



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MODELASYON LİKİTLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERDEN
MONOMER SALINIMLARINA ETKİLERİ**

UZMANLIK TEZİ

Dorukcan YILDIRIM

Birinci Danışman: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

İkinci Danışman: Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

Tokat- 2024



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**MODELASYON LİKİTLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERDEN
MONOMER SALINIMLARINA ETKİLERİ**

UZMANLIK TEZİ

Dorukcan YILDIRIM

Birinci Danışman: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

İkinci Danışman: Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI

Tokat- 2024

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(23/05/2024)

Tezi Hazırlayan Öğrenci

Dorukcan YILDIRIM

İmza

.....

JÜRİ KABUL VE ONAYI

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

ADI SOYADI: Dorukcan YILDIRIM

TEZ SAVUNMA TARİHİ: 23/05/2024

TEZ KONUSU: Modelasyon Likitlerinin Kompozit Rezinlerden Monomer Salınımlarına Etkileri

Jüri Üyeleri (Ünvanı, Adı Soyadı)

İmzası

Başkan: Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN

.....

Üye: Doç. Dr. Serdar BAĞLAR

.....

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA

.....

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun

29/04/2024 tarih ve 09.03 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Dekan : Prof. Dr. Hatice BALCI YÜCE

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ilk günden son güne kadar desteğini her zaman hissettiren, mesleki ve akademik gelişimim için bilgi ve deneyimlerini her zaman paylaşan, tecrübesiyle bana yol gösteren değerli hocalarım ve danışmanlarım sayın Doç. Dr. Hüseyin HATIRLI ve Doç. Dr. Emine ŞİRİN KARAARSLAN’a,

Bu süreçte bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren sayın hocam Dr. Öğr. Üyesi Gülşah TONGA’ya

Çalışmanın test aşamalarının tamamlanabilmesindeki kıymetli katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Tarık BALKAN’a

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalıştığım ve destekleri ile her zaman yanımda olan tüm arkadaşlarıma

Hayatımın her anında destek olan, bu günlere gelmemi sağlayan sevgili annem Rasime YILDIRIM’a, babam Davut YILDIRIM’a ve biricik kardeşim Damla YILDIRIM’a

Hayatımın her anında yanımda olduğu gibi bu süreçte de yanımda olan, zorlandığım her anımda desteğini esirgemeyen, sıkıntımı paylaşan ve bana her zaman inanan sevgili eşim Saadet Sultan YILDIRIM’ a teşekkür ederim.

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2023/47 proje numarası ile desteklenmiştir.



ÖZET

MODELASYON LİKİTLERİNİN KOMPOZİT REZİNLERDEN MONOMER SALINIMLARINA ETKİLERİ

Amaç: Restoratif tedavilerde sıklıkla tercih edilen kompozitlerin manipülasyonunu kolaylaştırmak için kullanılan modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerin yapısına olan etkisi konusunda net bir fikir birliği yoktur. Bu çalışmanın amacı farklı model likitlerinin kompozitlerin monomer salınımlarına olan etkisinin değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada iki farklı kompozit rezine (Estelite Sigma Quick, Tokuyama Dental ; Harmonize, Kerr Dental) üç farklı modelasyon likidi (Composite Wetting Resin, Ultradent ; Modeling Resin, Bisco ; Modeling Liquid, Gc) uygulanarak 2x8 mm boyutunda 80 adet örnek (n=10) hazırlanmıştır. Kompozit rezinler 0,5 mm tabakalar halinde teflon kalıplara yerleştirilmiştir ve modelasyon likitleri her tabakadan sonra olmak üzere toplam 4 kez fırça yardımıyla uygulanarak hazırlanmıştır. Kontrol grubu, modelasyon ajanı kullanılmadan kompozitlerin firma önerilerine uygun olarak hazırlanmıştır. Örneklerin polisajları çok aşamalı disk sistemi (Sof-Lex; 3M™ ESPE™, St. Paul, ABD) kullanılarak yapılmış ardından %75 etanolde 37°C sıcaklıkta ölçüm gününe kadar saklanmıştır.

Bu çalışmada Shimadzu 8045 LC-MS/MS kullanılarak örneklerden salınan monomerler (üretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), 2-Hidroksietil metakrilat (HEMA) tespit edilmiştir. Örnekler %75 etanol su karışımında bekletilmiştir. İlk 24 saat, 7. Gün ve 30 günlerde ölçümler tekrarlanmıştır.

Verilerin istatistiksel analizleri SPSS v.19 paket programı (SPSS Inc, IBM Corp, IL, ABD) kullanılarak yapılacaktır. Analizlerde üç-yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ve post-hoc Tukey HSD testleri kullanılması planlanmaktadır ($p<0,05$).

Bulgular: Modelasyon likit uygulanması her iki kompozit rezin için de BisGMA salınımını anlamlı ölçüde düşürmüştür ($p<0,05$). Sigma gruplarında TEGDMA salınımını anlamlı ölçüde düşürürken ($p<0,05$) Harmonize gruplarında farklılık izlenmemiştir. Modelasyon likit uygulanması toplam HEMA ve UDMA salınımlarını arttırdığı görülmüştür ($p<0,05$). Sigma-kontrol grubunda TEGDMA salınımı Harmonize-kontrol grubundan yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Sonuç: Kompozit rezinlerin organik matriks yapısı ve uygulama prosedürü artık monomer salınımını önemli ölçüde etkilemektedir. Modelasyon likidi kullanılması monomer salınımı üzerinde likidin içeriğine göre farklılıklar göstermiştir.

ABSTRACT

EFFECTS OF MODELLING LIQUIDS ON MONOMER RELEASE FROM COMPOSITE RESINS

Objective: There is no clear consensus on the effect of modelling liquids used to facilitate the manipulation of composites, which are frequently preferred in restorative treatments, on the structure of composite resins. The aim of this study was to evaluate the effect of different modelling liquids on the monomer release of composites.

Materials and Methods: In this study, 80 samples (n=10) of 2x8 mm were prepared by applying three different modelling liquids (Composite Wetting Resin, Ultradent; Modeling Resin, Bisco; Modeling Liquid, Gc) to two different composite resins (Estelite Sigma Quick, Tokuyama Dental; Harmonize, Kerr Dental). The composite resins were placed in Teflon moulds in 0.5 mm layers and the modelling liquids were prepared by using a brush for a total of 4 layers. The control group was prepared in accordance with the company recommendations of the composites without the use of modelling agent. The samples were polished using a multi-stage disc system (Sof-Lex; 3M™ ESPE™, St. Paul, USA) and stored in 75% ethanol at 37°C until the measurement day.

The monomers released from the samples (urethane dimethacrylate (UDMA), bisphenol A-glycidyl methacrylate (Bis-GMA) and triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA), 2-Hydroxyethyl methacrylate (HEMA)) were determined using Shimadzu 8045 LC-MS/MS. Samples were kept in 75% ethanol water mixture. Measurements were repeated in the first 24 hours, 7th day and 30 days.

Statistical analyses of the data were performed using SPSS v.19 package programme (SPSS Inc, IBM Corp, IL, USA). Repeated measures Analysis of Variance (ANOVA) and post-hoc Tukey HSD tests are planned to be used in the analyses ($p<0.05$).

Results: Application of modelling liquid significantly reduced BisGMA release for both composite resins ($p<0.05$). While TEGDMA release was significantly decreased in Sigma groups ($p<0.05$), no difference was observed in Harmonised groups. Modelling liquid

application increased total HEMA and UDMA release ($p<0.05$). TEGDMA release in Sigma-control group was higher than Harmonise-control group ($p<0.05$).

Conclusion: The organic matrix structure and application procedure of composite resins significantly affect the residual monomer release. The use of modelling liquid showed differences on monomer release according to the content of the liquid.



İÇİNDEKİLER

JÜRİ KABUL VE ONAYI.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	v
ABSTRACT.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLolar LİSTESİ	xii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiv
SİMGELER ve KISALTMALAR.....	xv
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	5
2.1 KOMPOZİT REZİNLER.....	5
2.1.1 Organik Matriks.....	6
2.1.1.1 Monomer Sistemi.....	6
2.1.1.2 Polimerizasyon Başlatıcı ve Hızlandırıcı Sistem.....	10
2.1.1.3 İnhibitör Sistem.....	11
2.1.1.4 Pigmentler ve Diğer Komponentler	11
2.1.2 İnorganik Doldurucular	11
2.1.3 Ara Bağlayıcılar (Silan Ajan-Bağlayıcı Faz)	12
2.2 KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRILMASI.....	13
2.2.1 İnorganik Doldurucuların Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması	13
2.2.1.1 Makrofil Kompozit Resinler.....	13
2.2.1.2 Mikrofil Kompozit Resinler	14
2.2.1.3 Hibrit Kompozit Resinler	14
2.2.1.4 Mikrohibrit Kompozit Resinler	15
2.2.1.5 Nanofil ve Nano hibrit Kompozit Resinler.....	15
2.2.2 Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması	15
2.2.2.1 Kondanse Edilebilir Kompozitler	15
2.2.2.2 Akışkan Kompozitler	16

2.2.3 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemine Göre Sınıflandırılması	16
2.3 KOMPOZİT REZİNLERİN POLİMERİZASYON MEKANİZMALARI	17
2.3.1 Polimerizasyon Reaksiyonunun Aşamaları	18
2.3.2 Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları	19
2.3.2.1 Kuartz Tungsten Halojenler (QTH)	20
2.3.2.2 Light Emitting Diode (LED).....	20
2.3.2.3 Plazma Ark (PAC)	21
2.3.2.4 Lazerler	22
2.3.3 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunu Etkileyen Faktörler.....	23
2.4 KOMPOZİT REZİNLERİN UYGULAMA YÖNTEMLERİ	24
2.4.1 Modelasyon Likitleri ve Uygulama Yöntemleri.....	24
2.5 KOMPOZİT REZİNLERDEN MONOMER SALINIMLARI.....	26
2.5.1 Monomer Salınımını Etkileyen Faktörler.....	27
2.5.2 Monomer Salınımının Zamansal İncelenmesi.....	29
2.5.3 Ekstraksiyon Ortamının Monomer Salınımına Etkisi	30
2.5.4 Monomer Salınımının Rezin Materyallere Etkileri	32
2.5.5 Monomer Salınımının Biyolojik Etkileri.....	33
2.5.5.1 BisGMA'nın Biyolojik Etkileri	34
2.5.5.2 TEGDMA'nın Biyolojik Etkileri.....	35
2.5.5.3 UDMA'nın Biyolojik Etkileri.....	36
2.5.5.4 HEMA'nın Biyolojik Etkileri	37
2.5.6 Monomer Salınım Analiz Yöntemleri	37
2.5.6.1 LC-MS Analizinin Çalışma Prensipleri	39
3. MATERYAL VE METOT.....	41
3.1 ÇALIŞMADA KULLANILAN KOMPOZİT REZİNLER	41
3.2 MODELASYON LİKİTLERİ ve FIRÇASI	43
3.3 IŞIK KAYNAĞI	47
3.4 TEFLON KALİPLER.....	47
3.5 GRUPLARIN BELİRLENMESİ.....	48
3.6 ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI.....	49
3.7 EKSTRAKSİYON SOLÜSYONLARININ HAZIRLANMASI.....	51
3.8 LC-MS/MS CİHAZININ KALİBRASYONU VE HAZIRLANMASI.....	54
3.9 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME	59
4. BULGULAR.....	60

4.1 Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre BİSGMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi.....	60
4.2 Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre TEGDMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi.....	63
4.3 Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre UDMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi.....	67
4.4 Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre HEMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi.....	70
5.TARTIŞMA.....	74
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	91
7. KAYNAKÇA.....	92



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2 1 Kompozit rezinlerin fonksiyonel monomer sistemi	9
Tablo 2.2: Kompozit rezinler için kullanılan 3 farklı sınıflandırma sistemi.	13
Tablo 2.3: Diş hekimliğinde kullanılan güncel modelasyon likitleri.	26
Tablo 3.1: Çalışmada yer alan kompozit rezinlerin teknik detayları.....	41
Tablo 3.2: Çalışmada yer alan kompozit rezinlerin kullanım talimatları.	42
Tablo 3.3: Çalışmada yer alan modelasyon likitlerinin kimyasal içeriği.	43
Tablo 3.4: Çalışmada yer alan modelasyon likitlerinin kullanım talimatları.	43
Tablo 3.5: Çalışmada kullanılan ışık kaynağının teknik özelliği	47
Tablo 3. 6: Çalışma gruplarının şematize edilmiş hali.	51
Tablo 3. 7: LC-MS/MS analizinde kullanılan cihazın şartları	55
Tablo 3.8: Ekstraksiyon solüsyonlarının analizinde kullanılan saf monomerlerin özellikleri. ..	56
Tablo 3. 9: TEGDMA'ya ait Lineer Kalibrasyon Grafiği.....	57
Tablo 3. 10: BisGMA 'ya Ait Lineer Kalibrasyon Grafiği	58
Tablo 3. 11: UDMA'ya Ait Lineer Kalibrasyon Grafiği.....	58
Tablo 3. 12: HEMA'ya Ait Lineer Kalibrasyon Grafiği	59
Tablo 4. 1: Tüm zaman periyotlarında salınan toplam BisGMA monomer miktarı	60
Tablo 4. 2: Ölçüm zamanlarına göre BisGMA salınım değerleri verilmiştir	61
Tablo 4. 3: Estelite Sigma Quick kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan BisGMA miktarının dağılımı.	62

Tablo 4. 4: Harmonize kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan BisGMA miktarının dağılımı.....	62
Tablo 4. 5: Tüm zaman periyotlarında salınan toplam TEGDMA monomer miktarı.....	64
Tablo 4. 6: Ölçüm zamanlarına göre TEGDMA salınım değerleri verilmiştir	64
Tablo 4.7: Estelite Sigma Quick kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan TEGDMA miktarının dağılımı.....	65
Tablo 4.8: Harmonize kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan TEGDMA miktarının dağılımı.....	65
Tablo 4. 9: Tüm zaman periyotlarında salınan toplam UDMA monomer miktarı.....	67
Tablo 4. 10: Ölçüm zamanlarına göre UDMA salınım değerleri verilmiştir.	68
Tablo 4. 11: Estelite Sigma Quick kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan UDMA miktarının dağılımı.....	68
Tablo 4. 12: Harmonize kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan UDMA miktarının dağılımı.....	69
Tablo 4. 13: Tüm zaman periyotlarında salınan toplam HEMA monomer miktarı.	70
Tablo 4. 14: Ölçüm zamanlarına göre HEMA salınım değerleri verilmiştir.	71
Tablo 4. 15: Estelite Sigma Quick kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan HEMA miktarının dağılımı.	71
Tablo 4. 16: Harmonize kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan HEMA miktarının dağılımı.....	72

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: BisGMA' nın kimyasal yapısı	7
Şekil 2.2: UDMA'nın kimyasal yapısı.....	8
Şekil 2.3: TEGDMA'nın kimyasal yapısı	8
Şekil 2.4: HEMA' nın kimyasal yapısı.....	9
Şekil 3.5: Estelite Sigma Quick (Tokuyam Dental, Tokyo, Japonya) kompozit rezin materyali.	42
Şekil 3. 6: Harmonize (Kerr Dental, Orange, CA, USA) kompozit rezin materyali.	43
Şekil 3. 7: Composite Wetting Resin (Ultradent Products; South Jordan ut, USA) kompozit modelasyon likidi.....	45
Şekil 3. 8: Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) kompozit modelasyon likidi.	45
Şekil 3. 9: Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japonya) kompozit modelasyon likidi. 46	
Şekil 3. 10: Gradia Düz Fırça Gc Dental.....	46
Şekil 3. 11: VALO Cordless marka LED ışık kaynağı.....	47
Şekil 3. 12: Kompozit örneklerin hazırlandığı teflon kalıplar.	48
Şekil 3.13: Kompozit tabakalarının ve modelasyon sıvılarının uygulama şeması.	49
Şekil 3.14: Sof-Lex cila diskleri (3M™ ESPE™, St. Paul, ABD).....	50
Şekil 3. 15: Kompozit örneklerin bekletildiği amber renkli cam viyaller	51
Şekil 3. 16: Örneklerin bekletildiği Etüv Cihazı (EN 055, Nüve, Ankara, Türkiye.....	52
Şekil 3.17: Chromafil Xtra marka şırınga filtresi	53
Şekil 3.18: LC-MS/MS cihazına yerleştirilen, ölçümün yapılacağı 2ml cam viyaller.	53
Şekil 3.19: Shimadzu LC-MS/MS cihazı.....	54
Şekil 3.20: LC-MS/MS cihazına yerleştirilmiş C18 Ters Faz Kolonu.	54
Şekil 3.21: Seyreltme ve stok çözelti hazırlamada kullanılan mikropipetler.....	56

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

DC : Dönüşüm Derecesi

dk : Dakika

DNA : Deoksiribo Nükleik Asit

g : Gram

g/mol : Gram/mol

H : Hidrojen

HPLC : Yüksek Basınçlı Sıvı Kromatografisi

ISO : Uluslararası Standartlar Teşkilatı J/cm² : Joule/Santimetrekare

LED : Light Emitting Diodes

MA : Metakrilik Asit vii

ml : Mililitre

ml/dk : Mililitre/Dakika

mm : Milimetre

mmol/L : Milimol/Litre

mW/cm² : Miliwatt/Santimetrekare

N : Azot

NH : Amin Grubu

NHCOO : Üretan Gubu

nm : Nanometre

O : Oksijen

OH : Hidroksil Grubu

Ormoser : 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

SS : Standart Sapma

T : Pik Asimetrisi

TEGDMA : Tri Etilen Glikol Dimetakrilat

UDMA : Üretan Dimetakrilat

UV : Ultraviyole

V : Hacim

µm : Mikrometre

1.GİRİŞ

Günümüzde estetik beklentilerin artmasıyla birlikte, direkt restorasyonlarda kompozit rezinler amalgamların yerini almıştır. Doğal diş rengiyle uyumu, minimal prosedürlerle kolay uygulanabilmesi, hızlı sertleşmesi ve diş dokularına güçlü bağlanabilmesi kompozit rezinlerin kullanımını arttırmaktadır (Sideridou & Achilias, 2005). Kompozit rezinler, inorganik doldurucular ile güçlendirilmiş organik matriks ve bu iki yapıyı birbirine bağlayan silan bağlayıcı ajanlardan oluşan içeriğe sahiptir (Ferracane, 1995). Organik matriks yapısında çoğunlukla yüksek moleküler ağırlığa sahip bisfenol-A-glisidil-metakrilat (BisGMA) ve üretan dimeakrilat (UDMA) bulunurken, bunları seyreltmek için trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve türevi monomerler eklenmiştir (Polydorou et al., 2007). Ayrıca kompozit rezin matriks yapısında polimerizasyon reaksiyonlarında görev alan başlatıcılar, inhibitörler ve fotostabilizatörler yer almaktadır (Polydorou et al., 2007).

Kompozit rezinler üretildiği ilk yıllarda sadece ön bölge restorasyonlarında tercih edilmiş olsalar da zamanla organik matriks yapısındaki monomerlerin geliştirilmesiyle ve farklı boyutlarda doldurucuların eklenmesiyle birlikte materyallerin hem estetik hem de fiziksel özellikleri geliştirilerek direk restoratif tedavilerin tümünde kullanılabilir hale gelmiştir. Ancak amalgama oranla uygulamanın daha fazla teknik hassasiyet gerektirmesi, daha zayıf aşınma direnci, polimerizasyon büzülmesi, artık monomer salınımı gibi dezavantajları bulunmaktadır. Kompozit rezinlerin doldurucu oranları artırılarak ve farklı tipte cam doldurucular eklenerek aşınma direnci güçlendirilmiş, uygulama sırasında tabakalama tekniği kullanılarak ve polimerizasyon cihazları geliştirilerek hem kompozitlerin dönüşüm derecesi iyileştirilmiş hem de polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılmıştır.

Kompozit rezinler günümüzde çoğunlukla bir foto başlatıcı (Kamforokinon (CQ), Lucirin, TPO) yardımıyla polimerizasyon reaksiyonuna başlar ve polimer zincirine monomerler eklenerek devam eder. Teorikte polimerizasyon reaksiyonu son monomer

zincire eklenene kadar devam eder ancak pratikte bu mümkün olamamaktadır. Çalışmalarda, ancak %35 ile %75 oranında monomerin polimere dönüştüğü görülmüştür (Chung & Greener, 1988; Eliades et al., 1987; Ruyter & Oysaed, 1987). Polimerizasyon zincirinin dışında kalan artık monomerler sıvı ortamda rezin materyallerin yapısından ayrılabilir. Monomer salınımı geçmişte sadece dönüşüm derecesi ve artık monomer miktarıyla ilişkilendirilirken günümüzde birçok faktör ile ilişkili olduğu görülmüştür. Ferracane (Ferracane, 1994), monomer salınımının, polimerizasyon derecesi ve polimer dönüşümüne, materyalin bulunduğu solventin kimyasal yapısına ve monomerlerin boyutu ile kimyasal yapısıyla ilgili olduğunu belirtmiştir. Tüm bunlara ek olarak polimer zincirinin yapısı ve doldurucu oranının da monomer salınımı üzerine etkisi olduğu görülmüştür.

Kompozit rezinlerden monomer salınımının canlı dokulara ve materyal yapısına olumsuz etkileri olabilir. Canlı dokularda alerjik reaksiyonlara, astıma ve kontakt dermatite neden olabileceği ayrıca ağız mukozasına ve periodontal dokularda reaksiyonlar oluşturabileceği bildirilmiştir (Drucker & Pratt, 2011; Lindstrom et al., 2002). Bunlara ek olarak rezin materyal yapısından ayrılan monomerin materyallerin su emilimini arttırdığı ve uzun dönemde kimyasal yapısını değiştirerek mekanik özellikleri zayıflatabileceği belirtilmiştir (Patel et al., 2017).

Monomer salınımında birçok faktör etkili olmasına rağmen dönüşüm derecesinin oldukça önemli bir etkisi bulunmaktadır. Kompozit rezinlerin uygulanması sırasındaki tabakaların kalınlığı ve ışık gücü dönüşüm derecesini direkt olarak etkilemektedir. Üreticiler ideal polimerizasyon derinliği sağlanabilmesi için kompozit rezinlerin en fazla 2 mm tabakalar halinde yerleştirilip güçlü bir polimerizasyon cihazı kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu şekilde uygulanan kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin azaldığı ve ışığın materyalin her katmanına eşit şekilde ulaşmasıyla birlikte monomerden polimere dönüşümünün arttığı görülmüştür.

Kompozit rezinlerin tabakalar halinde uygulanması tüm araştırmacılar tarafından kabul görmüş bir yöntemdir. Güncel gelişmeler ile daha yüksek polimerizasyon derinliğine sahip bulk-fill kompozitler üretilmiş olsalar da özellikle ön bölgede yapılan estetik restorasyonlarda doğal dişlerin farklı bölgelerindeki renkleri taklit edilebilmesi

için tabakalama yöntemi kullanılmaya devam etmektedir. Kompozit rezinlerin tabakalar halinde yerleştirilmesinin avantajları bulunmasına rağmen işlem süresinin uzaması, kontaminasyon riskinin artması, tabakalar arasında hava kabarcığı kalması ve bağlantı problemleri gibi dezavantajları mevcuttur.

Kompozit rezinlerin tabakalı yerleştirilmesinde hava boşluğu kalmasının engellenmesi, manipülasyonun kolaylaştırılabilmesi ve pürüzsüz yüzeyler oluşturulabilmesi için modelasyon likitlerinin kullanımı önerilmiştir (Muenchow et al., 2016). Geçmişte modelasyon likitlerinin yerine alkol, adeziv ve primer kullanılmış olsa da bunların kompozitlerin kimyasal yapısının bozulmasına neden olduğu görülmüştür (Perdigao et al., 2021; Sneed & Draughn, 1980). Modelasyon likitleri içerik olarak kompozit rezinler ile büyük ölçüde benzer niteliktedir ve bu sayede kompozit rezinlerin yapısını bozmayacağı belirtilmiştir (Bayraktar et al., 2021). Bu doğrultuda modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerin mikro sertliği, renklenmesi, yüzey pürüzlülüğü ve translüsentliği üzerine etkileri konusunda araştırmalar yapılmıştır ancak modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerin monomer salınımına etkisini değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır (Paolone et al., 2022).

Kompozit rezinlerden monomer salınımı 2 farklı prensip ile kantitatif ya da kalitatif olarak değerlendirilebilmektedir. Literatür taramasında daha önceki çalışmalarda sıklıkla kantitatif bir yöntem olan “Yüksek Performanslı Likit Kromatografisi” (HPLC)’nin kullanıldığı görülmüştür (Bagis & Rueggeberg, 2000; Munksgaard et al., 2000; Noda et al., 1999; Pelka et al., 1999; Sideridou et al., 2002; Viljanen et al., 2006). Bu yöntemde araştırılması planlanan monomerlerin saf halleri ölçüm yapan cihazlara tanıtılarak salınımına uğrayan monomerler ile eşleştirilir. HPLC tekniğinde kullanılan analiz yöntemleri, artık monomerlerin belirlenmesi için oluşturulan ortam koşullarına bağlı olarak farklı çalışmalar arasında değişiklik gösterebilir. Bu nedenle, daha önce pek çok araştırmada kullanmış olsa da bu yöntemin tek başına uygun olmadığı belirtilmiştir (Geurtsen, 1998).

HPLC'nin kütle spektrometresi (LC-MS veya LC-MS/MS) ile kullanılması kompozit rezinlerden salınan monomerlerin oldukça spesifik ve doğru bir şekilde tespit edilmesini sağlar (Geurtsen, 1998; Jaffer et al., 2002; Pongprueksa et al., 2015). Bu

yöntem, referans olarak kullanılan bileşiklere eklenebilecek maddeleri tanımlayabilen çok hassas bir yöntemdir. Analiz için hazırlanan referans standartların ve numunelerin kütle taraması, yan ürünler, bozunma ürünleri veya salınımına uğrayan maddelerin olası reaksiyonları hakkında önemli bilgiler vermektedir.

Monomer salınımı zaman ile doğrusal ilerleyen bir süreç değildir. Geçmişte yapılan çalışmalar bu sürecin ilk 24 saatte en üst seviyelere çıktığını ve sonra giderek azaldığını göstermektedir (Ferracane & Condon, 1990). Bazı araştırmalarda ise en yüksek monomer salınımının polimerizasyondan sonraki ilk haftada gerçekleştiği gözlemlenmiştir (Pongprueksa et al., 2015; Tanaka et al., 1991), diğer araştırmalarda ise monomer salınımının 30 güne kadar devam edebileceği (Manojlovic et al., 2011; O. Polydorou, M. Hammad, et al., 2009; Polydorou et al., 2012; Tabatabaei et al., 2013) hatta bu sürecin 1 yıl sürebileceği gösterilmiştir (O. Polydorou, A. Konig, et al., 2009).

Bu çalışmanın amacı modelasyon likidi kullanımının 2 farklı kompozit rezinin monomer salınımına etkisini LC-MS/MS yöntemi ile incelemektir. Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri; ‘1) kullanılan kompozit rezin içeriğinin artık monomer miktarına etkisi yoktur ve 2) modelasyon likidi içeriğinin artık monomer salınımına etkisi yoktur.’ olarak hazırlanmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

Restoratif diş hekimliği, bütünlüğünü kaybetmiş dişlere doğal görünüm ve fonksiyonun tekrar kazandırılması için yapısal bütünlüğünü temin eden biyouyumlu ve uzun ömürlü restorasyonların yapılmasını amaçlar. Restoratif materyaller yapılacak olan restorasyonun büyüklüğüne, karşılayacağı kuvvetlere ve estetik beklentilere göre farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir.

