rağmen bu sürecin tamamlanması için en az 30 gün gerektiğini gösteren çalışmalarda vardır.^{88, 100} Yapılan *in vitro* çalışmalarda çözücü olarak çoğunlukla distile su, serum fizyolojik, etanol, metanol, aseton ve etanol eklenmiş serum fizyolojik, yapay tükürük ve hücre kültürleri kullanılmıştır. Ağız içerisindeki tükürük enzimleri ve diyet ile alınan sıvılar, rezin kompozitlerin monomer bileşenlerini bozabilir ve artık monomerlerin elüsyon hızını artırarak yapay solüsyonlardan daha yüksek monomer elüsyonuna neden olabilir.^{101, 102} Monomer elüsyonunu araştıran çalışmalarda *in vivo* ortamı en iyi taklit eden solüsyonun etanol/su (%75) olduğu belirtilmiştir.¹⁰³ Bu %75 lik etanol/su solüsyonu Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından da *in vivo* ortamı taklit edici solüsyon olarak önerilmektedir ve bu nedenle çalışmalarda en sık kullanılan çözücü olmaktadır.¹⁰⁴

Rezin monomerin çözündüğü solüsyonun hacmi ile salınan monomerlerin miktarı arasında zayıf ancak anlamlı bir ilişki vardır. Solüsyonun hacmi ne kadar büyükse, monomer konsantrasyonları da o kadar fazla olabilmesiyle birlikte bunu tam tersi durumunda solüsyonun doygunluğu artarak monomer salınımı azalmaktadır. Bu nedenle yapılan çalışmalarda ISO 10993-12 2010 gerekliliğine uygun olarak hazırlanan solüsyon çözücü oranı 1gr/10ml olarak belirtilmiştir.¹⁰⁵

2.6.2. Polimerizasyon Sonrası Artık Monomerlerin Biyolojik Etkisi

Monomerlerin dönüşüm veya polimerizasyon derecesi restoratif materyalin sadece fiziksel özelliklerini (aşınma direnci, sertlik ve renk değiştirme eğilimi gibi) etkilemekle kalmaz, aynı zamanda polimerize olmayan monomerlerin çevreye salınması ile sağlık sorunlarına da yol açabilir.¹⁰⁶ Bu monomerler ağız içine veya dentin tübülleri aracılığıyla pulpaya salınarak lokal ve sistemik reaksiyonlara neden olabilirler. Resin monomerlerin insanlar arasında güvenilirliği ile ilgili duyulan endişeden dolayı, araştırmacılar HPLC tekniğini kullanarak rezin kompozitlerden salınan monomer

miktarını test etmeye yönelmişlerdir.¹⁰⁷ Potansiyel toksisiteye sahip monomerler arasında yer alan ve en çok üzerinde araştırma yapılan monomeler, bisfenol A (BPA), bisfenol A-glisidil metakrilat (BisGMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) monomerleridir.¹⁰⁸

Birçok araştırma, rezin restorasyonun kötü yüzey pürüzlülüğü ve marjinal uyumunun plak birikimine neden olarak komşu olduğu dişetinde hastalıklara neden olacağını bildirmişlerdir.^{109, 110} Resin kompozit restorasyonlardan salınan artık monomerlerde yüzey özelliklerinden bağımsız olarak oral dokularda (pulpa, dişeti, oral mukoza) lokal etkilere ve sistemik olumsuz reaksiyonlara neden olabilir. Bu reaksiyonlar alerjik, toksik, mutajenik ve karsinojenik olabilmektedir.¹¹¹ Biyolojik etkiler monomerin içeriğine, bozunma ürünlerine, vücuttaki yayılımına, atılımına, biyotransformasyonuna ve hedef dokuya bağlı olarak değişmektedir.^{7, 112} Resin kompozitlerden salınan artık monomerlerin plak içerisindeki mikroorganizmalar için substrat işlevi görebileceği ile ilgili yapılan *in vitro* çalışmalarda bakteriyel büyüme gösterilmiştir.¹¹³

Polimerizasyondan sonra, polimer ağına katılmamış monomerler ve ilave katkı maddeleri tükürük veya diyet ile alınan çözücülerle özellikle ilk 24 saat boyunca çok fazla elüsyona uğrar ve devam eden süreçte azalarak elüsyon devam etmektedir. Ancak zamanla erozyon ve bozunma yoluyla ortama salınan monomerler de olabilir. Resin monomerlerin bozunması ve erozyonu foto, termal, mekanik veya kimyasal etkilerden kaynaklanabilir. Örneğin, tükürük esterazlarının kompozit rezinlerin yüzeylerini bozarak metakrilat içerikli monomerlerin serbest kalmasına yol açabilecekleri bildirilmiştir.¹¹⁴

Resin monomerler hücrelerin mitokondriyal aktivilerini değiştirebilir ve hücresel makrofajları aktive ederek salınmasına neden olabilmektedir. Yapılan birçok araştırma sonucunda resin monomerlerin canlı hücreleri üzerinde oluşturduğu sitotoksikite miktarı büyükten küçüğe Bis-GMA>UDMA>TEGDMA>HEMA şeklindedir.¹¹⁵

Resin monomerin yapıtaşı olan MA (metakrilat), alkali bir ajan olarak hücredeki oksidatif stresi önlemede kritik role sahip tiyolleri kolayca tüketebilmektedir.¹¹⁶ MA epoksidasyona uğrayarak kimyasal olarak oldukça reaktif hale gelir ve DNA'nın tek ve çift bağlarını kırabilir.¹¹⁷ Mutajenik etkisinin yanı sıra, Kleinsasser ve ark.¹¹⁸ BisGMA, HEMA, TEGDMA ve UDMA monomerlerindeki MA'ların insan lenfositleri üzerinde genotoksik etkisinin olduğunu göstermişlerdir.¹¹⁸ Reaktif oksijen ürünleri ile insan

hücrelerinde DNA hasarına sebep olabilir. Ayrıca Poplawski ve ark.¹¹⁹ MA'nın genotoksik ve mutajenik etkilerine ilaveten, teratojenik etkiye sahip olduklarını ve kanser gelişimine neden olabileceğini ifade etmişlerdir.

Kompozit rezinlerin içerisindeki Bis-GMA ve Bis-EMA gibi monomerlerin yapısında bulunan ve bu monomerlerin parçalanması sonucu ortaya çıkan Bis-Fenol A (BPA) genellikle plastik üretiminde kullanılan doğayı kirletici bir madde olarak bilinir.¹⁰⁸ Bebekler, küçük çocuklar, hamile ve emziren kadınlar BPA'ya en duyarlı kişilerdir.¹²⁰ BPA ile yapılan hücresel çalışmalarda hücrelerin östrojenik reseptörlerini taklit ettiği ve organizmaları olumsuz yönde etkilediği belirtilmiştir. Düşük dozda BPA'nın, metabolik interlökin 6 (IL-6) ve tümör nekrotizan faktör α (TNF α) salınımını artırarak ve adiponektin sekresyonunu inhibe ederek insülin direncini ortaya çıkardığı bu nedenlerle obeziteye sebep olabileceği bilinmektedir.¹²¹ Bunların dışında BPA metabolizmayı, parahormonal aktiviteyi etkileyebilir ve östrojen grubu hormonlarını taklit ederek kısırlığa neden olabilir.^{122, 123} Avrupa Gıda Güvenliği Otoritesi (EFSA) BPA'nın "güvenli" alım miktarının 0,04 ila 0,05 mg/kg/gün olduğu bildirmiştir.¹²⁴ Bu değerlere dental materyallerden salınan BPA ile ulaşılabilmesi güç olduğundan BPA'nın ortalama oral tüketiminin veya salınımının insan sağlığı için risk oluşturmaması muhtemeldir.¹⁰⁸

UDMA'nın sitotoksitesi Bis-GMA'dan sonra en yüksek toksisiteye sahip rezin monomer olmasına rağmen üzerinde yapılmış araştırmalar sınırlı sayıdadır.¹²⁵ Fare embriyoları üzerinde yapılan çalışmalarda UDMA'ya maruz kaldığında, hücrelerin gelişimini etkilediğini ifade etmişlerdir.³⁹ About ve ark.¹²⁶ yaptıkları çalışmalarda UDMA'nın mezenşimal hücrelerin odontoblastlara farklılaşmasını engelleyerek dentin sialoproteinlerini azalttığını ve mineralizasyonu inhibe ettiğini rapor etmişlerdir. Nocca ve ark.¹²⁷ çalışmalarında ise UDMA'nın insan promiyelositik lösemi hücrelerinin (HL-60) farklılaşmasını artırdığını ve hücrelerin glikoz metabolizmasını bozduğunu belirtmişlerdir.

TEGDMA, rezin kompozitlerin içerisinde vizkoziteyi azaltan bir seyreltici olarak kullanılır ve karyojenik bakterilerin büyümesini teşvik ettiği düşünülmektedir.¹¹³ Lipofilik özelliğe sahip olduğundan, memeli hücrelerinin lipit hücre zarında geçerek kolayca nüfuz edebilmektedir.¹²⁸ TEGDMA'nın bu lipofilik özelliği nedeniyle diş eti fibroblastlarında bulunan bazı enzimlerin aktivitelerinde değişiklik yaparak zararlı etkiler gösterebileceği ve periodontal hastalıklar ile liken planus gibi ülserasyonlara sebep

olabileceği belirtilmiştir.¹²⁹ Laktobasil acidophilus ve Streptococcus sobrinus bakterileri üzerinde yapılan bir çalışmada TEGDMA monomerinin bakterilerin üremelerini artırdığı belirtilmiştir. Ayrıca TEGDMA'nın karyojenik aktivitesi yüksek olan Streptococcus mutans'ın biyofilm formasyonunu ve fizyolojik aktivitelerini değiştirebileceği belirtilmiştir.¹²⁹

Daha çok adeziv ajanların içerisinde bulunan, yüksek hidrofiliteye sahip olan HEMA, diğer monomerlere kıyasla dentin organik matriksinden pulpaya ve idrar yollarına daha rahat geçer. Bu nedenle böbrek foksionları üzerinde diğer rezin monomerlere göre daha fazla yük oluşturur.¹³⁰ Ayrıca odontoblast hücrelerinin parçalanmasına ve fizyolojik aktivitelerinin etkilenmesine sebep olabilir.¹³¹ HEMA, reaktif oksijen türlerinin oluşumunu artırarak hücre içi glutatyon (GSH) miktarını azaltır ve buna bağlı olarak oksidatif stres oluşmasına neden olabilir.¹³² Oksidatif stres arttıkça, antioksidanların miktarı azalabilir.¹³³ Kleinsasser ve ark.¹¹⁸ HEMA'nın hücre içerisindeki çekirdek miktarını artırarak DNA migrasyonuna neden olduğunu tespit etmişlerdir.

2.6.3.Artık Monomer Miktarının Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Rezin kompozitlerin polimerizasyon derecesini belirlemek veya karşılaştırma yapabilmek için günümüzde birçok teknik kullanılmasına rağmen en çok kullanılan ve en doğru sonucu veren yöntem kromatografik yöntemlerdir.⁹⁹ Kullanılan tekniklerden bazıları şunlardır:

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

Rezin kompozitlerden salınan artık monomerlerin ölçümünde en sık kullanılan kromatografik yöntemler HPLC ve GC'dir. Bu iki yöntem arasında ise ölçüm sırasında mobil faz içerisinde monomerlerin kontrolünün daha kolay olması, sonuçlarının güvenilir, tekrarlanabilir, hızlı, ekonomik ve seçici olmasından dolayı HPLC daha çok tercih edilen ölçüm yöntemidir.^{7, 99}

Yüksek Performanslı Sıvı Kromatografisi (HPLC)

Kromatografi, bir karışım içerisindeki maddelerin, biri hareketli diğeri sabit faz olmak üzere birbirleriyle karışmayan iki fazlı bir sistemde ayrılması ve saflaştırılması için kullanılan bir yöntemdir. Maddelerin, hareketli faza göre sabit faz üzerinde değişik hızlarla hareket etmeleri ya da sürüklenmeleri prensibine dayanır. Her maddenin hareket hızı (tR), hareketli faza olan ilgisine göre belirlenir. Hareketli faza daha fazla ilgisi olan maddeler daha hızlı hareket ederler.¹³⁴

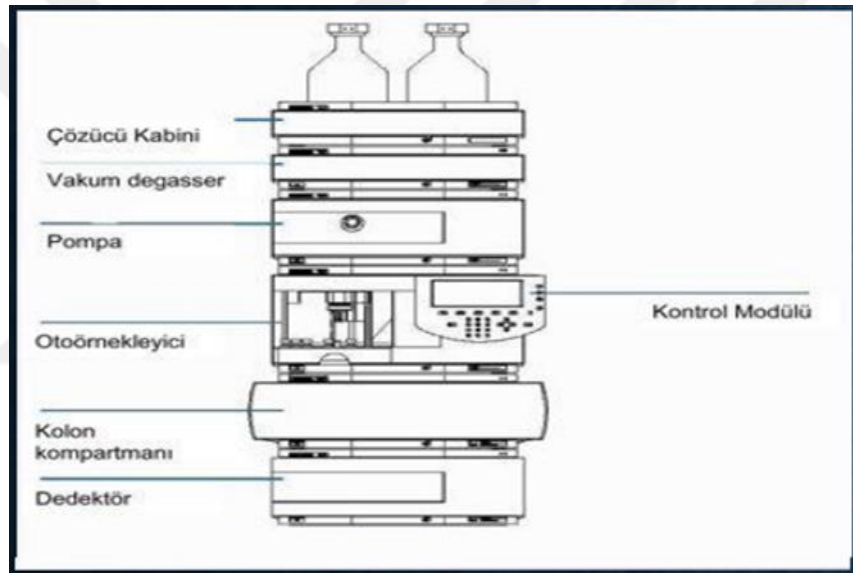
Kolondan ayrılan her maddenin konsantrasyon profili, pik olarak bilinir. Piklerin oluşturduğu tabloya ise kromatogram adı verilir. Tüm kromatografik ayırmalar bu prensipe dayanmaktadır. Kromatografi, bir örneği oluşturan bileşenleri, bu bileşenlerin mobil (hareketli) ve sabit faza olan eğilimlerindeki (afiniteleri) farklılıklarından dolayı ayırmaktadır. Sabit faz kolon içindeki kolon dolgu maddesi olup hareketli faz ise genellikle bir ya da birden fazla çözücü sistemdir.¹³⁴

HPLC, sıvı kromatografisi yönteminin özel bir uygulamasıdır ve bu yöntemde, sabit faz olarak kullanılan dolgu maddelerinin tanecik boyutu küçültülerek sabit faz yüzey alanı artırılır. Bu sayede kolonun etkinliği artar. Ayırıştırma işlemini gerçekleştirdiği kolondan hareketli fazın belirli bir hızla geçebilmesi için basınç uygulanması gerekir.¹³⁵

HPLC'nin avantajları:

- Kolon rejenerasyonu gerektirmeden pek çok kez kullanılabilir
- Teknik, kullanıcının yeteneğine daha az bağımlıdır ve tekrarlanabilirlik daha yüksektir
- Nicel analizler için uygundur
- Analiz süresi kısadır
- Duyarlılığı yüksektir

Sıvı kromatografisi, hareketli faz olarak sıvının kullanıldığı kromatografik yöntemlerin genel adıdır. Bu sistemde, hareketli faz pompalar tarafından oluşturulan basınç ile kolona verilir ve dedektör sisteminden geçirilerek (Şekil 6) nitel ve nicel analizler gerçekleştirilir. Bir karışımdaki her bir bileşenin ayrılması, tanımlanması ve ölçümlemesi için kullanılan analitik kimyada bir tekniktir. Kromatografinin çalışma prensibi, bir sıvı içinde çözünmüş bileşenlerin, genellikle katı bir destek üzerindeki sabit faz ile etkileşime girerek, kolon içinde değişik hızlarla hareket etmeleri sonucu zamanla ayrışmaları temeline dayanır. Bu yöntem sayesinde, bileşenlerin birbirlerinden ayrılması mümkün hale gelir.⁷.



Şekil 6. HPLC cihazının şematik görünümü

HPLC cihazının temel birimleri aşağıdaki gibidir (Şekil 7) ;

Mobil faz (çözücü) şişeleri: Genellikle bir veya daha fazla cam veya paslanmaz çelik kaplar içinde bulunurlar. Farklı polaritelerde çözücüler kullanılabilen bu kapların kalitesi önemlidir, çünkü çalışmada sulu tamponlardan hidrokarbonlara kadar değişik çözücüler kullanılır.

Degasser: Mobil fazdaki çözünmüş gazların uzaklaştırılması için kullanılan bir sistemdir.

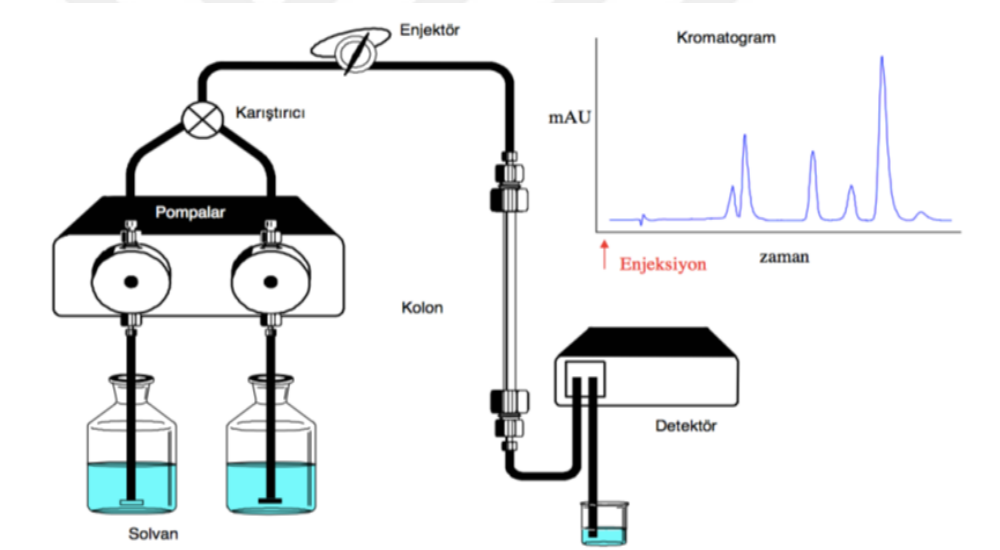
Pompa: Numune ve mobil fazın enjektör, kolon ve dedektör boyunca sürekli sabit akışını sağlar.

Enjektör: Numunenin kolona girmeden önce mobil faza enjekte edilmesi için kullanılır.

Kolon Fırını: Kolonun sabit bir sıcaklıkta tutulması için kullanılan önemli bir bileşendir.

Kolon: Bileşenlerin ayrımından sorumlu olan sabit fazdır ve karmaşık örneklerde bileşenlerin birbirinden iyi çözünürlükle ayrılmasını sağlar.

Dedektör: Kolondan çıkan bileşenleri tespit ederek, bunların ayrımını ve miktarlarını belirlememizi sağlar. Dedektörden geçen maddeler kaydedici bir sistem aracılığıyla kaydedilerek zamana karşı dedektör cevabına ait bir grafik oluşturulur ve buna da kromatogram denir.



Şekil 7. HPLC cihazının parçalarının şematik gösterimi

HPLC cihazının çalışma basamakları ise şu şekildedir ;

1. Test edilecek biyomolekülün uygun bir çözücünde çözünmesi: Protein, peptit veya diğer test edilecek moleküller organik ya da uygun bir çözücü kullanılarak çözülür.

2. Numunedeki bileşenlerin ayrımı: Sabit faz olarak nitelendirilen kolonda bileşenler ayrılır. Çözünen karışım kolona enjekte edilir ve basınç uygulanarak sıvı

hareket ettirilir. Farklı bileşenler farklı hızlarda hareket eder ve çıkışa farklı zamanlarda ulaşır.

3. Ayrılan bileşenlerin ve miktarlarının tayin edilmesi: Detektörler kullanılarak bileşenlerin miktarları belirlenir. UV, floresans, iletkenlik, kütle gibi farklı detektörler numunelerin özelliklerine göre seçilir.

4. Kromatogramların değerlendirilmesi: Elde edilen kromatogramlar, günümüzde farklı bilgisayar programları yardımıyla yorumlanır.

Çalışmamızın sıfır hipotezi; modelasyon sıvısı olarak kullanılan farklı materyallerin rezin kompozitlerin artık monomer salınım miktarlarına etki etmeyeceğidir.