Günümüzde en çok kullanılan direkt restorasyon materyalleri; kompozit rezinler, amalgam, cam iyonomer ve kompomerlerdir. Son zamanlarda minimal aşındırma prensiplerinin ön plana çıkması ve yeni nesil materyallerin üretilmesiyle birlikte direkt restorasyonların estetik başarıları giderek artmaktadır (Craig, 1980) .

2.1 KOMPOZİT REZİNLER

Kompozit rezinler güncel restoratif diş hekimliğinde hem anterior hem de posterior bölgedeki direk restorasyonlarda en fazla tercih edilen materyaldir. Amalgam restorasyonun diş renginde olmaması nedeniyle silikat simanlar, akrilik rezinler ve kompozit rezinler alternatif olarak üretilmiştir. 1962 senesinde Rafeel Bowen tarafından geliştirilen ilk kompozit rezinler organik matriks yapısı olan BisGMA belirli oranlarda eklenen inorganik doldurucular ve bu yapıları birbirine bağlayan ara bağlayıcıdan oluşmaktadır (Hervas-Garcia et al., 2006; Heymann et al., 2012; Turgut et al., 2004). Resin kompozitler farklı grupların bir arada belirli oranlarda karışımıdır.

Güncel kompozit rezinlerde bunlara ek olarak farklı oranlarda fotobaşlatıcı sistemler (kamforokinon), polimerizasyon inhibitör sistemleri (2,4,6-tertiyer bütıl fenol, BHT) ve fotostabilizatörler (benzofenon) gibi bileşenler bulunmaktadır (Lempel et al., 2016; Polydorou et al., 2007). Resin kompozitlerin organik monomer yapısı günümüze kadar değişimler gösterse de yetersiz polimerizasyon ile birlikte görülen artık monomer salınımları günümüzde hala devam etmektedir (Hervas-Garcia et al., 2006).

Kompozit rezinler 3 temel yapıdan oluşmaktadır;

I-Organik Matriks (Organik Polimer Matriks-Organik Faz-Reçine Matriks)

II-İnorganik Yapı (İnorganik Doldurucular-İnorganik Faz)

III-Ara bağlayıcılar (Silan Ajan-Bağlayıcı Faz)

2.1.1 Organik Matriks

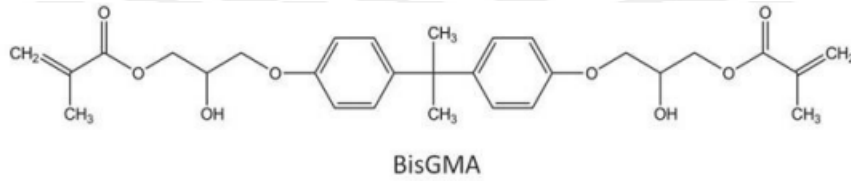
Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinlerin organik matriksinin temel yapısı, monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, hızlandırıcı sistem, stabilizatör veya inhibitör sistem, UV dalga boylarını absorbe eden sistemlerden oluşmaktadır (Hervas-Garcia et al., 2006).

2.1.1.1 Monomer Sistemi

Kompozit rezinlerin matriksini oluşturan ve polimerizasyon reaksiyonlarında görev alan moleküllere monomer denir. Monomerler içeriğindeki karbon-karbon çift bağları ($C=C$) ‘‘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. Bu grup veya atomlar sayesinde kompozitlerin rezin matriksleri farklılaşır ve polimerizasyonu takiben kompozitlerin kimyasal ve fiziksel özellikleri şekillenir (Dayangaç, 2000).

Kompozit rezinlerin yapısında bulunan başlıca monomerler; bisfenol A glisidil dimetakrilat (BisGMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), üretan dimetakrilat (UDMA) gibi çapraz bağlayıcı dimetakrilat monomerleri ve 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi monomerlerdir (Peutzfeldt, 1997). Monomerlerin bileşimdeki oranları kompozit rezinlerin viskozitesi ile polimerizasyon sırasındaki büzülmesini ve bunun sonucunda kompozit rezinin mekanik özellikleri, su emilimi, monomer salınımı ve renk stabilitesini etkilemektedir (Moszner & Salz, 2001; Sideridou & Achilias, 2005).

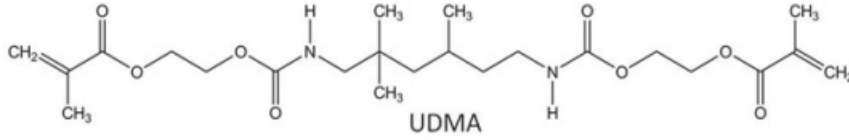
BisGMA 1960'lı yılların başında dental kompozit rezinlerin içeriğinde ilk kullanılmaya başlanmış monomerdur (Alshali et al., 2015b). Bisfenol A (BPA) ve glisidil metakrilatın reaksiyon ürünü olarak BisGMA üretilir ve organik yapı içerisinde en sık bulunan monomerdur (Garg & Garg, 2010). BisGMA moleküler ağırlığı (512.599 g/mol) yüksek olan bir monomerdur ve kompozit rezinin mikrosertliğini ve basma dayanımını artırırken su emilimini azaltır (Sakaguchi, 2012). BisGMA yapısı içerisinde güçlü hidrojen bağları bulunduğu için viskozitesi yüksektir ve fazla polimerizasyon büzülmesi gösterir (Chen, 2010; Davy et al., 1998). BisGMA molekülünün yüksek viskozitesi inorganik doldurucu eklenmesini güçleştirmekte ve -C=C- çift bağ dönüşüm derecesinin düşük değerler göstermesine neden olmaktadır (Moszner & Salz, 2001; SÖDERHOLM & Mariotti, 1999). Bu nedenle TEGDMA, metil metakrilat (MMA) veya UDMA gibi daha düşük viskoziteye sahip monomerler ile seyreltilmektedir (Hervas-Garcia et al., 2006).



Şekil 2.1: BisGMA' nın kimyasal yapısı

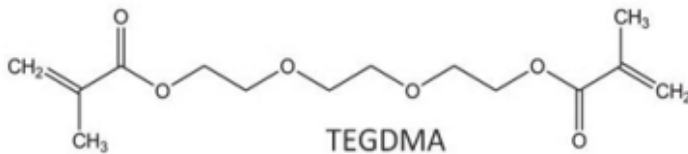
BisGMA monomerinin olumsuzluklarının giderilmesi amacıyla yüksek moleküler ağırlığa (470 g/mol) sahip UDMA monomeri kompozit rezinlerde kullanılmaya başlanmıştır. UDMA, HEMA ve 4,4- trimetilheksametilenediisosiyanatın (2.4.4-TMDI) reaksiyonu sonucunda ortaya çıkan üründür ve daha az hidrofilik monomer oluşturmak amacıyla BisGMA'nın ikincil hidroksil gruplarının izosiyanatlarla reaksiyonu ile sentezlenir (Gorgen & Guler, 2015). UDMA'nın moleküler ağırlığı BisGMA' ya yakındır fakat yapısında fenol halkaları bulundurmamaktadır (Alshali et al., 2015b). Bu sebeple UDMA monomeri BisGMA monomerine göre düşük viskoziteye, yüksek fleksibilitateye ve yüksek dönüşüm derecesine sahiptir (Floyd & Dickens, 2006; Frencken et al., 2007; Gajewski et al., 2012). UDMA, BisGMA 'ya kıyasla daha düşük su emilimi gösterir ve daha az artık monomer salar (Karanika-Kouma et al., 2001). Bu durum UDMA

yapısındaki ürean (—NHCOO—) grubunun, BisGMA'nın hidroksil grubuna göre daha düşük su afinitesine sahip olmasıyla açıklanmaktadır.



Şekil 2.2: UDMA'nın kimyasal yapısı

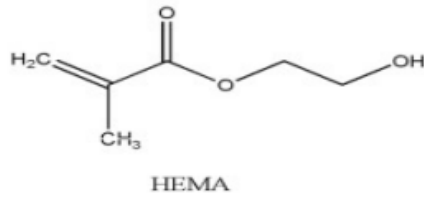
Bir diğer fonksiyonel monomer olan TEGDMA daha düşük moleküler ağırlığa sahip olduğu için kompozit rezinin manipülasyonunu kolaylaştırmak amacıyla sıklıkla yapıya eklenmektedir (Hatipoğlu). TEGDMA ile seyreltilen BisGMA ve UDMA moleküllerinin klinik uygulamaları kolaylaşır ve polimerizasyon sırasında yapının daha hareketli olması sağlanarak polimer dönüşümü arttırılmaktadır (Hatipoğlu). TEGDMA, materyalin viskozitesini düşürerek kompozit rezine daha fazla inorganik doldurucu yüklemesine imkân tanır. TEGDMA'nın kullanımındaki en büyük problem ise hem daha hareketli hem de daha düşük moleküler ağırlığa sahip olduğundan polimerizasyon sonrasında matriks yapısından hızla uzaklaşma eğiliminde olmasıdır (Hatipoğlu). Bununla birlikte, yapılan çalışmalar TEGDMA molekülü ile seyreltilmiş organik matriks yapısında daha fazla polimerizasyon büzülmesi ve su emiliminin olduğunu belirtmiştir (Garg & Garg, 2010; Janda et al., 2007; Lagocka et al., 2015).



Şekil 2.3: TEGDMA'nın kimyasal yapısı

HEMA hem adeziv sistemlerde hem kompozit rezinlerde kullanılan küçük yapıda bir monomerdir. HEMA monomeri, hidrofilik ve hidrofobik özellikte olup tıpkı TEGDMA molekülüne benzer. Çok fazla hidrofilik olduğu için suda, etanolde ve aseton

gibi ortamlarda diğer monomerlere oranla daha fazla çözünmektedir (Van Landuyt et al., 2007). Rezin sistemlerde HEMA kullanılması amacı, polimer yapının viskozitesini azaltmak ve rezinin nemli dokular ile olan bağlantısını arttırmaktır (Pashley et al., 1998; Schwengberg et al., 2005). Ancak polimerize edilmeden önce ve sonra arayüzde su çekebilme potansiyeline sahiptir (Burrow et al., 1999; Pashley et al., 1998). Rezin materyal yapının içinde yüksek miktarda HEMA varsa, polimer zincirlerin rijitliği bozulabilir (Tay & Pashley, 2001). HEMA, polimer matriksinde yüksek düzeylerde olduğu zaman materyalin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Pashley et al., 1998).



Şekil 2.4: HEMA' nın kimyasal yapısı

Tablo 2.1 Kompozit rezinlerin fonksiyonel monomer sistemi

Monomerin Adı	Moleküler Formülü	Yapısı	Moleküler Ağırlığı (gr./mol)	Viskozitesi (mPa*s)
BisGMA	C ₂₉ H ₃₆ O ₈	Bisfenol-A glisilmetakrilatı	512	500,000-800,000
UDMA	C ₂₃ H ₃₈ N ₂ O ₈	Üretan-dimetakrilat	470	5,000-10,000
TEGDMA	C ₁₄ H ₂₂ O ₆	Tri-etilen dimetakrilat	286	100
HEMA	C ₆ H ₁₀ O ₃	2-hidroksi-etil metakrilat	130.143	

2.1.1.2 Polimerizasyon Başlatıcı ve Hızlandırıcı Sistem

Polimerizasyon reaksiyonun başlayabilmesi için doymamış tek elektrona sahip serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Zayıf bağ içeren başlatıcıların ısı, kimyasal bileşikler veya ışık gibi aktivatörler ile parçalanmasıyla serbest radikaller oluşur (Bektaş et al., 2006). 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 (Anusavice et al., 2012).

Işık ile polimerize olan kompozit rezinlerin içeriğinde farklı miktarlarda CQ ve türevleri bulunmaktadır. Her foto-polimerizasyon başlatıcısının duyarlı olduğu farklı dalga boyu aralığı bulunmaktadır. Üreticiler tarafından sıklıkla kullanılan CQ, 360-510 nanometre (nm) aralığındaki dalga boylarında aktivasyon gösterebilmektedir ancak optimum aktivasyonu 465 nm dalga boyunda göstermektedir (Craig, 1980; Van Landuyt et al., 2007).

Işıkla polimerizasyonun başlatıcısı olarak CQ kullanılan rezin kompozitlerin sertleşme reaksiyonlarının hızlanması amacıyla alifatik aminler kullanılmaktadır (Gorgen & Guler, 2015). 465 nm dalga boyunda yüksek absorpsiyonu nedeniyle sarı bir kimyasal olan CQ, materyalin rengini önemli şekilde etkiler (Saraç et al.). CQ içeren kompozit rezinler polimerizasyondan önce sarı renk tonlarında görünmektedir, bu durum renk seçimlerinde klinisyenleri zorlamaktadır (Sakaguchi, 2012). CQ polimerizasyon esnasında rengini sarıdan renksiz hale gelene kadar değiştirir. Eğer polimerizasyon yeterli sürede ve güçte değilse sarı rengin bir kısmı geride kalır (Sakaguchi, 2012; Saraç et al.).

Kamforokinona alternatif olarak öncelikle 1-fenil-1.2 propanedion (PPD) üretilmiştir ve PPD'nin CQ ile sinerjik etki oluşturabileceği savunulmuştur (Park et al., 1999). CQ'na göre PPD daha yüksek spektrumda absorpsiyon gösterir ve ideal aktivasyonunu dalga boyu 400 nm olan ışık cihazında göstermiştir (Sun & Chae, 2000). Yapılan bazı çalışmalarda PPD'nin kullanılan ışık cihazına göre performansları incelenmiş, LED ve QTH ışık cihazlarında benzer sonuçlar sergilemiştir (Neumann et al., 2005).

CQ alternatifi olarak üretilen bir diğer foto başlatıcı ise Lucirin 'dir. En önemli avantajı CQ'nun kompozit rezin üzerindeki renklendirici etkisini elimine etmesidir. Fakat LED ışık cihazlarının kullanımının artması ve Lucirin 'in bu cihazlar ile yeterli aktivasyon gösterememesi kullanımının azalmasına sebep olmuştur (Van Landuyt et al., 2007).

2.1.1.3 İnhibitör Sistem

Kompozit rezinlerin ısı, ışık ve kimyasal etkenlerden dolayı erken dönemde kendi kendine polimerizasyonunu engellemek ve kullanım ömrünü uzatabilmek için organik matriks yapısında bulunan fenol bileşikleridir (Sherwood, 2010). Fenol türevi olan bu inhibitör sistem serbest radikallere yüksek bağlanma gücü ile monomerlerin istenmeyen polimerizasyonu ile oluşabilen serbest radikallerin etkisini engeller (Garg & Garg, 2010). Genellikle inhibitör sistem olarak kullanılan fenol türevi bileşik 2.4.6- tersiyer bütıl fenol (BHT)'dür (Sherwood, 2010).

2.1.1.4 Pigmentler ve Diğer Komponentler

Kompozit rezinlerin diğer restorasyon materyallerine göre en büyük avantajı estetik bir görünüm ve doğal dişlerle renk uyumu sağlayabilmesi için renk seçenekleri bulunmasıdır. Farklı renklerin oluşturulabilmesi için kompozit rezinlerin organik matriks yapısı renk pigmentleri içermektedir. Pigmentler doğal dişlerde mevcut olan sarı, beyaz, gri tonlarının elde edilmesini sağlarlar bu amaçla en çok tercih edilen pigment demir oksittir (Craig, 1980). Kompozit rezinlerin opasitesini arttırmak için üretici firmalar tarafından titanyum dioksit ve alüminyum oksit gibi pigmentler de organik matrikse eklenmiştir (Sherwood, 2010).

2.1.2 İnorganik Doldurucular

İnorganik doldurucular rezin kompozitlerin mekanik, optik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için rezin matriks içerisine ilave edilen farklı miktar ve şekildeki kuartz, silikat, stronsiyum, baryum, yitriyum, zirkonyum ve çinko gibi partiküllerden oluşmaktadır (Ilie & Hickel, 2011; Sakaguchi, 2012; Van Landuyt et al., 2007).

Doldurucu partiküllerin boyutları kompozit rezinlerin sınıflandırılmasında önemlidir ve genellikle 0,1-100 mikrometre (μm) boyutlarındadır. İlk geliştirilen kompozit rezinlerde inorganik doldurucu olarak kuartz kullanılmış ancak partikülün büyüklüğü organik matriks içinde bağlantı problemleri oluşturmuştur. Bu durum polisaj sırasında doldurucuların matriksten koparak ayrılmasına ve ideal bir polisaj yapılamamasına sebep olmuştur (Ferracane, 1995).

Doldurucu partikül olarak amorf silika parçacıklarının eklenmesiyle birlikte aşınma ve kopmaya dirençli daha pürüzsüz bitimler elde edilmeye başlanmıştır (Ferracane, 1995). Kompozit rezinin radyoopasitesini arttırmak için çinko, bor, baryum, zirkonyum, lityum, stronsiyum ve itriyum ilave edilmiştir (Sherwood, 2010). Günümüzde kompozit rezinlerin fiziksel yapısını güçlendirmek, ışık geçirgenliğini sağlamak ve polimerizasyon sırasında büzülmesini kontrol etmek için materyal hacminin büyük kısmını inorganik doldurucular oluşturur (Sakaguchi, 2012). Doldurucu partiküller günümüzde dental kompozitlerin hacim olarak %30- 70'ini, ağırlık olarak da %50-85'ini oluşturur.

2.1.3 Ara Bağlayıcılar (Silan Ajan-Bağlayıcı Faz)

Kompozit rezinin başarısında en önemli faktör inorganik doldurucu ile organik matriksin homojen bir yapı halinde bir arada bulunabilmesidir. Bu durum ancak bağlayıcı ajanların kullanılması ile sağlanabilmektedir (Sakaguchi, 2012). Kompozit rezinlerde üreticilerin sıklıkla kullandığı bağlayıcı ajan silandır. Silan, yapı olarak organik silisyum bileşiğidir ve diş hekimliğinde en sık γ metakriloksi propil trimetoksisilan (γ -MPS) kullanılmaktadır (Musanje & Ferracane, 2004).

Bağlayıcı ajan olarak kullandığımız silan inorganik doldurucular ile organik yapıdaki resin yapısının birbirinden kopmasını engelleyerek stresin tüm yapıya dağılmasını sağlamaktadır (Musanje & Ferracane, 2004). Silan inorganik yapıdaki doldurucuların yüzey enerjisini azaltarak yapı içerisine homojen dağılmasını sağlar ayrıca inorganik doldurucular ve polimer matriks yapısı arasında kimyasal bağ kurarak kompozit resin yapısını stabil ve dirençli hale getirir (Cramer et al., 2011).

2.2 KOMPOZİT REZİNLERİN SINIFLANDIRILMASI

Kompozit rezinler doldurucu partiküllerin boyutuna, partiküllerin miktarına, doldurucuların içeriğine, polimerizasyon tipine ve viskozitelerine göre farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır (Heymann et al., 2012; Van Landuyt et al., 2007). Kompozit rezinler için en sık kullanılan sınıflandırma şekli ise Lutz ve Phillips tarafından doldurucu partiküllerin büyüklüğüne göre yapılan sınıflandırma şeklidir (Lutz & Phillips, 1983).

Tablo 2.2: Kompozit rezinler için kullanılan 3 farklı sınıflandırma sistemi.

Sınıflandırma Şekli	Mikrofil	Mikro hibrit	Nanokompozit	Akışkan
Doldurucu Miktarı (% Hacim)	30-50	60-70	78	30-55
Partikül Büyüklüğü(μm)	10-10	0,1-10	0,01-0,1	0,001-0,01
Polimerizasyon Yöntemi	Oto/Işıklı	Oto/Işıklı	Işıklı	Işıklı

2.2.1 İnorganik Doldurucuların 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 (Burgess, Walker, & Davidson, 2002).

2.2.1.1 Makrofil Kompozit Resinler

Güncel kompozitlerin ataları 1960 yıllarındaki denemeler sonucunda ortaya çıkmıştır. Bu anlamda ilk üretilen kompozit rezinlerin inorganik doldurucularının partikül büyüklüğü 5-25 μm aralığında olmuştur ve makrofil kompozitler olarak

adlandırılmaktadır (Garg & Garg, 2010; Heymann et al., 2012). Makrofil kompozitlerin ağırlığının yaklaşık olarak %75-80'i inorganik dolduruculardan oluşmaktadır (Garg & Garg, 2010; Heymann et al., 2012). Kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutlarının fazla olması polisaj yapılabilirliği azaltmakta ve yüzey pürüzlülüğü artmaktadır. Makrofil kompozitler fiziksel olarak her ne kadar sert olsalar da yüzey pürüzlülüğünün fazla olması oklüzal temaslarda aşınmalarına, plak birikimine ve hızlı renklenmelere neden olmaktadır (Garg & Garg, 2010).

2.2.1.2 Mikrofil Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin geliştirilmesiyle 1980'li yılların başında doldurucu partikül boyutları 0.04 ile 0.1 μm aralığına düşürülmüş ve mikrofil kompozit rezinler piyasaya sunulmuştur. Mikrofil kompozit rezinlerde doldurucu partikül boyutlarının küçültülmesiyle polisaj yapılabilirliği artmıştır ve pürüzsüz yüzeyler elde edilmiştir. Ancak, mikrofil kompozit rezinlerin doldurucu oranı kompozitin ağırlığının %35-50'sini oluşturur ve doldurucu oranın az olması fiziksel dayanımı azaltmakta ve yüksek oklüzal kuvvetler karşısında özellikle marjinal kenarlarda kırılmalara sebep olmaktadır (Garg & Garg, 2010; Ünlü & AR, 2008). Mikrofil kompozitler doğru endikasyonlar ile halen ön diş restorasyonlarında ve kole bölgesindeki abfraksiyon vakalarında kullanıma uygundur (Garg & Garg, 2010).

2.2.1.3 Hibrit Kompozit Rezinler

Hibrit kelime anlamıyla farklı yapıların bir arada kullanılmasıdır. Hibrit kompozitler, geleneksel kompozitler ile mikrofil kompozitlerin birleştirilmesiyle geliştirilmiştir. Doldurucu içeriği, partikül boyutları 0,04-2,0 μm aralığında değişen cam ve silikadan oluşmaktadır. Bu sayede doldurucu oranı arttırılmıştır ve yaklaşık olarak %75-80'dir (Garg & Garg, 2010).

Hibrit kompozitler farklı renk seçeneklerine, ışık geçirgenliğine, opaklık derecelerine sahip olmasıyla, yüksek aşınma direncine, iyi bir şekilde polisaj yapılabilmesine olanak tanınmasıyla, doğal diş yapısına benzer ısıl genleşme göstermesiyle geleneksel kompozitlere göre avantaj sağlamaktadır. Ancak makrofil

kompozitler kadar stres bölgelerinde yüksek direnci ya da mikrofil kompozitler kadar da iyi polisaj yapılabilirliği yoktur (Garg & Garg, 2010).

2.2.1.4 Mikrohibrit Kompozit Resinler

Mikrohibrit kompozitler geleneksel hibrit kompozitlerden elde edilmiştir. Doldurucu partiküllerin boyutları 0,4-0,8 µm aralığında ve hacimsel oranı ise yaklaşık %56-66 aralığında değişmektedir. Mikrohibrit kompozitlere eklenen daha küçük partikül boyutlarına sahip doldurucular polisaj yapılabilirliğini arttırırken, daha büyük partikül boyutlarındaki doldurucular ise yüksek fiziksel özellikler kazandırmıştır (Garg & Garg, 2010).

2.2.1.5 Nanofil ve Nano hibrit Kompozit Resinler

Dental materyallerin üretiminde nano teknolojinin gelişimiyle birlikte mikrofil kompozitlere kıyasla çok daha küçük partikül boyutlarına sahip kompozitler üretilmiştir. Güncel nanofil kompozit resinlerin partikül boyutları 0,005-0,020 µm aralığına kadar düşürülmüştür (Sherwood, 2010). Nanofil kompozit resinlerin partikül boyutlarının küçülmesiyle ağırlık olarak daha yüksek oranlara çıkması mümkün hale gelmiş ve %90-95'lara kadar yükseltebilmiştir. Yüksek doldurucu oranına sahip nano kompozitlerin fiziksel özellikleri geliştirilmiş ve polimerizasyon büzülmesi azalmıştır (Chen, 2010). Nano doldurucuların kompozit resinlerin yapısına katılmasıyla daha yüksek ışık geçirgenliğine sahip materyaller elde edilmiştir (Sakaguchi, 2012). Mekanik olarak ideal özellik sergilemekte, yüksek cilalanma ve renk stabilitesine sahiptirler.

2.2.2 Kompozit Resinlerin Viskozitelerine Göre Sınıflandırılması

2.2.2.1 Kondanse Edilebilir Kompozitler

Kondanse edilebilir kompozitlerin viskozitesi yüksektir ve el aletleriyle kaviteye yerleştirilir. Yüksek doldurucu oranına sahip olan kondanse edilebilir kompozitler düşük polimerizasyon büzülmesi gösterir ve aşınmaya karşı direnci yüksektir (Garg & Garg, 2010). Doldurucu oranı yüksek bu kompozitler, geleneksel hibrit kompozitlere göre el

aletlerine daha az yapışkanlık gösterirler (Dayangaç, 2000; Leevailoj et al., 2001; Leinfelder et al., 1999). Bu kompozit rezinler özellikle yüksek stres alan arka grup dişlerin restorasyonunda tercih edilmektedir.

2.2.2.2 Akışkan Kompozitler

İlk üretilen akışkan kompozitler inorganik doldurucu oranı ağırlıkça %45-65 arasında değişen hibrit kompozitlerdir (Baroudi & Rodrigues, 2015). Akışkan kompozitler geleneksel kondanse edilebilir kompozitlere göre düşük viskozite değerlerine sahiptir. Akışkan kompozitler daha az doldurucu oranlarına sahiptir ve elastik modülü kondanse edilebilir kompozitlerden %20-30 daha düşüktür (Bayne et al., 1998; Cadenaro et al., 2009; Dafar et al., 2016). Akışkan kompozitlerin düşük viskoziteye sahip olması kavite duvarlarına olan adaptasyonunu arttırmaktadır (Sagsoz et al., 2016). Ancak düşük doldurucu oranından kaynaklanan yüksek polimerizasyon büzülmesi ve düşük aşınma direnci göstermesi en büyük dezavantajlarıdır (Dafar et al., 2016; Mitchell, 2019). Bu dezavantajlarından dolayı kole bölgesi restorasyonlarında ve fissür örtücü olarak daha sınırlı endikasyonlarda kullanılması uygun görülmektedir.

2.2.3 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Yöntemine Göre Sınıflandırılması

Kimyasal yolla polimerize olanlar: İlk üretilen kompozit rezinlerdir. Bu kompozitler pasta-pasta, pasta-likit, toz-likit formlarında bulunurlar ve karıştırılmasıyla birlikte polimerizasyon başlar (Dayangaç, 2000). Kompozit rezinde hava kabarcıkları kalması, yapısındaki aminin renklenmeye yatkınlığı ve polimerizasyonunu tamamlanmasının uzun olması nedeniyle klinik uygulamalarda başarısızlık riski bulunmaktadır (Anusavice et al., 2012; Dayangaç, 2000).

Görünür ışıkla polimerize olanlar: Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinlere alternatif olarak üretilmiştir. İlk üretildiği yıllarda polimerizasyonun başlayabilmesi için ultraviyole ışık ve başlatıcı olarak da benzoil-alkil-eter kullanılmıştır (Dayangaç, 2000). Günümüzde görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerde tersiyer amin gibi indirgeyici ajanlarla birlikte görünür ışığa duyarlı kamforokinon gibi

diketon türevi başlatıcılar bulunur. Işığın dalga boyları 425 ila 495 nm dalga boyundaki görünür mavi ışık diketon ve amin kompleksini aktive eder ve rezinin polimerizasyonu başlatılır (Rueggeberg et al., 2017). Bu tür kompozitlerin yeterli polimerizasyonu için ışık gününün 300 mW/cm² 'den fazla olması gerekir (Cekic-Nagas et al., 2012; Sakaguchi & Powers, 2011).

Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olanlar(dual-cure): Bu tür kompozit rezinlerde yavaş ilerleyen kimyasal polimerizasyona fotokimyasal polimerizasyon eşlik eder. Bu tür kompozit rezinler ışığın ulaşması güç polimerizasyondan şüphe duyulan derin kavitelerde, interproksimal alanlarda, post restorasyonlarında kullanılmaktadır (Altun, 2005).

2.3 KOMPOZİT REZİNLERİN POLİMERİZASYON MEKANİZMALARI

Monomer birimlerinden başlayarak polimer birimlerinin elde edilmesini sağlayan reaksiyonlara polimerizasyon reaksiyonları denir. Polimerler, moleküler ağırlığı yüksek, uzun zincirli kimyasal yapılardır (Çökeliler, 2010; Van Landuyt et al., 2007). Monomerler kimyasal yapı olarak fonksiyonel ve çapraz bağlayıcı monomer olarak iki gruba ayrılmaktadır. Fonksiyonel monomerler sadece bir adet bağ yapabilen gruba sahip iken, çapraz bağlayıcı monomerler iki adet bağ yapabilen gruba sahiptir. Fonksiyonel monomerlerin karakteristik özelliklerini fonksiyonel grupları vermektedir (Altunsoy et al., 2013; Saçak, 2002).

Polimerler farklı kimyasal formlara sahiptir. Bunlardan çizgisel (linear) ve dallanmış (branched) formdaki yapılarda atomlar arasında zayıf fiziksel bağ görülmektedir. Çapraz bağlantılı (cross-linked) polimer yapısında ise kuvvetli kovalent bağları bulunmaktadır. Araştırmacılar çapraz bağlantının miktarını arttırarak daha dayanıklı kompozit rezinler elde etmişlerdir (Altunsoy et al., 2013; O'Brien, 2002; Paul et al., 1999).

Kimya biliminde polimerizasyon serbest radikal polimerizasyonu, iyonik ve kondenzasyon (basamaklı) olarak üç farklı yolla olmaktadır. İyonik polimerizasyonda

zincirin ilerlemesini sağlayan aktif merkez iyonik karakterlidir ve reaksiyonlar çok hızlı gerçekleşmektedir. Polimer yapıyı oluşturacak monomerlerden bifonksiyonel gruplar (H_2O , HCl) ayrıldıkça zincir uzayarak polimerizasyon gerçekleşiyorsa kondenzasyon polimerizasyonu ismi verilir. Kondenzasyon polimerizasyonu dental ölçü maddelerinin bazılarında gerçekleşmektedir (MS, 2008; O'Brien, 2002; Saçak, 2002).

Diş hekimliğinde kullanılan rezin materyallerin polimerizasyon reaksiyonları serbest radikal polimerizasyonu ya da katılma polimerizasyonu olarak adlandırılan yöntemle gerçekleşir. Monomerlerin serbest radikal başlatıcılarla hızlıca polimerleşerek zincirlerin uzaması prensibine dayanmaktadır. Serbest radikallerin oluşumunda çeşitli başlatıcılar ısı, radyasyon, fotokimyasal reaksiyonlar görev almaktadır (MS, 2008; Saçak, 2002).

2.3.1 Polimerizasyon Reaksiyonunun Aşamaları

Kompozit rezin materyallerde 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 olmak üzere üç aşamada tamamlanır (Heymann et al., 2012).

Başlama Reaksiyonu: Dental kompozitlerde polimerizasyon başlayabilmesi için ısı, ışık veya kimyasal başlatıcının ortamda bulunması gerekir. Işıkla polimerize olan kompozitlerde aktivatör olan madde benzoin metil eterdir. Bu madde 420-470 nm dalga boyunda, mavi veya görünür ışığı absorbe ederek foton enerjisini polimerizasyon enerjisine dönüştürür, başlatıcı maddeyle tepkimeye girer (ROBBERTSON T.M, 2011). Başlatıcı serbest radikaller, metil metakrilat gibi monomerlerin çift bağlarını açarak, diğer monomer moleküllerinin eklenebilmesi için gerekli enerjiyi ortaya çıkarır ve polimer molekülleri oluşmaya başlar (Rueggeberg et al., 2017).

Yayılma Reaksiyonu: Başlangıç reaksiyonlarda oluşturulan serbest radikaller zincire katılmamış monomerler ile reaksiyona girer ve zincirin uzamasını sağlar. Bu

aşamada C=C çift bağları açılarak tekli bağlara dönüşür ve polimer molekülü maksimum hacmine ulaşana kadar devam eder (Schneider et al., 2010).

Sonlanma Reaksiyonu: Polimer zincirlerinin sonsuza kadar uzaması mümkün değildir. Reaksiyonun gerçekleştiği bölgedeki serbest monomerler tükendiğinde zincirin sonlanması gerekmektedir ancak pratikte bu şekilde gerçekleşmemektedir. Reaksiyonların sonunda monomer bağlanma yeteneğini kaybetmiş polimer yapısı oluşur. Polimerin karakteristik yapısını çapraz bağlanma miktarı, moleküler ağırlık ve zincirin dallanma derecesi belirlemektedir (McCabe & Walls, 2013).

2.3.2 Görünür Işık Polimerizasyon Cihazları

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için günümüze kadar lazer, plazma ark (PAC), kuantz tungsten halojen (QTH) ve ışık saçan diyotlar (LED) gibi polimerizasyon cihazları kullanılmıştır (Price et al., 2010). Polimerizasyonun başlayabilmesi için ışık cihazları doğru dalga boyunda ve yeterli güçte ışık üretebilmelidir (Price & Felix, 2009). Kompozit rezinde bulunan başlatıcı molekül ile ışık kaynağı uyumlu dalga boyunda olduğunda, serbest radikaller oluşarak polimerizasyon başlar. Aksi halde yetersiz polimerizasyon gerçekleşecektir. Işık cihazının polimerizasyonu etkileyen başlıca özellikleri ışık gücü, ışık şiddeti, enerji yoğunluğu ve dalga boyudur (Noort, 2013).

Işık Gücü: Işık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarıdır. Mili watt (mW) cinsinde ifade edilir (Price et al., 2004).

Işık Şiddeti: Işık kaynağının birim alana düşürdüğü ışık gücüdür. Birimi mW/cm²'dir. Işık cihazının gücünün, uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Işık gücünün arttırılmasıyla ya da ışık kaynağının uygulama ucunun küçültülmesiyle ışık şiddeti arttırılır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken ışık şiddeti minimum 400 mW/cm² olarak önerilmektedir.

Enerji Yoğunluğu: Polimerizasyon süresince kompozit rezine uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık şiddeti (mW/cm²) uygulama süresi (sn) ile çarpılarak hesaplanır.

Birimi mJ/cm^2 ya da J/cm^2 'dir. Rezin kompozitlerin polimerizasyonunda önemli bir parametredir (Yap et al., 2002).

Dalga Boyu: Elektromanyetik dalgaların, saniyede yaptığı salınım sayısına veya kendilerini tekrarlama sıklığına 'frekans' denir. Bir ışığın bir salınımında aldıkları yola da 'dalga boyu' adı verilir (Rueggeberg, 1999).

2.3.2.1 Kuartz Tungsten Halojenler (QTH)

Günümüzde diş hekimliğinde en yaygın kullanılan polimerizasyon ünitelerinden birisidir. QTH, geleneksel ampuller ile aynı teknolojiye dayalı olarak çalışırlar ancak buradaki ampuller normalden biraz daha fazla ısı üretmektedir. Bu cihazlarda ışık, ince tungsten filamentin akımla ısınması sonucu, sıcaklığın 3000°K civarına gelmesiyle meydana gelir. Filamentler akkor haline geldiğinde büyük miktarda kızılötesi ışımanın yanı sıra görünür ışık formunda elektromanyetik ışımaya yapar. QTH cihazı geniş spektrumlu ışık açığa çıkartır ve belirli dalga boyundaki ışık elde edilebilmesi amacıyla filtreler kullanılır (R. Mills et al., 2002).

Işık oluşurken yüksek ısı meydana gelir ve bunun canlı dokulara ulaşmasının engellenmesi için ışığı soğuran filtreler kullanılır. Bu filtreler kızılötesi ışığın geçişini engeller görünür ışığı iletir. QTH ışık cihazları 380-520 nm dalga boyları arasında, $400\text{-}800 \text{ mW/cm}^2$ şiddetinde ışık yaymaktadır ve 2mm kalınlıktaki kompozit rezini 40 sn'de polimerize edebilmektedir. Ayrıca kullanılan ampulün 6 ay aralıklarla yenilenmesi gerekmektedir. Cihazın verimliliği için aralıklı bakımlar ve gücünün radyometre ile ölçümleri yapılmalıdır (R. Mills et al., 2002).

2.3.2.2 Light Emitting Diode (LED)

LED'ler kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yayan cihazlardır. Halojen ampullerde kullanılan sıcak filamentlerin yerine, elektronların birbiri üzerinde ilerlemesini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) kullanılır ve LED lambalardan belirli dalga boyunda ışık yayılır (Leonard et al., 2002; Teshima et al., 2003). LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir

ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 nm dalga boyudur (R. W. Mills et al., 2002). Bu aralık, kamforokinonu başlatıcı olarak kullanan kompozit rezinlerde ideale yakındır (Leonard et al., 2002).

Birinci nesil LED ışık cihazları, 400 mW/cm^2 'den düşük ışık şiddetinde olduğundan, geleneksel QTH ışık cihazları kadar iyi polimerizasyon oluşturmamışlardır. Daha sonra, ikinci nesil LED ışık cihazları üretilmiştir. Bunlar, birinci nesile göre daha yüksek ışık gücü ve farklı spektral dağılımda ışık yaymaktadırlar. Daha kısa polimerizasyon süresi ile daha iyi performans sağlamaktadırlar (Leonard et al., 2002). İkinci nesil LED ışık cihazları tek diyot (mavi diyot) içerirler. Işık şiddetleri 1200 mW/cm^2 'den 1500 mW/cm^2 'ye kadar çıkmaktadır (Flury et al., 2013; Owens & Rodriguez, 2007). Günümüzde 3. Nesil LED ışık cihazları kullanıma sunulmuştur. Bu cihazların özellikleri ise, 410 nm ve daha altındaki dalga boylarında ışık üretebilmektedir. Çoklu dalga boyuna sahip olan üçüncü nesil LED ışık cihazları kamforokinon dışındaki polimerizasyon başlatıcılarını da polimerize edilebilmektedir. Kamforokinonu aktive eden ikinci nesil ile aynı tipe sahip bir adet LED ampul ve diğer polimerizasyon başlatıcılar için daha düşük güçte chip kullanılan viyole spektrumunda ışık üreten dört adet aksesuar LED ampulden oluşmuştur. Çoklu diyot kullanılan 3. nesil LED ışık cihazlarının, farklı çeşitlerdeki polimerizasyon başlatıcılarını polimerize edebileceği ifade edilmektedir (KARİPER, 2023).

LED ışık cihazları, dar bir spektral aralıkta ışık oluşturlar ve çalışabilmeleri için enerji ihtiyaçları daha düşüktür. Düşük güç, gereksinimi, ısı üreten kızılötesi dalga boylarını uzaklaştırarak, soğutucu fan gereksinimini ortadan kaldırır. Çalışabilmeleri için gereken güç, şarj edilebilen bataryalar ile sağlanabilmektedir. Diğer ışık cihazlarına göre daha hafif olup, kablolu olarak kullanılabilirler. Darbelere ve vibrasyona karşı dirençlidirler. LED ışık cihazlarının yaklaşık 10.000 saat (5 yıllık klinik kullanım) kullanım ömrü vardır. Filtre ya da reflektör içermezler ve zamana bağlı olarak bozulmadıkları için ürettikleri ışık şiddeti sabittir. Daha az ısı oluşturdıkları için diş etinde ve pulpada irritasyon riskini azaltmaktadır (De Munck, Vargas, et al., 2005).

2.3.2.3 Plazma Ark (PAC)

PAC ışık cihazlarında ışık, iyonize molekül ve elektronların gaz halindeki karışımını içeren plazmanın parlaması ile ortaya çıkmaktadır. Bu ışık cihazları elektromanyetik enerjinin büyük miktarını üretirler. Oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir. Üreticiler tarafından, polimerize edilen materyalin mekanik özelliklerini etkilemeden polimerizasyon süresini minimuma düşürdükleri öne sürülmüştür. Açık renkteki bir tabaka kompozit rezini polimerize etmek için 3-5 sn arasında uygulanması önerilmektedir (Mahn, 2013).

PAC ışık cihazları 2000 mW/cm^2 'den daha yüksek şiddette ışık üretirler ve ömürleri halojen lambalarına oranla daha uzundur (Sharkey et al., 2001). Ancak yüksek fiyatlarına ek olarak, PAC ışık cihazlarının oluşturduğu ışığın dalga boyunun birçok kompozit rezinin ve bağlayıcı ajanın polimerizasyon başlatıcısı ile uyumlu olmaması nedeniyle yeterli polimerizasyon sağlanamamaktadır. Başlatıcılar, yayılan ışığın dalga boyu ile uyumlu olsalar bile, üreticilerin önerdiği kısa polimerizasyon sürelerinin birçok kompozit rezin için yetersiz olduğu gösterilmiştir (Park et al., 2002; Sharkey et al., 2001). Bununla beraber, bu tip ışık cihazlarının pulpada ısı artışı ve restorasyon ile diş yapıları ara yüzeyinde oluşan polimerizasyon büzülme streslerini artırma gibi dezavantajları da vardır (Caughman & Rueggeberg, 2002).

2.3.2.4 Lazerler

Diş hekimliğinde, kompozit rezinler ve adeziv ajanların polimerizasyonunda, 400-500 nm dalga boyu aralığında ışık spektrumuna ihtiyaç duyar bu amaçla 454-514 nm dalga boyunda emilim gösteren Argon lazerler kullanılmaktadır (Burgess, Walker, et al., 2002). Kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve ağız dokularında ısı artısına sebep olmazlar. Polimerizasyon süresini kısaltmış olmaları en büyük avantajlarıdır. Ancak bazı araştırmacılar kamforokinon dışındaki başlatıcı içeren kompozit rezinlerde halojen ışık kaynaklarından daha az polimerizasyon sağladığını belirtmişlerdir (Rueggeberg et al., 2005). Lazer ışık cihazları, 1980'lerin sonundan itibaren mevcut olmasına rağmen, pahalı olmaları nedeniyle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır (Lloret et al., 2004).

2.3.3 Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonunu Etkileyen Faktörler

Kompozit rezinlerin başarısında önemli bir faktör olan ideal polimerizasyonun sağlanabilmesi birçok etkene bağlıdır. Bu etkenlerden kompozit rezinin materyal yapısının temelini oluşturan ko-monomerlerin bileşimi ve oranı, doldurucu içeriği, foto aktivatör tipi ve konsantrasyonu, renklendirici pigment içeriği ve materyalin refraktif indeksi kompozit rezinin yapısal özelliklerine bağlı olanlardır. Bunun yanı sıra polimerizasyonu başlatacak olan polimerizasyon ünitesinin özellikleri (emiyon spektrumu, ışık uygulama ucu vs.) ışığın uygulanma süresi, mesafesi, doğrultusu, modu (devamlı, soft start gibi) ve sıcaklık da polimerizasyonu etkileyen diğer faktörlerdir (Leprince et al., 2013).

Kompozit rezinlerin, ışık kaynakları kullanılarak monomerden polimere dönüşebildiği resin kalınlığı polimerizasyon derinliği olarak tanımlanmıştır (Anusavice et al., 2012). Kompozit rezinlerin tabakalı olarak uygulanmasında polimerizasyon derinlikleri referans alınır (Yap et al., 2016).

Doldurucu partiküllerin büyüklüğü polimerizasyon derinliğini etkiler. Küçük doldurucu partiküller ışığın ilerlemesi sırasında daha fazla kırılmalara sebep olarak derinlere ilerlemesini etkilemektedir. Bu tür kompozit rezinlerde ışığın uygulama süresini uzatmak yeterli polimerizasyonu sağlayabilir. Ayrıca kompozit rezinlerin doldurucu yüzdesi de ışığın penetrasyonunu etkilemektedir. Doldurucu oranı yüksek olan kompozit rezinlerde ışığın penetrasyonunun azaldığı belirtilmiştir (Mills et al., 1999).

Kompozit rezinlerin monomer yapısı da ışığın ilerlemesini etkileyen bir başka faktördür. Kompozit rezinlerin temel monomeri olan BisGMA'nın moleküler ağırlığı ve viskozitesi çok yüksektir. TEGDMA ise BisGMA'nın viskozitesini azaltmak için eklenir. Viskozitesi yüksek materyalde ışığın ilerlemesi zor alacağı için BisGMA/TEGDMA oranı yüksek olan kompozit rezinlerde polimerizasyon derinliği azalır (Shortall et al., 2008).

Işık kaynaklarının özellikleri polimerizasyon derinliğini etkileyebilir. Bazı çalışmalarda aynı kompozit resin üzerinde LED ışık kaynağının kullanımının QTH ışık

kaynağına göre daha derin polimerizasyon sağladığı belirtilmiştir (Kuniko et al., 1998; Mills et al., 1999). Ayrıca ışık kaynağının restorasyona olan uzaklığının artması polimerizasyon derinliğini azaltır (Dunne & Millar, 2008). Kullanılan ışık kaynağının dalga boyunun kompozit rezinin foto aktivatörüyle uyumlu olması, cihazın ışık gücünün yüksek olması ve ışığın ilerlemesini sağlayan ucun dik açıyla restorasyona ulaşması polimerizasyon derinliğini etkileyen diğer faktörlerdir.

2.4 KOMPOZİT REZİNLERİN UYGULAMA YÖNTEMLERİ

Restoratif diş hekimliğinde kullandığımız tepilebilir kompozit rezinler polimerizasyon derinliği referans alınarak tabakalama yöntemiyle kaviteye yerleştirilir. Tabakalama yöntemi ideal polimerizasyonun sağlanmasında önemli olduğu gibi özellikle ön bölge restorasyonlarında doğru renk seçimi ve uygun morfolojinin elde edilmesinde de kullanışlı bir yöntemdir.

Kompozit rezinlerin uygulanmasında en büyük problemlerden biri materyallerin el aletlerine yapışarak manipülasyonu zorlaştırmasıdır. Bu sorun uygulama süresini uzatır ve tabakalar arasında boşluklar oluşturarak kompozit rezinde erken dönemde renklenmelere sebep olabilir. Firmalar bu sorunu çözmek adına geleneksel el aletlerini geliştirerek titanyum veya alüminyum kaplı el aletleri, ultrasonik aletler, kauçuk uçlar ve kompozit fırçaları gibi yardımcı el aletleri üretmiştir. Ancak yine de kompozitlerin şekillendirilme esnasında el aletlerine yapışması ve istenilen formda restorasyonlar oluşturulması tam anlamıyla çözülememiştir. Bu soruna yönelik kompozit fırçalarını ve el aletlerini nemlendirmek ve uygulama kolaylığı sağlamak için modelasyon likitleri piyasaya sunulmuştur.

2.4.1 Modelasyon Likitleri ve Uygulama Yöntemleri

Kompozit fırçaları restorasyon sınırı ile diş dokusu arasında doğal bir geçişin sağlanması, tabakalama yönteminde oluşabilecek boşlukların engellenmesi ve final tabakada daha pürüzsüz bir restorasyon yüzeyi elde edilmesi için kullanılmaktadır. Bu

amaçla dental firmalar tarafından üretilen fırçalar kullanıldığı gibi farklı büyüklükteki samur fırçalar da restorasyon boyutlarına göre tercih edilebilmektedir. Kompozit modelasyon fırçaları kuru kullanılabildiği gibi bir modelasyon likidiyle hafif nemlendirildikten sonra da kullanılabilir. Adeziv ajanlar, aseton ve izopropil alkol gibi pek çok sıvı günümüze kadar yardımcı el aletlerinin ıslatılması amacıyla kullanılmıştır (Barcellos et al., 2008; Kutuk et al., 2020; Perea-Lowery et al., 2019). Daha önceki araştırmalarda adeziv ajanların veya alkol türevlerinin kompozit ara yüzlerinde herhangi bir olumsuz etkisi olmadığını belirten çalışmalar(Dunn & Strong, 2007) olduğu gibi kompozit rezinin optik özelliklerini ve renk stabilitesini olumsuz etkilediğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (Muenchow et al., 2016).

Son zamanlarda üretici firmalar özel olarak kompozit şekillendirilmesinde kullanılmak üzere geliştirilmiş modelasyon likitlerini piyasaya sürmüştür. Modelasyon likitleri çok az doldurucu içeren veya hiç doldurucu içermeyen rezin bazlı materyallerdir (Tuncer et al., 2013). Modelasyon sıvıları, kompozit rezinlerin organik matriksi ile aynı monomerleri içerse de, modelasyon sıvılar ile ıslatılan aletlerle modelasyondan sonra kompozit rezin restorasyonların fiziksel ve kimyasal özelliklerinde, gerilme ve çekme dayanımında, yüzey karakteristiğinde, su emiliminde ve çözünürlüğünde, polimerizasyon derecesinde ve artık monomer salınımında değişiklikler meydana gelmektedir (Kosewski et al., 2022).

Modelasyon likitleri 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 (Araujo et al., 2018; Kutuk et al., 2020). Üretici firmalar modelasyon likitlerini kompozit rezini akışkan hale getirmeyecek kadar ve az miktarlarda kullanımını önermektedir. Fazla miktarda modelasyon likitlerinin kullanılması, kompozit rezinlerin fiziksel ve kimyasal yapısını bozarak mekanik dayanımı düşürebileceği için önerilmemektedir. El aletlerinin manipülasyonunda problem yaşatmayan kompozit rezinler ile bu ürünler mümkün olduğunca kullanılmaması, gerekli görüldüğünde ise minimal düzeyde kullanılması önerilir (Korkut, 2021).

Modelasyon likitleri, tabakalama sırasında ara katmanlarda kullanılabildiği gibi en dış yüzeyin şekillendirilmesinde de kullanılabilmektedir. Katmanlar arasında modelasyon likidi kullanılması tabakalama sırasında boşluk oluşumunu azaltır ve restorasyondaki kusurlu alanların oluşmasını engeller (Barcellos et al., 2008; Muenchow et al., 2016; Sedrez-Porto et al., 2017). Modelasyon likitleri klinisyenler tarafından restoratif diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır; ancak kompozit rezinlerin mekanik, fiziksel ve biyolojik özellikleri üzerine etkilerine ilişkin az sayıda çalışma bulunmaktadır (de Paula et al., 2016; Kutuk et al., 2020; Sedrez-Porto et al., 2017; Tuncer et al., 2013). Dental piyasada modelasyon likidi olarak üretilmiş sınırlı sayıda ürün mevcuttur. Bu ürünler Modeling Liquid (GC), Signum Liquid (Kulzer), Composite Wetting Resin (Ultradent), Modeling Resin (Bisco), Modeling Resin (Kerr) Tablo 2.3 sırasıyla gösterilmiştir.

Tablo 2.3: Diş hekimliğinde kullanılan güncel modelasyon likitleri.

				
Modeling Liquid	Signum Liquid	Composite Wetting Resin	Modeling Resin	Modeling Resin

2.5 KOMPOZİT REZİNLERDEN MONOMER SALINIMLARI

Kompozit rezinlerin polimerizasyon reaksiyonu tamamlandıktan sonra hala bir miktar monomer reaksiyona girmeden kalmakta ve materyal yapısından dışarı salınmaktadır. Monomer salınımı iki zamanlı olarak değerlendirilmektedir. İlk zaman aralığında polimer zincirine katılmayan artık monomerlerin salınımına uğradığı, belirli bir süre sonra gerçekleşen ikincil monomer salınımının ise aşınmalar veya kompozit yapısındaki bozulmalar sonucu gerçekleştiği savunulmaktadır (Goldberg, 2008).

Kompozit rezinlerin organik içeriğinin, monomerlerin salınmasında önemli etkisi bulunmaktadır. Salınımına uğrayan monomerin bileşimi ve miktarı, kompozit rezinin

kimyasal yapısının yanı sıra kullanılan ekstraksiyon ortamına da bağlıdır (Al-Hiyasat et al., 2004; Sideridou & Achilias, 2005). Restoratif materyallerin monomer salınımlarının değerlendirilmesi biyouyumlulukları açısından önemlidir ayrıca yüksek miktarda monomer salınımı materyalin fiziksel yapısını bozup restorasyon başarısızlığına neden olabilir. Kompozit rezinlerin ağız ortamında maruz kaldığı aşınma, yorulma, sıcaklık değişimleri ve kimyasallarla temas gibi faktörler malzeme yüzeyinde ve yapısında değişimlere neden olmaktadır (Polydrou, 2018).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra monomerler ve komonomerlerin de dahil olduğu otuzdan fazla farklı yapıdaki bileşiğin salınımına uğradığı görülmüştür (Ferracane, 1994; Pelka et al., 1999; Spahl et al., 1998; Van Landuyt et al., 2011). BisGMA, UDMA ve TEGDMA kompozit rezinlerden salınımı en sık araştırılan monomerlerdir (Ferracane & Condon, 1990; Polydrou et al., 2012; O. Polydrou, A. Konig, et al., 2009; Van Landuyt et al., 2011).

2.5.1 Monomer Salınımını Etkileyen Faktörler

Monomer salınımı kompozit rezinlerin kimyasal özelliklerinden, saklama ortamının türünden, uygulama yöntemlerinden, polimerizasyon yönteminden, restorasyon yüzeyini etkileyebilecek oral kavitedeki ortam koşullarından kaynaklanabilir. Polimerizasyon reaksiyonu boyunca karbon çift bağlarının reaksiyona girerek karbon tek bağlarına çevrilme oranı dönüşüm derecesi veya polimerizasyon derecesi olarak isimlendirilir. Kompozit rezinlerin polimerizasyon reaksiyonunun ardından yapılan ölçümlerde %35 ile %77 aralığında değişen bir dönüşüm derecesi görülmektedir. Laboratuvar koşulları altında yüksek yoğunlukta ışık, ısı ve basınç uygulanarak polimerizasyon oranı %80'lere kadar çıkartılabilmektedir (Peutzfeldt & Asmussen, 2000). Polimerizasyonu tamamlanmamış kısım monomerlerin salınımında önemli rol oynar (Chung & Greener, 1988; Eliades et al., 1987; Peutzfeldt & Asmussen, 2000; Ruyter & Oysaed, 1987). Monomerlerin polimerlere dönüşüm derecesinin artması artık monomer miktarını azaltacaktır (Asmussen & Peutzfeldt, 2001).