3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı ve Sivas Cumhuriyet Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde *in vitro* koşullar altında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda nano dolduruculu rezin kompozitin, üç farklı modelasyon likiti kullanılarak modelasyonundan sonra içerdikleri bazı monomerlerin salınımları değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

Çalışmada kullanılacak olan kompozit örnekleri $23\pm1^{\circ}\text{C}$ oda sıcaklığında ve $\%50\pm5$ rölatif nemlilikte deney koşullarında hazırlanmıştır. Testlerde kullanılan örnek kalıpları, modelasyon fırçası, ağız spatülü ve cam lamel gibi materyaller deney koşullarında en az 1 saat bekletilerek, kompozit örneklerinin standart sıcaklık değerlerine gelmesi sağlanmıştır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Kompozit Resin ve Modelasyon Sıvıları

Bu çalışmada bir adet nano dolduruculu universal bir resin kompozit olan Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) (Şekil 8) ve modelasyon likiti olarak ise Adper Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) (Şekil 9), Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD) (Şekil 10) ve GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japonya) (Şekil 11) kullanılmıştır. Bu materyallerin kimyasal içerikleri ve üretici bilgileri Tablo 2' de gösterilmektedir.

3.2. Örneklem Boyutunun Belirlenmesi

Örneklem boyutunun belirlenmesi ve çalışmanın güvenilirliğinin sağlanması için benzer çalışmalardan faydalanarak G*Power 3.1.9.2 (Universal Düsseldorf, Almanya) istatistiksel güç analizi yapılmıştır. Örneklem boyutu her grup için $\%85$ güç ve $\%5$ yanılma düzeyinde her bir grupta en az $n=12$ örnek olacak şekilde istatistiksel olarak hesaplanmıştır. 4 farklı grup için 12'şer örnek olmak üzere toplam örnek sayısı 48 olarak belirlenmiştir.

“Referans: Maalekipour M, Safari M, Barekatin M, et al. Effect of adhesive resin as a modeling liquid on elution of resin composite restorations. International Journal of Dentistry. 2021;2021.

Tablo 2. Çalışmada kullanılacak materyaller ve özellikleri

Materyaller	İçerikleri	Üretici Firmaları	Lot Numarası
Filtek Ultimate Universal Restorative	Doldurucu olarak serbest halde 20 nm silika partiküller, 4-11 nm zirkonyum partiküller ve bunların bir arada olduğu kümeler içerir. Dentin, mine ve gövde tonları ortalama 0.6 ile 10 mikron büyüklüğünde kümeler içerir. Metakrilat matriks içinde inorganik doldurucu oranı ağırlık olarak %78.5 (hacimsel olarak % 63.3). Bis-GMA% 1-10 UDMA TEGDMA % < 1 PEGDMA % < 5 Bis-EMA içerir.	3M ESPE, St. Paul,MN, ABD	NE6513
Adper Single Bond 2 Adhesive	Etanol (25-35%), Bis-GMA (10-20%), UDMA (1-5%), HEMA (5-15%), Glycerol 1,3-dimethacrylate (5-10%), Nanofil silika partikülleri (20%), poliakrilik asit ve poliitakonik asitin metakrilat fonksiyonel kopolimer (5-10%), Su (<1%)	3M ESPE, St. Paul,MN, ABD	NC89884
Bisco Modeling Resin	UDMA (20–40), amorphous silica (20–40), Bis-EMA (10–30), TEGDMA (5–20) and Bis-GMA (1–10)	Bisco, Schaumburg, IL ABD	22000001773
GC Modeling Liquid	UDMA (%25-50), 2-hidroksi-1, 3 dimekakiloksipropan (%25-50), HEMA (%10-25)	GC Corporation, Tokyo,Japonya	2202041



Şekil 8. Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) Restoratif Materyali



Şekil 9. Adper Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD)



Şekil 10. Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD)



Şekil 11. GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japonya)

3.3. Grupların Belirlenmesi

Bu çalışmada A2 Body rengine nano dolduruculu universal bir kompozit 4 farklı uygulama ile hazırlanmıştır. Bu uygulamalardan kontrol grubu herhangi bir modelasyon likiti uygulanmayacak olan gruptur. Diğer gruplar ise daha önce belirtilen modelasyon likitleri kullanılarak hazırlanmıştır ve toplamda 4 farklı uygulama yapılarak gruplar oluşturulmuştur. Bu gruplar şu şekildedir ;

Grup K : Kontrol

Grup SB : Adper Single Bond 2 Adhesive

Grup BM : Bisco Modeling Resin

Grup GM : GC Modeling Liquid

3.4. Kompozit Örneklerin Hazırlanması

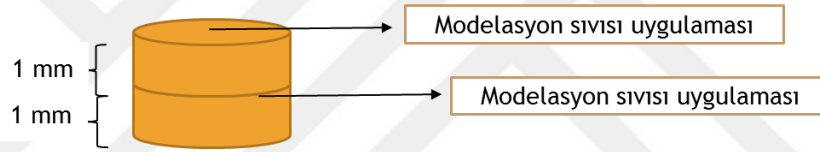
Standart kompozit örnekleri oluşturmak için 5 mm çapında ve 1 mm kalınlığında özel hazırlanmış 2 adet paslanmaz çelik kalıp kullanılmıştır (Şekil 12).



Şekil 12. Özel Üretilmiş Paslanmaz Çelik Kalıplar

Birinci kalıp cam lamel üzerine yerleştirilerek ağız spatülü yardımıyla ilk kompozit tabakası kalıba yerleştirilmiştir ve bu tabakanın üst yüzeyine modelasyon fırçası (GC Gradia Düz Fırça, Tokyo,Japonya) ile modelasyon sıvısı uygulanmıştır. Modelasyon sıvısı bir modelasyon fırçası yardımıyla belirtilen kompozit yüzeylerine uygulanmıştır. Her uygulama öncesinde fırçalar bir damla modelasyon sıvısıyla

ıslatılmıştır. Fazla sıvının uzaklaştırması için ise fırçanın her iki tarafı temiz bir cam plak üzerine 3 saniye hafif basınçla fırçalama hareketi yapılmıştır. Daha sonra modelasyon fırçası kompozit tabakasının yüzeyine ileri ve geri yönde olmak üzere toplam 6 fırçalama hareketi ile uygulanmıştır. Oluşturulan ilk kompozit tabakası polimerize edilmeden ilk kalıbın üzerine ikinci kalıp yerleştirilerek ikinci kompozit tabakası oluşturulmuştur ve en üst tabakanın üzerine de modelasyon sıvısı ile ıslatılmış ve fazla sıvısı uzaklaştırılmış fırça ile modelasyon sıvısı uygulanmıştır. Bu uygulamalar kontrol grubu hariç diğer gruplar için aynı standartta yapılmıştır. Kontrol gurubunda ise tabakalar arasına ve kompozitin üst yüzeyine herhangi bir modelasyon likiti uygulanmamıştır. Modelasyon fırçalarından diğer örneklerle kontaminasyonu önlemek için hazırlanan her örnek için temiz modelasyon fırçası kullanılmıştır. Tüm numuneler aynı operatör tarafından hazırlanmış ve standardize edilmiştir. Kompozit tabakalarının ve modelasyon sıvılarının uygulamasının şematik görünümü şekil 13’de gösterilmektedir.



Şekil 13. Kompozit tabakaları ve modelasyon sıvısı uygulamaları

Fazlalıkları çıkarmak ve boşlukları elimine etmek için paslanmaz çelik kalıplar şeffaf bant(mylar strip) kaplı iki cam lamel arasında parmak basıncı ile sıkıştırılmıştır. Fazlalıklar çıkarıldıktan sonra LED (Elipar S10, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ışık kaynağı (Şekil 14) ile üretici firmanın talimatları doğrultusunda ışık kaynağının ucu uygulama mesafesi minimum ve dik olacak şekilde standardizasyon sağlanarak bütün kompozit diskler 20 sn ($1200 \text{ mW/cm}^2 \times 20 \text{ sn}$) ışık uygulanarak polimerize edilmiştir.



Şekil 14. Elipar S10 Light-Emitting Diode (LED) ışık cihazı

Kullanılan ışık cihazının gücü, her polimerizasyon işlemi öncesinde kontrol edilmesi için 2000 mW/cm^2 'ye kadar ölçebilen bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental, Türkiye) ile kontrol edilmiştir. Işık cihazının özellikleri ise Tablo 3'de belirtilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada kullanılan polimerizasyon cihazının özellikleri

Işık Cihazı	Üretici Firma	Dalga Boyu	Işık Gücü	LOT Numarası
Light Emitting Diode (LED)	Elipar S10, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD	430-480 nm	1200 mW/cm^2	970-000-230/ 3101414

Paslanmaz çelik kalıplardan çıkarılan kompozit disklerinin üst yüzeyinde bulunan taşkınlıklar keskin bir bistüri ile temizlenerek ve Sof-Lex cila diskleri (3M™ ESPE™, St. Paul, ABD) (Şekil 15) kalın grenliden ince grenliye doğru sırayla kullanılarak kompozitin üst yüzeyine cila yapılmıştır.



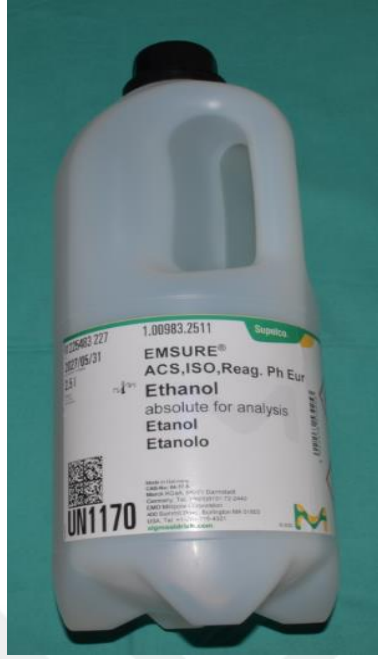
Şekil 15. Sof-Lex cila diskleri (3M™ ESPE™, St. Paul, ABD)

3.5. Ekstraksiyon Solüsyonlarının Hazırlanması

Polisaj işlemi yapılan her bir kompozit örnek artık monomer salınımının gerçekleşebilmesi için 10 ml'lik amber rengi cam viyallere (Şekil 16) yerleştirilmiş ve ışık almamaları sağlanmıştır. Ekstraksiyon solüsyonu olarak %99'luk etanol (1.00983.2511, Supelco, Merck) ve distile su (Aqua, İstanbul, Türkiye) kullanılarak 1.5 ml %75'lik etanol/su solüsyonu hazırlanmıştır (Şekil 17). Daha sonra bu solüsyonlar bir mikropipet ile aynı zamanda tüm cam viyallere ilave edilmiştir.



Şekil 16. Kompozit örneklerin bekletildiği cam viyaller



Şekil 17. Çalışmada kullanılan %99'luk etanol ve distile su

ISO 10993-12 gerekliliklerine uygun olarak, örnekler ve etanol-su solüsyonu arasındaki hacim oranı 1:10'dan daha büyük olarak belirlenmiştir ve örnekler solüsyona tamamen daldırılmıştır.

Ekstraksiyon solüsyonu ve kompozit örneklerin bulunduğu cam viyaller artık monomer salınım zamanlarında 37°C'de etüvde (EN025, Nüve, Ankara, Türkiye) bekletilmiştir (Resim 18).



Şekil 18. Örneklerin Saklandığı Etüv Cihazı (EN 025, Nüve, Ankara, Türkiye)

1. günün sonunda kompozit örnekler bulundukları cam viyallerden alınarak 10 ml'lik yeni cam viyalere aktarılmıştır ve taze hazırlanmış 1.5 ml %75'lik etanol/su solüsyonu bu viyalere eklenerek 37 °C'de etüvde bekletilmiştir. Bütün bu işlemler sırasında kompozit örneklerin cam viyalere aktarılmasına ve taze solüsyonların aynı anda eklenmesine dikkat edilmiştir.

1. günün sonunda yapılan işlemler 15. ve 30. gün sonunda tekrarlanarak 3 farklı zaman dilimine ait ekstraksiyon solüsyonları elde edilmiştir. Bu işlem 48 kompozit örneğine yapılmasıyla birlikte toplam 144 ekstraksiyon solüsyonu hazırlanmıştır (Tablo 4).

Tablo 4. Hazırlanan ekstraksiyon solüsyonlarının dağılımı

	1. Gün	15. Gün	30. Gün
Grup K	12	12	12
Grup SB	12	12	12
Grup BM	12	12	12
Grup GM	12	12	12
Toplam Örnek Sayısı	144		

Her üç zaman periyodunda elde edilen ekstraksiyon solüsyonları 25 mm'lik polyester membran yapısına ve 0,45 µm por genişliğine sahip Chromafil Xtra marka şırınga filtresiyle (Macherey-Nagel, Dueren, Almanya) (Şekil 19) süzülerek HPLC cihazına uyumlu olan Allpro 2 ml amber renkli cam viyalere (Şekil 20) aktarılmıştır ve ölçüm zamanına kadar 4°C ' de muhafaza edilmiştir.



Şekil 19. Chromafil Xtra marka şırınga filtresi



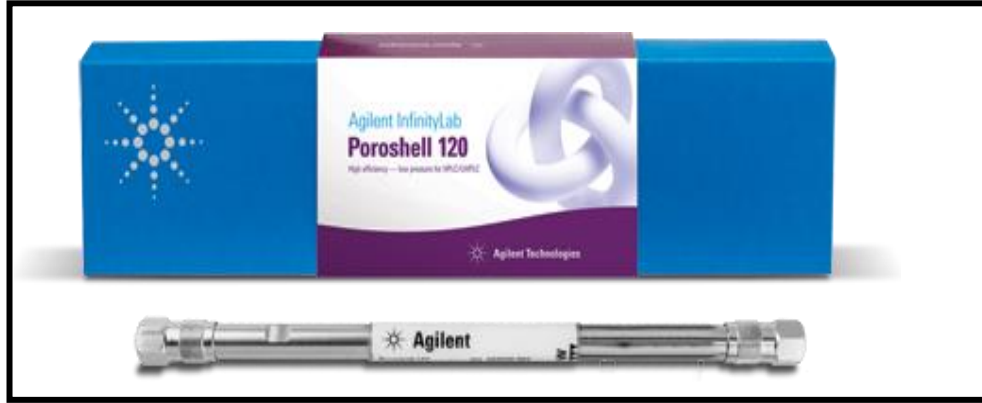
Şekil 20. Ekstraksiyon solüsyonlarının bulunduğu Allpro 2 ml cam viyaller

3.6. HPLC Cihazının Kalibrasyonu ve Hazırlanması

Ekstraksiyon solüsyonlarındaki artık monomer salınımının ölçülmesinde Diyot Dizi Dedektörlü (DAD) HPLC (Shimadzu Nexera X2, Duisburg, Almanya) cihazı kullanılmıştır (Şekil 21). Cihaz içerisinde partikül boyutu 2.7 μ m, boyutları 4.6 mm x 100 mm olan C18 ters faz kolonu (Poroshell 120 SB-C18 Agilent Technologies, ABD) bulunmaktadır (Resim 22). HPLC cihazında mobil faz olarak ise %99.8'lik asetonitril (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) kullanılmasıyla birlikte diğer kullanım şartları Tablo 5 'de belirtilmektedir.



Şekil 21. Shimadzu Nexera X2 Marka HPLC Cihazı



Şekil 22. Poroshell 120 SB-C18 Ters Faz Kolonu

Tablo 5. HPLC analizinde kullanılan cihazın şartları

Analiz kolonu	Mobil faz	Akış hızı	Detektör ve dalga boyu	Kolon fırın Sıcaklığı	Enjeksiyon hacmi
C18, 2.7 µm x 4.6 x 100 mm	Asetonitril/Su (80: 20, v/v)	0.6 ml/dk (izokratik)	DAD 205 nm	40°C	20µl

HPLC cihazı ile artık monomer salınım miktarının ölçülmesine başlamadan önce, cihazın kalibrasyonu ve kromatografik şartlarının oluşturulması için ekstraksiyon solüsyonunda araştırılacak Bis-GMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD), UDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) ve TEGDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) monomerlerinin saf çözeltileri seyreltilerek cihaza tanıtılmıştır. Bu monomerlerin özellikleri Tablo 6’da belirtilmektedir.

Tablo 6. Ekstraksiyon solüsyonlarının analizinde kullanılan saf monomerlerin özellikleri

	Ticari İsimleri	Üretici Firma	Molekül Formülleri	Molekül Ağırlığı
BIS-GMA	Bisphenol A glycerolate dimethacrylate	Sigma Aldrich	C ₂₃ H ₃₆ O ₈	512,59g/mol (gram/ molar)
UDMA	Urethane dimethacrylate	Sigma Aldrich	C ₂₃ H ₃₈ N ₂ O ₈	470,56g/mol
TEGDMA	Triethylene glycol dimethacrylate	Sigma Aldrich	C ₁₄ H ₂₂ O ₆	286,32g/mol

Hazırlanan ekstraksiyon solüsyonlarındaki monomer miktarını belirlemek için gerekli olan kalibrasyon eğrilerinin çizilebilmesi amacıyla monomerlere ait standart çözeltiler referans olarak alınmıştır.

Monomerlere ait standart stok çözeltileri hazırlamak amacıyla Radwag AS 220 R.2 PLUS marka hassas terazi kullanılmıştır (Şekil 23).

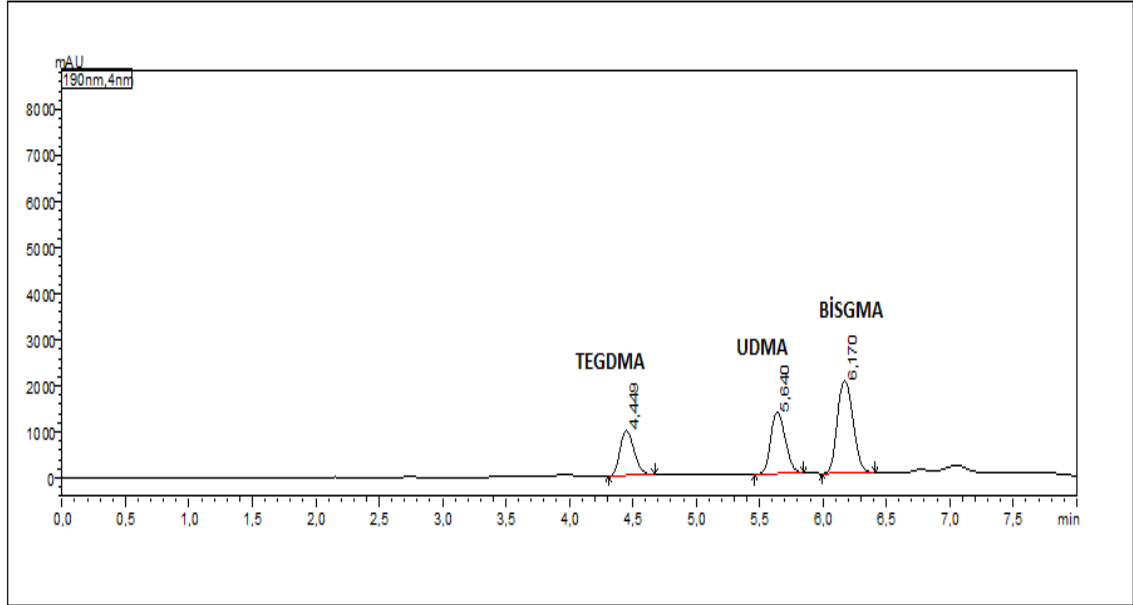


Şekil 23. Radwag AS 220 R.2 PLUS marka hassas terazi

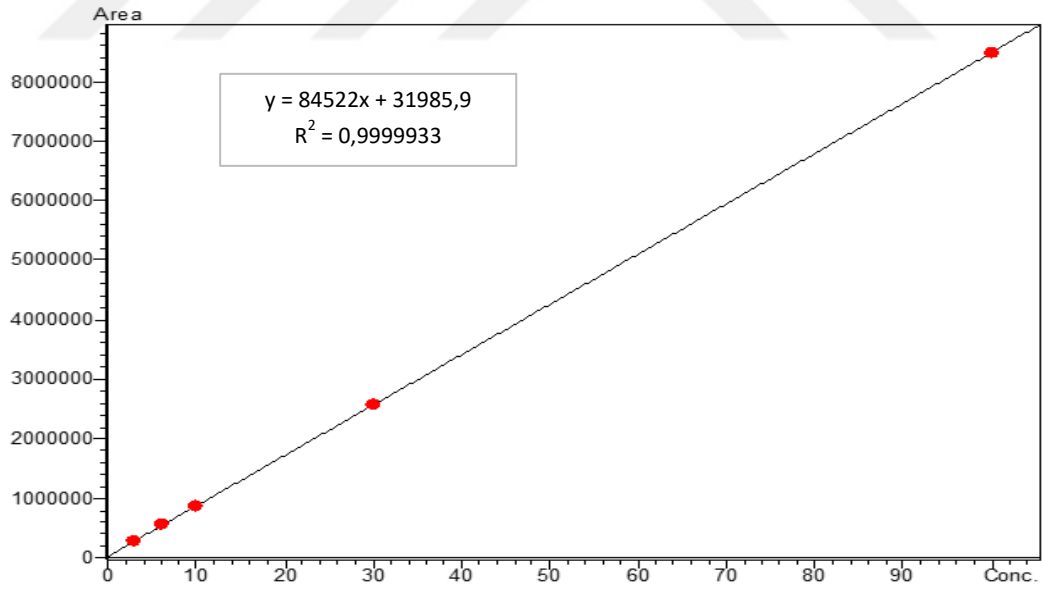
Seyreltme işlemi ile Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin 0.4, 0.6, 0.8, 1, 3, 6, 10, 30 ve 100 ppm'lik çözeltileri hazırlanarak HPLC cihazına enjekte edilmiştir ve bu işlemler sayesinde üç monomerinde alıkonma süreleri (kalibrasyon eğrileri) ve pik değerleri belirlenmiştir. Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA'nın alıkonma süreleri yaklaşık olarak sırasıyla 6.17 dk, 5.64 dk ve 4.49 dk olarak ölçülmüştür (Şekil 24). Böylece ekstraksiyon solüsyonlarının ölçümü sırasında kromatografide gözlemlenecek piklerin hangi monomere ait olduğu ve ölçüm süresinin kaçınıcı dk'da kesilebileceği belirlenmiştir.