Ferracane'e göre(Ferracane, 1994) kompozit rezinlerin monomer salınımları, kompozitin bulunduğu çözücü ortamına ve salınımına uğrayan maddelerin boyutlarına

bağlıdır. Polimer yapısından, küçük boyutlu moleküller büyük boyutlardaki moleküllerden daha fazla salınımına uğrar çünkü daha fazla hareketlilik gösterir. Geleneksel kompozit rezinlerde dönüşüm derecesiyle artık monomer miktarı arasında güçlü bir ilişki tespit edilmiştir. En fazla salınımına uğrayan monomerler (TEGDMA ve BisGMA) en az dönüşüm derecesi gösteren monomer olduğu gözlenmiştir (Lempel et al., 2016). Bunun yanı sıra monomer salınımını sadece artık monomer miktarıyla açıklamak doğru değildir, çünkü salınımı izlenen monomerlerin moleküler ağırlığı, hidrofobikliği, materyalin doldurucu içeriği ve rezin matriksin fiziksel yapısı monomer salınımında önemli etkilere sahiptir (Al-Ahdal et al., 2015; Lempel et al., 2016; Randolph et al., 2014).

Kompozit rezinlerin inorganik doldurucu oranı yüksek olduğunda daha az monomer salınımı gözlenmiştir. Doldurucu/matriks oranının artması polimer zincir reaksiyonunun yayılmasını engelleyebilmektedir (Nomoto & Hirasawa, 1992). Ancak daha az doldurucu içeriğine sahip akışkan kompozit rezinlerin daha yüksek miktarda monomer salınımı gözlenmiştir (Nomoto & Hirasawa, 1992; Pongprueksa et al., 2015; Tabatabaee et al., 2009). Monomer salınımının en temel belirleyicisi dönüşüm derecesi olarak görülse de tek sebebi olmadığı sonucu çıkarılmıştır (Lempel et al., 2016).

Yapılan bir başka çalışmada ise kompozit rezinlerin polimerizasyon yönteminin (kimyasal, foto veya dual cure) monomer salınımına önemli etkileri olduğu görülmüştür (O. Polydorou, M. Hammad, et al., 2009). Dual-cure kompozit rezinlerden ışıkla polimerize olan kompozit rezinlere göre daha fazla miktarda BisGMA ve TEGDMA monomerleri salınmaktadır (O. Polydorou, M. Hammad, et al., 2009). Bununla birlikte geleneksel kompozitlerde foto başlatıcı olarak kullanılan kamforkinonun yerine TPO veya lucirinin kullanılması dönüşüm derecesini arttırmış ve monomer salınımı ya azalmış ya da sabit kalmıştır (Randolph et al., 2014). Ayrıca yapılan birkaç çalışmada monomer salınımlarına ek olarak foto aktivatörlerin de (CQ, TPO, Lucirin) salınımına uğradığı görülmüştür (Ferracane, 1994; Spahl et al., 1998).

Polimerizasyon sırasında atmosferdeki oksijenin serbest radikallerle reaksiyona girme yeteneği monomerlerden daha fazladır. Bu reaksiyon monomerlere karşı düşük reaktiviteye sahip peroksitlerin oluşmasına sebep olur. Bu durum serbest radikal polimerizasyonunu inhibe ederek geciktirir. Sonuç olarak yeni polimerize edilmiş

kompozitin yüzeyinde polimerize olmamış bir tabaka meydana gelir. Bu tabaka oksijen inhibisyon tabakası olarak bilinir (Eliades & Caputo, 1989). Oksijen inhibisyon tabakası monomerlerin polimere dönüşüm derecesini %25-35 arasında azaltarak artık monomer miktarını artırır (Franz et al., 2009; Yap et al., 2004).

Monomer salınımı kompozit rezinlerin yapısındaki artık monomerlerin % 5-10'unun salınması olarak düşünülmüş ve yapılan araştırmalarda sadece buna bağlı kalmayıp, kompozit rezinlerin kimyasal yapısına, uygun polimerizasyon yöntemine, doldurucu oranına, monomerlerin büyüklüğüne, rezin matriksin yapısının etkilediği görülmüştür (Ferracane, 1994). Ayrıca monomer salınımı temel monomerlerin hidrofobikliğine ve rezinin ağ yapısına bağlıdır (Lee et al., 1995). Monomerlerin bozunma ürünlerinin de salınımı gerçekleşebilir (Ortengren et al., 2004; Paul et al., 1999; Yap et al., 2000). Salınım uğrayan monomerler aynı ortamda olan farklı monomerler ile reaksiyon vererek yeni ürünler oluşabilir (Schulz et al., 2015). Bu durum yapılan testlerde farklı sonuçlar elde edilmesine sebep olmaktadır.

2.5.2 Monomer Salınımının Zamansal İncelenmesi

Ekstrakt ortamı olarak su kullanıldığında monomerlerin yaklaşık %50'sinin 3 saat içinde salınım uğradığı, %75 etanol çözeltisinde ise aynı süre zarfında monomerlerin %75'inin salınım uğradığı görülmüştür (Ferracane & Condon, 1990). Aynı çalışmada polimerizasyondan sonraki 24 saat içinde ise monomerlerin tümünün suya geçtiği bundan sonra daha fazla monomer salınımının gerçekleşmediği, monomer salınımının zamana bağlı sürekli artmadığı sonucuna varılmıştır.

Bazı araştırmalar (Pongprueksa et al., 2015; Tanaka et al., 1991) ise en yüksek monomer salınımının polimerizasyon sonrasındaki ilk haftada gerçekleştiğini savunmaktadır, farklı çalışmalarda ise monomer salınımının 30 güne kadar devam ettiğini ve hatta polimerizasyon sonrasındaki analizlerde 1 yıl boyunca devam edebileceğini belirtmektedir (Manojlovic et al., 2011; O. Polydorou, M. Hammad, et al., 2009; Polydorou et al., 2012; Tabatabaei et al., 2013). Monomer salınım testlerinde analiz edilen materyallerin kimyasal içerikleri önemlidir. Farklı monomer yapıları farklı zamansal sürelerde salınımlarını devam ettirebilirler. Ayrıca ekstraksiyon ortamının

çözücülüğü, ölçüm yöntemlerinin hassasiyeti farklı zamansal sonuçların oluşmasına neden olabilir.

2.5.3 Ekstraksiyon Ortamının Monomer Salınımına Etkisi

Kompozit rezinlerden monomer salınımının artık monomerlerden, ağız boşluğundaki çözücülerden ve materyal yapısındaki bozulmalardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Kompozit rezinler tükürükten kaynaklanan esterazlardan etkilenirler ve yapısal bozulmaya uğrar (Gopferich, 1996). Ekstraksiyon ortamı fizyolojik tuz çözeltisi gibi hidrofilik, dimetil sülfoksit (DMSO) solüsyonu gibi hidrofobik veya %75 etanol %25 su karışımı gibi hem hidrofilik hem hidrofobik olabilir (Polydorou, 2018).

Kompozit rezinlerden monomer salınımlarını değerlendirmek için; tükürük, su, etanol, aseton tek başlarına veya karışımlar şeklinde kullanılmıştır. Etanol, kloroform veya tolüenin ekstraksiyon ortamı kullanılması materyallerden yüksek miktarda monomer salınımına neden olmuştur (Anne Rathbun et al., 1991). Organik içerikli çözücüler kompozit rezinin organik matriksine daha hızlı difüze olarak monomer salınımının artmasına neden olurlar (Ferracane, 1994). Benzer şekilde ağız boşluğunda kompozit rezinlerin polimer yapısında, çözücülerin etkisiyle bir tür erozyon görülür (Finer et al., 2004; Finer & Santerre, 2004).

Çalışmalarda kullanılan ekstraksiyon sıvılarının kompozit rezinlerin polimer matriksini bozduğu ve materyalin yapısının yumuşamasına neden olduğu görülmüştür (Asmussen, 1984; Lee et al., 1994; Yap et al., 2003). Kompozit rezinlerin değerlendirildiği birçok araştırmada ağız ortamındaki koşulların benzerini oluşturmak adına %75'lik etanol ekstraksiyon ortamı kullanılmıştır (Polydorou et al., 2012; O. Polydorou, A. Konig, et al., 2009; Sideridou & Achilias, 2005). ABD'de Gıda ve İlaç Dairesi olarak bilinen "Food and Drug Administration (FDA)" etanolün çalışmalarda bazı içeceklerin (alkollü içecekler dahil) sebze, meyve ve şurupların etkisini simüle eden ve yaşlandırmayı hızlandırıcı gıda benzeri solüsyon olarak kullanılmasını önerir (O. Polydorou, A. Konig, et al., 2009; Sideridou et al., 2007; Sneed & Draughn, 1980). Yaşlandırmaya katkısı olan sıvılar materyallerin bozulmasını hızlandırabilir (McKinney & Wu, 1985; Wu & McKinney, 1982). Etanol çözücü etkisi olan bir sıvı olduğu için

kompozit örneklerine yapay tükürük ve damıtılmış suya oranla daha yüksek penetrasyon gösterir (Zhang & Xu, 2008). Bu durum monomer salınımını artırır ve test sonuçları yapay tükürük ve damıtılmış suya oranla daha yüksektir (Zhang & Xu, 2008). Bazı çalışmalarda ise su ortamında kompozit rezinden BisGMA ve UDMA gibi ağır moleküllerin ayrılmasının mümkün olmadığı savunulmuştur (K. Moharamzadeh et al., 2007). Ferracane'e (Ferracane, 1994) göre ise ağız ortamı su ile organik çözelti arasında bir noktayı temsil etmektedir.

Klinik ortamları taklit edebilmek amacıyla etanol, yapay tükürük, Dulbecco's Modified Medium (DMEM) ve %10 sığır serumu içeren DMEM ile karşılaştırılmıştır (Tsitrou et al., 2014). Etanol ortamında daha fazla salınım gözlenmekle birlikte TEGDMA gibi küçük ve daha hareketli moleküllerin DMEM ortamında da salınımı izlenebilmektedir. Ancak serum içeren test solüsyonlarında TEGDMA'ya albuminin bağlanması analiz sonuçlarının farklılaşmasına neden olmaktadır (K. Moharamzadeh et al., 2007).

Daha yüksek monomer salınımları test edilmek istendiğinde ekstraksiyon çözeltisi olarak metanol kullanılmaktadır. Metanol çözeltilerinde fotostabilizatörler, inhibitörler, ko-monomerler ve fotobaşlatıcı olan CQ'nun salınımına uğradığı gözlenmiştir (Högg et al., 2016; Spahl et al., 1998). Aseton, monomer salınımının değerlendirilmesinde kullanılmış olan bir başka ekstraksiyon çözeltisidir. Ancak klinik koşullardan uzak agresif bir özellik sergilediği için çok tercih edilmemektedir (Högg et al., 2016; Spahl et al., 1998).

Ağız boşluğunu en iyi simüle edebilecek çözeltinin insan tükürüğü olduğu düşünülmektedir. İnsan tükürüğünün kimyasal ve fiziksel özellikleri monomer salınım hızını ve miktarını etkileyebilir (Rothmund et al., 2015). Yapay tükürük ve su ile karşılaştırıldığında, insan tükürüğünde monomer salınımı daha az bulunmuştur (Rothmund et al., 2015). Bunun sebebi olarak insan tükürüğünde bulunan albuminin monomerlere bağlanarak serbest monomer miktarını azalttığı düşünülmektedir. Fiziksel ve kimyasal özellikleri değerlendirildiğinde insan tükürüğü yapay tükürüğe kıyasla kompozit rezinlerin yapısını bozabilen ve monomer salınımını arttıran daha agresif çözücü özelliklere sahiptir (Tabatabaee et al., 2009). Yapay tükürük ve suyun monomer salınımı açısından ağız ortamını tam olarak temsil etmediği ve klinik koşullarda insan

tükürüğünde tespit edilen monomerlere en yakın değerler %75 etanol çözeltisi kullanılarak yapılan testlerde elde edilmiştir (Polydorou et al., 2012).

Rezin monomerin çözündüğü solüsyonun hacmi ile salınan monomerlerin miktarı arasında zayıf ancak anlamlı bir ilişki vardır. Solüsyonun hacmi ne kadar büyükse, monomer salınım miktarı o kadar fazla olmakta bunun 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 (Shahabi et al., 2021).

2.5.4 Monomer Salınımının Rezin Materyallere Etkileri

Monomer salınımı öncelikle kompozit rezinlerde polimerizasyona girmemiş artık monomerlerin dışarı çıkmasıyla gerçekleşmektedir. Kompozit rezinlerin bulunduğu ortamdaki çözücüler rezin matrikse nüfuz ederek matriksin kütesinin ve boyutlarının değişmesine sebep olabilir. Reaksiyona girmemiş monomerler çözünerek, polimer yapıdan dışarı salınır (Sideridou & Achilias, 2005). Polimer kütesinden ayrılan monomerlerin yerine emilim gerçekleşerek matriks yapısı bozulur. Hem su emilimi hem de monomerin çözünmesi difüzyon sürecinden kaynaklanır. Daha sonra rezin matriksin gevşemesi, çözücünün hızlı penetrasyonuna neden olur ve bu da nemli ağız ortamında su emilimi ve monomer salınımı ile sonuçlanır (Finer et al., 2004; Finer & Santerre, 2004).

Su emilimi kompozit rezinlerin bozulmasını hızlandırarak fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz biçimde etkiler (Ortengren et al., 2001; Toledano et al., 2003). Kompozit yapısında ilk olarak inorganik doldurucular ve rezin matriksin ayrıştığı düşünülür, sonrasında matriks içeriğinde suyun esneklik kazandırıcı etkisiyle rezin yapısında yumuşama meydana gelir (Toledano et al., 2003). Günlük hayatta tükettiğimiz sıvıların kompozit rezinlerin yapısını yumuşatıcı ve hidrolize edici etkileri vardır bu da polimer matriksinin bozulmasına neden olur (Asmussen, 1984; Lee et al., 1994; Yap et al., 2003).

Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun iyileştirilmesi için polimerizasyon cihazından ve yönteminden çok rezin içeriğinin geliştirilmesi gerekmektedir (Yap et al.,

2003). Monomerlerin rezin matris yapısından doğrudan salınımını azaltabilmek amacıyla firmalar daha karmaşık polimerizasyon zincirlerine sahip materyaller geliştirmektedir (Polydrou, 2018). Bu amaçla geliştirilen ormoserler karmaşık bir kimyasal yapıya sahiptir ve erken dönemde daha az monomer salınımı göstermiştir (Manojlovic et al., 2011; O. Polydrou, M. Hammad, et al., 2009; Polydrou et al., 2012). Susila ve arkadaşları(Susila & Balasubramanian, 2016) ormoser ve siloran kompozit rezinleri dimetakarilat içerikli geleneksel kompozit rezinlerle kıyaslamış ve daha az monomer salınımıyla birlikte az sitotoksite gösterdiklerini ortaya koymuşlardır.

Güncel restoratif materyaller olan Bulk-fill kompozitler farklı yapılarda üretildikleri için, bu materyalleri değerlendiren çalışmalar birbirleriyle çelişmektedir. Bulk-fill kompozit rezinlerin değerlendirildiği bazı çalışmalarda(Lempel et al., 2016) geleneksel kompozitlerden daha az BisGMA ve TEGDMA salınımı gözlenirken bazı çalışmalarda(Alshali et al., 2015a) ise benzer salınımlar gözlenmiştir. Bulk-fill kompozitlerin monomer salınımı bir aya kadar devam ettiği ve zamanla arttığı belirtilmiştir (Cebe et al., 2015). Bulk-fill kompozitler 4mm kadar ışık geçirgenliği gösterebilir de katman kalınlığının azaltılması monomer salınımını azaltmaya yardımcı olacaktır (Lempel et al., 2016).

2.5.5 Monomer Salınımının Biyolojik Etkileri

Kompozit rezinlerden salınan monomerler ağız boşluğundaki bakteriler ile reaksiyona girebilir, pulpa veya periodontal dokularla (pulpa, dişeti, oral mukoza) lokal etkilere neden olabilir veya mutajenik ve karsinojenik etkiler yaratabilir (Goldberg, 2008). Biyolojik etkiler monomerin içeriğine, bozunma ürünlerine, vücuttaki yayılımına, atılımına, biyotransformasyonuna ve hedef dokuya bağlı olarak değişmektedir (Al-Hiyasat et al., 2005; Sideridou & Achilias, 2005). Ağız boşluğundan serbest kalan monomerlerin sistemik emilimi gastrointestinal sistemle, dentin tübüllerinden geçerek pulpal difüzyonla ve akciğerlerden inhalasyon gibi farklı yollardan olabilir (Van Landuyt et al., 2011).

Yapılan çalışmalarda kompozit rezinlerden salınan farklı monomerlerin toksisiteyi incelenmiş ve sonuç olarak en yüksek toksisite sırasıyla BisGMA, UDMA,

TEGDMA ve HEMA şeklinde sıralanmıştır (Caughman & Rueggeberg, 2002; Hugo et al., 2008). Monomerlerin biyolojik açıdan etki gösterebilmesi için canlı dokularla buluşması gerekir. Pulpal difüzyonun gerçekleşebilmesi için dentin dokusunun yapısı, geçirgenliği ve kalınlığı önemlidir (Dunn & Bush, 2002). Ayrıca dentin tübüllerine kalsiyum ve fosfatın birikmesiyle oluşan sklerotik dentin, geçirgenliği azaltacağı için pulpa açısından sitotoksikite riskinin azalmasına yardımcı olur (Schmalz et al., 2002).

Kompozit rezinlerden salınan düşük moleküler ağırlığa sahip lipofilik monomerlerin canlı dokuların hücre membranında birikerek toksisiteye sebep olabileceği bildirilmiştir (Michelsen et al., 2003). Polimerizasyondan sonra salınan artık monomerlerin diş dokusuyla restorasyon sınırları arasında birikimi sekonder çürük oluşumuna sebep olan bakterilerin tutulumuna yardımcı olur ayrıca onlar için substrat görevi görebilir (De Munck, Van Landuyt, et al., 2005). Salınan monomerlerin lipofilik, hidrofilik veya hidrofobik olması materyallerin biyoyumluluğunu etkilemektedir. TEGDMA hidrofilik ve düşük moleküler ağırlığa sahip olması sebebiyle biyolojik yapılara hızlı penetrasyon gösterebilir bunun aksine daha büyük bir molekül olan Bis-GMA penetrasyon yeteneği çok azdır (Geurtsen & Leyhausen, 2001).

2.5.5.1 BisGMA'nın Biyolojik Etkileri

Direk restoratif materyallerde kullanılan BisGMA, BisEMA ve özellikle fissür örtücülerde kullanılan BisDMA gibi monomerler parçalanarak BPA bileşenini ortama salar. Bu monomerler biyolojik etkilerini BPA üzerinden göstermektedir. BPA doku kültürlerinde östrojenik reseptörleri uyardığı için insan sağlığı üzerine potansiyel bir tehlikedir (Coelho, 2002; Muller et al., 1997; Olea et al., 1996). Pulgar ve ark. (Pulgar et al., 2000) çalışmalarında BisGMA içerikli kompozit rezinlerden önemli miktarda BPA'nın (1.8 µg/mg) salındığını belirtmişlerdir. Bu konsantrasyon değerleri in-vivo çalışmalarda anlamlı ölçüde toksik etki oluşturmuştur (Steinmetz et al., 1997; Von Steyern et al., 2006).

Düşük dozlarda BPA; adiponektin sekresyonunu inhibe ederek interlökin 6 (IL-6) ve tümör nekrotizan faktör α (TNF α) sekresyonunu uyarır ve bu iki enflamatuar mediatörler obezitenin, metabolik hastalıkların ve insulin rezistansının muhtemel sebebi

olabilir (Hugo et al., 2008). Yapılan hayvan deneylerinde BPA'nın fare fibroblastlarındaki yağ dokusu hücrelerini farklılaştırarak düzensiz yağlanmaya sebep olduğu belirtilmiştir (Masuno et al., 2002). Carwile ve Michels (Carwile & Michels, 2011), 2700 erişkin birey üzerinde yaptıkları epidemiyolojik çalışmada obezite ile BPA arasında anlamlı bir ilişki bulmuşlardır. BPA'ya maruz kalmak artık günümüzde obezitenin ve metabolik hastalıkların gelişimi ve ilerlemesi açısından bir risk faktörü olarak kabul edilmektedir (Alonso-Magdalena et al., 2011).

Fare veya insan pankreas hücreleri üzerinde yapılan çalışmalar ve epidemiyolojik araştırmalar, BPA'nın tip 2 diyabet insidansını artırdığını göstermiştir. BPA östrojeni taklit ederek insülin sekresyonunu artırmakta ve böylece hızlı bir şekilde kandaki glikoz değerlerini azaltabilmektedir (Alonso-Magdalena et al., 2005). Bazı kromozomal defektlerin doğum öncesi BPA'ya maruz kalınması ile ilişkili olabileceği düşünülmektedir (Yamada et al., 2002). Ayrıca BPA, tiroid hormonunun salınımına da etki edebilir (Moriyama et al., 2002). Chevrier ve ark.(Chevrier et al., 2013) epidemiyolojik çalışmalarında, hamilelik sırasında anne idrarı ve serumunda T4 konsantrasyonu ile BPA miktarı arasında ters orantının olduğunu rapor etmişlerdir.

2.5.5.2 TEGDMA'nın Biyolojik Etkileri

TEGDMA ağız içerisinde TEG, 2,3-EMA ve MA gibi yan ürünlere parçalanır ve bu bileşenler ağızdan veya deri ile absorbe edilip dolaşıma katılır. Dolaşıma katılan bu ürünler ise toksik ve alerjik birçok istenmeyen yan etkilere neden olur (Khalichi et al., 2009). Lipofilik karakterinin diğer monomerlere göre daha fazla olması, memeli hücrelerinde membran lipidlerine çok daha kolay bir şekilde penetre olmasına olanak sağlar (Geurtsen & Leyhausen, 2001). Gerzina ve Hume(Gerzina & Hume, 1994) TEGDMA'nın su içerisinde bekletildiğinde dış yüzeyinden sızdığını ve pulpa odasına kadar yayıldığını göstermişlerdir. Ayrıca diğer bir çalışmada, Hume ve Gerzina (Hume & Gerzina, 1996) TEGDMA'nın HEMA'ya göre daha sitotoksik olduğunu belirlemiş ve polimerizasyondan saatler ve günler sonra dentin ve pulpa yüzeyinde bu monomerin varlığını göstermişlerdir.

Araştırmacılar TEGDMA'nın liken planus, gingivitis ve ülserasyonlara da neden olabileceğini belirtmişlerdir (Alanko et al., 2004). Fibroblastlar üzerinde yapılan çalışmalarda, TEGDMA'nın mitokondriyal hasarı ve insan diş eti fibroblastlarında oksidatif stresi tetiklediği gösterilmiştir (Janke et al., 2003; Lefevre et al., 2005). Issa ve ark.(Issa et al., 2004), TEGDMA'nın diş eti fibroblastlarında mitokondriyal dehidrogenaz ve laktat dehidrogenaz aktivitelerini değiştirerek toksik etki gösterdiğini ifade etmişlerdir. Birçok hücrede ve özellikle insan karaciğer ve akciğerinde bulunan Sitokrom P450 (CYP450) gibi enzimler TEGDMA metabolizmasını katalize edebilir. Çalışmalarda akciğer hücre kültürlerinde TEGDMA'nın yüksek sitotoksosite gösterdiği tespit edilmiştir (Emmler et al., 2008; Kehe et al., 2001).

Hansel ve ark.(Hansel et al., 1998) TEGDMA'nın laktobasilus asidofilus ve streptokokus sobrinus gibi önemli karyojenik mikroorganizmaların çoğalmasını tetikleyebileceğini rapor etmişlerdir. Khalichi ve ark. (Khalichi et al., 2009) ise TEGDMA'nın önemli bir karyojenik bakteri olan S. Mutans'ın fizyolojik fonksiyonlarını ve biyofilm formasyonunu artırdığını tespit etmişlerdir.

2.5.5.3 UDMA'nın Biyolojik Etkileri

UDMA, BisGMA'dan sonra en yüksek toksisite potansiyeline sahip monomerdır ancak sitotoksitesini değerlendiren çalışmalar çok sınırlıdır (Chang et al., 2010). Yapılan hayvan deneylerinde düşük konsantrasyonlarda UDMA'ya maruz kalan embriyonların, hücre farklılaşmasının bozulduğu belirtilmiştir (Schwengberg et al., 2005). Bir başka çalışmada UDMA'nın pulpa hücrelerinin odontoblastlara farklılaşmasını etkileyip, dentin sialoproteinlerini azalttığını ve mineral formasyonunu inhibe ettiği belirtilmiştir (About et al., 2002). Nocca ve ark.(Nocca et al., 2009) UDMA'nın insan promiyelositik lösemi hücrelerinin (HL-60) farklılaşmasını artırdığını ve hücredeki glikoz metabolizmasını değiştirdiğini belirtmişlerdir. Rakich ve ark.(Rakich et al., 1999) ise UDMA'nın interlökin 1 beta (IL-1 β) aktivitesini ve makrofaj hücrelerinde TNF α sekresyonunu baskılayarak immün sistem hücrelerinin aktivitesini azalttığını rapor etmişlerdir.

2.5.5.4 HEMA'nın Biyolojik Etkileri

HEMA yüksek hidrofilik özelliğinden dolayı dentin organik matriksinin kollajen ağına ve idrar yollarına daha rahat geçer. Bundan dolayı da böbreklere olumsuz etkileri diğer monomerlerden daha fazladır (De Munck, Van Landuyt, et al., 2005; Reichl et al., 2002). Ayrıca HEMA dentin dokusuna difüze olarak odontoblast hücrelerinin fizyolojik aktivitesini bozar ve bölünmelerini engellemektedir (Gerzina & Hume, 1996; Teti et al., 2009). HEMA reaktif oksijen türlerini artırır ve hücre içi glutatyon (GSH) miktarını azaltır. Bu durum hücre içinde oksidatif strese neden olur ve toksisite artar (Noda et al., 2005; Reichl et al., 2008; Volk et al., 2006). Bir başka çalışmada ise HEMA'nın hücredeki çekirdek sayısını artırarak DNA migrasyonunu artırdığı belirtilmiştir (Kleinsasser et al., 2004).

2.5.6 Monomer Salınım Analiz Yöntemleri

Rezin esaslı materyallerin monomer dönüşüm derecelerini ve salınan monomer miktarının analizi için farklı analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Alshali et al., 2015a; Durner et al., 2015; O. Polydorou, A. Konig, et al., 2009; Pongprueksa et al., 2015; Viljanen et al., 2006). Yapılan analizler çalışma prensipleriyle spektroskopik ve kromatografik yöntemler olarak ikiye ayrılırlar. Spektroskopik yöntemlerde monomer salınımı oluşan çift bağ sayısı veya bağa katılmayan monomerlerin tespiti yapılarak değerlendirilir. Kromatografik yöntemlerde ise kimyasal bileşen içerisindeki monomerlerin ayrıştırılmasıyla monomer salınımı değerlendirilir. Bu prensiplerle çalışan analiz yöntemleri aşağıdaki gibidir;

- Yüzey Sertliği analizleri
- Fourier dönüşümü kızılötesi spektroskopisi (Fourier transform infrared spectroscopy - FTIR)
- Ultraviyole spektrometri (Ultraviolet Spectrophotometry – UV)
- Nükleer manyetik rezonans (NMR)

- Çoklu İç Yansıma Spektroskopisi (Multiple Internal Reflection Spectroscopy - MIRS),
- Kromatografik yöntemler;
 - Gaz Kromatografisi
 - Yüksek Basıncılı Likit Kromatografi (High Performance Liquid Chromatography-HPLC)
 - Elektrospray İyonizasyon/Kütle Spektrometrisi,
 - Likit Kromatografi/Kütle Spektrometri (LC-MS)

Rezin esaslı materyallerden salınan monomerlerin tespitinde en ideal yöntemler kromatografik analizlerdir (Moldovan et al., 2019; Ortengren et al., 2001; Pongprueksa et al., 2015). Bu yöntemler arasında HPLC yöntemi, tekrar edilebilir olması, yüksek seçicilik ve nispeten daha ekonomik olması sebebiyle en sık tercih edilen analiz yöntemidir (Moldovan et al., 2019; Sideridou & Achilias, 2005). Gaz kromatografisinin kütle spektrometrisi ile kullanımı önerilmiştir. Ancak BisGMA, BisEMA ve UDMA gibi yüksek moleküler ağırlığa sahip monomerlerin analizinde Gaz kromatografisi-kütle spektrometrisi analiz yönteminin uygun olmadığı, bu yöntem kullanıldığında UDMA gibi büyük moleküler ağırlığa sahip monomerlerde olduğu gibi HEMA gibi küçük moleküllerin ayrışabildiği bildirilmiştir (Michelsen et al., 2012; Pongprueksa et al., 2015).

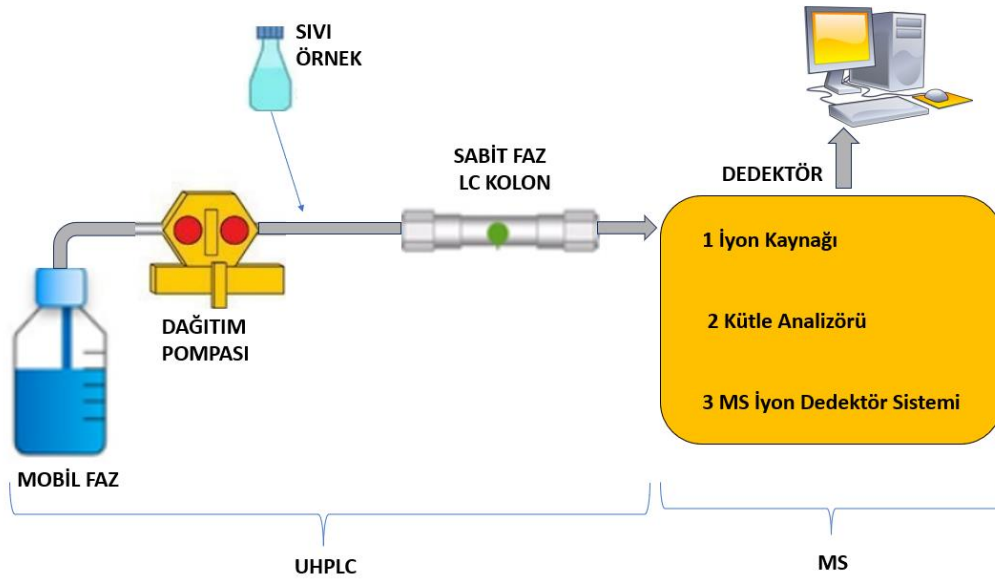
HPLC yöntemi en sık kullanılan yöntem olmasına rağmen, LC-MS/MS analiz yönteminin rezin içerikli materyallerden salınma uğrayan monomerlerin tespitinde daha düşük miktarlarını tespit ederek daha doğru analize imkân tanıdığı bildirilmiştir (Olga Polydorou et al., 2009; Pongprueksa et al., 2015). Uygun koşullarda hazırlanmış örneklerin doğru referans monomerler kullanılarak yapılan analizinde LC-MS/MS'in en doğru yöntem olduğu belirtilmektedir (Polydorou, 2018)

2.5.6.1 LC-MS Analizinin Çalışma Prensipleri

Kromatografinin ana amacı hedeflediğimiz numunenin ayrımı ve miktarının ölçümüdür. Bu yöntem, çeşitli maddelerin, hareketli bir faz yardımıyla, sabit bir faz üzerinde, değişik hızlarla hareket etmeleri veya sürüklenmeleri esasına dayanır. Çözücü mobildir yani hareketlidir ve incelenen karışımı sabit ortam boyunca taşır. LC-MS/MS cihazı sıvı kromatografi temeline dayanan bir yöntemdir. LC-MS/MS cihazı HPLC cihazının bir alt türü gibi tanımlanabilir. Fakat kütle dedektörünün yüksek özellikleri nedeniyle farklı bir yöntem olarak değerlendirilmektedir. Kullanılan yöntemde HPLC cihazının kolon ve bağlantı materyalleri iyileştirilmiş ve daha güçlü bir pompa kullanılarak yüksek basınçlar elde edilmiştir. Basıncın yükselmesi kolon içerisindeki sıvının daha hızlı hareket etmesini ve sonuçların kısa sürede elde edilmesini sağlamıştır. LC-MS/MS' i HPLC' den ayıran bir diğer fark ise kütle spektrometrisi ile kullanılmasıdır.

Kütle spektrometresi manyetik veya elektriksel bir alanda hareket eden yüklü partikülleri kütle/yük (m/z) oranlarına göre diğer yüklü partiküllerden ayırt ederek ölçme esasına göre çalışan cihazlardır (Aguilar, 2004; Biberoğlu, 2003; İşlekel, 2011). Geliştirilmiş bu kütle dedektörü çok daha doğru ve keskin sonuçlar elde edilmesini sağlar. Kütle Spektrometresi, bilinmeyen bileşiklerin tanımlanması, organik ve inorganik moleküllerin yapısal özelliklerinin belirlenmesi gibi her türlü bilinen bileşiğin kantitatif analizinin “yüksek duyarlılık ve özgüllükte” ölçebildiği bir tekniktir. Molekülleri kütle/yük oranına (m/z) göre ayırıştırır ve ölçer (İşlekel, 2011). Bunun için önce moleküller iyonlara (elektriksel olarak + ya da – yüklü hale) dönüştürülür. Ardından gaz fazına geçirilerek cihaza gönderilir. LC-MS de her molekül için bir retansiyon zamanı ve bir m/z değeri vardır. Aynı m/z oranına sahip pek çok molekül mevcut olmasına karşın aynı parçalanma iyonlarına sahip molekül sayısı doğada 1/10000 dır.

LC-MS/MS çok düşük konsantrasyonlarda bile maddenin miktar tayininin yapılabilmesini mümkün kılmaktadır. Sonuçların doğrulanmasına da gerek duyulmamaktadır. MS/MS, kantitatif uygulamalar için yüksek bir duyarlılık ve kesinlik sağlar (Burcu & DİNÇEL, 2018).



Şekil 2.1: LC-MS/MS yönteminin çalışma prensibi

3. MATERİYAL VE METOT

Bu çalışmanın örnek kalıplarının hazırlanması kısmı Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda; kimyasal solüsyonların hazırlanması ve LC-MS/MS cihazıyla monomer salınım analizinin yapılması Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışması Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 2023/47 kayıt numaralı proje olarak desteklenmiştir.

Çalışmamızda iki farklı nano doldurucu kompozit rezinin, üç farklı modelasyon likidi kullanılarak şekillendirilmesinden sonra içerdikleri bazı monomerlerin (BisGMA, TEGDMA, UDMA, HEMA) salınımlarının değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

3.1 ÇALIŞMADA KULLANILAN KOMPOZİT REZİNLER

Bu çalışmada anterior dişlerin restorasyonlarında sıklıkla tercih edilen, supra-nanofil doldurucu içeren Estelite Sigma Quick (Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya) ve nano-hibrit yapısında olan Harmonize (Kerr Dental, Orange CA, USA) 2 farklı kompozit rezin kullanılmıştır. Kullanılan kompozit materyallerin teknik detayları Tablo 3.1'de kullanım talimatları Tablo 3.2 de belirtilmiştir.

Materyal	Üretici	Renk	Doldurucu tipi	Organik Matriks
Estelite Sigma Quick, Tokuyama	Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya	A2	Supra-nanofil	BisGMA, TEGDMA Silan
Harmonize	Kerr Dental, Orange CA, USA	A2	Nano-hibrit	BisGMA BisEMA, TEGDMA,

Tablo 3.1: Çalışmada yer alan kompozit rezinlerin teknik detayları

Tablo 3.2: Çalışmada yer alan kompozit rezinlerin kullanım talimatları.

Kompozit Materyal	Üretici Firma	Kullanım Talimatları
Estelite Sigma Quick	Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya	Kompozit rezin normal oda sıcaklığında (18 – 30°C / 62 – 84°F) uygulanır. Doğrudan ışığa ve ısıya maruz bırakmaktan kaçınılmalıdır. En fazla 2 mm tabakalar halinde yerleştirilmelidir. Her katman arasında 900 (Mw/cm ²) güce sahip LED cihazını 10 sn uygulanır. Işık cihazını sertleşme esnasında 2mm uzaklıkta tutulmalıdır.
Harmonize	Kerr Dental, Orange, CA, USA	Harmonize kompozit rezin minimum 600 Mw/cm ² ışık yoğunluğuna ve 400-520 nm aralığında dalga boyuna sahip halojen veya LED ışık cihazı kullanılarak sertleşme reaksiyonu başlatılır. Dentin renklerin en fazla 1.5mm, mine renkleri ve insizal renkler 2mm tabakalar halinde yerleştirilerek 20 sn boyunca ışıkla sertleştirilir.

**Şekil 3.5:** Estelite Sigma Quick (Tokuyama Dental, Tokyo, Japonya) kompozit rezin materyali.

Şekil 3. 6: Harmonize (Kerr Dental, Orange, CA, USA) kompozit rezin materyali.

3.2 MODELASYON LİKİTLERİ ve FIRÇASI

Çalışmamızda kompozit rezinlerin şekillendirilmesinde sıklıkla tercih edilen 3 farklı modelasyon likidi (Composite Wetting Resin, Ultradent; Modeling Resin, Bisco; Modeling Liquid, Gc) tercih edilmiştir. Modelasyon likitlerinin içeriği Tablo 3.3’ te, üretici talimatları Tablo 3.4’ te gösterilmiştir.

Tablo 3.3: Çalışmada yer alan modelasyon likitlerinin kimyasal içeriği.

Modelasyon Likitleri	Kimyasal İçerikleri	Üretici Firma
Composite Wetting Resin	Trietilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA) Diüretan Dimetakrilat (DUDMA) Silane	Ultradent Products; South Jordan ut, USA
Modeling Resine	Üretan Dimetakrilat (UDMA) Tetrahidrofurfuril Metakrilat (THFMA) Bifenol A Dimetakrilat	Bisco, Schaumburg, IL, ABD
Modeling Liquid	Üretan Dimetakrilat (UDMA) 2-Hidroksi-1,3-dimetakriloksipropan (HDDMA) 2-Hidroksi-etil Metakrilat (HEMA)	GC Corporation, Tokyo, Japonya

Tablo 3.4: Çalışmada yer alan modelasyon likitlerinin kullanım talimatları.

Modelasyon Likitleri	Üretici Firmalar	Üretici Önerileri
Composite Wetting Resin	Ultradent Products; South Jordan ut, USA	Şekillendirme sırasında aletlerin kaymasını iyileştirmeye yardımcı olur. Kompozit rezinlerin tabakalı yerleştirilmesi sırasında kullanılabilir. Çok fazla kullanımı kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini bozabilir. Direk kompozit rezin üzerine veya karıştırma pedi üzerine damlatılıp ardından el aletleri nemlendirilerek uygulanmalıdır. Sertleşme prosedürleri kompozit rezinlerin uygulama talimatlarına göre yapılmalıdır.

Modeling Rezin	Bisco, Schaumburg, IL, ABD	Kapağı çıkarın ve ucu şırınganın üzerine yerleştirin. Modeling Rezini temiz bir karıştırma pedine bir veya iki damla damlatın. Kompozit rezinin ilk tabakasının yerleştirilmesinin ardından el aletini Modeling Resinin içine daldırın. Alet üzerindeki Modeling Resin ile restorasyonunuzu şekillendirin. Kompozit rezinin şekillendirmesinin ardından Modeling Resinin ışık ile en az 10 sn sertleştirilmesi gerekmektedir. Ancak kompozit rezinin kullanım talimatlarına göre sertleşme reaksiyonu tamamlanmalıdır.
Modeling Liquid	GC Corporation, Tokyo, Japonya	Bir ped üzerine bir damla GC Modeling Liquid damlatın. Damlattıktan hemen sonra kullanın veya ürünü ışıktan koruyun. Şişenin kapağını hemen kapatın. GC Modeling Liquid damlasına fırçanızla dokunarak fırçayı nemlendirin. Fiziksel özellikleri değiştirebileceğinden ve restorasyonun uzun ömürlü olmasını engelleyeceği için fırçayı aşırı ıslatmayın. Fırçadaki fazlalıkları bir kağıt mendil kullanarak iyice kurulayın. Fırça daha sonra kuru görünecektir, ancak az miktarda üzerinde kalan sıvı, kompozit rezinlerin yerleştirilmesini kolaylaştırmak için yeterli olacaktır. Kompozit rezinleri (üreticinin talimatlarına göre) üzerine uygulayın GC Modeling Liquid ile nemlendirilmiş fırça kullanarak kompozit rezini şekillendirin. Gerektiğinde fırça GC Modeling Liquid ile tekrar nemlendirilebilir. Kompozit rezinlerin sertleşme bitim ve cilalama prosedürleri üretici talimatlarına uyularak tamamlanır.



Şekil 3. 7: Composite Wetting Resin (Ultradent Products; South Jordan ut, USA) kompozit modelasyon likidi.



Şekil 3. 8: Modeling Resin (Bisco, Schaumburg, IL, ABD) kompozit modelasyon likidi.



Şekil 3. 9: Modeling Liquid (GC Corporation, Tokyo, Japonya) kompozit modelasyon likidi.

Çalışmamızda modelasyon likitlerinin uygulanmasında kompozit modelasyon fırçası (Gradia Düz Fırça Gc Dental, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır.



Şekil 3. 10: Gradia Düz Fırça Gc Dental

3.3 IŞIK KAYNAĞI

Çalışmada kompozit rezinlerin polimerizasyonunun sağlanması için standart modda LED ışık kaynağı (Light Emitting Diode: VALO Cordless) kullanıldı. Kullanılan ışık cihazının gücü, her polimerizasyon işlemi öncesinde kontrol edilmesi için 2000 mW/cm² 'ye kadar ölçebilen bir radyometre ile kontrol edildi.

Tablo 3.5: Çalışmada kullanılan ışık kaynağının teknik özelliği

Ticari Adı	Üretici Firma	Dalga Boyu	Işık Gücü
VALO Cordless	Ultradent	395-480 nm	1000-1200 mW/cm ²



Şekil 3. 11: VALO Cordless marka LED ışık kaynağı.

3.4 TEFLON KALIPLAR

Kompozit materyallerden standart örnekler oluşturabilmek için iç çapı 8 mm yüksekliği 2 mm olan teflon kalıplar hazırlandı.



Şekil 3. 12: Kompozit örneklerin hazırlandığı teflon kalıplar.

3.5 GRUPLARIN BELİRLENMESİ

Bu çalışmada A1 mine renginde nano dolduruculu iki farklı universal kompozit rezin 4 farklı uygulama ile hazırlanmıştır. Bu uygulamalardan kontrol grubu herhangi bir modelasyon likidi 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 Sigma-kontrol: Estelite Sigma Quick kompozit kontrol

Grup Sigma-Bisco: Estelite Sigma Quick kompozit + Bisco Modelasyon Likiti

Grup Sigma-Ultradent: Estelite Sigma Quick kompozit + Ultradent Modelasyon Likiti

Grup Sigma-GC: Estelite Sigma Quick kompozit + GC Modelasyon Likiti

Grup Harmonize-kontrol: Harmonize kompozit kontrol

Grup Harmonize-Bisco: Harmonize + Bisco Modelasyon Likiti

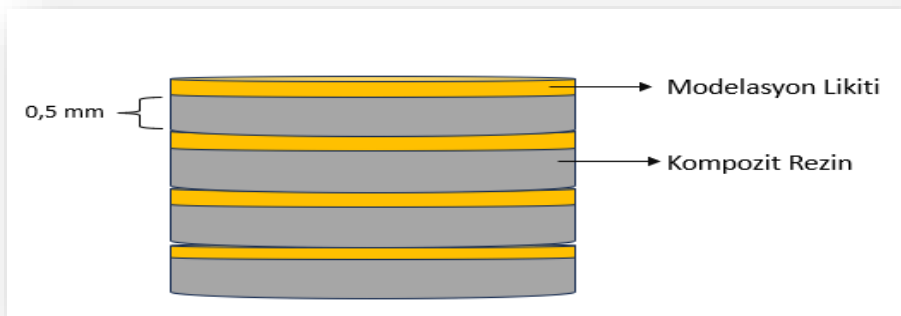
Grup Harmonize-Ultradent: Harmonize + Ultradent Modelasyon Likiti

Grup Harmonize-GC: Harmonize + GC Modelasyon Likiti

3.6 ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Kompozit rezinlerin şekillendirilmesinde uygulanan farklı modelasyon likitlerinin artık monomer salımının zamana göre incelendiği bu çalışmada sırasıyla; örneklerin hazırlanması, artık monomer salımı için çözücü solüsyonların hazırlanması, LC-MS/MS cihazına standart monomerlerin tanıtılması, LC-MS/MS cihazının kalibrasyonu, numunelerin çözücü solüsyonlarına konulması, farklı zaman periyodlarında örneklerden salınan monomerlerin ölçümü, sonuçların istatistiksel analizlerinin yapılması işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada iki farklı kompozit materyali üzerine üç farklı model likit uygulanarak örnekler hazırlandı. Kompozit rezinler 0,5 mm tabakalar halinde uygulandı. Kompozit rezin ilk tabakası yerleştirildikten sonra modelasyon likidi (Composite Wetting Resin, Ultradent; Modeling Resin, Bisco; Modeling Liquid, Gc) emdirilmiş kompozit modelasyon fırçaları (Gradia Düz Fırça Gc Dental, Tokyo, Japonya) kullanılarak şekillendirme yapıldı. Uygulamadan önce fırçalardaki fazla modelasyon likitinin uzaklaştırması için fırçanın her iki tarafı temiz bir cam plaka üzerine 3 saniye hafif basınçla fırçalama hareketi yapıldı. Her bir kompozit tabakasında toplam 10 fırça hamlesi yapılarak uygulama tamamlandı. Modelasyon fırçalarından diğer örneklerle kontaminasyonu önlemek için her örnekte temiz bir modelasyon fırçası kullanıldı. Tüm numuneler aynı operatör tarafından hazırlandı ve standardize edilmeye çalışıldı.



Şekil 3.13: Kompozit tabakalarının ve modelasyon sıvılarının uygulama şeması.

Kompozit materyal her tabakadan sonra LED ışık kaynağı (VALO Cordless, Ultradent Products; South Jordan ut, USA) kullanılarak üretici firmaların talimatları doğrultusunda polimerize edilmiştir.

Kontrol grubunda, örnekler kuru el aletleri ile 1mm tabaka halinde hazırladığımız kalıba yerleştirildi ve her tabakada polimerizasyonu LED ışık kaynağı ile üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda tamamlandı. Bu Çalışmada yüksekliği 2 mm genişliği 8 mm olan silindir şeklinde 80 adet kompozit örnek elde edildi. Polimerizasyonu tamamlanan kompozit örneklerin Sof-Lex cila diskleri sırasıyla (3M ESPE, St Paul, MN, USA) kullanılarak oksijen inhibisyon tabakası kaldırılarak polisajı tamamlandı. Kompozit örnekler hazırladığımız kalıptan çıkarıldıktan hemen sonra amber renkli cam viyallere yerleştirildi ve ışıktan muhafaza edilerek saklandı.



Şekil 3.14: Sof-Lex cila diskleri (3M™ ESPE™, St. Paul, ABD)

Bu çalışmada farklı içerikleri dikkate alınarak 3 farklı modelasyon likitinin 2 farklı kompozit rezinin monomer salınımı üzerine etkileri test edildi. Çalışmada her grupta 10 örnek olacak şekilde 6 adet çalışma grubu oluşturuldu ve 2 adet kontrol grubu ile karşılaştırıldı. Kompozit rezin grupları için uygulanacak modelasyon likitlerine göre gruplar aşağıda belirtilmiştir. Çalışma grupları Tablo 3.6' da şematize edilmiştir.

Tablo 3. 6: Çalışma gruplarının şematize edilmiş hali.

3.7 EKSTRAKSİYON SOLÜSYONLARININ HAZIRLANMASI

Polisaj işleminin tamamlanmasından hemen sonra kompozit diskler monomer 10 ml'lik amber renkli cam viyallerle yerleştirilmiştir ve ışık almaları engellenmiştir. Ekstraksiyon solüsyonu olarak %99'luk etanol (1.00983.2511, Supelco, Merck) ve distile su kullanılarak %75'lik etanol/su solüsyonu hazırlanmıştır. Sonrasında bir mikropipet yardımıyla 2 ml %75'lik etanol/su solüsyonu aynı zamanda tüm cam viyallerle ilave edildi. ISO 10993-12 gerekliliklerine uygun olarak, örnekler ve ekstraksiyon solüsyonu arasındaki hacim oranı 1:10'dan daha büyük olarak belirlenmiştir ve örnekler %75 etanol/su solüsyonuna tamamen daldırılmıştır.

**Şekil 3. 15:** Kompozit örneklerin bekletildiği amber renkli cam viyaller

Ekstraksiyon solüsyonu ve kompozit disklerin bulunduğu cam viyaller monomer salınımlarının değerlendirileceği ölçüm günlerine kadar 37°C’de etüvde (EN055, Nüve, Ankara, Türkiye) bekletilmiştir.



Şekil 3. 16: Örneklerin bekletildiği Etüv Cihazı (EN 055, Nüve, Ankara, Türkiye)

1. günün sonunda kompozit diskler bulundukları cam viyallerden alınarak 10 ml’lik yeni cam viyallere aktarılmıştır ve taze hazırlanmış 2 ml %75’lik etanol/su solüsyonu bu viyallere eklenerek 37 °C’de etüvde bekletilmiştir. Bütün bu işlemler sırasında kompozit örneklerin cam viyallere aktarılmasına ve taze solüsyonların aynı anda eklenmesine dikkat edilmiştir.

1. günün sonunda yapılan işlemler 7. ve 30. gün sonunda tekrarlanarak 3 farklı zamanda ekstraksiyon solüsyonları elde edilmiştir. Bu işlem 80 kompozit örnek için yapılmasıyla birlikte toplam 240 ekstraksiyon solüsyonu hazırlanmıştır. Her ölçüm gününde 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) süzülerek LC-MS/MS cihazına uyumlu olan 2 ml cam viyallere aktarılmış ve ölçüme başlanmıştır.



Şekil 3.17: Chromafil Xtra marka şırınga filtresi



Şekil 3.18: LC-MS/MS cihazına yerleştirilen, ölçümün yapılacağı 2ml cam viyaller.

3.8 LC-MS/MS CİHAZININ KALİBRASYONU VE HAZIRLANMASI

Analizler, Shimadzu® LC-MS 8050 (Kyoto, Shimadzu Corporation, Japonya) modeli ile gerçekleştirilmiştir. LC-MS/MS sistemi: LC-30AD pompası $\times$ 2, SIL-20A otomatik örnekleyici, DGU-20A3R gaz giderici, CTO-20ACV kolon fırını ve triple kuadrupol (triple quadrupole) MS/MS dedektöründen oluşmaktadır. C18 Inertsil ODS-4, HP 3 μ M, 2.1 x 50 mm (GL Sciences, Japonya) boyut ve özelliğe sahip kolon kullanılmıştır. Cihaza ait çalışma koşulları Tablo 3.7’ de verilmiştir.



Şekil 3.20: Shimadzu LC-MS/MS cihazı



Şekil 3.19: LC-MS/MS cihazına yerleştirilmiş C18 Ters Faz Kolonu.

Tablo 3. 7: LC-MS/MS analizinde kullanılan cihazın şartları

LC Koşulları (Nexera X2)		MS Koşulları (LCMS-8050)	
Kolon	Inertsil (ODS-3), C18 column (2.1 mm x 150 mm, 3 µm)	İyon Kaynağı	ESI (+/-)
Kolon Fırın Sıcaklığı	40 °C	Desolvation line sıcaklığı	250 °C
Mobil Faz A	5 mmol/L amonyum format/ distile su	Interface sıcaklığı	300 °C
Mobil Faz B	5 mmol/L amonyum format/methanol	Block heater sıcaklığı	400 °C
Akış Program	5%B. (0 dk)- 60%B. (3 dk)- 70%B. (4 dk)- 80%B. (6 dk)- 95%B. (7- 8.50 dk)- 5%B. (8.51-15 dk)	Spreyleme Gazı Akış Hızı	2.9 L/ dk
Akış Hızı	0.4 mL/ dk	Kurutma Gazı Akış Hızı	10.0 L/ dk.
Enjeksiyon Hacmi	10 µL	Isıtma Gazı Akış Hızı	15.0 L/ dk
Yıkama Solüsyonu	R0: 50% methanol	Dwell time	1-33 msec

LC-MS/MS cihazı ile artık monomer salınım miktarının ölçülmesine başlamadan önce, cihazın kalibrasyonu ve kromatografik şartlarının oluşturulması için ekstraksiyon solüsyonunda araştırılacak BisGMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD), UDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD), TEGDMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) ve HEMA (Sigma Aldrich, St Louis, MO, ABD) monomerlerinin saf çözeltileri seyreltilerek cihaza tanıtılmıştır. Bu monomerlerin özellikleri Tablo 3.8’de belirtilmektedir. Hazırlanan ekstraksiyon solüsyonlarındaki monomer miktarını belirlemek için gerekli olan kalibrasyon eğrilerinin çizilebilmesi amacıyla monomerlere ait standart çözeltiler referans olarak alınmıştır.

Tablo 3.8: Ekstraksiyon solüsyonlarının analizinde kullanılan saf monomerlerin özellikleri.