Farklı derişimlerde seyreltilmiş olan saf çözeltilerin HPLC cihazı ile analizlerinden sonra, her monomerin pik alanına denk gelen konsantrasyon kullanılarak kalibrasyon eğrileri (Şekil 25) hazırlanmıştır. Her bir monomere ait kalibrasyon eğrileri

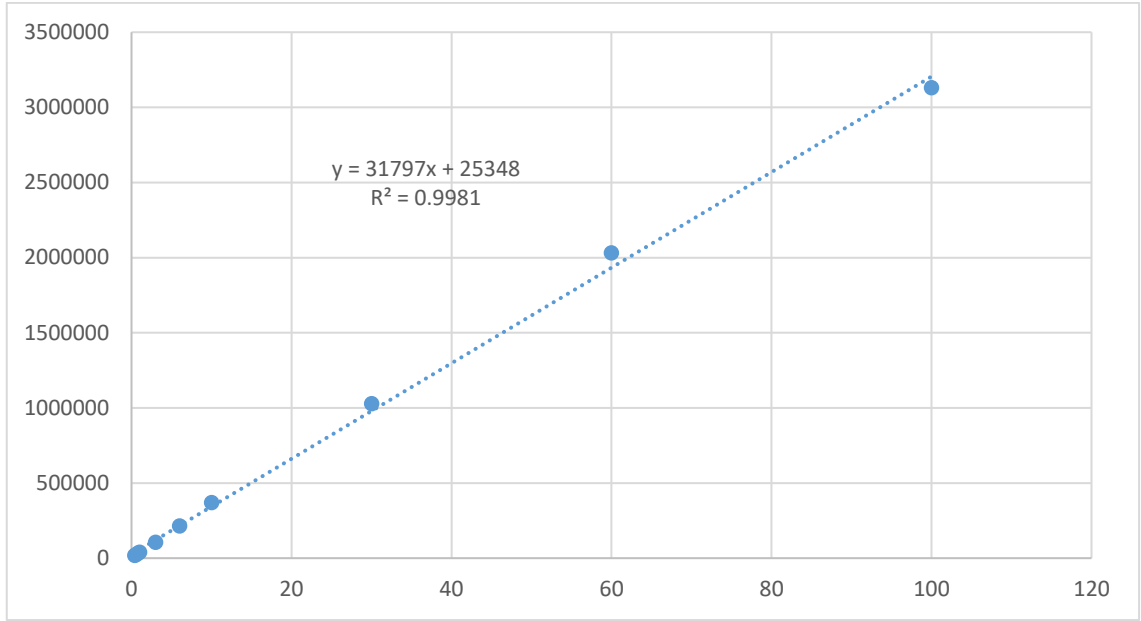
ve korelasyon katsayılarını (R^2) elde etmek amacıyla, monomerlerin saf çözeltilerindeki konsatrasyonlar lineer regresyon analizlerine tabi tutulmuştur.



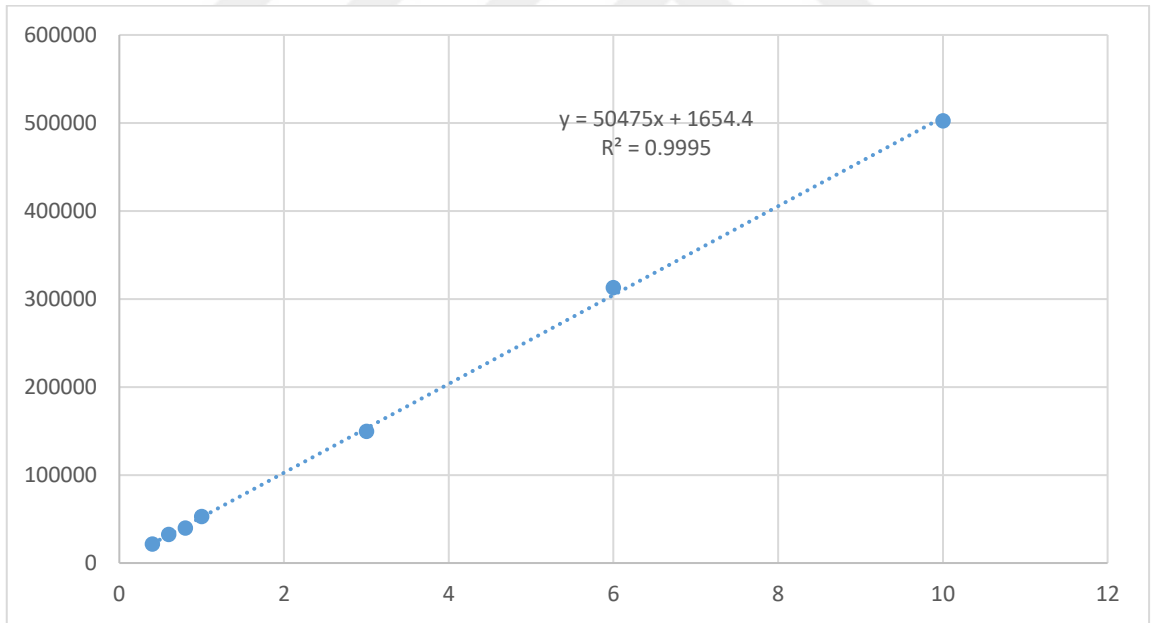
Şekil 24. BisGMA, UDMA ve TEGDMA'ya ait alıkonma zamanı ve pik alanı



Şekil 25: a. Bis-GMA'ya Ait Lineer Kalibrasyon Grafiği



Şekil 25: b. UDMA'ya Ait Lineer Kalibrasyon Grafiği



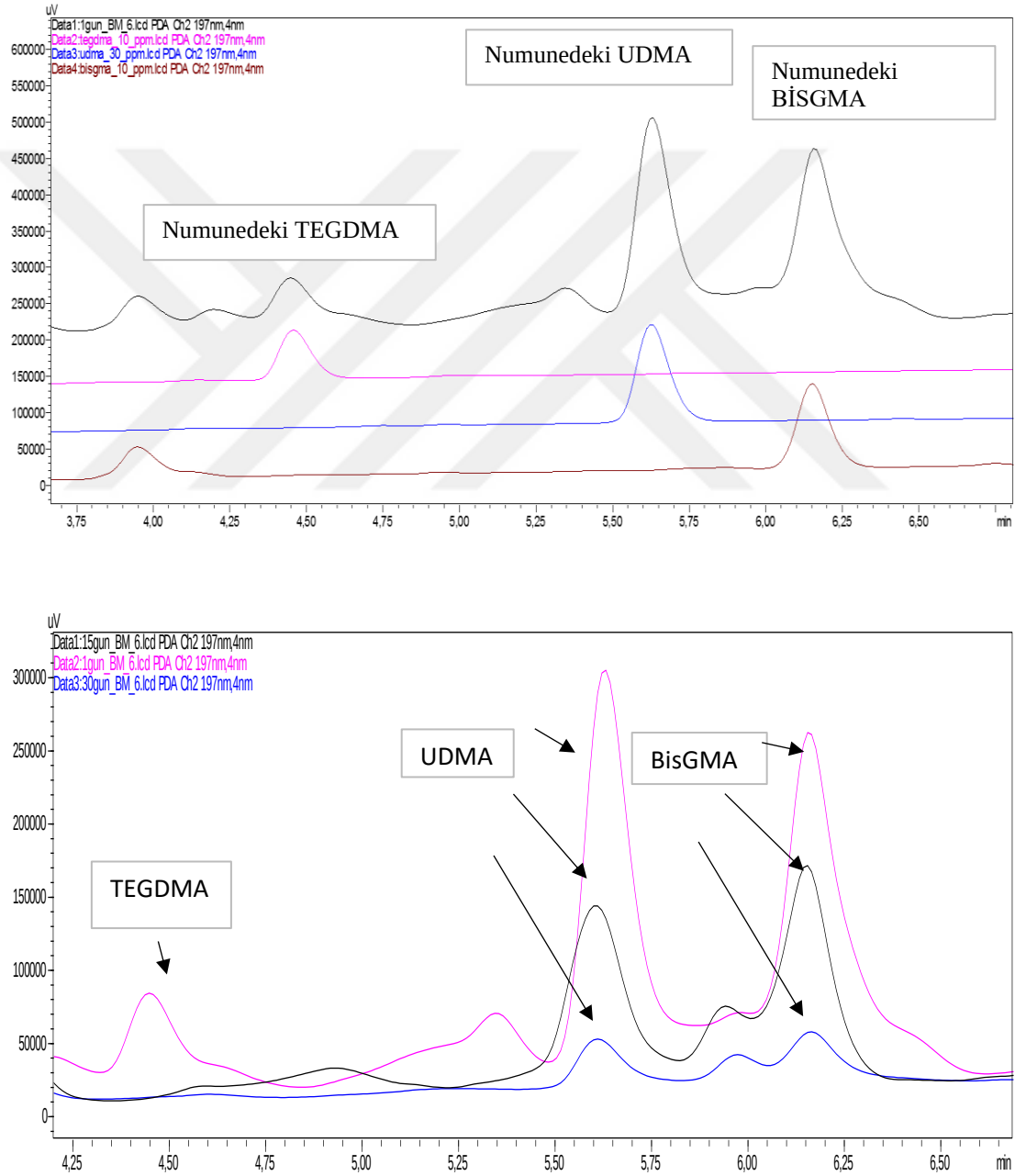
Şekil 25: c. TEGDMA'ya ait Lineer Kalibrasyon Grafiği

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel analizler SPSS 21.0 (IBM, Chicago, IL, ABD) istatistik paket programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ve standart sapma değerleri olarak sunulmuştur. Normal dağılım varsayımı, Shapiro-Wilk testi ile kontrol edilmiştir ($p < 0.05$). Her bir zaman periyodunda farklı modelasyon likitleri kullanılan gruplar arasında artık monomer salınım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için ‘Tek Yönlü Varyans Analizi’ kullanılmıştır. Farklılığın tespit edilmesi durumunda ise farklılığın hangi gruplar arasında olduğunu tespit edebilmek için ‘Tukey Çoklu Karşılaştırmalı Varyans Analizi’ kullanılmıştır. Her bir modelasyon likiti uygulaması grubunun kendi içinde zaman periyotları arası artık monomer salınım miktarları açısından ikili karşılaştırılması için ‘Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi’ kullanılmıştır. Tüm istatistiksel analizler, her bir incelenen monomer tipi için ayrı ayrı uygulanmıştır. $p < 0.05$ değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda oluşturulan gruplarda reaksiyona girmemiş artık monomer olarak Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA salınım değerleri HPLC cihazı ile elde edilmiştir. HPLC cihazından elde edilen monomerlere ait bazı kromatografiler şekil 26 'da gösterilmektedir.



Şekil 26. Salınan Artık Monomerlere Ait Bazı Kromatogramlar

4.1. Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre Kompozit Rezinlerden Salınan Monomer Miktarlarının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda oluşturulan dört farklı grubun tümünde, tüm zaman periyotları için; Bis-GMA ve UDMA salınımı tespit edilirken, TEGDMA salınımı tüm uygulama grupları için sadece 1. günde tespit edilebilmiştir (Tablo 7).

Tablo 7. Uygulama grupları ve ölçüm periyotlarına göre monomerlerin salınım miktarlarının karşılaştırılması

Gruplar		BM	K	SB	GM	p
		Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	
BisGMA	1. Gün	16.96±4.21 ^c	23.84±3.99 ^{ab}	28.36±5.38 ^a	18.30±7.75 ^{bc}	<0,001
	15. Gün	10.53±2.59	10.60±2.10	8.72±2.86	11.20±3.68	0,187
	30. Gün	2.44±0.74 ^{ab}	2.74±0.4 ^a	1.90±0.51 ^b	2.44±0.77 ^{ab}	0,022
UDMA	1. Gün	48.86±9.21	47.17±6.67	46.50±7.76	48.77±15.74	0,928
	15. Gün	32.02±8.21 ^d	26.65±2.47 ^d	19.43±3.36 ^e	33.36±9.24 ^d	<0,001
	30. Gün	7.48±1.25	6.36±0.96	6.22±1.23	7.27±2.16	0,099
TEGDMA	1. Gün	2.69±0.46 ^f	0.66±0.13 ^{gh}	0.92±0.22 ^g	0.44±0.25 ^h	<0,001
	15. Gün	0.00	0.00	0.00	0.00	---
	30. Gün	0.00	0.00	0.00	0.00	---

Her bir satırda farklı üst simgeler (a, b, c,d,e,f,g,h) kullanılmıştır. Bu simgeler, ilgili monomerdeki çalışma grupları arasında artık monomer salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olduğunu göstermektedir (p <0.05). Aynı harfler ise anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir

4.2. Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre BisGMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi

Tablo 8’de tüm grupların ölçüm zamanlarına göre BisGMA salınım değerleri verilmiştir. Bu değerlerin grafik üzerindeki izlenimleri ise Şekil 27’de gösterilmiştir. Her grup için 1.gün, 15. gün ve 30. günlerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir (p<0,001). En yüksek salınım değerleri 1. gün sonunda elde edilirken, en düşük salınım değeri 30. gün sonunda elde edilmiştir.

1. gün sonunda gruplar arasında BisGMA monomer salınım değerleri incelendiğinde artık monomer salınımı en fazla Grup SB’de, en düşük ise Grup BM’de ölçülmüştür. Grup SB’nin, Grup GM ve Grup BM’ye göre ise istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla artık monomer salınımı meydana geldiği, Grup K ile arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir. Grup K’da ölçülen değerler incelendiğinde Grup GM ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı, Grup BM’ye göre ise istatistiksel olarak anlamlı derece daha fazla salınım meydana geldiği belirlenmiştir. Grup BM’de elde edilen artık monomer salınım değerleri sadece Grup GM ile arasında istatistiksel fark olmadığı, diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az artık monomer salınımı görülmüştür.

15. gün sonunda BisGMA monomer salınım değerleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı görülmektedir ($p=0,187$).

30. gün sonunda BisGMA monomer salınım değerleri incelendiğinde en yüksek salınımın Grup K’da, en düşük değerin ise Grup SB’de meydana geldiği görülmektedir. Grup K’da salınan artık monomer miktarı Grup BM ve Grup GM’ye göre istatistiksel olarak anlamlı olmadığı, Grup SB’ye göre ise anlamlı derecede yüksek salınım değeri belirlenmiştir. Grup BM ve Grup GM’de artık monomer salınımında diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark meydana gelmemiştir.

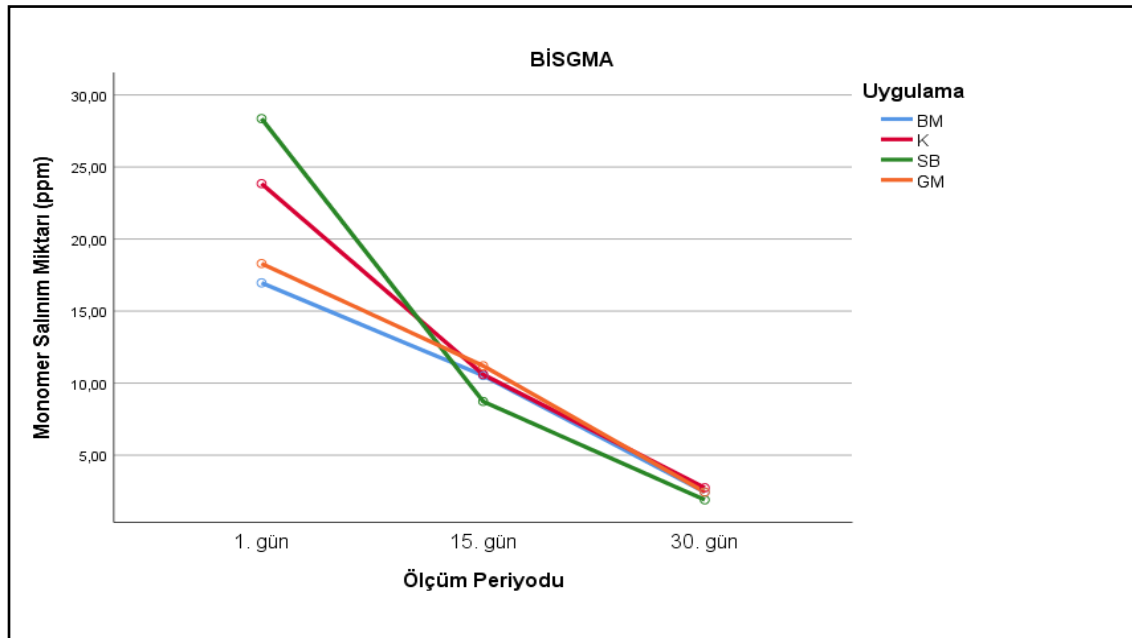
Toplam salınan BisGMA monomer salınımları incelendiğinde en yüksek salınım Grup SB’de, en düşük değer ise Grup BM’de tespit edilmiştir. Grup SB, Grup K ve Grup GM’ye göre arasında istatistiksel bir fark tespit edilememişken, Grup BM’ye göre istatistiksel olarak anlamlı derece bir fark tespit edilmiştir.

Tablo 8. Uygulama gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre BisGMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

Gruplar	n	1.Gün	15.Gün	30.Gün	Toplam	Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi için p-değeri
		Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	
BM	12	16.96±4.21 ^{cA}	10.53±2.59 ^B	2.44±0.74 ^{abC}	29.92±6.77 ^b	<0,001
K	12	23.84±3.99 ^{abA}	10.60±2.10 ^B	2.74±0.4 ^{aC}	37.18±4.15 ^{ab}	<0,001
SB	12	28.36±5.38 ^{aA}	8.72±2.86 ^B	1.90±0.51 ^{bC}	38.98 ±7.41 ^a	<0,001
GM	12	18.30±7.75 ^{bcA}	11.20±3.68 ^B	2.44±0.77 ^{abC}	31.93±11.83 ^{ab}	<0,001
Tek Yönlü Varyans Analizi için p-değeri		<0,001	0,187	0,022	0,026	

Her bir sütunda farklı üst simgeler (a, b, c) kullanılmıştır. Bu simgeler, ilgili monomerdeki çalışma grupları arasında artık monomer salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olduğunu göstermektedir (p <0.05). Aynı harfler ise anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir

Her bir satırda farklı üst simge büyük harfler (A, B, C); ilgili monomerde farklı günler arasında artık monomer salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı üst simge büyük harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (p <0.05).



Şekil 27. Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre BisGMA salınım miktarlarının dağılımı

4.3. Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre UDMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi

Tablo 9’da tüm grupların ölçüm zamanlarına göre UDMA monomerinin salınım değerleri verilmiştir. Bu değerlerin grafik üzerindeki izlenimleri ise şekil 28’de gösterilmiştir. Her grup için 1. gün, 15. gün ve 30. günlerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p<0,001$) . En yüksek salınım değerleri 1. gün sonunda elde edilirken, en düşük salınım değeri 30. gün sonunda elde edilmiştir.