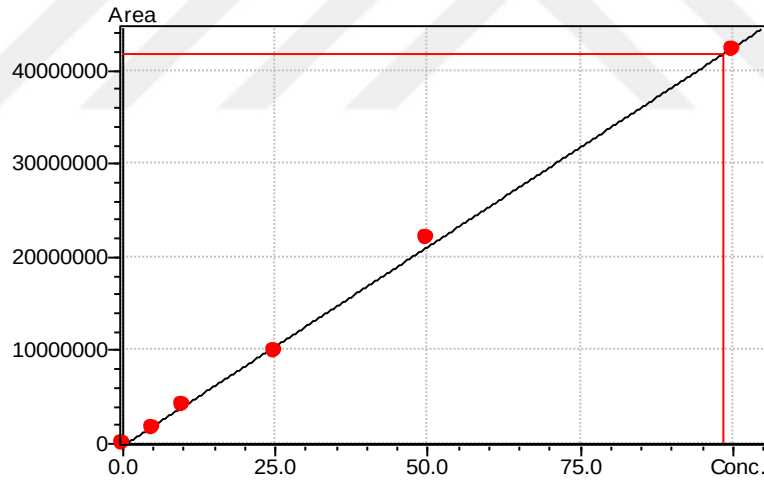
Ticari adı	HEMA	BisGMA	TEGDMA	UDMA
Kimyasal adı	Hidroksietil Metakrilat	BisfenolA gliserolat dimetakrilat	Trietilen glikol dimetakrilat	Ürethan dimetakrilat
Üretici Firma Ürün No	Sigma-Aldrich 477028	Sigma-Aldrich 494356	Sigma-Aldrich 261548	Sigma-Aldrich 436909
Molekül Ağırlığı	130,14 gr/mol	512,59 gr/mol	286,33 gr/mol	470,57 gr/mol
Molekül Formülü	$C_6H_{10}O_3$	$C_{29}H_{36}O_8$	$C_{14}H_{22}O_6$	$C_{23}N_2O_7H_{37}$

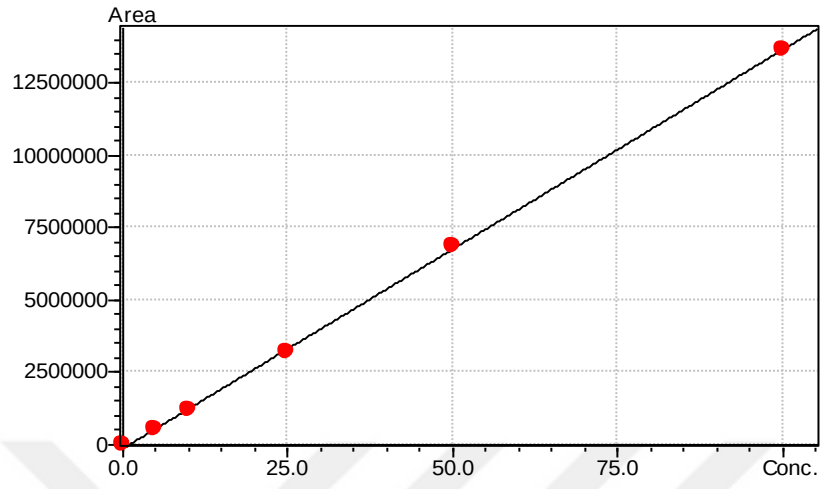
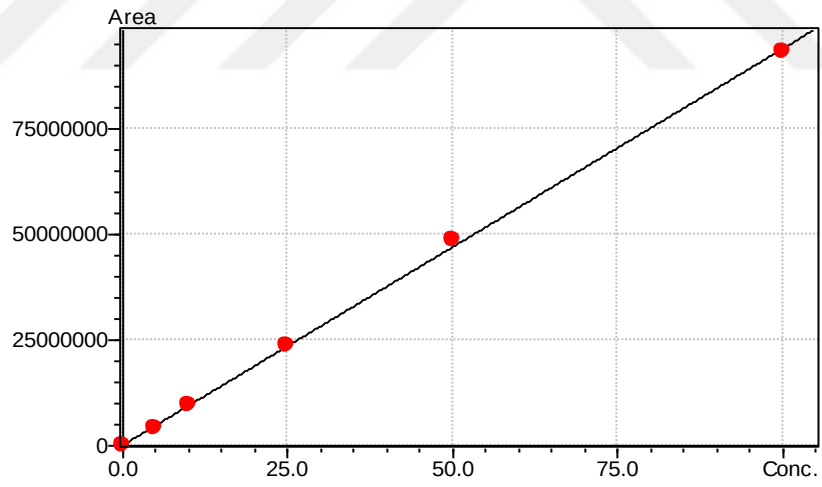
Hazırlanan ekstraksiyon solüsyonlarındaki monomer miktarını belirlemek için gerekli olan kalibrasyon eğrilerinin çizilebilmesi amacıyla monomerlere ait standart çözeltiler referans olarak alınmıştır. Monomerlere ait standart stok çözeltileri hazırlamak amacıyla mikropipetler kullanılmıştır.

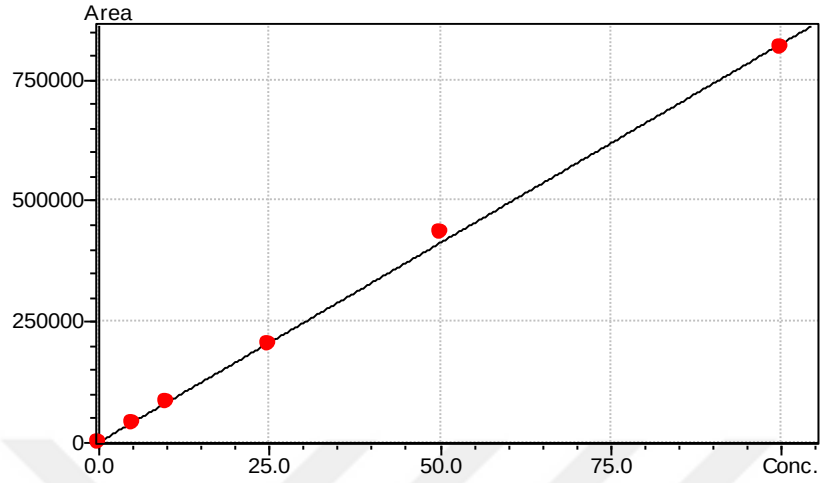
**Şekil 3.21:** Seyreltme ve stok çözelti hazırlamada kullanılan mikropipetler

Seyreltme işlemi ile BisGMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA monomerlerinin 0.4, 0.6, 0.8, 1, 3, 6, 10, 30 ve 50 ppm’lik çözeltileri hazırlanarak LC-MS/MS cihazına enjekte edilmiştir ve bu işlemler sayesinde dört monomerin alıkonma süreleri (kalibrasyon eğrileri) ve pik değerleri belirlenmiştir. Böylece ekstraksiyon solüsyonlarının ölçümü sırasında kromatografide gözlemlenecek piklerin hangi monomere ait olduğu belirlenmiştir. Farklı derişimlerde seyreltilmiş olan saf çözeltilerin LC-MS/MS cihazı ile analizlerinden sonra, her monomerin pik alanına denk gelen konsantrasyon kullanılarak kalibrasyon eğrileri hazırlanmıştır. Her bir monomere ait kalibrasyon eğrileri ve korelasyon katsayılarını (R^2) elde etmek amacıyla, monomerlerin saf çözeltilerindeki konsantrasyonlar lineer regresyon analizlerine tabi tutulmuştur.

Tablo 3. 9: TEGDMA’ya ait Lineer Kalibrasyon Grafiği



Tablo 3. 10: BisGMA 'ya Ait Lineer Kalibrasyon Grafiği**Tablo 3. 11:** UDMA'ya Ait Lineer Kalibrasyon Grafiği

Tablo 3. 12: HEMA'ya Ait Lineer Kalibrasyon Grafiği

3.9 İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapılacaktır. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama±standart sapma şeklinde verilecektir. Kompozit ve yöntemin toplam değerler üzerinde etkisini incelerken iki yönlü varyans analizinden, aynı faktörlerin tekrarlı değerler üzerinde etkisi incelendiğinde tekrarlı ölçümlerde üç yönlü varyans analizinden yararlanacaktır. p değerleri 0.05'den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edilecektir. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanılacaktır (IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk, NY: IBM Corp).

4. BULGULAR

Çalışmada iki farklı kompozit rezinden (Estelite Sigma Quick, Harmonize) salınan BisGMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA artık monomer miktarlarına modelasyon likidi kullanımının etkisi araştırılmıştır. Farklı zaman aralıklarında (1.gün, 7. Gün ve 30. Gün) 37 °C %75 etanol ortamındaki monomer salınımları LC-MS/MS yöntemiyle analiz edilmiştir. Salınımına uğrayan BisGMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA monomerlerinin ortalama milyondaki değeri (ppm) ve standart sapma değerleri tablolarda gösterilmiştir

4.1 Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre BİSGMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi

Tablo 4.1’de tüm zaman periyotlarında salınan toplam BisGMA monomer miktarı gösterilmiştir. Sigma gruplarında toplam monomer salınımları incelendiğinde Sigma-kontrol en yüksek değere ve Sigma-Bisco en düşük monomer salınımına sahiptir ($p<0,05$). Sigma-Ultradent ve Sigma-GC grupları arasında anlamlı farklılıklar yoktur ($p>0,05$). Harmonize gruplarında anlamlı derecede yüksek monomer salınımı Harmonize-kontrol grubunda tespit edilirken en düşük salınım miktarı Harmonize-Bisco grubunda tespit edilmiştir ($p<0,05$). Toplam monomer salınım miktarı karşılaştırmalı olarak incelendiğinde Harmonize gruplarında daha düşük BisGMA salınımı tespit edilmiştir ($p<0,05$). Her iki grup kompozit rezinde de kontrol gruplarında anlamlı derece yüksek monomer salınımları tespit edilmiştir ($p<0,05$). Modelasyon likidi olarak Bisco kullanılan kompozit rezinlerin toplam monomer salınımlarının anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ($p<0,05$).

Tablo 4. 1: Tüm zaman periyotlarında salınan toplam BisGMA monomer miktarı

Yöntem	Estelite Sigma Quick BisGMA	Harmonize BisGMA
	Ort±SS	Ort±SS
Kontrol	36,67±3,76 ^{Aa}	26,31±3,02 ^{Ba}
BİSCO	22,13±1,38 ^{Ac}	19,26±2,45 ^{Bc}
ULTRADENT	30±2,94 ^{Ab}	23,1±3,63 ^{Bab}
GC	31,74±4,38 ^{Ab}	20,76±1,64 ^{Bbc}

Büyük harflerle belirtilen üst simgeler satır boyunca toplam monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Küçük harflerle belirtilen üst simgeler sütun boyunca toplam monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Tablo 4.2’de ölçüm zamanlarına göre BisGMA salınım değerleri verilmiştir. En yüksek salınım değerleri Sigma-kontrol grubunda 30. Gününde elde edilirken, en düşük salınım değerleri ise Harmonize-Bisco grubunda 7.günde elde edilmiştir. Sigma-kontrol grubunda BisGMA salınımının 30 gün sonunda en yüksek değerde olduğu görülürken modelasyon likitleri ile uygulanan Sigma gruplarında 30 gün sonunda salınımın anlamlı şekilde azaldığı görülmüştür ($p < 0,05$). Harmonize-GC grubunda 30 gün sonunda artış görülürken ($p < 0,05$) Harmonize-kontrol, Harmonize-Bisco ve Harmonize-Ultradent gruplarında 30 gün sonunda ilk gün salınım değerlerine benzer salınım izlenmiştir ($p > 0,05$).

Tablo 4. 2: Ölçüm zamanlarına göre BisGMA salınım değerleri verilmiştir

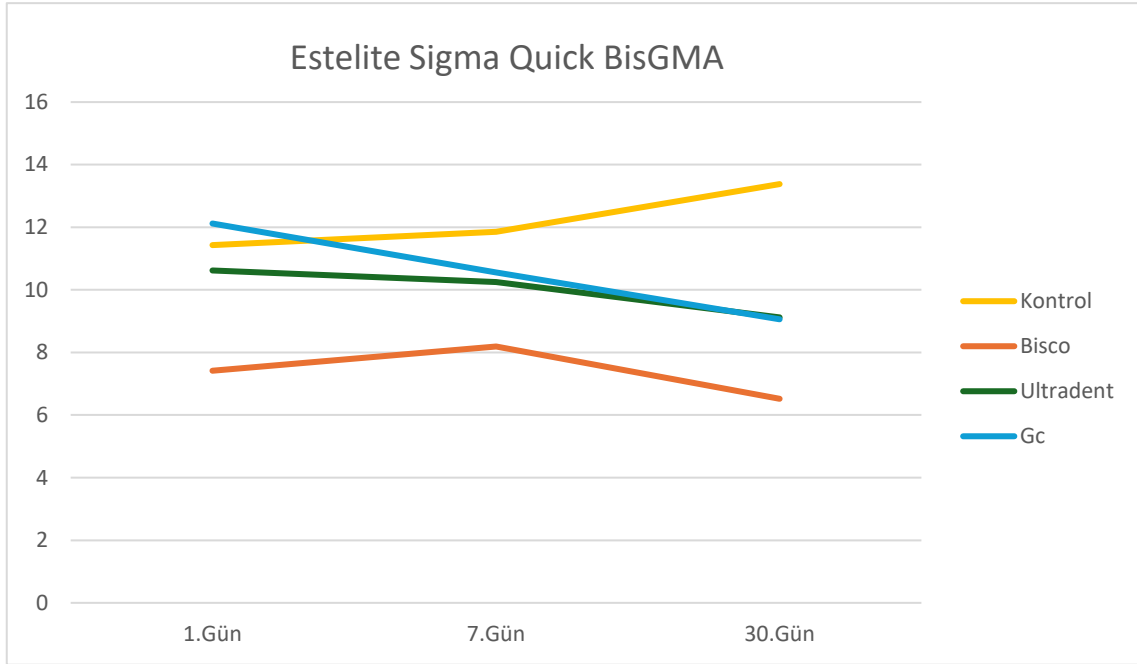
Yöntem	Estelite Sigma Quick			Harmonize		
	BisGMA 1	BisGMA 7	BisGMA30	BisGMA1	BisGMA 7	BisGMA 30
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
Kontrol	11,43±1,35 ^{Bax}	11,86±1,51 ^{Bax}	13,38±2,04 ^{Aax}	9,24±2,22 ^{Aay}	7,5±0,39 ^{Bay}	9,56±0,88 ^{Aay}
BİSCO	7,42±0,93 ^{Abx}	8,19±0,51 ^{ABcx}	6,52±0,28 ^{ACcx}	7,33±1,34 ^{Aabx}	5,22±0,6 ^{Bcy}	6,71±0,96 ^{Abx}
ULTRADENT	10,62±1,92 ^{Aax}	10,25±1 ^{Abx}	9,12±0,92 ^{Bbx}	8,05±1,73 ^{Aay}	6,46±1,21 ^{Baby}	8,59±1,44 ^{Aax}
GC	12,12±3,36 ^{Aax}	10,56±1,14 ^{Bbx}	9,06±0,64 ^{Cbx}	5,52±0,75 ^{Bby}	6,31±0,44 ^{Bbcy}	8,93±0,9 ^{Aax}

Büyük harflerle belirtilen üst simgeler satır boyunca farklı günlerdeki monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

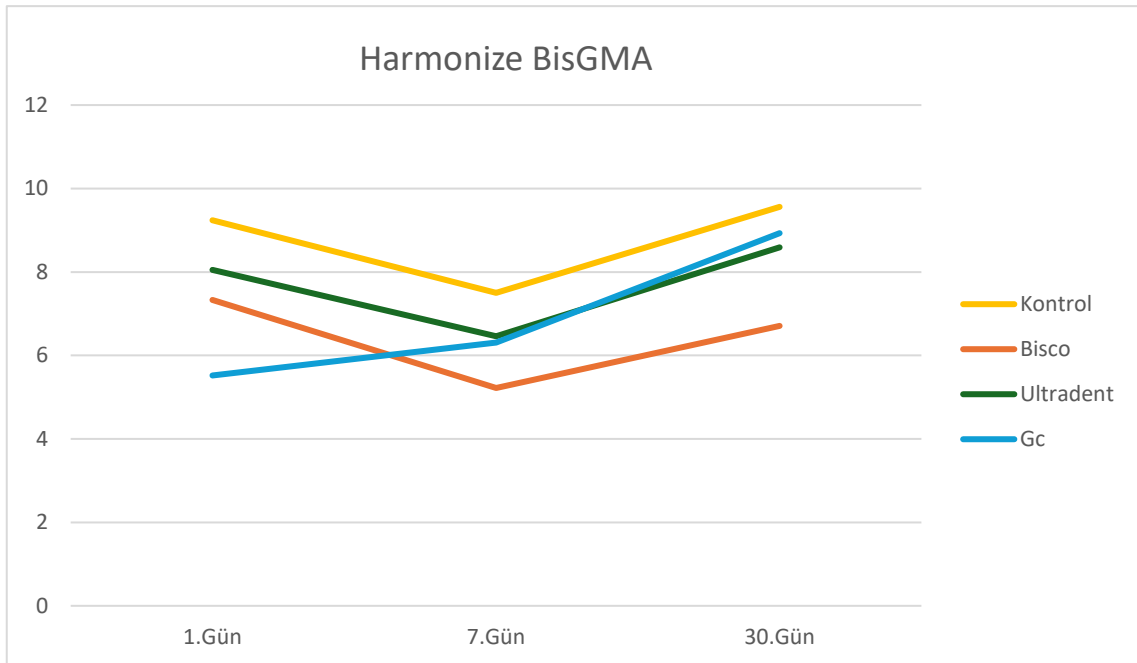
Küçük harflerle(a,b,c,d) belirtilen üst simgeler sütun boyunca monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Küçük harflerle(x,y,z) belirtilen üst simgeler aynı yöntemle hazırlanan farklı kompozitlerin aynı günlerdeki monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir. ($p < 0,05$)

Tablo 4. 3: Estelite Sigma Quick kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan BisGMA miktarının dağılımı.



Tablo 4. 4: Harmonize kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan BisGMA miktarının dağılımı.



1.gün sonunda Sigma gruplarında BisGMA monomer salınım değerleri incelendiğinde artık monomer salınımı en fazla Sigma-GC grubundadır. Sigma-Bisco grubunda diğer gruplardan anlamlı olarak daha düşük salınım izlenmektedir ($p<0,05$). Harmonize grupları değerlendirildiğinde Harmonize-GC grubunda anlamlı olarak daha düşük salınım görülürken ($p<0,05$) diğer gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

7. gün monomer salınımları incelendiğinde Sigma gruplarında en yüksek salınım Sigma-kontrol grubunda, en düşük salınım ise Sigma-Bisco grubunda tespit edilmiştir ($p<0,05$). Harmonize gruplarında en yüksek salınım Harmonize-kontrol grubunda ve en düşük salınım ise Harmonize-Bisco grubunda izlenmektedir ($p<0,05$).30.gün ölçümlerinde Sigma gruplarında anlamlı olarak en yüksek monomer salınımı Sigma-kontrol grubunda, en düşük monomer salınımı ise Sigma-Bisco grubunda tespit edilmiştir ($p<0,05$). Harmonize gruplarında en yüksek salınım Harmonize-kontrol grubunda gözlenmesine rağmen Harmonize-Ultradent ve Harmonize-GC gruplarıyla anlamlı farklılıklar yoktur ($p>0,05$). Sigma ile benzer şekilde, Harmonize-Bisco grubu anlamlı olarak en düşük salınımı göstermiştir ($p<0,05$).

4.2 Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre TEGDMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi

Tablo 4.5'te da tüm zaman periyotlarında salınımına uğrayan toplam TEGDMA miktarları verilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde istatistiksel olarak en yüksek değer Sigma-kontrol grubunda tespit edilmiştir ($p<0,05$). Sigma-GC, Sigma-Ultradent ve Sigma-Bisco gruplarında sırası ile anlamlı biçimde azalan salınım görülmüştür ($p<0,05$). Harmonize alt grupları arasında ise anlamlı farklılık görülmemiştir ($p>0,05$). Tüm Sigma gruplarında, Harmonize gruplarından toplamda daha fazla TEGDMA salınımı tespit edilmiştir ($p<0,05$). Bisco ve Ultradent modelasyon likitlerinin uygulanması Sigma grubunda toplam TEGDMA monomeri salınımını anlamlı derecede azaltırken ($p<0,05$), Harmonize gruplarında artış görülse de anlamlı değildir ($p>0,05$).

Tablo 4. 5: Tüm zaman periyotlarında salınan toplam TEGDMA monomer miktarı

Yöntem	Estelite Sigma Quick	Harmonize
	TEGDMA	TEGDMA
	Ort±SS	Ort±SS
Kontrol	404,57±22,14 ^{Aa}	5,37±0,45 ^{Ba}
BİSCO	317,23±12,15 ^{Ad}	11,73±2,83 ^{Ba}
ULTRADENT	350,45±21,320 ^{Ac}	11,49±2,09 ^{Ba}
GC	376,88±25,63 ^{Ab}	4,82±0,31 ^{Ba}

Büyük harflerle belirtilen üst simgeler satır boyunca toplam monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir (p <0.05).

Küçük harflerle belirtilen üst simgeler sütun boyunca toplam monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir (p <0.05).

Tablo 4.6’da ölçüm zamanlarına göre TEGDMA salınım değerleri verilmiştir. Tüm zaman periyotlarında TEGDMA monomer salınımı tespit edilmiştir. En yüksek salınım değerleri Sigma-GC grubunda 1.günde ve Sigma-kontrol grubunda 7. günde gözlenirken en düşük monomer salınımı Harmonize-kontrol ve Harmonize-GC grubunda 30.günde tespit edilmiştir.

Tablo 4. 6: Ölçüm zamanlarına göre TEGDMA salınım değerleri verilmiştir

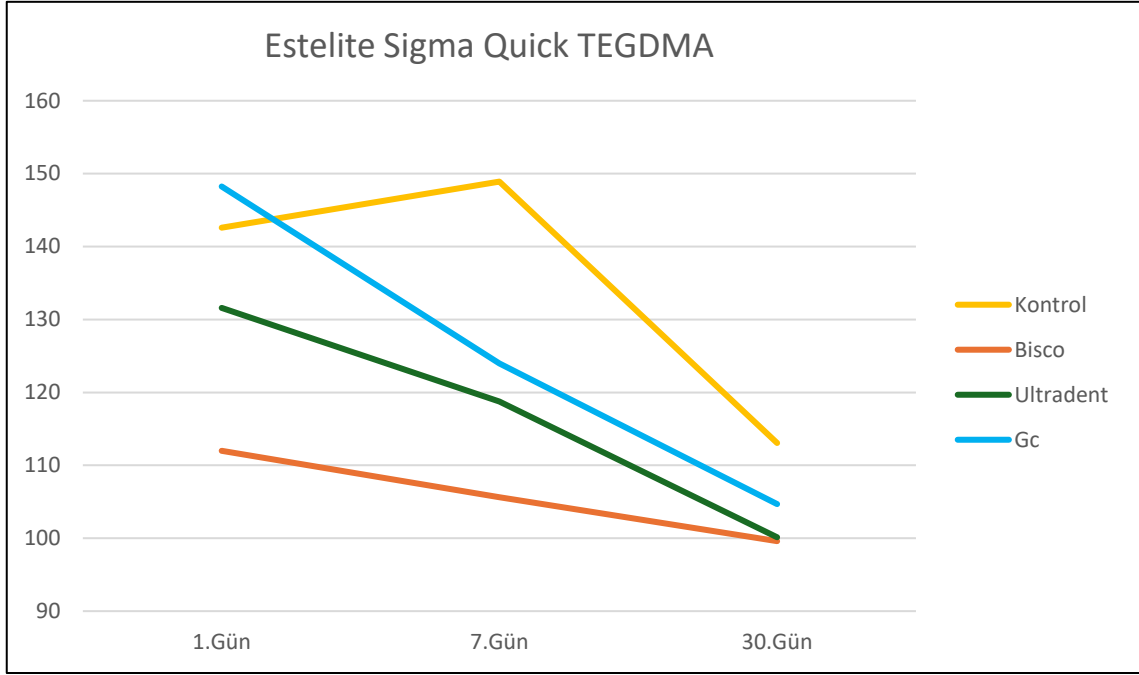
Yöntem	Estelite Sigma Quick			Harmonize		
	TEGDMA 1	TEGDMA 7	TEGDMA 30	TEGDMA1	TEGDMA 7	TEGDMA 30
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
Kontrol	142,59±10,6 ^{Aabx}	148,91±13,36 ^{Aax}	113,06±11,49 ^{Bax}	3,57±0,45 ^{Aay}	1,23±0,06 ^{Aay}	0,57±0,03 ^{Aay}
BİSCO	111,99±12,68 ^{Acx}	105,64±6,45 ^{Acx}	99,6±3,52 ^{Bbx}	9,47±2,66 ^{Aay}	1,16±0,23 ^{ABay}	1,1±0,22 ^{Bay}
ULTRADENT	131,59±13,62 ^{Abx}	118,73±9,53 ^{Bbx}	100,13±5,12 ^{Cbx}	8,76±1,88 ^{Aay}	1,32±0,29 ^{Aay}	1,41±0,2 ^{Aay}
GC	148,24±19,07 ^{Aax}	123,96±8,37 ^{Bbx}	104,68±5,73 ^{Cbx}	3,27±0,3 ^{Aay}	0,83±0,03 ^{Aay}	0,71±0,04 ^{Aay}

Büyük harflerle belirtilen üst simgeler satır boyunca farklı günlerdeki monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir (p <0.05).

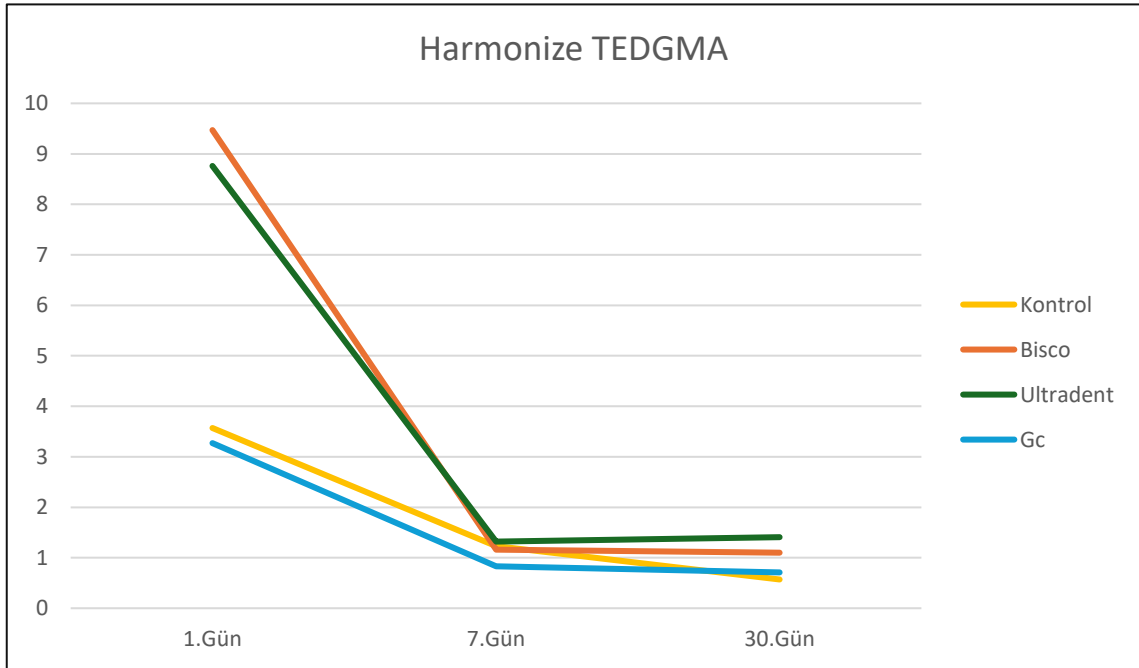
Küçük harflerle(a,b,c,d) belirtilen üst simgeler sütun boyunca monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir (p <0.05).

Küçük harflerle(x,y,z) belirtilen üst simgeler aynı yöntemle hazırlanan farklı kompozitlerin aynı günlerdeki monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir. (p<0,05)

Tablo 4.7: Estelite Sigma Quick kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan TEGDMA miktarının dağılımı.



Tablo 4.8: Harmonize kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan TEGDMA miktarının dağılımı.



1.Gün ölçümlerinde en yüksek monomer salınım miktarı Sigma-GC grubunda gözlenmiştir ($p<0,05$). Sigma-GC grubundan salınan monomer miktarı Sigma-kontrol grubundan fazla olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı değildir ancak Sigma-Bisco ve Sigma-Ultradent gruplarından istatistiksel olarak fazla salınım gözlenmiştir ($p<0,05$). Sigma gruplarında en az miktarda monomer salınımı Sigma-Bisco grubunda gözlenmiştir($p<0,05$). Harmonize grupların monomer salınımlarında en az salınım Harmonize-GC grubunda, en yüksek salınım Harmonize-Bisco grubunda gözlenmesine rağmen fark anlamlı değildir ($p>0,05$). Tüm Harmonize gruplarında monomer salınımı Sigma gruplardan istatistiksel olarak daha düşüktür ($p<0,05$).

7. gün ölçümleri incelendiğinde Sigma-kontrol grubu istatistiksel olarak Sigmanın diğer gruplarından fazladır ($p<0,05$). Tüm çalışma gruplarında 7. Gün monomer salınım miktarı azalmıştır ancak Sigma-kontrol grubunun 7. Gün sonundaki monomer salınımı 1.günden daha fazladır ($p>0,05$). Sigma-Ultradent ve Sigma-GC gruplarında monomer salınımları azalmıştır ($p<0,05$). Sigma-Bisco grubunun 7. Gün sonundaki monomer salınımı azalmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0,05$) Harmonize gruplarının TEGDMA monomer salınımı 7.günde 1. günden daha azdır ancak istatistiksel fark yoktur ($p>0,05$). Harmonize grupları arasında 7.gün sonundaki TEGDMA salınımları arasında da istatistiksel fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). Tüm Harmonize gruplarında Sigma'dan anlamlı derecede düşük monomer salınımı gözlenmiştir ($p<0,05$).

30. gün sonunda Sigma-kontrol grubunda diğer tüm gruplardan daha fazla salınım görülmüştür ($p<0,05$). Sigma-Bisco grubundan salınan monomer miktarı en düşük olmasına rağmen Sigma-Ultradent ve Sigma-GC gruplarıyla anlamlı farklılık yoktur ($p>0,05$). Sigma gruplarında 30. gün sonunda salınan TEGDMA miktarı 7. günden daha azdır ($p<0,05$). Harmonize gruplarından 30. Günde salınan monomer miktarı diğer günlerden az olmasına rağmen istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ($p>0,05$). En düşük monomer salınımı Harmonize-kontrol grubunda tespit edilmiştir ($p>0,05$). 30. gün ölçümlerinde Sigma gruplarında, Harmonize gruplarından istatistiksel olarak daha fazla TEGDMA monomer salınımı gözlenmiştir ($p<0,05$).

Tüm Sigma gruplarında 1. gün ve 30. gün salınan TEGDMA miktarı incelendiğinde anlamlı derecede azalma tespit edilmiştir ($p<0,05$). Harmonize gruplarında 1.günden 30. Güne kadar TEGDMA monomer salınımında azalma gözlenmesine rağmen sadece Harmonize-Bisco grubunda anlamlı bir azalma tespit edilmiştir ($p<0,05$).

4.3 Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre UDMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi

Tablo 4.9’ da tüm grupların farklı zaman periyotlarında salınan UDMA monomerinin toplam miktarı verilmiştir. Sigma gruplarında en yüksek salınım Sigma-Bisco grubunda tespit edilmiştir ancak Sigma-GC grubuyla anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$). En düşük toplam monomer salınımı Sigma-kontrol grubunda tespit edilmiştir ($p<0,05$). Harmonize gruplarında anlamlı derecede yüksek salınım Harmonize-Bisco grubundayken, düşük monomer salınımı Harmonize-kontrol grubunda ölçülmüştür ($p<0,05$). Toplam monomer salınımı değerlendirildiğinde modelasyon likidi uygulanan grupların monomer salınımlarının kontrol gruplarından anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$).

Tablo 4. 9: Tüm zaman periyotlarında salınan toplam UDMA monomer miktarı.

Yöntem	Estelite Sigma Quick	Harmonize
	UDMA	UDMA
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
Kontrol	0,53 $\pm$ 0,02 ^{cA}	0,5 $\pm$ 0,15 ^{cA}
BISCO	4,25 $\pm$ 1,1 ^{aA}	3,76 $\pm$ 1,15 ^{aA}
ULTRADENT	2,71 $\pm$ 0,46 ^{bA}	2,09 $\pm$ 0,31 ^{bB}
GC	3,64 $\pm$ 0,73 ^{aA}	2,72 $\pm$ 0,56 ^{bB}

Büyük harflerle belirtilen üst simgeler satır boyunca toplam monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Küçük harflerle belirtilen üst simgeler sütun boyunca toplam monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

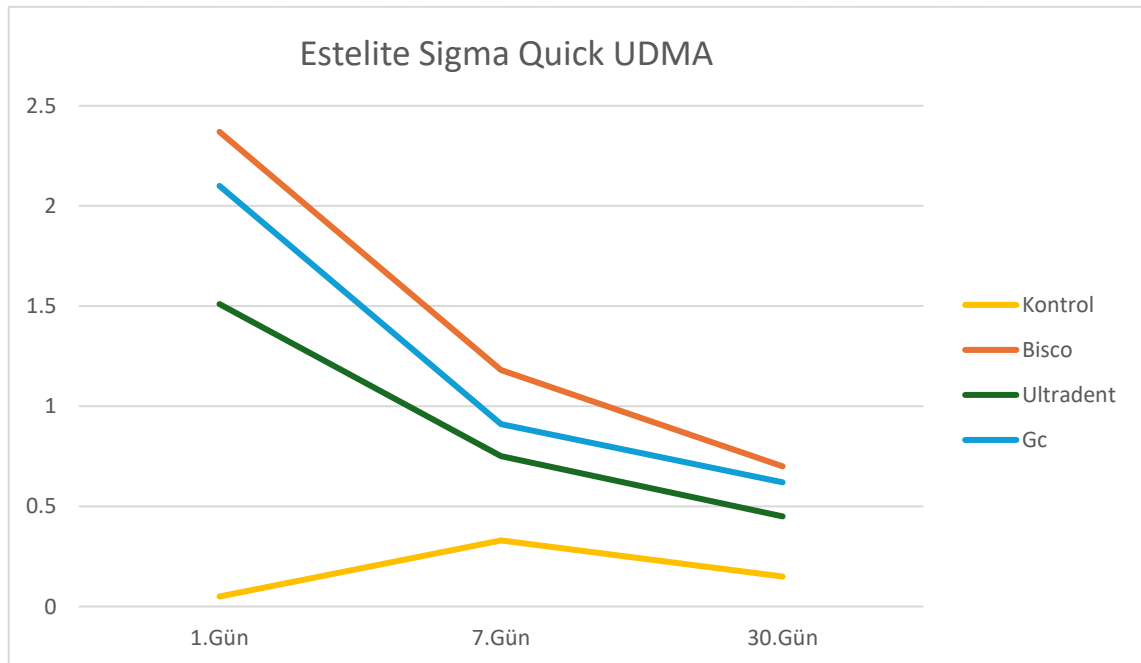
Tablo 4. 10: Ölçüm zamanlarına göre UDMA salınım değerleri verilmiştir.

Yöntem	Estelite Sigma Quick			Harmonize		
	UDMA 1	UDMA 7	UDMA30	UDMA 1	UDMA 7	UDMA30
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
Kontrol	0,05±0,02 ^{ABcx}	0,33±0,01 ^{Acx}	0,15±0 ^{Bcx}	0,33±0,15 ^{cAx}	0,15±0 ^{ABcy}	0,02±0 ^{ACcy}
BİSCO	2,37±0,63 ^{Aax}	1,18±0,34 ^{Bax}	0,7±0,18 ^{Cax}	2,35±0,99 ^{Aax}	0,76±0,26 ^{Bay}	0,65±0,19 ^{Cax}
ULTRADENT	1,51±0,3 ^{Abx}	0,75±0,13 ^{Bbx}	0,45±0,08 ^{Cbx}	1,24±0,27 ^{Abx}	0,42±0,1 ^{Bby}	0,42±0,07 ^{Bbx}
GC	2,1±0,54 ^{Aabx}	0,91±0,2 ^{Bbx}	0,62±0,16 ^{Cax}	1,78±0,4 ^{Aabx}	0,53±0,14 ^{Bby}	0,41±0,11 ^{Cby}

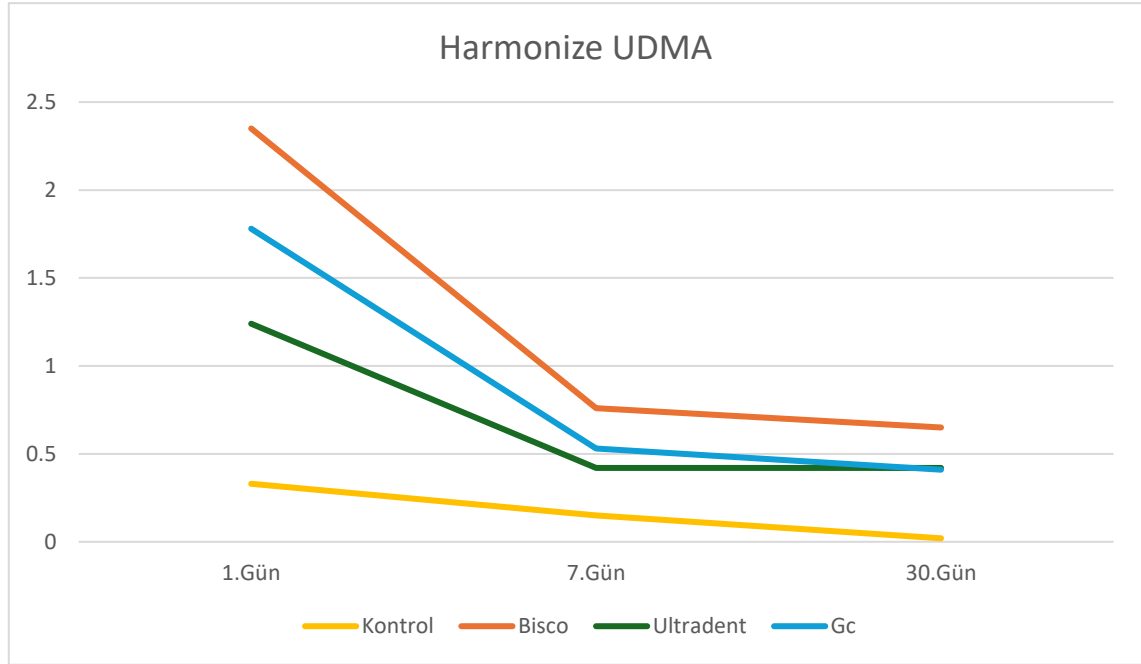
Büyük harflerle belirtilen üst simgeler satır boyunca farklı günlerdeki monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Küçük harflerle(a,b,c,d) belirtilen üst simgeler sütun boyunca monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Küçük harflerle(x,y,z) belirtilen üst simgeler aynı yöntemle hazırlanan farklı kompozitlerin aynı günlerdeki monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir. ($p < 0,05$)

Tablo 4. 11: Estelite Sigma Quick kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan UDMA miktarının dağılımı.

Tablo 4. 12: Harmonize kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan UDMA miktarının dağılımı.



1.gün ölçüm sonuçları incelendiğinde Sigma-kontrol grubunda anlamlı derecede daha az UDMA salınımı görülmüştür ($p<0,05$). Sigma-Bisco ve Sigma-GC’de kontrol grubuna göre daha yüksek miktarda monomer tespit edilmiştir. Benzer şekilde, Harmonize-kontrol grubunda anlamlı şekilde en düşük salınım izlenirken sırasıyla Harmonize-Ultradent, Harmonize-GC ve Harmonize-Bisco gruplarında artan salınım görülmüştür ($p<0,05$).

7. gün ölçümleri değerlendirildiğinde, 1.gün ile benzer şekilde Sigma-kontrol ve Harmonize-Kontrol gruplarında en düşük salınım görülmüş ve kontrol grupları dışındaki tüm gruplarda 1. Gün değerlerine göre monomer salınım değerlerinde anlamlı azalmalar tespit edilmiştir ($p<0,05$).

30. gün sonundaki ölçümlerde 1. ve 7. gün ile benzer şekilde Sigma-kontrol ve Harmonize-Kontrol gruplarında en düşük salınım görüldü ($p<0,05$). 30. gün sonunda tüm gruplarda 1. gün ölçümlerine göre anlamlı derecede daha az salınım görüldü ($p<0,05$).

4.4 Uygulama Gruplarına ve Zamana Göre HEMA Salınım Miktarının Değerlendirilmesi

Tablo 4.13'te tüm grupların toplam HEMA salınım değerleri verilmiştir. Sigma grupları değerlendirildiğinde, Sigma-kontrol grubunda anlamlı derecede düşük HEMA salınımı belirlenmiştir ($p<0,05$). Sigma-Ultradent, Sigma-GC ve Sigma-Bisco gruplarında sırasıyla artan şekilde salınım miktarları ölçülmüştür. Harmonize grupları incelendiğinde anlamlı derecede en düşük monomer salınımı yine Harmonize-kontrol grubunda, en yüksek salınım ise Harmonize-Bisco grubunda tespit edilmiştir ($p<0,05$). Toplam monomer salınımları karşılaştırıldığında modelasyon likidi kullanılan gruplarda kontrol gruplarına göre anlamlı artışlar tespit edilmiştir ($p<0,05$). En fazla HEMA salınımı her iki kompozit rezin için de Bisco gruplarında belirlenmiştir ($p<0,05$).

Tablo 4. 13: Tüm zaman periyotlarında salınan toplam HEMA monomer miktarı.

Yöntem	Estelite Sigma Quick HEMA	Harmonize HEMA
	Ort±SS	Ort±SS
Kontrol	0,45±0,18 ^{Ac}	0,38±0,3 ^{Ac}
BİSCO	2,22±0,65 ^{Aa}	1,91±0,68 ^{Aa}
ULTRADENT	1,48±0,29 ^{Ab}	1,17±0,33 ^{Ab}
GC	1,86±0,48 ^{Aab}	1,37±0,38 ^{Ab}

Büyük harflerle belirtilen üst simgeler satır boyunca toplam monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Küçük harflerle belirtilen üst simgeler sütun boyunca toplam monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

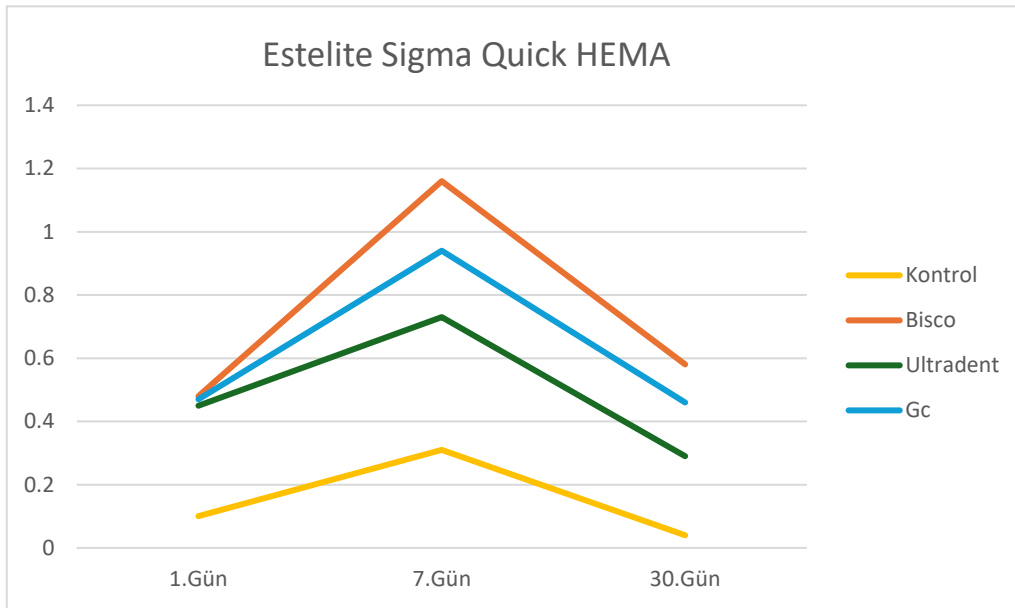
Tablo 4. 14: Ölçüm zamanlarına göre HEMA salınım değerleri verilmiştir.

Yöntem	Estelite Sigma Quick			Harmonize		
	HEMA 1	HEMA 7	HEMA 30	HEMA 1	HEMA 7	HEMA 30
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS
Kontrol	0,1±0,18 ^{Abx}	0,31±0,05 ^{ABcx}	0,04±0,01 ^{ACcx}	0,23±0,3 ^{ABbx}	0,15±0,01 ^{Bcx}	0±0 ^{Acx}
BİSCO	0,48±0,33 ^{Aax}	1,16±0,34 ^{Bax}	0,58±0,18 ^{Aax}	0,61±0,41 ^{ABax}	0,73±0,26 ^{Aay}	0,57±0,19 ^{Bax}
ULTRADENT	0,45±0,25 ^{Aax}	0,73±0,11 ^{Bbx}	0,29±0,07 ^{Abx}	0,42±0,22 ^{Aabx}	0,4±0,12 ^{Aby}	0,35±0,07 ^{Abx}
GC	0,47±0,3 ^{Bax}	0,94±0,22 ^{Aabx}	0,46±0,15 ^{Bax}	0,53±0,28 ^{ABabx}	0,49±0,14 ^{Abay}	0,34±0,11 ^{Bby}

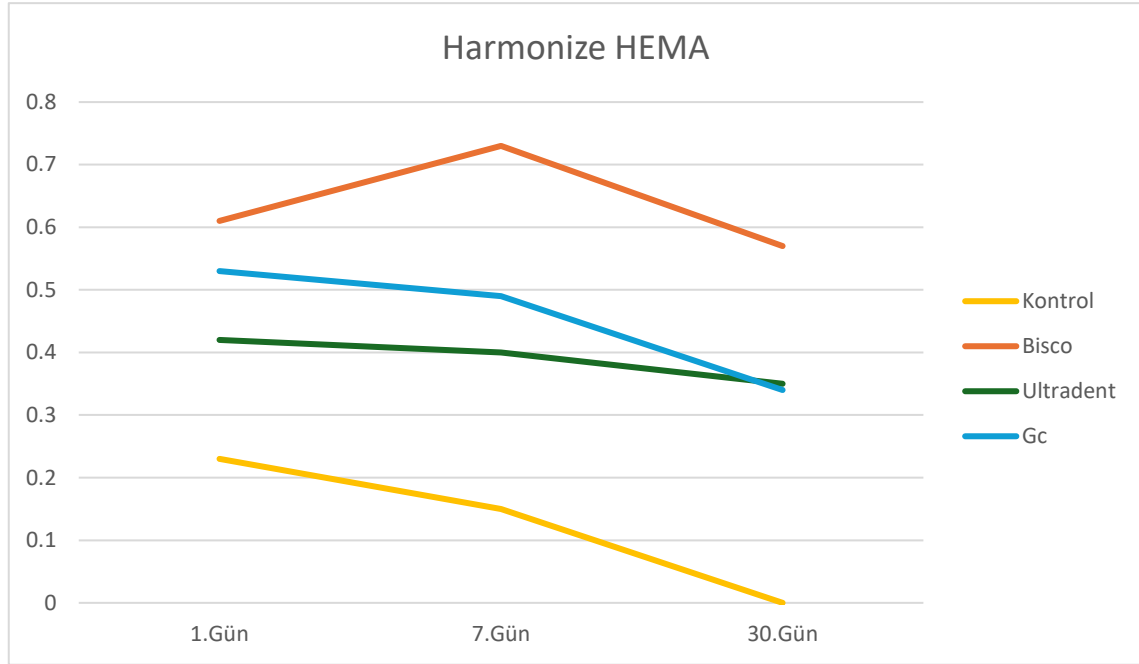
Büyük harflerle belirtilen üst simgeler satır boyunca farklı günlerdeki monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Küçük harflerle(a,b,c,d) belirtilen üst simgeler sütun boyunca monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir ($p < 0.05$).

Küçük harflerle(x,y,z) belirtilen üst simgeler aynı yöntemle hazırlanan farklı kompozitlerin aynı günlerdeki monomer salınım değerlerinde anlamlı farklılık göstermektedir. ($p < 0,05$)

Tablo 4. 15: Estelite Sigma Quick kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan HEMA miktarının dağılımı.

Tablo 4. 16: Harmonize kompozit rezin gruplarının ölçüm zamanlarına göre salınan HEMA miktarının dağılımı



1. gün ölçüm sonuçları incelendiğinde Sigma ve Harmonize için Kontrol gruplarında anlamlı derecede düşük monomer salınımı tespit edilmiştir ($p<0,05$). Modelasyon likit uygulanan gruplar arasında ise anlamlı farklılıklar tespit edilememiştir ($p>0,05$). Sigma için modelasyon likidleri arasında farklılık izlenmezken, Harmonize-Bisco grubunda diğer likidlerden daha fazla salınım olduğu görüldü ($p<0,05$).

7.gün ölçümleri değerlendirildiğinde, 1. gün ölçümleri ile benzer şekilde, Sigma-kontrol ve Harmonize-kontrol gruplarında anlamlı derecede düşük salınım değerleri tespit edilmiştir ($p<0,05$). Tüm Sigma gruplarında 7. Gün ölçümlerinde 1.gün ölçümlerine göre anlamlı şekilde daha yüksek HEMA salınımı belirlenmiştir ($p<0,05$). Harmonize gruplarında 1. Ve 7. gün ölçümleri karşılaştırıldığında anlamlı farklılık olmadığı görülmektedir ($p>0,05$)

30.gün ölçümlerinde Sigma-kontrol ve Harmonize-kontrol gruplarından salınan monomer miktarı diğer gruplardan anlamlı şekilde daha düşüktür ($p<0,05$). Harmonize-kontrol grubundan HEMA monomeri salınmadığı tespit edilmiştir. Sigma-Bisco ve

Sigma-GC gruplarında Sigma-Ultradent grubuna göre daha fazla salınım olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Harmonize-Bisco grubunda da kontrol grubu ve diğer modelasyon likidi gruplarına göre daha fazla salınım izlenmiştir ($p<0,05$). Sigma gruplarında 7. Gün artan ve 30. Günde azalan bir trend izlenirken Harmonize gruplarında 30. Güne doğru azalan bir salınım görülmektedir.



5.TARTIŞMA

Rezin materyallerden salınan monomerlerin biyolojik etkileri önemli bir endişe kaynağıdır ve bu konu birçok çalışmada detaylı olarak incelenmiştir. Bu in vitro çalışma, farklı kompozit rezinlerin polimerizasyon sonrası artık monomer salınım miktarlarını zamana bağlı olarak incelemek ve bu kompozit rezinlere uygulanan modelasyon likitlerinin monomer salınımı (BisGMA, TEGDMA, UDMA ve HEMA) üzerine etkilerini değerlendirmektir.

Kompozit rezinlerin doldurucu içeriğinin geliştirilmesi fiziksel özelliklerini olumlu etkilemiştir. Özellikle nano doldurucu içeriğe sahip kompozit rezinler günümüzde ön bölge ve arka bölge restorasyonlarında sıklıkla tercih edilmektedir. Yapılan bir çalışmada genel diş hekimliği uygulamalarında kompozit rezinlerin kullanımının %95'lere çıktığı bildirilmiştir (Vidnes-Kopperud et al., 2011). Bunun en büyük nedeni estetik beklentileri karşılayabilen, nispeten ucuz, biyouyumlu, mekanik özellikleri iyi ve diş dokusuyla uyumlu restorasyonlar elde edilebiliyor olmasıdır (O. Polydorou, A. Konig, et al., 2009; van Dijken & Pallesen, 2014).

Kompozit rezinlerdeki olumlu gelişmelere rağmen, düşük dönüşüm derecesi ve polimerizasyon büzülmesi en temel problemler arasındadır (Lempel et al., 2016). Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin monomer dönüşüm derecesi materyalin mekanik özelliklerinin, uzun dönem performansının ve biyouyumluluğunun değerlendirilmesinde oldukça önemli bir faktördür (Ferracane, 1994; Lempel et al., 2016). Yapılan bir araştırmada kompozit rezinlerin polimere dönüşme oranının %35-%77 olduğu belirtilmiştir (Porto et al., 2010). Klinik uygulamalarda kompozit rezinlerin içeriğindeki monomerlerin büyük bir bölümünün polimerize olamadan artık monomer olarak kaldığı ve salınımına uğradığı bildirilmiştir (Durner et al., 2010; Lempel et al., 2016). Kompozit rezinlerden salınan kimyasal maddeler vücuda; dentin tübülleri yoluyla pulpal difüzyonla, gastrointestinal sindirimle ve uçucu bileşenler akciğerlerden inhalasyon yoluyla alınmaktadır (Gerzina & Hume, 1996). Salınımına uğrayan monomerler, alerjik reaksiyon, yüksek konsantrasyonlarda sitotoksikite, sub-sitotoksik konsantrasyonlarda hayati hücre fonksiyonlarının bozulması ve hatta DNA hasarının indüklenmesi gibi biyotoksik etkilere neden olabilir (Aalto-Korte et al., 2007; Keyvan Moharamzadeh et al., 2007; Schweikl et

al., 2006; Shehata et al., 2013; Urcan et al., 2010). Çalışmalarda TEGDMA'nın dişeti ve insan fibroblastları üzerinde sitotoksik etkileri ve klinik olarak pulpa enflamasyonu ve nekrozuna sebep olabileceği bildirilmiştir (De Angelis et al., 2021; Stanislawski et al., 2003). BisGMA ve TEGDMA monomer salınımı yapan materyallerin daha yüksek sitotoksik ve genotoksik etkileri olduğu gözlenmiştir (De Angelis et al., 2021). UDMA'nın ise in vitro çalışmalarda çok düşük dozlarda dahi hücre büyümesini inhibe ettiği gözlenmiştir (Wacławczyk et al., 2018). Ayrıca salınıma uğrayan monomerlerin dental pulpal hücreleriyle doğrudan temas geçmesi inflamasyon ve dentin mineralizasyonunun inhibisyonu birçok çalışmada belirtilmiştir (de Souza Costa et al., 2000; Murray et al., 2002). Monomer salınımı çalışmaları incelendiğinde, çalışmaların sonuçları rezin materyalin türü, doldurucu oranı, polimerizasyon tekniği, tabakalama kalınlığı, polimerizasyon süresi, dönüşüm derecesi, monomerin kimyasal yapısı gibi birçok faktörün etki edebildiği görülmüştür (Alshali et al., 2015a; Lempel et al., 2016). Ayrıca kompozit rezinlerin hazırlandığı ortam koşulları, ekstraksiyon ortamının içeriği ve miktarı da etkili olabilir (Cebe et al., 2015; Chen, 2019; Paolone et al., 2022). Çalışmada birçok faktör sabit tutularak modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerin monomer salınımları üzerine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Kompozit rezinler temel olarak organik matriks, inorganik doldurucu ve bunları birbirine bağlayan ara fazdan oluşmaktadır. Organik faz, polimer matriksinin oluşumunda görev alır ve kompozit rezinlerin özelliklerini büyük ölçüde belirlemektedir. Çalışmamızda test edilen Estelite Sigma Quick kompozit rezinin organik fazında %10-30 BisGMA, %5-10 TEGDMA, %1 BHT monomerleri bulunurken; Harmonize kompozit rezin organik fazında %20-50 BisEMA, yaklaşık %5 oranında silan (3-Trimetoksisililpropil metakrilat; TMSPMA), yaklaşık %3 TEGDMA monomeri yer almaktadır.