1. gün ölçüm sonuçları incelendiğinde tüm gruplar için, salınan UDMA monomer miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p=0,928$).

15. gün ölçüm sonuçları incelendiğinde en yüksek UDMA monomer salınımı Grup GM’de ölçülürken, en düşük değer Grup SB’de ölçülmüştür. Grup BM, Grup K ve Grup GM arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir. Grup SB’de ise diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az salınım değeri ölçülmüştür.

30. gün sonunda elde UDMA monomer salınım değerleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p=0,099$).

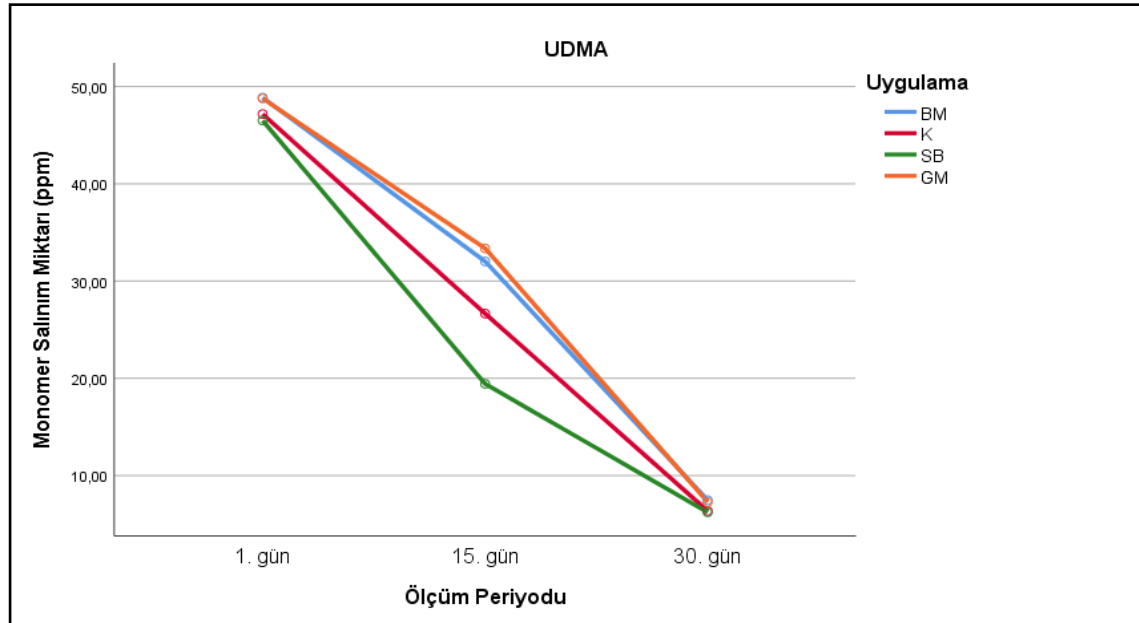
Toplam salınan UDMA monomer salınımları incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel bir fark tespit edilememiştir ($p=0,049$).

Tablo 9. Uygulama gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre UDMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

Gruplar	n	1.Gün	15.Gün	30.Gün	Toplam	Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi için p-değeri
		Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	
BM	12	48.86±9.21 ^A	32.02±8.21 ^{aB}	7.48±1.25 ^C	88.35± 5.71	<0,001
K	12	47.17±6.67 ^A	26.65±2.47 ^{aB}	6.36±0.96 ^C	80.18±5.65	<0,001
SB	12	46.50±7.76 ^A	19.43±3.36 ^{bB}	6.22±1.23 ^C	72.15±11.39	<0,001
GM	12	48.77±15.74 ^A	33.36±9.24 ^{aB}	7.27±2.16 ^C	89.40±26.22	<0,001
Tek Yönlü Varyans Analizi için p-değeri		0,928	<0,001	0,099	0,059	

Her bir sütunda farklı üst simgeler (a, b, c) kullanılmıştır. Bu simgeler, ilgili monomerdeki çalışma grupları arasında artık monomer salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olduğunu göstermektedir (p <0.05). Aynı harfler ise anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir.

Her bir satırda farklı üst simge büyük harfler (A, B, C); ilgili monomerde farklı günler arasında artık monomer salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı üst simge büyük harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (p <0.05).



Şekil 28. Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre UDMA salınım miktarlarının dağılımı

4.4. Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre TEGDMA Salınım

Miktarının Değerlendirilmesi

Tablo 10’da tüm grupların ölçüm zamanlarına göre TEGDMA salınım değerleri verilmiştir. Bu değerlerin grafik üzerindeki izlenimleri ise şekil 29’da gösterilmiştir. Her grup için 1. gün ölçüm sonuçları 15. gün ve 30. gün sonuçlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek değerler tespit edilmiştir. Her grup için 15. gün ve 30. günlerde ise TEGDMA artık monomer salınımı tespit edilememiştir.

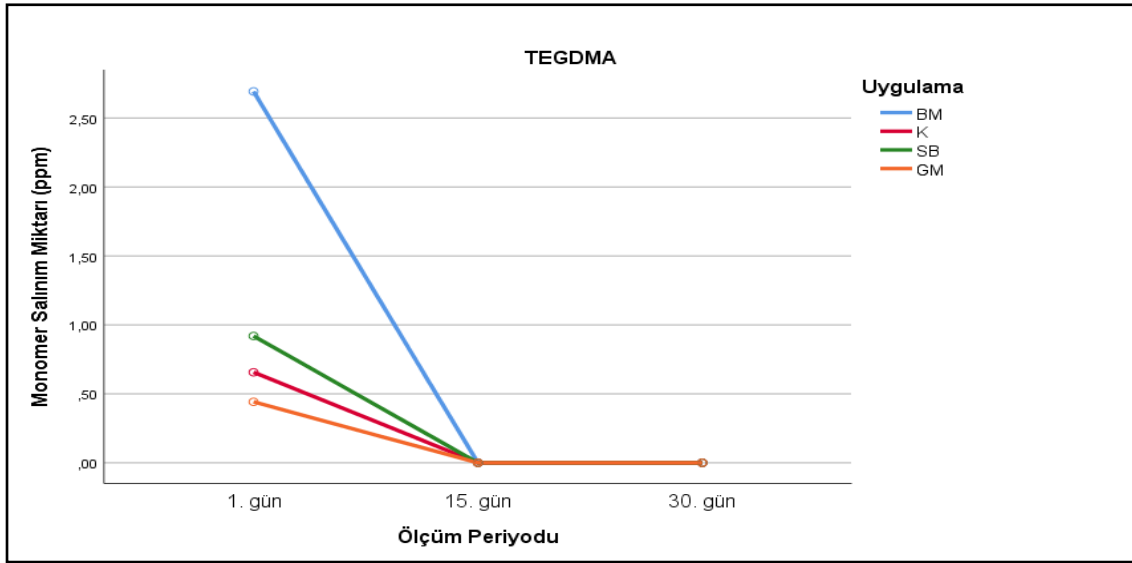
1. gün TEGDMA monomer salınımları incelendiğinde Grup BM en yüksek salınım değerleri gösterirken, Grup GM en düşük salınım değerleri göstermiştir. Grup BM’de salınım miktarı diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir. Grup SB, Grup K’ya göre istatistiksel olarak bir fark göstermemesine rağmen, Grup GM’ye göre anlamlı derecede daha yüksek salınım değerleri tespit edilmiştir. İstatistiksel bu farklar, her grup için 15. gün ve 30. günlerde monomer salınımı tespit edilemediğinden toplam salınan TEGDMA salınım değerleri içinde geçerli olmuştur.

Tablo 10. Uygulama gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salınım miktarlarının karşılaştırılması

Gruplar	n	1.Gün	15.Gün	30.Gün	Toplam	Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi için P-değeri
		Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	
BM	12	2.69±0.46 ^{aA}	0.00 ^B	0.00 ^B	2.69±0.46 ^a	<0,001
K	12	0.66±0.13 ^{bcA}	0.00 ^B	0.00 ^B	0.66±0.13 ^{bc}	<0,001
SB	12	0.92±0.22 ^{bA}	0.00 ^B	0.00 ^B	0.92±0.22 ^b	<0,001
GM	12	0.44±0.25 ^{cA}	0.00 ^B	0.00 ^B	0.44±0.25 ^c	<0,001
Tek Yönlü Varyans Analizi için P-değeri		<0,001	---	---	<0,001	

Her bir sütunda farklı üst simgeler (a, b, c) kullanılmıştır. Bu simgeler, ilgili monomerdeki çalışma grupları arasında artık monomer salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olduğunu göstermektedir (p <0.05). Aynı harfler ise anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir.

Her bir satırda farklı üst simge büyük harfler (A, B); ilgili monomerde farklı günler arasında artık monomer salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı üst simge büyük harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (p <0.05).



Şekil 29. Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre TEGDMA salınım miktarlarının dağılımı

4.4. Toplam Artık Monomer Değerleri

Tablo 10’da tüm grupların ölçüm zamanlarına göre BisGMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin toplam salınım değerleri verilmiştir. Bu değerlerin grafik üzerindeki izlenimleri ise şekil 30’da gösterilmiştir. Her grup için 1. gün, 15. gün ve 30. günlerde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık tespit edilmiştir ($p < 0,001$). En yüksek salınım değerleri 1. gün sonunda elde edilirken, en düşük salınım değeri 30. gün sonunda elde edilmiştir.

1. gün sonunda salınan monomerlerin değerleri incelendiğinde Grup SB en yüksek değer gösterirken, Grup GM en düşük salınım değeri göstermiştir. Grup SB’nin Grup BM ve Grup GM’ye göre arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmişken, Grup K ile arasında istatistiksel olarak anlam bir fark tespit edilememiştir.

15. gün sonunda salınan monomerlerin değerleri incelendiğinde Grup GM en yüksek değer gösterirken, Grup SB en düşük salınım değeri göstermiştir. Grup SB’nin Grup BM ve Grup GM’ye göre arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmişken, Grup K ile arasında istatistiksel olarak anlam bir fark görülmemiştir.

30. gün sonunda salınan monomerlerin değerleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p = 0,127$).

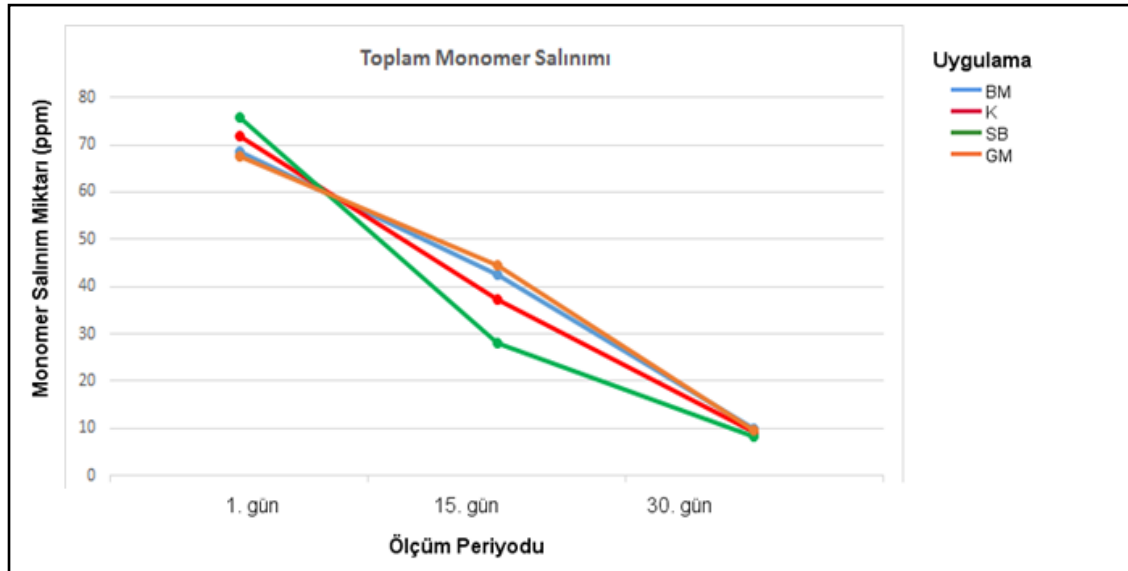
Her grup için toplam salınan monomerlerin değerleri incelendiğinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilememiştir ($p = 0,753$).

Tablo 10. Uygulama gruplarına ve ölçüm periyodlarına göre toplam artık monomer salınım miktarlarının karşılaştırılması

Gruplar	n	1.Gün	15.Gün	30.Gün	Toplam	Tekrarlanan Ölçümlü Varyans Analizi için P-değeri
		Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	Ortalama±SS	
BM	12	68,51±12,56 ^{bA}	42,55±9,63 ^{aB}	9,92±1,18 ^C	120,97±21.36	<0,001
K	12	71,67±10,54 ^{abA}	37,25±4,39 ^{abB}	9,1±1,39 ^C	118,02± 9.26	<0,001
SB	12	75,78±13,20 ^{aA}	28,15±6,14 ^{bb}	8,12±1,34 ^C	112,05±18.72	<0,001
GM	12	67,51±10,25 ^{bA}	44,56±9,63 ^{aB}	9,71±1,38 ^C	121,78±37.90	<0,001
Tek Yönlü Varyans Analizi için P-değeri		<0,026	<0,022	0,127	0.753	

Her bir sütunda farklı üst simgeler (a, b, c) kullanılmıştır. Bu simgeler, ilgili monomerdeki çalışma grupları arasında artık monomer salınım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıkların olduğunu göstermektedir (p <0.05). Aynı harfler ise anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir.

Her bir satırda farklı üst simge büyük harfler (A, B, C); ilgili monomerde farklı günler arasında artık monomer salım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılığı göstermekteyken, aynı üst simge büyük harfler anlamlı bir farklılık olmadığına işaret etmektedir (p <0.05).



Şekil 30. Çalışma gruplarının ölçüm periyodlarına göre toplam monomer salınım miktarlarının dağılımı

5. TARTIŞMA

Günümüzde, direkt kompozit rezin restorasyonlar hem ön dişlerin hem de arka dişlerin tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır.¹³⁶ Nano dolduruculu rezin kompozitler, mikrofil kompozitlerin uygulama ve cilalanabilme özellikleri ile geleneksel kompozitlerin fiziksel güç ve aşınma direnci özelliklerini bulunduran kompozit rezinlerdir ve hem anterior hem de posterior restorasyonlar için uygun materyallerdir.¹³⁷

Kompozit rezinlerin diş yüzeyine taşınması ve şekillendirilmesi sırasında el aletlerine yapışması en yaygın problemlerden biridir. Bu, restorasyonun tamamlanma sürecini uzatır ve diş yüzeyinin anatomik formuna göre kompozitlerin yerleştirilmesini ve şekillendirilmesini zorlaştırır. Bu sorunu gidermek için hekimler çeşitli materyaller kullanmışlardır.¹³⁸

Rezin kompozitlerde polimerizasyon, monomerin polimere dönüşmesiyle gerçekleşir. Ancak, tüm monomerler polimere dönüşmez ve polimerize olamayan monomerler artık monomer olarak kalır. Yapılan araştırmalarda, rezin kompozitlerin polimere dönüşme oranının %35-%77 arasında olduğu belirtilmiştir.¹³⁹ Polimerize olamamış artık monomerler zamanla kompozit rezinlerden salınır ve insan sağlığı için tehlike oluşturabilir. Artık monomer salınımı sistemik ve lokal olarak çeşitli reaksiyonlara neden olabilir. Ayrıca artık monomer salınım miktarı rezin kompozitin aşınma direnci, yüzey sertliği ve renk stabilitesi gibi çeşitli mekanik özellikler üzerinde etkilere sahiptir.⁸

Son zamanlarda piyasaya sürülen “kompozit ıslatma rezinleri” (modelasyon sıvıları, modelasyon likitleri), kompozitlerin el aletlerine yapışmasını önlemek ve polimerizasyondan önce kompozitlerin modelasyonunu kolaylaştırmak için ıslatıcı olarak kullanılmaktadır. Ancak, bu malzemelerin rezin kompozitlerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerindeki etkileri hakkında yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, tabakalar halinde uygulanan ve bu tabakalar arasına farklı modelasyon sıvıları uygulanarak hazırlanan universal bir rezin kompozitin artık monomer salınımını HPLC cihazı kullanarak değerlendirmektir. Modelasyon sıvıları hem anterior hemde posterior restorasyonlar sırasında kullanılabileceğinden çalışmamızda universal bir rezin kompozit olan Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) tercih edilmiştir. Ayrıca bu rezin kompozit klinikte kabul edilebilir optik, mekanik özelliklere sahiptir ve çalışmalarda referans materyal olarak sıklıkla kullanılmaktadır.

Kromatografik yöntemler, bir karışımdaki bileşenleri ayırmak için kullanılan analitik kimya teknikleridir. Bu yöntemler, bir örnekteki bileşenlerin farklı fiziksel ve kimyasal özelliklerini kullanarak bileşenleri ayırabilirler. Bunlar, polarite, boyut, asitlik veya bazlık gibi çeşitli özellikler olabilir.⁷ Kromatografi, bir mobil fazın bir sabit fazda hareket ederek örnekteki bileşenleri ayırması prensibine dayanır. Sabit fazın yapısı ve bileşenlerin polaritesine göre, bileşenler farklı oranlarda tutulur ve dolayısıyla ayrılırlar. Bu ayrılma süreci, bileşenlerin mobil fazda ne kadar zaman geçirdiklerine bağlıdır ve bu zaman, analitik cihazda ölçülerek sonuçlar elde edilir.¹⁴⁰

Kromatografik yöntemler arasında yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC), gaz kromatografisi (GC), ince tabaka kromatografisi (TLC), sıvı-sıvı ekstraksiyonu (LLE), katı faz ekstraksiyonu (SPE) ve diğerleri bulunmaktadır. Rezin esaslı materyallerden salınan monomer miktarlarının tespitinde en yaygın olarak GC ve HPLC gibi kromatografik teknikler kullanılır. GC genellikle uçucu bileşenlerin analizleri için kullanılmaktadır.¹⁴⁰ HPLC analiz yöntemi, Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi yüksek molekül ağırlığına sahip maddelerin analizi için daha uygun olduğu belirtilmektedir.^{141, 142} Çalışmamızda, diğer yöntemlere göre daha hassas ve doğru sonuçlar vermesi nedeniyle, artık monomer miktarının belirlenmesinde standart bir yöntem olan HPLC cihazı kullanılmıştır.

HPLC cihazlarında, analiz edilecek örnek bileşenlerinin, etkileşime girdikleri ve belirli bir ölçüde tutundukları sabit fazlar kullanılır. Kolon adı verilen bu sabit fazlar, değişik materyallerden farklı ölçülerde imal edilir. Analiz işlemlerinde genellikle C4 ve C18 kolonları tercih edilmektedir.

Genellikle C4 kolonlar proteinlerin analizi için kullanılırken, C18 kolonlar ise dental monomerler gibi daha küçük moleküllerin analizi için tercih edilir.¹⁴³ Bu çalışmada, miktar tespiti yapılması istenen monomerlerin polar yapıda olması nedeniyle, partikül boyutu 5 µm ve boyutları 25 cm x 4.6 mm olan C18 ters faz analitik kolonu kullanılmıştır.

HPLC cihazındaki hareketli fazın akış hızı ve resin monomerlerin ışığı absorbe ettikleri dalga boyu önemli bir parametredir. Yapılan çalışmalarda, akış hızının 1 ml/dk, dalga boyunun ise 205 nm olarak belirlenmesi tavsiye edilmektedir.^{141, 144, 145} Çalışmamızda da bu öneriler doğrultusunda, monomerlerin ışığı en iyi absorbe ettikleri 205 nm dalga boyunda ve 1 ml/dk akış hızında gerçekleştirilmiştir.

Rezin kompozitlerden artık monomer salınımını analiz eden çalışmalarda, örneklerin bekletildiği çeşitli ekstraksiyon solüsyonları kullanılmıştır. Rezin esaslı dental materyallerin, ağız ortamında zamanla bir miktar çözündükleri bilinmektedir.^{26, 100, 122} Bu çözünmede ana unsur tükürüktür ve bu çözücü etki, *in vitro* çalışmalarda asetonitril, yapay tükürük, etanol ve su gibi çözücülerle taklit edilmeye çalışılmıştır.^{100, 146} Çözücü olarak kullanılan solüsyonların farklı kimyasal özellikleri, monomer salınım miktarını etkileyebilir.¹⁴⁷ Yapılan araştırmalarda, organik çözücülerin kullanımının, monomer salınım değerlerinin belirlenmesine daha doğru sonuçlar verdiğini göstermiştir.¹⁴⁶ Bu nedenle, Munksgaard ve ark.⁹⁶ %70 etanol/su karışımı, Nathanson ve ark.¹⁴⁸ %95 etanol/su, Olea ve ark.¹²² farklı oranlarda asetonitril ve su, Pulgar ve ark.¹⁴⁹ su, Al-Hiyasat ve ark.¹⁵⁰ asetonitril/su karışımını ekstraksiyon solüsyonu olarak kullanmışlardır. Wu ve ark.¹⁵¹ yaptıkları çalışmada ise kompozit rezinler için en iyi ekstraksiyon solüsyonunun %75 etanol-su karışımı olduğunu belirtilmiştir. ABD Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) %75' lik etanol-su karışımının *in vivo* koşullara benzer artık monomer salınımı meydana getirdiği için ekstraksiyon solüsyonu olarak kullanılmasını önermiştir ve bu solüsyon birçok çalışmada araştırmacılar tarafından kullanılmıştır.^{146, 151-153} Etanol, rezin esaslı materyalin polimer ağına nüfuz ederek, polimer zincirleri arasındaki boşlukları genişletir ve zamanla reaksiyona girmemiş monomerlerin salınımını teşvik eder.^{97, 154} Çalışmamızda artık monomer salınım miktarını inceleyebilmek için *in vitro* ortamı en iyi taklit edebilen %75'lik etanol-su karışımı ekstraksiyon solüsyonu olarak kullanılmıştır.

Literatür incelendiğinde rezin kompozitlerden salınan artık monomer miktarı ile ilgili birçok çalışma mevcuttur. Dental rezinlerin bileşenlerinde kullanılan monomerler, uygulama alanına özgü olarak özelleştirilmiştir ve genellikle bir veya daha fazla monomer içermektedir. Bu monomerlerden en sık kullanılanları Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA gibi organik monomerlerdir ve bu nedenle artık monomer çalışmalarında daha çok bu monomerler kullanılmıştır.¹⁵⁵ Sonkaya ve ark.⁸⁹ yaptıkları çalışmada dört farklı rezin kompozitlerden salınan BisGMA, UDMA ve TEGDMA miktarını, Polydorou ve ark.¹⁵⁶ farklı polimerizasyon süreleri uygulanmış iki farklı rezin kompozitlerden salınan TEGDMA ve BisGMA miktarını, Demirel ve ark.¹⁵⁷ ağartma sonrası iki farklı rezin kompozitlerden salınan Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, BPA ve HEMA miktarını, Maalekipour ve ark.¹⁴ modelasyon likiti uygulanmış rezin kompozitden salınan UDMA,

TEGDMA ve CQ miktarını, Tuna ve ark.¹⁵⁸ dört farklı kompozit materyalden salınan TEGDMA, UDMA, Bis-GMA ve BISEMA miktarını incelemişlerdir. Çalışmamızda rezin kompozitlerin içerisinde en sık kullanılan ve üzerinde en çok çalışma yapılan rezin monomerler olan BisGMA, UDMA ve TEGDMA monomerlerinin salınımı incelenmiştir ve bu nedenle yapısında bu monomerleri bulunduran Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) rezin kompoziti kullanılmıştır.

Literatür incelendiğinde rezin kompozitlere modelasyon sıvısı uygulamasının mekanik ve biyolojik etkilerini değerlendiren çok az sayıda çalışmaya rastlanılmıştır.

Maalekipour ve ark.¹⁴. Adper Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD), Clearfil SE Bond (Kuraray Medical, Tokyo, Japan) ve Wetting Resin (Ultradent, South Jordan, Utah, ABD) kullanarak tabakalama tekniğiyle hazırlanmış rezin kompozitlerin 24 saat ve 7. gün sonunda metanol ve su ekstraksiyon solüsyonlarında salınan UDMA, TEGDMA ve CQ miktarlarını araştırmışlardır.

Münchow ve ark.⁹ Adper Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M ESPE, ABD) ve Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD)'yi modelasyon sıvısı olarak kullanarak rezin kompozitlere su emilimi ve çözünürlük testleri, mekanik performans testleri (mikrogerilim bağlanma dayanımı, eğilme dayanımı), translusensite ve renk stabilitesi testleri (hemen ve 1, 7, 90 ve 180 gün sonra su veya şarap renklendirmesi) yapmışlardır.

Sedrez-Porto ve ark.⁷⁵ rezin kompozitlerin katmanları arasına modelasyon sıvısı olarak Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M ESPE, ABD) kullanarak hazırlanmış örneklerin polisaj işlemlerinin, kırmızı şarap ile boyamaya maruz bırakılan rezin kompozitlerin renk stabilitesi üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir.

Sedrez-Porto ve ark.⁷⁴ Adper Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M ESPE, ABD) ve Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD)'yi modelasyon sıvısı olarak kullanarak hazırlanan rezin kompozitleri oniki ay boyunca su ve kırmızı şarap renkleştirici ortamlarında bekleterek translusensite ve renk değişimlerini incelemişlerdir.

Araujo ve ark.⁸⁰ Adper Single Bond Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) ve Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M ESPE, ABD) modelasyon sıvısı olarak kullanarak rezin kompozit örnekleri hazırlamış, 5°C'de üzüm suyu, 37°C'de su ve 55°C'de kahve banyolarında 10 sn bekleme süresi ile 200 termal döngüye tabi tutarak örneklerin opasite ve renk değişimlerini değerlendirmişlerdir.

Kütük ve ark.¹⁵⁹ modelasyon sıvısı olarak GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo,Japonya), G-Premio Bond (GC, Tokyo, Japonya) ve Optibond XTR Primer (Kerr, Orange, CA, ABD) kullanarak mikrohibrit bir kompozitin yüzey özelliklerini (Mikrosertlik, yüzey pürüzlülüğü, renk ölçümleri ve SEM görüntüleri) incelemişlerdir.

Tuncer ve Ark.¹⁶⁰ modelasyon sıvısı olarak Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD) kullanılarak hazırlanan rezin kompozit örneklerin termal döngü sonrasında yüzey mikrosertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk değişimlerini test etmişlerdir.

Paula ve ark.¹⁶¹ rezin kompozit örneklerin hazırlanması sırasında modelasyon sıvısı olarak Adper Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M ESPE, ABD), Adper Single Bond 2 Adeziv (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD), %70 etanol ve saf etanol kullanarak rezin kompozitlerin dönüşüm derecesini ve çapraz bağ yoğunluğunu araştırmışlardır.

Literatürde rezin kompozitlerde modelasyon sıvısı uygulamasının etkilerinin incelendiği çok az sayıda çalışma bulunmasıyla birlikte, bu çalışmalarda daha çok modelasyon sıvısı olarak adeziv materyaller ve alkol türevleri kullanıldığı görülmektedir. Yaptığımız çalışmada ise modelasyon sıvısı olarak özel üretilmiş, rezin kompozitlerin artık monomer salınımı üzerindeki etkisi daha önce araştırılmamış olan GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo,Japonya) ve Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD) kullanılmıştır. Adeziv olarak ise Adper Single Bond 2 (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) kullanılarak rezin kompozitlerden artık monomer salınım miktarları değerlendirilmiştir. Bu çalışma ile modelasyon sıvısı olarak kullanılan adeziv ve özel olarak üretilmiş modelasyon sıvılarının artık monomer salınımları incelenerek, muhtemel sitotoksik etkileri için fikir vermesi planlanmıştır.

Modelasyon sıvısı kullanılan veya kullanılmayan çalışmalarda artık monomer salınımı ile ilgili farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu durumun nedeni artık monomer salınım miktarına etki eden birçok farklı faktörün bulunmasından kaynaklanabilir. Resin kompozitlerin türü, doldurucu oranı, dönüşüm derecesi, polimerizasyon tekniği ve karakteristiği, monomerlerin kimyasal yapısı artık monomer salınım miktarını etkileyen başlıca faktörlerdir.^{152,162,163} Resin kompozitlerin polimerizasyon süreleri, polimerizasyon cihazının tipi ve özellikleri, uygulanan tabakaların kalınlığı, rezin kompozitlerin hazırlandığı ortam koşulları, elüsyon solüsyonlarının içeriği ve miktarları, modelasyon sıvılarının uygulama tekniği ve miktarı da artık monomer salınım miktarında

etkili olabilir.^{105, 108, 138, 164, 165} Çalışmamızda bu birçok faktörün artık monomer miktarını etkilemesini engellemek için bu faktörler sabit tutulmuştur.

Kompozit rezinin dönüşüm derecesi ve dolayısıyla artık monomer miktarı, polimerizasyon cihazının türünden ve enerji yoğunluğundan etkilenebilir. Bu konuda yapılan çalışmalar, çeşitli rezin kompozitlerin ışıkla polimerizasyon için gereken dalga boyu aralığında önemli farklılıklar olabileceğini ve kullanılan ışıkla polimerizasyon cihazının türüne bağlı olarak salınan artık monomer miktarında değişiklikler görülebileceği bildirilmiştir.^{166, 167}

Hürmüzlü ve ark.¹⁶⁸ bulk-fill ve nanohibrit kompozit rezinlerden salınan artık monomer miktarı üzerinde farklı türdeki ışıkla polimerizasyon cihazlarının ve farklı ışık modlarının etkisini değerlendiren bir çalışmada, QTH ışık cihazlarının LED ışık cihazlarına kıyasla daha fazla artık monomer salınımına neden olduğu bildirmiştir.

Tabatabaee ve ark.¹⁶⁹ yaptıkları bir çalışmada, QTH ve LED ışıkla polimerizasyon cihazlarının farklı iki rezin kompozitinden salınan artık monomer miktarına etkisini araştırmışlar ve sonuçlara göre, LED polimerizasyon cihazının halojen cihaza göre daha düşük artık monomer salınımı göstermiştir. Bu durum, LED cihazlarının daha yüksek enerji yoğunluğuna sahip olmasından kaynaklanabilir. Düşük enerji yoğunluğuna sahip polimerizasyon cihazları, kompozit tabakasının sadece yüzeyini polimerize edebilirken, derin bölgelerde polimerize olmamış alanlar bırakabilir.¹⁷⁰ Polimerizasyonun yeterli seviyede olabilmesi için polimerizasyon cihazının doğru dalga boyunda ve yeterli enerji yoğunluğunda (ışık enerjisi x maruz kalma süresi) olması gerekmektedir.¹⁴⁹ Kalınlığı 2 mm olan bir rezin kompozit için gerekli olan yeterli polimerizasyon derecesine ulaşmak için ışık enerjisi değerleri 16-24 J/cm² aralığında olması yeterli iken, 2-4 mm kalınlığında bu değerler 14-47 J/cm² aralığında olması gerekmektedir.¹⁷¹⁻¹⁷³

Lempel ve ark.¹⁷⁴ kompozit rezinlerden salınan artık monomer miktarıyla dönüşüm derecesi arasındaki ilişkiyi araştırdıkları çalışmasında, ışıkla polimerizasyon cihazının gücünün ve rezin kompozitin tabaka kalınlığının bu ilişkiye etkisini de değerlendirmişlerdir. Polimerizasyon cihazının gücündeki artış dönüşüm derecesini artırmış ve artık monomer miktarında azalmaya neden olmuş fakat bu enerjiyi daha da artırmanın dönüşüm derecesi üzerinde ve artık monomer salınım miktarında daha fazla bir değişiklik olmadığını bildirmiştir.

Çalışmamızda hazırlanan 2 mm kalınlığındaki kompozit rezinlerin yeterli polimerizasyonu için 1200 mW/cm² ışık gücüne sahip 2. nesil bir LED ışık cihazı (Elipar S10, 3M Espe, ABD) kullanılmış ve her kompozit rezin örneğin eşit sürede polimerize edilmesine dikkat edilmiştir.

Polimerizasyon süresi, rezin kompozitlerden salınan artık monomer miktarında önemli bir etkidir. Polimerizasyon süresinin artması rezin kompozitin polimerizasyonu için gerekli enerji miktarının sağlanmasında etkilidir. Artan süre ile birlikte dönüşüm derecesinin artmasına dolayısıyla da artık monomer salınım miktarının azalmasına neden olabilmektedir.¹⁷⁴

Sideridou ve ark.⁷ tarafından yapılan çalışmada, Bis-GMA, Bis-EMA TEGDMA ve UDMA içerikli ışıkla sertleşen rezin kompozitlerin artık monomer miktarı üzerinde polimerizasyon süresinin etkisini incelemiştir ve polimerizasyon süresinin artması ile artık monomer miktarının azaldığını belirtmişlerdir.

Sonkaya ve ark.¹⁷⁵ farklı polimerizasyon süreleri (10, 20 ve 40 sn) ve elüsyon süreleri için nanodoldurucu rezin kompozitlerden salınan artık monomer miktarını araştırdıkları çalışmada, farklı polimerizasyon süreleri arasında artık monomer salınımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Polydorou ve ark.¹⁷⁶ ışıkla polimerize olan nanohibrit rezin kompozit ve ormoser kompozitin farklı polimerizasyon sürelerinde (0, 20, 40 ve 80 s) salınan artık monomer miktarını araştırdıkları çalışmalarında, artan polimerizasyon süresi ile birlikte artık monomer salınımının azaldığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada ise, standardizasyonu sağlamak üzere tüm örneklerde, gerekli güce sahip LED (Elipar S10, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) polimerizasyon cihazı kullanılmıştır. Yapılan çalışmalar ve üretici firmaların talimatları dikkate alınarak 20 sn boyunca etkin bir polimerizasyon işlemi yapılmıştır.

Polimerizasyon cihazının ucu ile rezin kompozit yüzeyi arasındaki mesafe, rezin kompozitin ideal polimerizasyonunun sağlanması için kritik bir faktördür. Lindberg ve ark.¹⁷⁷ yaptıkları bir çalışmada, polimerizasyon cihazının ucu ile rezin kompozitin yüzeyi arasındaki mesafenin artması polimerizasyon derinliğini azaltmış ve uzaklığın 6 mm'den fazla olmasının polimerizasyon derinliğinde ciddi azalmalara neden olabileceği bildirilmiştir. Polimerizasyonun ideal seviyede sağlanabilmesi için polimerizasyon cihazının ucu ile kompozit rezin arasındaki mesafenin birbirine yakın olması önerilir.

Price ve ark.¹⁷⁸ yaptıkları çalışmada, ışıkla polimerizasyon cihazlarının performanslarını karşılaştırmışlar, gerçek klinik koşulları daha iyi taklit edebilmek için polimerizasyon cihazının ucu ile rezin kompozitin yüzeyi arasındaki uzaklığın 0 mm olmaması ve ışığın belirli bir mesafeden uygulanmasının klinik uygulamaları daha doğru bir şekilde taklit edilebileceğini bildirilmiştir. Bu nedenle, yaptığımız çalışmada rezin kompozit yüzeyi ile ışık cihazının ucu arasındaki mesafeyi standardize etmek için örneklerin hem alt ve hem de üst yüzeylerine mylar strip bantlar (şeffaf bant) yerleştirilmiş ve ayrıca bu iki yüzeylere 1 mm kalınlığa sahip cam lameller yerleştirilerek polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Yaptığımız çalışmada, LED ışık cihazının gücünü kontrol etmek için her örneğin polimerizasyonu öncesinde, fiber optik uç sensör üzerine yerleştirildikten sonra bir radyometre (Hilux Curing Light Meter, Benlioğlu Dental, Türkiye) kullanılarak ölçülmüştür.¹⁷⁸

Rezin kompozitlerin polimerizasyonu sırasında hazırlanan tabakaların kalınlıklarında artık monomer salınım miktarını etkilemektedir. Bu etki, artan tabaka kalınlığıyla beraber kompozit rezin kütlesi tarafından emilimi ve saçılması sonucu ışık yoğunluğunun azalmasından kaynaklanmaktadır.^{174, 179}

Rezin kompozitlerin kaviteye 2 mm kalınlığında tabakalar halinde yerleştirilmesi, kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliğinin sağlanması ve polimerizasyon büzülmesi probleminin çözümü için altın standart olarak kabul edilmektedir.¹⁸⁰

Modelasyon likiti uygulanmış kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerinin ve artık monomer salınımlarının araştırıldığı çalışmalarda , farklı çap ve yüksekliğe sahip farklı malzemelerden üretilmiş örnek kalıplar kullanılmıştır.

Maalekipour ve ark.¹⁴ yaptıkları çalışmada 6 mm çapında 2 mm yüksekliğinde teflon kalıp kullanarak her tabakanın yüksekliği 0.5 mm olacak şekilde 4 farklı katman şeklinde rezin kompozit teflon kalıba yerleştirilmiştir, her katman arasına ve en üst tabaka yüzeyine modelasyon sıvısı uygulamışlardır.

Araujo ve ark.⁸⁰ modelasyon likitlerinin rezin kompozitlerin renk stabilitesi üzerindeki etkisini inceleyen çalışmalarında 10 mm çapında 1,5 mm yüksekliğinde metal kalıp kullanarak her kompozit tabakasını 0.5 mm olacak şekilde 3 tabakada yerleştirilmiştir, her tabaka arasına ve en üst tabaka yüzeyine modelasyon sıvısı uygulamışlardır.

Sedrez-Porto ve ark.⁷⁵ rezin kompozitlere modelasyon likiti uygulamasının renk stabilitesi üzerindeki etkilerini araştıran çalışmalarında 6 mm çapında 2 mm yüksekliğinde silikon kalıp kullanmışlardır ve kompozit tabakalarını 0.5 mm yüksekliğinde yerleştirilerek modelasyon sıvılarını her tabaka arasında kullanılmıştır.

De Paula ve ark.¹⁶¹ modelasyon sıvısı uygulamasının dönüşüm derecesine etkilerini araştıran çalışmalarında 5 mm çapında 2 mm yüksekliğinde teflon kalıp kullanmışlardır ve rezin kompoziti tek tabaka şeklinde kalıba yerleştirdikten sonra sadece kompozitin en üst tabakasına modelasyon sıvısı uygulamışlardır.

Tuncer ve ark.¹⁶⁰ modelasyon sıvısı uygulamasının rezin kompozitlerin yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve renk stabilitesine etkisini araştıran çalışmalarında 8 mm çapında 2 mm yüksekliğinde paslanmaz çelik kalıp kullanmışlardır ve modelasyon sıvıları sadece kompozitin üst yüzeylerine uygulamışlardır.

Çalışmamızda klinik uygulamalara benzerliği ve *in vitro* koşullarda standart örneklerin hazırlanabilirliği nedeniyle 5 mm çapında 1 mm yükseliğinde iki adet paslanmaz çelik kalıp kullanarak 2 mm kalınlığında rezin kompozit örnekler hazırlanmıştır. İki tabaka şeklinde hazırlanan örneklerin tabaları arasına ve en üst yüzeylerine modelasyon sıvısı uygulanarak klinik uygulamalar taklit edilmeye çalışılmıştır.

Polimerizasyon reaksiyonu sırasında serbest radikaller atmosferdeki oksijen ile reaksiyona girme eğilimi yüksektir. Bu reaksiyon meydana geldiğinde düşük reaktiviteye sahip peroksitlerin oluşmasına neden olarak polimerizasyon reaksiyonunu inhibe ederek geciktirir. Sonuç olarak polimerize edilmiş olan kompozit rezinin yüzeyinde tam olarak polimerize olamamış bir tabaka oluşur. Bu tabakaya oksijen inhibisyon tabakası adı verilir.¹⁸¹ Yap ve ark.¹⁸² yaptıkları çalışmalarında oksijen inhibisyon tabakasının monomerlerin polimere dönüşüm derecesini %25-40 oranında azaltarak artık monomer miktarını artırdığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda oksijen inhibisyon tabakasının oluşmasını engellemek amacıyla her iki yüzeye de şeffaf matris bandı ve onun üzerine de fazla kompoziti taşımak amacıyla bir mikroskop lamı yerleştirilerek basınç uygulanmıştır, fazla kompozitin taşarak uzaklaştırılması sağlanmıştır.

Ancak şeffaf bant altında oluşan yüzeylerde organik rezin matriksden zengin ve zayıf mekanik özelliklere sahiptir. Zengin rezin içeriği nedeniyle kimyasal veya fiziksel kuvvetler karşısında kolay çözünürlüğe sahiptir ve ortama artık monomer salınımını

artırabilir. Bu nedenlerle bu tabakanın kaldırılması gerekir.^{181, 183, 184} Ayrıca, doğru anatomik kontur matris bandı ile nadiren oluşturulabilir.¹⁸⁵ Bu yüzden bitim ve polisaj işlemleri klinikte yapılması zorunlu işlemlerdir.¹⁸⁵ Abraziv disk setleri kullanıldığında, diğer polisaj uygulamalarına göre kompozit rezin yüzeylerinin daha düzgün olduğu bildirilmiştir.¹⁸¹ Yap ve ark.¹⁸⁶ yaptıkları çalışmada da polisaj uygulaması için en iyi yöntemin abraziv diskler olduğu belirtilmiştir. Bu amaçlar doğrultusunda çalışmamızda alüminyum oksit kaplı çok aşamalı disk sistemi (Sof-lex disk, 3M™ ESPE™, St. Paul, ABD) kullanıldı.

Rezin kompozit materyallerden salınan artık monomerlerin organik çözücülerde tamamen elüsyonunun ne kadar sürede gerçekleştiği konusunda yapılan çalışmalarda farklılıklar görülmektedir.

Sideridou ve ark.⁷ Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve Bis-EMA artık monomer salınımını araştırdıkları çalışmada rezin kompozitlerden salınan artık monomerlerin elüsyonunun 30. güne kadar sürdüğü belirtilmiştir.

Polydorou ve ark.¹⁵⁶ iki geleneksel kompozit rezinden artık monomer salınımını incelediği çalışmalarında 24. saat, 7. gün ve 28. gün sonlarında artık monomer salınımı tespit etmişlerdir.

Moon ve ark.¹⁶⁴ . artık monomer salınımını araştırdıkları çalışmalarında 1, 7, 14, 21 ve 28. günlerdeki miktarlarını değerlendirmişlerdir ve BPA, Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA artık monomer salınımının ilk birkaç günlerde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Tabatabaei ve ark.¹⁶⁹ nonhibrit bir kompozitin farklı elüsyon ortamlarında monomer salınımını araştırdığı çalışmalarında ise 1-7 gün içerisinde monomer salınımının sonlandığını ifade etmektedir.

Maalekipour ve ark.¹⁴ modelasyon sıvılarının artık monomer salınımına etkisini araştırdıkları çalışmada 24. saat ve 7. gün sonunda salınım miktarını ölçmüşlerdir.

Cebe ve ark.¹⁶⁵ altı farklı bulk fill kompozit örneğinde Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA ve HEMA'nın 10. dk, 1. saat, 24. saat ve 30. günde salınım değerlerini inceledikleri çalışmalarında, salınan artık monomer miktarının zamanla artırdığını belirtmişlerdir.

Ferracane ve ark.¹⁴⁶ yaptıkları çalışmada en yüksek elüsyonun ilk 24 saatte meydana geldiğini, Uhl ve ark.¹⁸⁷ ise polimerizasyon sonrası artık monomerlerin %50'sinin ilk 3 saatte elüsyona uğradığını belirtmişlerdir.

Kompozit rezindeki çapraz bağlı matriksin difüzyonu yavaş olduğundan, organik çözücünün resinle doygunluğa ulaşması haftalar veya aylar alabilir. Ancak, monomer elüsyonunda miktar değişiklikleri çok küçük olduğundan ölçümler mümkün olmaz ve bu nedenle bu süreç birkaç gün içinde tamamlanabilir.¹⁴⁴ Yapılan bu çalışmalar göz önüne alındığında çalışmamızda da artık monomer ölçümlerinin 24. saat, 15. gün ve 30. gün sonunda yapılmıştır.

Rezin kompozitlerin içeriğindeki monomerlerin türüne, boyutuna ve kimyasal özelliklerine bağlı olarak artık monomer salınımı değişebilir.⁸⁸ Alshali ve ark.¹⁶³ geleneksel ve bulk fill kompozit rezinleri çeşitli çözücü ortamlara maruz bırakarak artık monomer salınımını değerlendirdikleri çalışmalarında, UDMA ve Bis-EMA içerikli resin kompozitlerin Bis-GMA veya Bis-GMA ve Bis-EMA içerikli resin kompozitlere göre elüsyona daha duyarlı olduğunu dolayısıyla artık monomer salınımının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Achilias ve ark.¹⁸⁸ Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ve TEGDMA içerikli resin kompozitlerin termal bozunma mekanizmalarını araştırdıkları çalışmalarında, UDMA ve TEGDMA gibi esnek resin monomerlerin, Bis-GMA ve Bis-EMA gibi daha rijit resin monomerlere göre polimer ağını daha heterojen hale getirebileceği ve buna bağlı olarak elüsyona daha duyarlı bir polimer ağının oluşabileceğini belirtmişlerdir.

Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre ölçümlerin yapıldığı her zaman aralığı için UDMA artık monomer miktarı Bis-GMA artık monomer miktarından fazladır. Bis-GMA monomerinin vizkozitesi yüksektir ve moleküler ağırlığı fazladır, dolayısıyla düşük hareketliliğe sahiptir. Diğer monomerler ile yüksek hidrojen bağı afinitesi gösterir.¹⁸⁹ Bis-GMA'nın sahip olduğu bu özelliklerden dolayı daha az salınmasına neden olmuş olabilir. UDMA monomeri ise Bis-GMA'ya yakın moleküler ağırlığa ve yüksek çift bağ afinitesine sahip olmasına rağmen Bis-GMA' dan daha az viskoziteye sahiptir.¹⁵² Bu faktör, Bis-GMA artık monomer salınımının UDMA'ya kıyasla daha az salınmasının nedeni olabilir.

Tanaka ve ark.¹⁰⁰ kompozit rezinlerin ışıkla polimerizasyon işleminin artık monomer salınımına etkisini araştırdıkları çalışmada, TEGDMA monomerinin düşük

moleküler ağırlığı nedeniyle daha yüksek mobiliteye sahip olmasından dolayı, Bis-GMA ve UDMA'ya göre daha hızlı ve yüksek miktarlarda salındığını bildirmişlerdir. Bu çalışmanın aksine yaptığımız çalışmada ise ölçümlerin yapıldığı her zaman aralığı için TEGDMA artık monomer miktarı en düşük salınım miktarını gösteren monomer olmuştur. Bu durumun sebebi kullanılan Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) rezin kompozitin içeriğindeki TEGDMA miktarının ($\% < 1$) düşük olması olabilir. Kullanılan modelasyon likitleri arasında sadece Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD) içeriğinde TEGDMA bulunmaktadır ve bu durum TEGDMA miktarının diğer monomerler ile kıyaslanabilecek kadar salınımına neden olmamıştır.

Rezin kompozitlerden salınan artık monomer miktarı, içeriğindeki monomer tiplerinin yanında inorganik doldurucu ve organik rezin matriks arasındaki oranada bağlıdır.¹⁵³ İnorganik doldurucu oranının artması, çözücü emilimini azaltarak artık monomer salınımını da azaltabilir.^{152, 190} Örtengren ve ark.¹⁹⁰ rezin kompozitlerin su emilimi, çözünürlüğü ve artık monomer salınımını araştırdıkları çalışmalarında, organik rezin matriks oranı düşük olan kompozit rezinlerde, yüksek olanlara kıyasla daha az miktarda artık monomer salınımının gerçekleştiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullandığımız modelasyon sıvılarının yapısını incelediğimizde GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japonya) içerisinde doldurucu bulunmayan tamamen organik matriksden oluşmaktadır. Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD) ise içerisinde %20-40 arasında inorganik doldurucu içeren zengin organik rezin matrikse sahiptir. Adper Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) %20 oranında inorganik doldurucu içerir ve yapısında zengin organik rezin matriksin yanında, asidik monomerler, su ve alkol gibi çözücülerde yer almaktadır. Modelasyon sıvısı olarak kullanılan bu materyaller rezin kompozitin organik rezin matriks oranının artmasına sebep olabilir ve bu durum artık monomer salınım miktarında artış beklenmesine sebep olabilir. Fakat çalışmamızın sonuçları incelendiğinde modelasyon sıvısı uygulanmış gruplar ile modelasyon sıvısı uygulanmamış Grup K arasında toplam artık monomer miktarında anlamlı bir fark tespit edilememiştir.

Modelasyon sıvısı uygulanan gruplar ile kontrol grubunun toplam artık monomer salınım miktarının benzer olmasının nedeni olarak kullanılan modelasyon sıvısı miktarının çok az olması, modelasyon sıvısı uygulanmasıyla rezin kompozitin en üst tabakasında meydana gelen zengin organik rezin içeriğine sahip yüzeyin polisaj işlemleri

ile uzaklaştırılması ve modelasyon sıvılarının içerisinde dönüşüm derecesi yüksek monomerlerin oranının fazla olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi salınan artık monomer miktarını etkileyebilir⁸⁸. Dönüşüm derecesinin artması sonucunda salınan artık monomer miktarının azaldığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Pongprueksa ve ark.¹⁹¹ farklı tabakalama tekniklerinin üç farklı rezin kompozitin dönüşüm derecesi ve artık monomer salınımına etkisini değerlendiren çalışmalarında, bulk (tek tabaka) tekniğinin, inkremental tekniğe kıyasla daha düşük dönüşüm derecesi ve daha yüksek artık monomer salınımıyla sonuçlanabileceğini belirtmişlerdir. Ancak, artık monomer miktarı ve dönüşüm derecesi arasındaki bu ilişkinin genellikle polimerizasyon süresinin uzatılması, polimerizasyon cihazının gücünün azaltılması veya tabaka kalınlığının artırılması gibi ideal olmayan koşullarda geçerli olduğu bildirilmiştir.^{7, 174, 192}

Bu nedenle dönüşüm derecesi, artık monomer salınım miktarı üzerinde tam olarak ölçütü olmamakla birlikte fikir verici olarak kullanılabilir.⁷ Çünkü rezin kompozitin içerisindeki dönüşmemiş çift bağlar polimer yapıda asılı gruplar olarak kalabilir ve ortama salınmayabilir, bu nedenle dönüşüm derecesinin artık monomer miktarı ile kesin bir ilişkisinin olması gerekmez.^{88, 193}

Sideridou ve ark.⁶ dimetakrilat içerikli ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin dönüşüm derecesinin içeriğinde bulunan monomerlerden etkilendiğini ve dönüşüm derecesinin TEGDMA > UDMA > BIS-EMA > Bis-GMA şeklinde artış gösterdiğini bildirmişlerdir.

UDMA monomeri, Bis-GMA'ya göre daha düşük viskoziteye sahiptir. UDMA monomerinin moleküler yapısındaki amino gruplarının varlığı, karakteristik zincir transfer reaksiyonlarından sorumlu olarak polimerizasyonun devam etmesi için alternatif bir yol sağlar. Bu reaksiyonlar ağdaki serbest radikallerin hareketliliğinin artmasına, dolayısıyla monomerlerin dönüşüm derecesinin ve polimerizasyon oranının artmasına neden olur.⁶

Çalışmamızda kullanılan organik rezin matriks oranı yüksek modelasyon sıvıları içerisinde farklı monomerler bulundurmaktadır. GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japonya) içeriği UDMA (%25<50), HEMA (%10<25) ve 2-hidroksi-1,3 dimekakiloksipropen (Glycerol 1,3-dimethacrylate) (%25<50)'dan oluşurken, Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD) içeriğinde UDMA (%20–40), Bis-EMA

(%10–30), TEGDMA (%5–20) ve Bis-GMA (% 1–10) monomerleri bulunmaktadır. Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) yapısında ise BisGMA (%10-20), UDMA (%1-5), HEMA (%5-15), Glycerol 1,3-dimethacrylate (%5-10) ve fonksiyonel kopolimer (%5-10) monomerleri bulunmaktadır. Yaptığımız çalışmada modelasyon sıvısı olarak kullanılan bu materyallerin içeriğindeki yüksek orandaki UDMA, TEGDMA ve Glycerol 1,3-dimethacrylate gibi dönüşüm derecesi yüksek monomerlerin varlığı modelasyon sıvısı uygulanan gruplar ve kontrol grubu arasında toplam artık monomer farkının olmamasına neden olmuş olabilir.

Ayrıca Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) içeriğinde Glycerol 1,3-dimethacrylate (%5-10), poliakrilik asit ve poliitakonik asitin metakrilat fonksiyonel kopolimeri (%5-10) bulunmaktadır. Glycerol 1,3-dimethacrylate (GDMA), diğer monomerler ile birlikte adeziv sistemlerinde kullanılan bir çapraz bağlayıcıdır. GDMA, rezin kompozitlerin içerisinde seyreltici görevi gören ve oligomer ile kopolimerize olabilen, hidrofilik bir hidroksil grubu ile kimyasal ve işlevsel olarak HEMA'ya benzeyen bir monomerdur.¹⁹⁴ Adezivlerin performansını artırmak için de kullanılır ve ayrıca adezivlerin polimerizasyon özelliklerini iyileştirir. GDMA, adeziv sisteminin viskozitesini artırır ve aynı zamanda polimerizasyon sürecinde yer alan radikallerin stabilizasyonunu sağlar. Bu da adeziv malzemenin dayanıklılığını artırır ve diş dokusuna daha iyi bir bağlanma sağlar.^{25, 195} Adezivin içerisinde asidik monomerlerde yer almaktadır. Barcellos ve ark.¹⁹⁶ modelasyon sıvısı olarak kullanılan self-etch adezivlerin kompozit rezinlerin mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmaların sonuçlarına göre, adezivin içerisindeki asidik monomerlerin ortamda hidroksiapatitler bulunmadığında amin türevi olan fotobaşlatıcılar ile reaksiyona girerek rezin kompozitin polimerizasyon reaksiyonunu engelleyebilir. Yaptığımız çalışmada kullanılan Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) içeriğinde asidik monomerler yer almasına rağmen çalışmamızın sonuçlarına göre artık monomer salınımında diğer gruplara göre anlamlı bir farka neden olmamıştır.

Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) ve GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japonya), yüksek miktarda HEMA içermektedir (Sırasıyla %5-15 ve %10-25). HEMA, adeziv ajanlarda yaygın olarak kullanılan hidrofilik fonksiyonel bir monomerdur. HEMA düşük moleküler ağırlığa sahiptir, yardımcı çözücü görevi görebilir ve hidrofobik-hidrofilik içerikli materyallerin tek bir şişede bulunmasına

yardımcı olur.¹⁶¹ Ancak HEMA, dimetakrilat monomerler gibi çapraz bağlanma oluşturamaz, yalnızca doğrusal olarak polimerize olur ve bu nedenle hidrolize daha eğilimli bir polimer ağ yapısı meydana getirir.¹⁹⁷ Genel olarak, yüksek düzeyde çapraz bağlı polimerlerin bozunmaya ve çözücülerin absorpsiyonuna karşı daha dirençli olduğu kabul edilirken, doğrusal polimerlerin yapılarında çözücü moleküllerin dağılması için daha fazla boşluklar olduğu belirtilmiştir.¹⁹⁸ Bu nedenle Grup SB ve Grup GM rezin kompozitlerin yapısında HEMA ile oluşturulmuş çözücülere direnci düşük doğrusal polimer bağ oluşumuna neden olmuş olabilir. Fakat bu iki grubun toplam artık monomer salınımları incelendiğinde Grup K'ya göre anlamlı fark meydana gelmemiştir. Bunun nedeni olarak ise modelasyon sıvılarından birer damla kullanıldığı için fırçada kalan HEMA miktarının düşük olduğunu düşünülmektedir.

Literatürde rezin kompozitlerden salınan artık monomer miktarının zamanla değişimini araştıran birçok çalışma vardır. Resin kompozitlerden artık monomer salınımının tamamlanma süresi ile ilgili yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir. Bazı çalışmalar kısa süreli artık monomer salınımını değerlendirmiş ve en yüksek salınımın polimerizasyondan sonraki ilk gün içinde gerçekleştiğini bildirmiştir. Sideridou ve ark.⁷ yaptıkları çalışmada, 60 saniye boyunca polimerize edilen bir resin kompozitin, Bis-GMA monomer salınım miktarının ilk 3 gün boyunca sürekli artarak devam ettiğini ve bu salınımın azalarak 30. güne kadar sürdüğünü belirtmişlerdir. Bu durumun nedeninin resin monomerleri arasındaki çapraz bağ yoğunluğunun yüksek olmasından kaynaklandığı kanısına varmışlardır. Ayrıca, TEGDMA monomerinin genellikle ilk 24 saat içinde salındığı ve diğer resin monomerlere göre çok daha düşük miktarlarda olduğu, salınımın yaklaşık 3 günde tamamlandığı bildirilmiştir. Bu sonuç yaptığımız çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir. UDMA monomerinin de TEGDMA resin monomeri gibi ilk 24 saat boyunca salındığını ve bu durumun 30 gün boyunca devam ettiğini belirtmişlerdir.

Ferracane ve ark.¹⁴⁶ yaptıkları çalışmada resin kompozitlerden salınan artık monomerlerin elüsyon oranı ve hızını değerlendirmişlerdir. Yapılan çalışmanın sonuçlarına göre, artık monomerler %50'sinin ilk 3 saat içinde, kalan salınan artık monomerlerin ise 24 saat içinde salınarak tamamlandığı bildirmişlerdir.

Polydorou ve ark.¹⁷⁶ ışıkla polimerize olan nanohibrit ve ormoser kompozit resinlerle birlikte kimyasal polimerize olan bir resin kompozitin farklı elüsyon

sürelerinde Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA artık monomer salınım miktarını değerlendirdikleri çalışmada, Bis-GMA'nın 28 gün sonra salınan artık monomer miktarının bir yıl sonraki değerle benzer miktarda olduğunu belirtmişlerdir. Lagock ve ark.¹⁴⁴ nın yaptıkları çalışmasında da benzer salınım değerleri görülmüştür ve bu durumu çözücünün organik rezin matrikse difüzyonunun yavaş olması ve rezin kompozitin çözücüye tam olarak doymasının uzun bir zaman alabileğinden kaynaklandığını belirtmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada ise 1. 15. ve 30. gün sonunda artık monomer salınım miktarlarının ölçümleri yapılmıştır ve üç monomer içinde en yüksek salınım değerleri 1. gün sonunda elde edilmiştir. 15. gün salınım değerleride 30. gün değerlerinden anlamlı derecede daha fazladır. Bu sonuçlar artık monomer salınımının ilk birkaç gün içerisinde yüksek seviyelerde olduğu ve bu salınım hızının zamanla azaldığını belirten diğer çalışmalarla benzerdir.

Kompozit rezindeki monomer miktarındaki değişikliklerinin ölçülememesi sebebiyle belirli bir süreden sonra artık monomer salınımının tamamlandığı düşünülebilir.¹⁴⁴ Bu sebeple, birçok araştırmada artık monomer salınımı, polimerizasyonun ardından 30 gün süresince incelenmiştir. Elshazly ve ark.¹⁹⁹ tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, 3 mm çapında ve 5 mm kalınlığında Filtek™ Bulk Fill rezin kompozit diskleri 30 s boyunca polimerize edilmiştir. UDMA monomerinin 24 s ve 7 gün sonra benzer oranlarda tespit edilebildiği ancak 30 gün sonra tespit edilemediği, Bis-GMA monomerinin ise 24 saat sonrasında tespit edilemediği bildirilmiştir. Yaptığımız çalışmada da tüm gruplar için sadece TEGDMA 15. gün ve 30. gün ölçüm zamanlarında tespit edilememiştir. HPLC cihazının en düşük ölçüm aralığının 0.005 ppm hassasiyetine sahip olduğundan eğer TEGDMA salınımı meydana gelse bile bu değer in altında olması beklenmektedir. Bu ve altındaki değerlerdeki salınım miktarı hesaplamalar için çok düşük bir değer olduğundan salınım miktarını sıfır alarak hesaplamalar yapılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) rezin kompozit yapısında Bis-GMA (% 1-10), UDMA, TEGDMA (% < 1), PEGDMA (% < 5), Bis-EMA monomeleri bulunmaktadır. Modelasyon sıvılarının içerisindeki zengin organik monomerler ile birlikte rezin kompozitin organik matriks oranının artması ve dolayısıyla artık monomer miktarında artış beklenmektedir.

Bis-GMA monomeri çalışmada kullanılan modelasyon sıvıları arasında sadece Grup SB (%10-20) ve Grup BM (%1-10)'de bulunmaktadır. Dolayısıyla bu grupların Bis-GMA artık monomer salınım miktarları diğer gruplara göre yüksek değerlere sahip olması beklenmektedir fakat Grup SB'nin toplam Bis-GMA artık monomer salınım miktarı (38.98 ppm), Grup K'dan (37.18 ppm) daha fazla olmasına rağmen Grup BM'nin salınım miktarı (29.92 ppm) Grup K'dan daha düşüktür. Gruplar arasında bu fark istatistiksel derecede anlamlı olmasada bu farkın meydana gelmesinin nedeni Grup SB'de Bis-GMA monomerinin yüksek oranda bulunması olabilir. Grup BM'de ise Bis-GMA monomerinin oranı daha düşük ve yapısında inorganik doldurucu bulundurması daha az monomer salınımına neden olabileceğini düşündürmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre Bis-GMA salınım değerleri 1. günün sonunda en yüksek Grup SB'de 28.36 ppm, en düşük değer ise Grup BM'de 19.96 ppm olarak tespit edilmiştir. 15. günün sonunda ise en yüksek Bis-GMA salınımı Grup GM'de görülürken, en düşük salınım miktarı Grup SB'de meydana gelmiştir ve 15. gün sonuçları için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Grup SB'nin 1. günde en yüksek, 15. günde en düşük salınım değerlerinin göstermesinin nedeni muhtemelen içeriğindeki etanol (%25-35) olabilir. Adezivlerin içerisinde çözücü olarak kullanılan bu alkol türevi rezin kompozitden hızlı bir şekilde reaksiyona girmeyen artık monomerlerin salınmasına neden olmuş olabilir. Fakat toplam Bis-GMA salınım miktarlarına bakıldığında Grup SB'nin, hem Grup K hem de Grup GM arasında istatistiksel olarak benzer değerler göstermiştir.

Holmes ve ark.¹⁷⁶ etanol ve asetonun farklı konsantrasyonlarda rezin kompozitlerin dönüşüm derecesine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, bu alkollerin düşük dozda olumlu yönde etki gösterirken, konsantrasyon oranı arttıkça dönüşüm derecesini azalttığını belirtmişlerdir.

De Paula ve ark.¹⁶¹ nın çalışmasında Scotchbond Multi-Purpose Adhesive (3M ESPE, ABD), Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD), %70 etanol ve %100 etanolü modelasyon sıvısı olarak kullanarak Filtek Z350XT (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) ve IPS Empress Direct (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) rezin kompozitlerin dönüşüm derecesini araştırmışlardır. Filtek 350XT (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) rezin kompoziti için tüm gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmazken IPS Empress Direct (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) rezin kompozitinde Single

Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD), Scotchbond Multi-purpose Adhesive (3M ESPE, ABD) ve % 70 etanol gruplarında istatistiksel anlamalı derecede daha düşük değerler tespit edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarında etanolün yüksek buhar basıncı (43,9 mm Hg) nedeniyle %100 etanolün oda sıcaklığında %70 etanol ve Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD)(%25-35 etanol içeren tek şişeli adeziv sistem) kıyasla daha kolay buharlaşabileceğini ve bu nedenle kontrol grubuna benzer dönüşüm derecesi göstereceğini belirtmişlerdir. Bu nedenle, etanolün polimerizasyon reaksiyonuna etkisi, etanolün derişimine, kullanılan monomerlere, katalizörlere ve diğer faktörler gibi birçok değişkene bağlıdır.

Ayrıca artık monomer salınım miktarında modelasyon sıvısının içeriğindeki monomerler ve üretici firmaların kimyasal formlasyonlarıda önemlidir. Tjan ve ark.¹⁰ yaptıkları çalışmada kompozit rezinlerde modelasyon sıvısı olarak kullanılacak en uygun ve güvenilir materyalin, kompozitle aynı rezin sistemine sahip bir materyal olması gerektiğini, De Paula ve ark.¹⁶¹ çalışmalarında ise aynı üretici tarafından formüle edilen adeziv materyaller ve rezin kompozitler arasında muhtemelen daha güçlü kimyasal uyumluluğun olduğunu belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada da içerisinde %20-35 oranında etanol bulunduran Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) ile Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) rezin kompozitin aynı firma tarafından üretilmiş olması, kimyasal uyumluluk göstermiş olabilir ve bu durum kontrol grubuyla benzer toplam artık monomer miktarı göstermesine neden olmuş olabilir.

Çalışmada kullanılan modelasyon sıvılarının içerisinde UDMA monomeri yer almasına rağmen, grupların toplam UDMA artık monomer salınım miktarları arasında istatistiksel bir fark bulunamamıştır. Aydın ve ark.²⁰⁰ modelasyon sıvılarını rezin kompozitlerin renk stabilitelerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, modelasyon sıvısının içerisinde yer alan UDMA monomerinin rezin kompozitin polimer ağının daha rijit bir yapıya dönüştürdüğünü belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada da modelasyon sıvılarının içerisindeki UDMA'nın hem yüksek dönüşüm oranına sahip olması hem de rijit bir polimer ağına neden olması sebebiyle kontrol grubuna benzer artık monomer salınımına neden olduğunu düşünmekteyiz. Üretici firmaların bilgileri doğrultusunda modelasyon sıvılarının UDMA oranları Single Bond 2 Adhesive (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) için %1-5, Bisco Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL ABD) için %20-40, GC Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo,Japonya) için ise %25-50 oranında olduğu

belirtilmiştir. Single Bond 2 Adhesive ‘nin (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) düşük UDMA oranı 72.15 ppm monomer salınımına neden olurken, GC Modeling Resin (GC Corporation, Tokyo, Japonya) 89,4 ppm miktarında UDMA artık monomer salınımına neden olmuştur. Bu durumun nedeni olarak ise GC Modeling Resin’in (GC Corporation, Tokyo, Japonya) yüksek UDMA oranına sahip olmasından kaynaklamış olduğu düşünülebilir.

Kullanılan rezin kompozitin ve modelasyon sıvısının içeriğindeki monomerlerin miktarı artık monomer salınımını etkileyen en önemli etkenlerden biridir. Çalışmamızda kullanılan Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) rezin kompozitin yapısındaki TEGDMA oranı %1 ‘den daha az olduğundan salınan artık monomer miktarının da düşük olması beklenmektedir. Sonkaya ve ark.⁸⁹ dört farklı tip kompozit rezin materyalden polimerizasyon sonrası salınan artık monomer miktarını inceledikleri çalışmalarında Filtek Ultimate Universal (3M™ ESPE™ St. Paul, ABD) rezin kompozitten 1.gün, 15. gün ve 30. günlerde salınan TEGDMA artık monomer miktarları 0.1 ppm değerinin altında ölçülmüştür. Yaptığımız çalışmada da benzer şekilde TEGDMA artık monomer salınım miktarları çok düşük değerler göstermiştir. Yaptığımız çalışmada 1. gün sonunda yapılan ölçümlerde en yüksek TEGDMA salınımı Grup BM’de meydana gelirken, en düşük salınım miktarı Grup GM’de ölçülmüştür. Modelasyon sıvıları arasında sadece Bisco Modeling Resin’in (Bisco, Schaumburg, IL ABD) içerisinde TEGDMA bulunmaktadır ve bu durum Grup BM’nin diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek TEGDMA salınımını açıklamaktadır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin toplam artık monomer salınım miktarları incelendiğinde gruplar arasında anlamlı bir fark meydana gelmişken, UDMA monomerinin ve tüm monomerlerin toplam artık monomer miktarları arasında istatistiksel bir fark meydana gelmemiştir. Buna göre modelasyon sıvısı olarak kullanılan farklı materyallerin rezin kompozitlerden salınan artık monomer miktarına etki etmeyeceği şeklindeki hipotezimiz kısmen reddedilmiştir.

Çalışmamızda en yüksek artık monomer salınım miktarları 1. günün sonunda elde edilmiştir ve Bis-GMA monomeri için Grup SB’de 28.36 ppm, UDMA monomeri için Grup BM’de 48.86 ppm ve TEGDMA monomeri için Grup BM’de 2.69 ppm olarak tespit edilmiştir. Reichl ve ark.²⁰¹ rezin kompozitlerden salınan artık monomerlerin sitotoksik etkileri ile ilgili bir çalışma yapmışlardır. Yaptıkları çalışmada restoratif

materyallerin insan dişeti hücreleri üzerinde toksisite potansiyelini değerlendirmişlerdir, dişeti fibroblast hücreleri üzerinde UDMA monomeri için 0.27 mmol/l (127.05 ppm), Bis-GMA monomeri için 0.11 mmol/l (56.38 ppm) ve TEGDMA monomeri için ise 3.7 mmol/l (1059.42ppm) toksik dozlar bildirilmiştir.

Geurtsen ve ark.²⁰² tarafından rezin kompozitlerden salınan 35 farklı monomerin sitotoksitesi değerlendirilmiş ve UDMA monomerinin dişeti fibroblast hücreleri için 0.13 mM (61.17 ppm), pulpa fibroblast hücreleri için 0.47 mM (221.16 ppm), periodontal ligament fibroblast hücreleri için 0.06 mM (28.23 ppm) toksik dozunu, Bis-GMA monomerinin ise dişeti fibroblast hücreleri için 0.10 mM (51.26 ppm), pulpa fibroblast hücreleri için 0.14 mM (71.76 ppm) ve periodontal ligament fibroblast hücreleri için 0.08 mM (41.01 ppm) toksik dozunu ve TEGDMA monomerinin dişeti fibroblast hücreleri için 0.23 mM (65,85 ppm), pulpa fibroblast hücreleri için 0.26 mM (74,44 ppm), periodontal ligament fibroblast hücreleri için 0.12 mM (34,35 ppm) toksik dozunu bildirmişlerdir. Bu toksik dozlar dikkate alındığında çalışmamızda 1. gün sonunda salınan UDMA artık monomer miktarları sitotoksik etki gösterebileceği, TEGDMA ve Bis-GMA salınım miktarlarının ise sitotoksik etki edebilecek değerlerinden daha az olduğu ifade edilebilir.

Bu çalışmanın ana sınırlaması, *in vitro* doğasıdır. Ağız içerisindeki rezin kompozitler çiğneme kuvvetleri, diş fırçalama ve farklı sıcaklık dereceleri gibi mekanik etkilerin yanı sıra tükürüğün içerdiği proteinlere ve enzimlere maruz kalmaktadır ve bu durum kompozit rezinlerin artık monomer salınımını zamanla etkileyebilir. Bu nedenle, kompozit rezin materyallerin artık monomer salınımlarının daha farklı zaman aralıklarında, farklı sıcaklıklarda ve hatta farklı kuvvetler altında değişip değişmediğini araştıran kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Ağız içinde sürekli yıkama etkisine sahip tükürük, kompozit rezinlerden salınan monomer miktarını kümülatif bir şekilde biriktirmesine engel olabilir ve monomerlerin yeterli toksik doza ulaşmadan ortamdan uzaklaştırabilir. Ancak tek seansta birden fazla rezin kompozit restorasyon yapılabileceğinden, artık monomer salınımı daha yüksek miktarlara ulaşabilir. Ayrıca, çalışmamızda sadece Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA artık monomerlerinin analizi yapılmıştır. Bu monomerler dışındaki Bis-EMA, PEGDMA, HEMA gibi monomerler, bozunma ürünleri, fotobaşlatıcılar ve inorganik doldurucular da rezin kompozitden veya modelasyon sıvısından salınabilir, bu nedenle tüm salınan

bileşiklerin kesin bir ölçümü mümkün değildir. Ayrıca, kullanılan rezin kompozite bağlı olarak salınan artık monomerler ve miktarları değişebileceğinden bir nano-dolduruculu rezin kompozit kullanarak elde edilen sonuçlardan, modelasyon sıvılarının diğer rezin kompozitler üzerindeki artık monomer salınımına etkisini tahmin etmek zordur.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Rezin kompozitlerin tüm zaman aralıklarında artık monomer salınımı gerçekleşmiştir. Bu sonuç; yeni üretilecek modelasyon sıvılarının ve rezin kompozitlerin piyasaya sürülmeden önce, içerdiği monomerlerin lokal ve sistemik toksisite açısından değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.
2. Tüm rezin kompozitlerin toplam artık monomer salınım miktarları zamanla azaldığı gözlemlenirken, en yüksek salınım miktarı 1. günün sonunda elde edilmiştir.
3. Modelasyon sıvısı uygulanmış gruplar ile modelasyon sıvısı uygulanmayan kontrol grupları arasında toplam artık monomer miktarları karşılaştırıldığında istatistiksel bir fark meydana gelmemiştir.
4. Tüm gruplarda en fazla salınan rezin monomerin UDMA, en az salınan rezin monomerin TEGDMA olduğu tespit edilmiştir.
5. Toplam Bis-GMA artık monomer miktarı en fazla Grup SB ve Grup K’da tespit edilmiştir.
6. Tüm gruplar arasında toplam UDMA artık monomer salınımı açısından istatistiksel bir fark meydana gelmemiştir.
7. Toplam TEGDMA artık monomer miktarı en fazla Grup BM’de meydana gelirken, tüm gruplar için TEGDMA monomerinin 15. ve 30. günlerde salınımı tespit edilememiştir.
9. Modelasyon sıvılarının farklı rezin kompozit materyaller kullanılarak kapsamlı *in vitro* ve *in vivo* çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Coelho-de-Souza FH, Gonçalves DS, Sales MP, et al. Direct anterior composite veneers in vital and non-vital teeth: A retrospective clinical evaluation. *Journal of dentistry*. 2015;43(11):1330-1336.
2. Wolff D, Kraus T, Schach C, et al. Recontouring teeth and closing diastemas with direct composite buildups: a clinical evaluation of survival and quality parameters. *Journal of dentistry*. 2010;38(12):1001-1009.
3. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, et al. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental materials*. 2012;28(1):87-101.
4. Cramer N, Stansbury J, Bowman C. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *Journal of dental research*. 2011;90(4):402-416.
5. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *Journal of dentistry*. 1998;26(2):137-145.
6. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002;23(8):1819-1829.
7. 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: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2005;74(1):617-626.
8. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, et al. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental Materials*. 2013;29(2):139-156.
9. Muenchow EA, Sedrez-Porto JA, Piva E, et al. Use of dental adhesives as modeler liquid of resin composites. *Dental Materials*. 2016;32(4):570-577.
10. Tjan AH, Glancy JF. Effects of four lubricants used during incremental insertion of two types of visible light-activated composites. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1988;60(2):189-194.
11. Della Bona Á, Benetti P, Borba M, et al. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Brazilian oral research*. 2008;22:84-89.
12. Li X, Liu W, Sun L, et al. Resin composites reinforced by nanoscaled fibers or tubes for dental regeneration. *BioMed research international*. 2014;2014.

13. Barcellos DC, Pucci CR, Torres CRG, et al. Effects of resinous monomers used in restorative dental modeling on the cohesive strength of composite resin. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(5).
14. Maalekipour M, Safari M, Barekatin M, et al. Effect of adhesive resin as a modeling liquid on elution of resin composite restorations. *International Journal of Dentistry*. 2021;2021.
15. Chan KH, Mai Y, Kim H, et al. Resin composite filling. *Materials*. 2010;3(2):1228-1243.
16. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*: Elsevier Health Sciences 2006.s.67-155
17. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: 1. Baskı. Ankara: Güneş Kitabevi 2000.s.1-20
18. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: 1. Baskı. Ankara: Quintessence yayıncılık 2011.s. 5-75
19. Hervás García A, Lozano M, Cabanes Vila J, et al. Composite resins: a review of the materials and clinical indications. 2006.
20. Bowen R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1963;66(1):57-64.
21. Takeuchi C, Flores VO, Dibb RP, et al. Assessing the surface roughness of a posterior resin composite: effect of surface sealing. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*. 2003;28(3):281-286.
22. Nimet Ü, ÜLKÜ SG. Son 10 yılda kompozit rezin restorasyonlar: in vivo ve in vitro çalışmalarla bir derleme. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*. 2020;2(3):124-145.
23. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences 2014.
24. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
25. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-3785.
26. Söderholm K-J, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*. 1999;130(2):201-209.

27. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science*. 2001;26(4):535-576.
28. Frencken J, Imazato S, Toi C, et al. Antibacterial effect of chlorhexidine-containing glass ionomer cement in vivo: a pilot study. *Caries research*. 2007;41(2):102-107.
29. Lu H, Stansbury J, Bowman C. Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress. *Journal of Dental Research*. 2005;84(9):822-826.
30. Matalon S, Weiss E, Gozaly N, et al. Surface antibacterial properties of compomers. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2006;7(3):136-141.
31. Kielbassa A, Schulte-Monting J, Garcia-Godoy F, et al. Initial in situ secondary caries formation: effect of various fluoride-containing restorative materials. *Operative Dentistry-University Of Washington*. 2003;28(6):765-772.
32. Kim Y, Kim C, Cho B, et al. A new resin matrix for dental composite having low volumetric shrinkage. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2004;70(1):82-90.
33. Hoszek A, Struzycka I, Jozefowicz A, et al. Chlorhexidine-containing glass ionomer cement. A clinical investigation on the fissure caries inhibiting effect in first permanent molars. *Swedish dental journal*. 2005;29(3):89-96.
34. Karanika-Kouma A, Dionysopoulos P, Koliniotou-Koubia E, et al. Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid-modified composite resins and composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2001;28(2):157-160.
35. Vermeersch G, Leloup G, Delmee M, et al. Antibacterial activity of glass-ionomer cements, compomers and resin composites: relationship between acidity and material setting phase. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(5):368-374.
36. Cornelio RB, Wikant A, Mjøsund H, et al. The influence of bis-EMA vs bis GMA on the degree of conversion and water susceptibility of experimental composite materials. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(6):440-447.
37. Kalachandra S, Sankarapandian M, Shobha H, et al. Influence of hydrogen bonding on properties of BIS-GMA analogues. *Journal of materials science: Materials in medicine*. 1997;8(5):283-286.
38. Ferracane J, Matsumoto H, Okabe T. Time-dependent deformation of composite resins—compositional considerations. *Journal of dental research*. 1985;64(11):1332-1336.

39. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, et al. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *Journal of dentistry*. 2005;33(1):49-55.
40. Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, et al. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dental Materials*. 1998;14(1):6-10.
41. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa N. Dentin adhesion of “modified” 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dental Materials*. 1992;8(4):259-264.
42. Burrow M, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *American Journal of Dentistry*. 1999;12(6):295-298.
43. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*. 2001;17(4):296-308.
44. Akar M. Çok Sayıda Metakrilat Fonksiyonlu Suda Çözünür Çapraz Bağlayıcı. *Fen Bilimleri Enstitüsü* 2011.
45. Topal BG, Kırzioğlu Z. Tükürük ve nem kontaminasyonunun fissür örtücü başarısızlığındaki rolü. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*. 7(3):45-50.
46. Güner Korkmaz K. Farklı kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı değerlerinin in-vitro olarak incelenmesi. *Sivas Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Sivas, Uzmanlık Tezi*, 2019;11-55
47. Phillips RW. *Science of dental materials*: WB saunders 1991.s.45-115
48. BALDIRAN O. Direkt Kompozit Veneer Materyali Olarak Kullanılan Kompozitlerin Renk Stabilitesi Ve Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi, *Samsun Uzmanlık Tezi*, 2021;3-33
49. Seiss M, Langer C, Hickel R, et al. Quantitative determination of TEGDMA, BHT, and DMABEE in eluates from polymerized resin-based dental restorative materials by use of GC/MS. *Archives of toxicology*. 2009;83(12):1109-1115.
50. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1995;6(4):302-318.
51. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*. 2005;47(1):77-82.
52. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences 2012.s.23-98
53. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):465-479.

54. Dos Santos PH, Catelan A, Albuquerque Guedes AP, et al. Effect of thermocycling on roughness of nanofill, microfill and microhybrid composites. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015;73(3):176-181.
55. Zhou X, Huang X, Li M, et al. Development and status of resin composite as dental restorative materials. *Journal of Applied Polymer Science*. 2019;136(44):48180.
56. Garg N, Garg A. Textbook of operative dentistry: Boydell & Brewer Ltd 2010.s.114-228
57. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences 2012.s.68-152
58. Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques: PMPH-USA 2002.s.35-97
59. ÇELİK Ç. Güncel kompozit rezin sistemler. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*. 2017;3(3):128-137.
60. Swift Jr EJ, Swift Jr EJ. Nanocomposites. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2005;17(1):3-4.
61. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: a systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2015;9(6):ZE18.
62. Eakle WS, Bastin KG. Dental materials: clinical applications for dental assistants and dental hygienists: Elsevier Health Sciences 2019.
63. Korkmaz Y, Ozel E, Attar N. Effect of flowable composite lining on microleakage and internal voids in Class II composite restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2007;9(2).
64. Baroudi K, Saleh AM, Silikas N, et al. Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *Journal of Dentistry*. 2007;35(8):651-655.
65. Hilton TJ, Swift Jr EJ. Properties of packable dental composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2001;13(1):69.
66. Leevailoj C, Cochran M, Matis B, et al. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Operative Dentistry*. 2001;26(3):302-307.
67. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ. Packable composites: overview and technical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1999;11(5):234-249.

68. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, et al. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian oral research*. 2017;31.
69. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G. Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2012;4(2):93-96.
70. Saçak M. Polimer kimyası:Ankara, Gazi kitabevi, 2002.s.10-59
71. Görgen V, Güler Ç, Botsalı M, et al. Farklı Renklerdeki Kompomerlerin Polimerizasyonu Sonrasında Açığa Çıkan Artık Monomer Miktarının İncelenmesi. İnönü Üniversitesi Ve Selçuk Üniversitesi.Malatya, Uzmanlık Tezi,2014;47-70
72. O'brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.s.140-150
73. Schneider LFJ, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. *Journal of dental biomechanics*. 2010;2010.
74. Sedrez-Porto JA, Münchow EA, Cenci MS, et al. Translucency and color stability of resin composite and dental adhesives as modeling liquids–A one-year evaluation. *Brazilian oral research*. 2017;31.
75. Sedrez-Porto JA, Münchow EA, Brondani LP, et al. Effects of modeling liquid/resin and polishing on the color change of resin composite. *Brazilian Oral Research*. 2016;30.
76. Kanter J, Koski RE, Gough JE. Evaluation of insertion methods for composite resin restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1979;41(1):45-50.
77. Sneed W, Draughn R. Effect of alcohol on the strength of a composite resin. *Operative Dentistry*. 1980;5(2):47-48.
78. Perdigão J, Araujo E, Ramos RQ, et al. Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2021;33(1):51-68.
79. Perdigão J, Gomes G. Effect of instrument lubricant on the cohesive strength of a hybrid resin composite. *Quintessence international*. 2006;37(8).
80. Araujo FS, Barros MCR, Santana MLC, et al. Effects of adhesive used as modeling liquid on the stability of the color and opacity of composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2018;30(5):427-433.
81. Kutuk ZB, Erden E, Aksahin DL, et al. Influence of modeling agents on the surface properties of an esthetic nano-hybrid composite. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2020;45(2).
82. Kosewski J, Kosewski P, Mielczarek A. Influence of Instrument Lubrication on Properties of Dental Composites. *European Journal of Dentistry*. 2022.

83. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, et al. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*. 2006;22(4):359-365.
84. Ferracane J, Greener E. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins—methods comparison. *Journal of Dental Research*. 1984;63(8):1093-1095.
85. Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE. Effect of photoinitiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. *Dental Materials*. 1997;13(5-6):360-364.
86. Cadenaro M, Breschi L, Antonioli F, et al. Degree of conversion of resin blends in relation to ethanol content and hydrophilicity. *Dental Materials*. 2008;24(9):1194-1200.
87. Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*. 2013;29(9):e213-e217.
88. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *Journal of oral rehabilitation*. 1994;21(4):441-452.
89. Sonkaya E, Bakır Ş. Elution of residual monomers from dental composite resins. *Biomedical Research*. 2020;31(5).
90. Ferracane J, Greener E. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of biomedical materials research*. 1986;20(1):121-131.
91. Gedde U. *Polymer physics*: Springer Science & Business Media 1995.s.2-15
92. ASMUSSEN E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *European Journal of Oral Sciences*. 1982;90(6):490-496.
93. Silikas N, Watts D. Rheology of urethane dimethacrylate and diluent formulations. *Dental Materials*. 1999;15(4):257-261.
94. Gorgen VA, Guler C. Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review [Diş Hekimliğinde Artık Monomerler: Bir Literatür Derlemesi]. *Medicine Science*. 2015;4(1):2024-2038.
95. Franz A, König F, Lucas T, et al. Cytotoxic effects of dental bonding substances as a function of degree of conversion. *Dental materials*. 2009;25(2):232-239.

96. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European journal of oral sciences*. 2000;108(4):341-345.
97. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *European journal of oral sciences*. 1998;106(2 Pt 2):687-695.
98. Hamid A, Hume WR. A study of component release from resin pit and fissure sealants in vitro. *Dental Materials*. 1997;13(2):98-102.
99. Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook I, et al. HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2007;18(1):133-137.
100. Tanaka K, Taira M, Shintani H, et al. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of oral rehabilitation*. 1991;18(4):353-362.
101. Yourtee D, Smith R, Russo K, et al. The stability of methacrylate biomaterials when enzyme challenged: kinetic and systematic evaluations. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2001;57(4):522-531.
102. LARSEN IB, MUNKSGAARD EG. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *European Journal of Oral Sciences*. 1991;99(3):254-261.
103. Schneider LFJ, Moraes RR, Cavalcante LM, et al. Cross-link density evaluation through softening tests: effect of ethanol concentration. *Dental Materials*. 2008;24(2):199-203.
104. Polydorou O, Huberty C, Wolkewitz M, et al. The effect of storage medium on the elution of monomers from composite materials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2012;100(1):68-74.
105. Shahabi S, Sayyari M, Sadrai S, et al. Effect of volume and renewal of the storage media on the release of monomer from dental composites. *International Journal of Dentistry*. 2021;2021.
106. Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, et al. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. *Dental Materials*. 2006;22(9):799-803.
107. Sonkaya E. Dört farklı tip kompozit rezin materyalden polimerizasyon sonrası salınan artık monomer miktarının karşılaştırılarak değerlendirilmesi, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diyarbakır, Uzmanlık Tezi, 2019; 24-69

108. Chen AH. Effect of Light Source Distance on Monomer Release From Light-Cured Dental Resin Restorative Materials. Uniformed Services University of the Health Sciences 2019.
109. Sotres LS, Van Huysen G, Gilmore H. A histologic study of gingival tissue response to amalgam, silicate and resin restorations. *Journal of Periodontology-Periodontics*. 1969;40(9):543-546.
110. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, et al. The influence of direct composite additions for the correction of tooth form and/or position on periodontal health. A retrospective study. *Journal of periodontology*. 1998;69(4):422-427.
111. Hume W, Gerzina T. Bioavailability of components of resin-based materials which are applied to teeth. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1996;7(2):172-179.
112. Al-Hiyasat A, Darmani H, Milhem M. Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. *Clinical oral investigations*. 2005;9(1):21-25.
113. Hansel C, Leyhausen G, Mai U, et al. Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *Journal of dental research*. 1998;77(1):60-67.
114. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2000;11(3):333-355.
115. Ratanasathien S, Wataha JC, Hanks CT, et al. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *Journal of dental research*. 1995;74(9):1602-1606.
116. Williams GM, Iatropoulos MJ. Evaluation of potential human carcinogenicity of the synthetic monomer ethyl acrylate. *Regulatory Toxicology and Pharmacology*. 2009;53(1):6-15.
117. Koivisto P, Peltonen K. N7-guanine adducts of the epoxy metabolites of 1, 3-butadiene in mice lung. *Chemico-Biological Interactions*. 2001;135:363-372.
118. Kleinsasser NH, Wallner BC, Harréus UA, et al. Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *Journal of dentistry*. 2004;32(3):229-234.
119. Poplawski T, Pawlowska E, Wisniewska-Jarosinska M, et al. Cytotoxicity and genotoxicity of glycidyl methacrylate. *Chemico-biological interactions*. 2009;180(1):69-78.
120. Shelby MD. NTP-CERHR monograph on the potential human reproductive and developmental effects of bisphenol A. *Ntp cerhr mon*. 2008(22):v, vii-ix, 1.

121. Hugo ER, Brandebourg TD, Woo JG, et al. Bisphenol A at environmentally relevant doses inhibits adiponectin release from human adipose tissue explants and adipocytes. *Environmental health perspectives*. 2008;116(12):1642-1647.
122. Olea N, Pulgar R, Pérez P, et al. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environmental health perspectives*. 1996;104(3):298-305.
123. Chao H-H, Zhang X-F, Chen B, et al. Bisphenol A exposure modifies methylation of imprinted genes in mouse oocytes via the estrogen receptor signaling pathway. *Histochemistry and cell biology*. 2012;137(2):249-259.
124. Sideridou ID, Karabela MM. Effect of the amount of 3-methacyloxypropyltrimethoxysilane coupling agent on physical properties of dental resin nanocomposites. *Dental Materials*. 2009;25(11):1315-1324.
125. Chang H-H, Chang M-C, Lin L-D, et al. The mechanisms of cytotoxicity of urethane dimethacrylate to Chinese hamster ovary cells. *Biomaterials*. 2010;31(27):6917-6925.
126. About I, Camps J, Mitsiadis TA, et al. Influence of resinous monomers on the differentiation in vitro of human pulp cells into odontoblasts. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2002;63(4):418-423.
127. Nocca G, Martorana GE, De Sole P, et al. Effects of 1, 4-butanediol dimethacrylate and urethane dimethacrylate on HL-60 cell metabolism. *European journal of oral sciences*. 2009;117(2):175-181.
128. Bean T, Zhuang W, Tong P, et al. Effect of esterase on methacrylates and methacrylate polymers in an enzyme simulator for biodurability and biocompatibility testing. *Journal of biomedical materials research*. 1994;28(1):59-63.
129. Issa Y, Watts D, Brunton P, et al. Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro. *Dental Materials*. 2004;20(1):12-20.
130. Reichl F-X, Durner J, Kehe K, et al. Toxicokinetic of HEMA in guinea pigs. *Journal of dentistry*. 2002;30(7-8):353-358.
131. Teti G, Mazzotti G, Zago M, et al. HEMA down-regulates procollagen $\alpha 1$ type I in human gingival fibroblasts. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2009;90(1):256-262.
132. Reichl F-X, Seiss M, Marquardt W, et al. Toxicity potentiation by H₂O₂ with components of dental restorative materials on human oral cells. *Archives of toxicology*. 2008;82(1):21-28.

133. Lee DH, Lim B-S, Lee Y-K, et al. Involvement of oxidative stress in mutagenicity and apoptosis caused by dental resin monomers in cell cultures. *Dental Materials*. 2006;22(12):1086-1092.
134. Burcu E, DINÇEL AS. Kromatografiye giriş, yüksek performanslı sıvı kromatografi kullanımında basit ipuçları. *Sağlık Hizmetleri ve Eğitimi Dergisi*. 2018;2(2):51-57.
135. Weston A, Brown P. HPLC And CE. Principles and Practice, WB. 1997.
136. ULUAKAY M, Hüseyin İ, YAMANEL K, et al. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2011;5(2):895-902.
137. Esra U, TÜRKÜN LŞ. Poliasit Modifiye Kompozit Resin İle Nano Dolduruculu Bir Kompozit Resinin Kenar Sızıntılarının Karşılaştırılması. *European Annals of Dental Sciences*. 2005;32(3):181-190.
138. Paolone G, Mazzitelli C, Josic U, et al. Modeling Liquids and Resin-Based Dental Composite Materials—A Scoping Review. *Materials*. 2022;15(11):3759.
139. Porto ICCdM, Soares LES, Martin AA, et al. Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites. *Brazilian oral research*. 2010;24:475-481.
140. Ağaccioğlu M, Aytaç F. Kompozit rezinlerin polimerizasyon özellikleriyle ilgili analiz yöntemleri. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*. 2019;25(2):201-12
141. Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook I, et al. HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2007;18(1):133.
142. Michelsen VB, Moe G, Strøm MB, et al. Quantitative analysis of TEGDMA and HEMA eluted into saliva from two dental composites by use of GC/MS and tailor-made internal standards. *Dental materials*. 2008;24(6):724-731.
143. Büyükköroğlu G, Dora DD, Özdemir F, et al. Techniques for protein analysis. *Omics technologies and bio-engineering*: Elsevier 2018:317-351.
144. Łagocka R, Jakubowska K, Chlubek D, et al. Elution study of unreacted TEGDMA from bulk-fill composite (SDR™ Dentsply) using HPLC. *Advances in Medical Sciences*. 2015;60(2):191-198.
145. Guzzetta A. Reverse phase HPLC basics for LC/MS. Ionsource (Last updated March 10, 2006) <http://www.ionsource.com/tutorial/chromatography/rphplc.htm> (Accessed April 20, 2006). 2001.

146. Ferracane J, Condon J. Rate of elution of leachable components from composite. *Dental Materials*. 1990;6(4):282-287.
147. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, et al. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*. 1991;12(8):737-740.
148. Nathanson D, Lertpitayakun P, LAMKIN MS, et al. In vitro elution of leachable components from dental sealants. *The Journal of the American Dental Association*. 1997;128(11):1517-1523.
149. Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, et al. Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environmental health perspectives*. 2000;108(1):21-27.
150. Al-Hiyasat AS, Darmani H, Elbetieha AM. Leached components from dental composites and their effects on fertility of female mice. *European journal of oral sciences*. 2004;112(3):267-272.
151. Wu W, McKinney J. Influence of chemicals on wear of dental composites. *Journal of Dental Research*. 1982;61(10):1180-1183.
152. Lempel E, Czibulya Z, Kovács B, et al. Degree of conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA elution from flowable bulk fill composites. *International journal of molecular sciences*. 2016;17(5):732.
153. Łagocka R, Mazurek-Mochol M, Jakubowska K, et al. Analysis of base monomer elution from 3 flowable bulk-fill composite resins using high performance liquid chromatography (HPLC). *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*. 2018;24:4679.
154. Kawahara T, Nomura Y, Tanaka N, et al. Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins. *Journal of dentistry*. 2004;32(4):277-283.
155. Hampe T, Wiessner A, Frauendorf H, et al. Monomer Release from Dental Resins: The Current Status on Study Setup, Detection and Quantification for In Vitro Testing. *Polymers*. 2022;14(9):1790.
156. Polydorou O, Trittler R, Hellwig E, et al. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. *Dental Materials*. 2007;23(12):1535-1541.
157. Demirel MG, Gönder HY, Tunçdemir MT. Analysis of Monomer Release from Different Composite Resins after Bleaching by HPLC. *Life*. 2022;12(11):1713.
158. Tuna EB . Süt ve sürekli dişlerde kullanılan dört farklı kompozit materyalden monomer salınımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. 2006.s.40-84

159. Kütük ZB, Dulda AC, Akşahin DL, et al. Kompozit restorasyonların şekillendirilmesinde kullanılan rezinlerin mikrohibrit kompozitin yüzey özellikleri üzerine etkisi. *Selcuk Dental Journal*. 2019;6(3):366-374.
160. Tuncer S, Demirci M, Tiriyaki M, et al. The effect of a modeling resin and thermocycling on the surface hardness, roughness, and color of different resin composites. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2013;25(6):404-419.
161. de Paula FC, Valentin RdS, Borges BCD, et al. Effect of instrument lubricants on the surface degree of conversion and crosslinking density of nanocomposites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(2):85-91.
162. Silva EMd, Almeida GS, Poskus LT, et al. Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite. *Journal of Applied Oral Science*. 2008;16:161-166.
163. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, et al. Analysis of long-term monomer elution from bulk-fill and conventional resin-composites using high performance liquid chromatography. *Dental Materials*. 2015;31(12):1587-1598.
164. Moon H-J, Lim B-S, Lee Y-K, et al. Determination of residual monomers in dental pit and fissure sealants using food/oral simulating fluids. *BULLETIN-KOREAN CHEMICAL SOCIETY*. 2000;21(11):1115-1118.
165. Cebe MA, Cebe F, Cengiz MF, et al. Elution of monomer from different bulk fill dental composite resins. *Dental materials*. 2015;31(7):e141-e149.
166. Manojlovic D, Radisic M, Vasiljevic T, et al. Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *dental materials*. 2011;27(4):371-378.
167. Emami N, Söderholm KJM. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *European journal of oral sciences*. 2003;111(6):536-542.
168. Hürmüzlü F, Kılıç V. Analysis of monomer elution from bulk-fill and nanocomposites cured with different light curing units using high performance liquid chromatography. *Journal of Photopolymer Science and Technology*. 2020;33(1):27-36.
169. Tabatabaee MH, Mahdavi H, Zandi S, et al. HPLC analysis of eluted monomers from two composite resins cured with LED and halogen curing lights. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2009;88(1):191-196.
170. Hansen EK, Asmussen E. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *European Journal of Oral Sciences*. 1993;101(1):62-64.

171. Ilie N, Stark K. Curing behaviour of high-viscosity bulk-fill composites. *Journal of dentistry*. 2014;42(8):977-985.
172. Daugherty MM, Lien W, Mansell MR, et al. Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of bulk-fill composites. *Dental Materials*. 2018;34(10):1531-1541.
173. Rueggeberg F, Caughman WF, Curtis J. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative dentistry*. 1994;19:26-26.
174. Lempel E, Czibulya Z, Kunsági-Máté S, et al. Quantification of conversion degree and monomer elution from dental composite using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *Chromatographia*. 2014;77:1137-1144.
175. Sonkaya E, Kürklü ZGB, Bakır Ş. Effect of polymerization time on residual monomer release in dental composite: in vitro study. *International Journal of Polymer Science*. 2021;2021:1-8.
176. Polydorou O, König A, Hellwig E, et al. Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *European journal of oral sciences*. 2009;117(1):68-75.
177. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW. Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clinical oral investigations*. 2005;9:71-76.
178. Price RB, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of LED, QTH and PAC curing lights. *Operative Dentistry*. 2010;35(1):58-68.
179. Obici AC, Sinhoreti MAC, Frollini E, et al. Monomer conversion at different dental composite depths using six light-curing methods. *Polymer Testing*. 2006;25(3):282-288.
180. Kütük M. Halojen ve led ile polimerize edilmiş bulk fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerlerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. 2018.
181. Tuncer D, Halaçoğlu DM, Çelik Ç, et al. Effect of different finishing and polishing systems on surface roughness of different types of resin composites. *7tepe Klinik Dergisi*. 2016;12(2):25-30.
182. Yap AU, Han VT, Soh M, et al. Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *Operative Dentistry-University Of Washington*. 2004;29(4):448-453.
183. Ergücü Z, Türkün LS, Aladag A. Color stability of nanocomposites polished with one-step systems. *Operative Dentistry*. 2008;33(4):413-420.

184. Ryba TM, Dunn WJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. *Operative Dentistry*. 2002;27(3):243-247.
185. Yap A, Sau C, Lye K. Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-coloured restoratives. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1998;25(6):456-461.
186. Yap AU, Yap S, Teo C, et al. Finishing/polishing of composite and compomer restoratives: effectiveness of one-step systems. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON*-. 2004;29:275-279.
187. 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):1787-1795.
188. Achilias DS, Karabela MM, Sideridou ID. Thermal degradation of light-cured dimethacrylate resins: Part I. Isoconversional kinetic analysis. *Thermochimica Acta*. 2008;472(1-2):74-83.
189. 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. *Dental Materials*. 2009;25(11):1411-1418.
190. Braden M, Clarke R. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials: I. Proprietary materials. *Biomaterials*. 1984;5(6):369-372.
191. Pongprueksa P, De Munck J, Duca RC, et al. Monomer elution in relation to degree of conversion for different types of composite. *Journal of Dentistry*. 2015;43(12):1448-1455.
192. Durner J, Obermaier J, Draenert M, et al. Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dental materials*. 2012;28(11):1146-1153.
193. Barszczewska-Rybarek IM. A guide through the dental dimethacrylate polymer network structural characterization and interpretation of physico-mechanical properties. *Materials*. 2019;12(24):4057.
194. Hes K, Leung S, Wei S. Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Australian dental journal*. 1999;44(1):1-11.
195. Moszner N, Fischer UK, Angermann J. New diluents for dental composites. *Macromolecular Materials and Engineering*. 2016;301(6):750-759.
196. Barcellos DC, Palazon M, Pucci CR, et al. Effects of self-etching adhesive systems used in the dental modelling technique on the cohesive strength of composite resin. *The Journal of Adhesion*. 2011;87(2):154-161.

197. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*. 2006;22(3):211-222.
198. Lopes MB, Moraes RR, Gonini-Junior A, et al. Impact of curing protocol on the selected properties of a model bis-GMA/TEGDMA dental resin composite. *Biomedical Materials*. 2009;4(2):025014.
199. Elshazly TM, Bourauel C, Aboushelib MN, et al. The polymerization efficiency of a bulk-fill composite based on matrix-modification technology. *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2020;45(3).
200. Aydin N, Karaoğluoğlu S, Ersöz B. Effect of Modeling Liquid Use on Color and Whiteness Index Change of Composite Resins. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2022;25(Supplement):119-123.
201. Reichl F-X, Seiss M, Marquardt W, et al. Toxicity potentiation by H₂O₂ with components of dental restorative materials on human oral cells. *Archives of toxicology*. 2008;82:21-28.
202. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, et al. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*. 1998;41(3):474-480.