Kompozit rezinlerin uzun dönem performans materyalin kimyasal ve fiziksel özelliklerine ek olarak hekimin deneyimi ve uygulama tekniğinden de etkilenmektedir (Sunnegårdh-Grönberg et al., 2009). Kompozit rezinin kaviteye taşınırken ve şekillendirilirken el aletlerine yapışması klinisyenlere problem oluşturmaktadır. Bu durum tedavinin tamamlanma sürecini uzatırken kavite adaptasyonunda zorluklar, tabakalar arasında boşluklar, şekillendirme sırasında zorluklar yaşatabilmektedir

(Paolone et al., 2022). Bu problemin çözümünde geçmişten günümüze kadar klinisyenler kendi yöntemlerini geliştirerek alkol ve adeziv ürünlerle el aletlerini nemlendirerek kullanmışlardır ancak çalışmalarda bu ürünlerin kompozit rezinlerin yapısına olumsuz etkileri belirtilmiştir (Perdigao et al., 2021; Sneed & Draughn, 1980). Kompozit rezinlerin şekillendirmesinde kullanılacak modelasyon sıvıları geliştirilerek klinisyenlerin problemlerine çözüm aramışlardır. Bu çalışmada klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilen modelasyon likidleri; GC Modeling Liquid, Ultradent Composite Wetting Resine, Bisco Modeling Resine test edilmiştir. Ancak firmalar bu yeni materyallerin kimyasal içeriğiyle ilgili sınırlı bilgiler paylaşmaktadır. Bu bilgiler doğrultusunda; GC Modeling Liquid içeriğinde %25-50 UDMA, %25-50 2-Hidroksi-1,3-dimetakriloksipropen (HDMA), %10-25 HEMA bulunmaktadır. Composite Wetting Resine %10-25 TEGDMA, %10-25 Diüretan dimetakrilat (DUDMA), yaklaşık %10 Silan içermektedir. Bisco Modeling Resine ise %10-30 UDMA, %1-5 Tetrahidrofurfuril metakrilat (THFMA), %1-5 BPA içermektedir. Bisco modelasyon likidi %30 doldurucu içerirken Ultradent %45 doldurucu içermektedir, GC modelasyon likidinin doldurucu içermediği belirtilmiştir.

Kompozit rezinlerin 2 mm tabakalar şeklinde kaviteye yerleştirilmesi ideal polimerizasyon derinliğinin sağlanması için altın standart olarak kabul edilmektedir (Kütük, 2018). Tabaka kalınlığının artması ışığın saçılmasına ve ışık yoğunluğunun azalmasına sebep olmakta bu durum ideal polimerizasyonu engelleyerek artık monomer miktarının artmasına neden olmaktadır (Lempel et al., 2016). Bunun sonucunda çalışmalarda farklı çaplarda örnekler hazırlanmasına rağmen, 2mm kalınlığında örneklerin tercih edilmektedir (Araujo et al., 2018; de Paula et al., 2016; Maalekipour et al., 2021; Sedrez-Porto et al., 2017; Tuncer et al., 2013). Literatürde yer alan çalışmalarda, modelasyon likitleri kompozit rezinlerin tabakaları arasına (Araujo et al., 2018; Maalekipour et al., 2021; Sedrez-Porto et al., 2017) veya en üst yüzeylerine (de Paula et al., 2016; Tuncer et al., 2013) uygulanarak örneklerin hazırlandığı görülmüştür. Modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerin monomer salınımlarına etkilerini incelediğimiz bu çalışmada literatür ile benzerlik göstererek 8mm çapında 2 mm yükseklikte teflon kalıplarla örnekler hazırlanmıştır. Bu çalışmada özellikle ön bölge restorasyonlardaki hassasiyet ve benzer çalışmalardaki (Araujo et al., 2018; Maalekipour

et al., 2021; Sedrez-Porto et al., 2016) tabaka kalınlığı incelendiğinde 0,5 mm tabakalar halinde kompozit rezinler yerleştirilmiştir. Klinik uygulamalar ve literatür çalışmaları dikkate alındığında ara tabakalar ve en üst yüzeye olmak üzere 4 kez modelasyon likidi uygulanmıştır. Ancak polimerizasyon işlemi klinik uygulama göz önünde bulundurularak her tabakadan sonra üretici talimatlarına uyularak tekrarlanmıştır.

Kompozit rezinin polimerizasyon sonrasındaki monomer salınımının en önemli sebebi polimer yapıya dönüşmeden kalan artık monomer miktarıdır. Polimerizasyon ünitesinin türünün (Halojen ve LED) monomer salınımı üzerine belirgin bir etkisi bulunmadığı belirtilmiştir (Nalçacı et al., 2006). Ancak polimerizasyon ünitesi ile kompozit rezin içeriğinin uyumluluğu ve cihazın gücü önemlidir. Çalışmamızda hazırlanan kompozit rezinlerin polimerizasyonu için yeterli ışık gücüne (2000 mW/cm²) sahip 3. Nesil LED ışık cihazı (VALO Cordless, Ultradent Products; South Jordan ut, USA) standart modda kullanılmıştır. Kompozit rezinlerin polimerizasyon cihazının ucuyla olan mesafenin artması ışık yoğunluğunun azalmasına sebep olduğu için üreticiler tarafından mümkün olduğu kadar yakın tutulması tavsiye edilmektedir. Lindberg ve ark.(Lindberg et al., 2005) yaptıkları çalışmada bu kritik mesafenin 6 mm olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada kompozit rezinin yüzeyi ile polimerizasyon cihazının ucu arasındaki mesafe 2mm olacak şekilde standardize edilmiştir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında oluşan serbest radikaller atmosferdeki oksijen ile reaksiyonu düşük reaktiviteye sahip peroksitler meydana getirerek tam olarak polimerize olmamış oksijen inhibisyon tabakası oluşur (Tuncer et al., 2016). Yap ve ark.(Yap et al., 2004) yaptıkları çalışmalarında bu tabakanın dönüşüm derecesini düşürdüğü ve artık monomer miktarını arttırdığı bildirilmiştir. Kompozit rezinden ortama yüksek miktarda artık monomerin geçişine sebep olabilecek bu tabakanın kaldırılması gerekmektedir (Tuncer et al., 2016) ve klinik uygulamalarda restorasyonların cilalanması ile kaldırılmaktadır. Bu çalışmada alüminyum oksit kaplı çok aşamalı disk sistemi (Sof-Lex disk, 3M™ ESPE™, St. Paul, ABD) kullanılarak oksijen inhibisyon tabakası kaldırıldı ve yüzey cilası tamamlandı.

Restoratif materyallerden monomer salınımında ağız boşluğundaki çözücülerin de etkili olduğu düşünülmektedir. Göpferich ve ark.(Göpferich, 1996) ağız boşluğundaki

kompozit materyallerin zaman içinde kimyasal olarak bozulmasıyla ilgili olarak, bunun nedeninin insan tükürüğünden gelen esterazlar ile hidroliz veya enzimatik kataliz olduğunu belirtmişlerdir. Rezin bazlı dental materyallerden monomerlerin salınımı in vitro olarak pek çok çalışmada örneklerin su veya organik bir çözücü gibi bir ekstraksiyon çözeltisinde bekletilmesiyle araştırılmıştır (Van Landuyt et al., 2011). Bu amaçla ilk olarak yapay tükürük tercih edilmiş ancak düşük penetrasyon gücü sebebiyle anlamlı sonuçlar elde edilememiştir (Hsu et al., 2012). Literatürde ekstraksiyon solüsyonu olarak su (Stefova et al., 2005; Tanaka et al., 1991), etanol-su karışımı (LARSEN & MUNKSGAARD, 1991; Sideridou & Achilias, 2005) ve metanolün (Spahl et al., 1998) kullanıldığı görülmüştür. Ferracane'a (Ferracane, 1994) göre, ağız ortamı organik çözeltiler ile su arasında bir noktada temsil edilmektedir. Wu ve ark. (Wu & McKinney, 1982) kompozit rezinlerden monomer salınımlarının incelendiği bir çalışmada en iyi ortamın %75 etanol-su karışımı olduğu belirtmiştir. Sonrasında yapılan birçok çalışmada aynı ekstraksiyon ortamı kullanılmaya devam etmiştir (Ferracane & Condon, 1990; Łagocka et al., 2018; Lempel et al., 2016; Polydorou et al., 2007; Putzeys et al., 2019). Tüm bunlara ek olarak ABD Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) %75'lik etanolün in vitro koşullarda yaşlandırıcı etkisi olduğunu belirtmiştir ve monomer salınım çalışmalarında da sıklıkla kullanılmıştır. Cokic ve ark. (Putzeys et al., 2019), in-vitro deneylerdeki salınım kinetiğinin, çözücünün monomerler tarafından doygunluğa ulaşmasından da etkilendiğini ve bu durumun salınımın azalmasına neden olabileceğini göstermiştir. Bu bağlamda ISO 10993-12 standartlarında örnekler ve ekstraksiyon solüsyonu arasındaki hacim oranı 1:10'dan daha büyük olacak şekilde hazırlanması gerektiği belirtilmiştir (Standards, 2021). Bu çalışmada monomer salınımını inceleyebilmek için in vitro şartları en iyi taklit edebilen %75'lik etanol ekstraksiyon ortamı olarak kullanılmıştır. Hazırladığımız numunelerin hacminin 10 katı olacak şekilde 2ml solüsyon kullanılmış ve her ölçüm gününde solüsyon yenilenmiş ve 37 °C de inkübe edilmiştir.

Polimerize olmamış farklı yapılarıdaki monomer içeriklerinin insan sağlığı üzerindeki potansiyel olumsuz etkilerinin anlaşılması ile resin yapılardan salınan monomer miktarının değerlendirilmesi pek çok araştırmanın konusu olmuştur. Dental kompozit rezinlerin polimerizasyon sonrası monomer salınımının analizi için en uygun yöntemlerin kromatografik yöntemler olduğu belirtilmektedir (Spahl et al., 1998). Gaz

kromatografisi, yüksek sıcaklıklarda buharlaştırma yaptığı için BPA gibi düşük molekül ağırlıklı ve uçucu maddelerin analizinde kullanılan bir yöntemdir (Ferracane, 2011; Rogalewicz et al., 2006). HPLC analiz yönteminde ise BİS-GMA, TEGDMA ve UDMA gibi yüksek moleküler ağırlığa sahip monomerlerin tespitinde uygun olduğu belirtilmektedir (Sideridou & Achilias, 2005; Spahl et al., 1998). HPLC analiz yöntemi standart bir yöntem olarak uzun yıllardır kullanılmasına rağmen LC-MS/MS yöntemi uygun referans materyallerin kullanılması koşuluyla salınımına uğrayan maddelerin hassas analizini gerçekleştirmek için şu anda en doğru yöntemi sunmaktadır (Polydorou, 2018). Ancak yüksek maliyeti sebebiyle çalışmalarda kullanımı sınırlıdır. Bu çalışmada yüksek tespit hassasiyetine sahip Shimadzu 60-80 cihazı kullanılarak LC-MS/MS yöntemiyle artık monomer analizi yapılmıştır.

LC-MS cihazında, analiz edilecek monomerlerin etkileşime girdikleri ve tutundukları sabit fazlar kullanılır. Kolon adı verilen bu sabit fazlar, tespit edilmesi planlanan bileşenlere göre farklılık gösterebilmektedir. Kompozit rezinlerden salınan artık monomerlerin tespitinde C18 kolonlar kullanılmaktadır (Polydorou et al., 2007; Putzeys et al., 2019). Bu çalışmada, miktar tespiti yapılması istenen monomerlerin polar yapıda olması nedeniyle, partikül boyutu 3 µm ve boyutları 15 cm x 2.1 mm olan C18 ters faz analitik kolonu kullanılmıştır

Kompozit rezinlerin polimer yapısından madde kaybı temel olarak iki mekanizma ile gerçekleşmektedir: Polimerizasyondan hemen sonra gerçekleşen artık monomerlerin salınımı ve kompozit rezinlerde zamanla oluşan degradasyondur (Goldberg, 2008). Organik matriksteki monomerlerin hareketliliğini büyük ölçüde azaltan çapraz bağ reaksiyonunun yayılması nedeniyle kompozit rezinler asla tamamen polimerize olamaz (Sideridou et al., 2002; Van Landuyt et al., 2011). Bu tamamlanmamış polimerizasyon nedeniyle, dental kompozitler ağız boşluğuna bu materyallerin biyolojik uyumluluğunu etkileyecek monomerleri salılabilmektedir (Ferracane, 2011). Literatürde yer alan çalışmalarda geleneksel kompozit rezin, bulk-fill, rezin siman CAD-CAM blok gibi farklı rezin materyallerden salınan BPA, BisGMA, UDMA, TEGDMA, HEMA ve BisEMA monomerlerinin salınımları birçok kez araştırılmıştır (Alshali et al., 2015a; Cebe et al., 2015; Kurt et al., 2018; Maalekipour et al., 2021; Mourouzis et al., 2020; Polydorou et al., 2007; Rothmund et al., 2017). Modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerin fiziksel ve

kimyasal yapıları üzerine etkileri araştırmacılar tarafından incelenmiştir. Literatür taraması yapıldığında modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerin renk stabilitesi(Araujo et al., 2018; Sedrez-Porto et al., 2016), translüsensi(Sedrez-Porto et al., 2017), mikrosertliği(Bayraktar et al., 2021; Tuncer et al., 2013), yüzey pürüzlülüğü(Kutuk et al., 2020), dönüşüm derecesi(de Paula et al., 2016) ve su emilimi(Muenchow et al., 2016) gibi fiziksel özelliklerine etkileri üzerine çalışmalar yapıldığı görülmüştür. Modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerden monomer salınımlarıyla ilişkili çalışmalar oldukça sınırlıdır. Literatürdeki daha önceki çalışmalar incelendiğinde modelasyon likidi olarak alkol(de Paula et al., 2016) ve adeziv ürünlerin(Araujo et al., 2018; Muenchow et al., 2016; Sedrez-Porto et al., 2016; Sedrez-Porto et al., 2017) tercih edildiği görülmüştür. Ancak kompozit rezinlerin şekillendirilmesi için özel olarak üretilmiş modelasyon likitlerinin kullanıldığı çalışmalar çok sınırlıdır (Bayraktar et al., 2021; Kutuk et al., 2020; Tuncer et al., 2013). Maalekipour ve ark(Maalekipour et al., 2021) yaptıkları çalışmalarında modelasyon likitleri ile adeziv ürünlerin kompozit rezinlerin şekillendirmesinde kullanımını incelemiş ve ardından monomer salınımlarını araştırmışlardır.

Kompozit rezinlerin içeriğindeki artık monomerlerin salınımları polimerizasyondan hemen sonra başlamaktadır. Uhl ve ark. yapmış oldukları çalışmada monomer salınının %50'sinin ilk 3 saatte meydana geldiğini belirtmişlerdir. Ferracane ve ark.(Ferracane & Condon, 1990) artık monomer salınımını inceledikleri çalışmalarında en yüksek değerlerin ilk 24 saat sonunda meydana geldiğini belirtmiştir ve birçok çalışmada ilk 24 saat ölçümleri yapılmıştır(Hatipoğlu et al., 2022; Maalekipour et al., 2021; Polydorou et al., 2007). Tanaka ve ark.(Tanaka et al., 1991) en yüksek salınının polimerizasyondan sonraki 1.haftada gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Pongprueksa ve ark.(Pongprueksa et al., 2015) da yaptıkları çalışmada aynı sonuca varmışlardır. Sideridou ve ark. yaptıkları araştırmada kompozit rezinden artık monomerlerin (BisGMA, TEGDMA, UDMA ve BisEMA) 30.güne kadar salınmaya devam ettiğini belirtmişlerdir ve farklı çalışmalarda(O. Polydorou, M. Hammad, et al., 2009; Polydorou et al., 2012; Tabatabaei et al., 2013) da aynı sonuçlar görülmüştür. Cebe ve ark.(Cebe et al., 2015) erken dönemde salınan BisEMA, BisGMA, HEMA ve TEGDMA monomer miktarlarını 10dk, 1saat, 1.gün gibi kısa süredeki salınımlarını

incelerken; Putzeys ve ark.(Putzeys et al., 2019) uzun dönemde salınan BisEMA, BisGMA, CQ, HEMA, TCD-DI-HEA, TEGDMA ve UDMA monomerleri 1.günden sonra haftalık yaptıkları ölçümlemlerini 52 hafta boyunca sürdürmüşlerdir. Literatür verilerinden yola çıkarak bu çalışmada kompozit rezinlerden salınan monomerlerin 1.gün 7.gün ve 30.gün sonundaki miktarları değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada; 1) kullanılan kompozit rezin içeriğinin artık monomer miktarına etkisi yoktur ve 2) modelasyon likidi içeriğinin artık monomer salınımına etkisi yoktur.’ Sıfır hipotezleri test edilmiştir. Çalışmada elde edilen bulgulara göre; iki farklı kompozit rezinden hazırlanan gruplar birbirleriyle karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı farkların olduğu ve kompozit rezinlerin kimyasal yapısının monomer salınımı üzerine etkili olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle test edilen 1. sıfır hipotez reddedilmiştir. Çalışmada elde edilen bulgulara göre; farklı modelasyon likitleri uygulanarak hazırlanmış gruplar birbirleriyle ve kontrol grubuyla karşılaştırıldığında gruplar arasındaki değerlerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu ve kompozit rezinlere uygulanan modelasyon likidinin monomer salınımı üzerine etkili olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle test edilen 2. sıfır hipotez de reddedilmiştir.

BisGMA’nın toplam salınımları incelendiğinde en yüksek salınımın Sigma-kontrol ($36,67 \pm 3,76$ ppm), en düşük salınım Harmonize-Bisco ($19,26 \pm 2,45$ ppm) grubunda ölçülmüştür. Resin materyallerden salınan monomerlerin sitotoksik etkileri, BisGMA’nın en yüksek, ardından UDMA’nın, TEGDMA’nın ve en az HEMA’nın olduğu belirtilmiştir (Geurtsen et al., 1998). BisGMA monomeri kompozit rezinlerin temel monomeri olmasına rağmen birçok çalışmada toksik etkileri araştırılmıştır (Noda et al., 2002; Ratanasathien et al., 1995; Schwengberg et al., 2005). Heil ve ark.(Heil et al., 1996) BisGMA’nın çok düşük konsantrasyonlarında bile DNA sentezini inhibe edebildiğini belirtmişlerdir. Reichl ve ark.(Reichl et al., 2008) ise insan dişeti fibroblastları için $56,38$ ppm BisGMA’nın toksik etki oluşturabileceği bildirilmiştir. Geurtsen ve ark. (Geurtsen et al., 1998) ise yaptıkları çalışmada periodontal ligament için $41,01$ ppm, fibroblast hücreleri için $51,26$ ppm pulpal hücreler için ise $71,76$ ppm olarak belirtilmiştir. Literatürdeki verilere bakıldığında tüm gruplarda elde ettiğimiz monomer salınım miktarı canlı dokularda hasar oluşturacak eşik değerlerin altındadır.

Literatürde monomerlerin bozunma ürünlerinin salınımının gerçekleşebileceği belirtilmiştir (Ortengren et al., 2004; Pelka et al., 1999; Yap et al., 2000). BisGMA ve BisEMA'nın bozunması sonucunda BPA salınımı gerçekleştiği düşünülmektedir (Polydorou, 2018). BPA'nın insan sağlığı üzerindeki olası etkilerine ilişkin son yıllarda çeşitli çalışmalar yapılmıştır (Barrett & Sobolewski, 2014; Kawai et al., 2007; Susiarjo et al., 2007). Pulgar ve ark. (Pulgar et al., 2000) çalışmalarında BisGMA içerikli kompozitlerden önemli miktarda BPA'nın ($1.8 \mu\text{g}/\text{mg}$) salındığını belirtmişlerdir. Bu konsantrasyon değerleri in-vivo çalışmalarda anlamlı ölçüde toksik etki oluşturmuştur BPA'nın $0,202 \text{ ppm}$ 'den daha düşük konsantrasyonlarda bile östrojenik aktiviteye sahip olduğu gösterilmiştir (Careghini et al., 2015). Çalışmanın sınırları genişletilerek modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerden BPA salınımına etkisi değerlendirilmelidir.

BisGMA monomerinin olumsuz özelliklerini geliştirmek amacıyla Bisfenol A'nın etilen oksit ile reaksiyonu sonucu BisEMA monomeri geliştirilmiştir. Çalışmamızda yer alan Estelite Sigma Quick kompozit rezin %10-30 arasında BisGMA bulunurken, Harmonize kompozit rezinde %25-50 oranında BisEMA monomeri yer almaktadır. Kimyasal içeriğindeki bu farklılık sonuçlara yansımış ve Sigma-kontrol gruplarında toplam salınan monomer miktarı ($36,67 \pm 3,76 \text{ ppm}$) Harmonize-kontrol grubundan ($26,31 \pm 3,02 \text{ ppm}$) yüksek bulunmuştur. BisEMA monomeri daha düşük viskozitesiyle polimerizasyonun hızlı ve homojen ilerlemesini sağlayarak, monomerlerin dönüşüm derecesini arttırmaktadır. Ayrıca BisEMA monomeri polimer yapının suya karşı dayanıklılığını arttırarak ekstraksiyon solüsyonunun polimer zincire invazyonunu engelleyebilir.

Modelasyon likidi uygulanan gruplar kontrol gruplarından (Sigma-kontrol: $36,67 \pm 3,76 \text{ ppm}$, Harmonize-kontrol: $26,31 \pm 3,02 \text{ ppm}$) daha az BisGMA salınımı tüm gruplarda azaldığı görülmüştür. Modelasyon likitleri uygulanan Sigma gruplarının analizi sonucunda, en yüksek salınım Sigma-GC ($31,74 \pm 4,38 \text{ ppm}$) gözlemlenirken Sigma-Ultradent ($30 \pm 2,94 \text{ ppm}$) ve Sigma-Bisco ($22,13 \pm 1,38$) şeklinde sıralanmıştır. Harmonize gruplarında ise bu sıralama, en yüksek Harmonize-Ultradent ($23,1 \pm 3,63 \text{ ppm}$) tespit edilmiştir Harmonize-GC ($20,76 \pm 1,64 \text{ ppm}$) ve Harmonize-Bisco ($19,26 \pm 2,45 \text{ ppm}$) gruplarında değerler birbirine çok yakın seyretmiştir. Modelasyon likitlerinin yapısında

BisGMA bulunmaması kimyasal derişimdeki BisGMA miktarını etkilememiştir. UDMA monomeri kompozit rezinlerin çapraz bağ oluşumuna katkı sağlayarak polimer yapıyı glendirdiği bilinmektedir ayrıca tabakalar arasındaki boşlukları doldurarak ekstraksiyon solüsyonuna dirençli bir yapı oluşturmuş olabilir.

BisGMA salınımındaki en dramatik düşüşler Bisco modelasyon likidi uygulanan kompozit örneklerde gözlenmiştir. Bisco modelasyon likidi açıklanan kimyasal formülasyonunda diğerlerinden farklı olarak yapısında Tetrahidrofurfuril metakrilat (THFMA) monomeri bulundurmaktadır. Ayrıca Bisco modelasyon likidi içerisinde yer alan UDMA'nın kimyasal bilgilerinin patentli ve şirket tarafından gizli tutulduğu özellikle belirtilmiştir (Bisco, 2012). Literatürde monomerinin bilgiler oldukça sınırlıdır. Bertrand ve ark.(Bertrand et al., 2000) Tetrahidrofurfuril metakrilat monomerinin viskozite ve ıslanabilirilgili arttırarak Bisco modelasyon likidinin yüzeyden daha derinlere ve yüzey altındaki mikro bozukluklara penetre olmalarına yardımcı olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum kompozit rezin yapının bütünlüğünü arttırarak ekstraksiyon solüsyonunun olası boşluklara penetrasyonunu engelleyebilir. Ayrıca firma tarafından geliştirilmiş UDMA monomeri daha stabil polimer zinciri oluşumuna katkı sağlayabilir.

Sigma grubundaki 1.gün ölçümlerinde en yüksek salınım Sigma-GC ($12,12 \pm 3,36$ ppm) ve Sigma-kontrol ($11,43 \pm 1,35$ ppm) gruplarında ölçülmüştür. 7.gün ölçümleri değerlendirildiğinde Sigma-GC grubu ($10,56 \pm 1,14$ ppm) dışında anlamlı değişimler gözlenmemiştir. 30.gün ölçümlerinde ise Sigma-kontrol ($13,38 \pm 2,04$ ppm) grubunda anlamlı artışlar tespit edilirken modelasyon likit gruplarında azalmalar vardı. Harmonize gruplarında 1.gün en yüksek salınım Harmonize-kontrol ($9,24 \pm 2,22$ ppm) grubunda, en düşük salınım Harmonize-GC ($5,52 \pm 0,75$ ppm) grubunda tespit edilmiştir. 7.gün ölçümlerinde en yüksek salınım Harmonize-kontrol grubunda ($7,5 \pm 0,39$ ppm) en düşük salınım ise Harmonize-Bisco grubunda ($5,22 \pm 0,6$ ppm) llmştr. 30 gün sonundaki ölçümlerinde en yüksek salınım Harmonize-kontrolde ($9,56 \pm 0,88$ ppm) en düşük salınım Harmonize-Bisco ($6,71 \pm 0,96$ ppm) grubundadır. Çalışmamızda BisGMA salınım değerleri incelendiğinde zamana bağlı trend sergilemediği tespit edilmiştir. BisGMA monomeri geleneksel kompozit rezinlerin temel monomeridir. Yüksek moleküler ağırlığı (512 g/mol) sebebiyle polimerizasyon zincirinden ayrılması uzun süren ve yavaş hareket

eden bir monomerdır. Bu durum ilk ölçümlerde pik değerlere ulaşp zamanla azalan trend sergilemesini engellemektedir.

TEGDMA'nın toplam salınımları incelendiğinde en yüksek salınının Sigma-kontrol ($404,57 \pm 22,14$ ppm), en düşük salınım Harmonize-GC ($4,82 \pm 0,31$ ppm) grubunda ölçülmüştür. Birçok araştırmada TEGDMA'nın dokularda ve canlı hücrelerdeki sitotoksitesisi ve mutajenik etkilerini değerlendirilmiş (Noda et al., 2002; Ratanasathien et al., 1995; Schweikl & Schmalz, 1999) ve TEGDMA'nın canlı dokulardaki fibroblast hücrelerine sitotoksik etkisi olduğunu bildirilmiştir (Stanislawski et al., 2003). Ratanasathien ve ark.(Ratanasathien et al., 1995) fare fibroblast hücrelerinde yaptıkları çalışmada TEGDMA'nın toksik etkisinin 35.65 ppm olarak bildirmişlerdir. Geurtsen ve ark.(Geurtsen et al., 1998) ise TEGDMA'nın insan dişeti fibroblastları için 65,86 ppm, pulpal hücrelere için 74,44 ppm periodontal ligament hücreleri için toksik dozun 34,35 ppm bildirmişlerdir. Yapılan literatür incelemesine dayanarak, Sigma gruplarının diş eti fibroblastları, pulpal hücreler ve periodontal dokular üzerinde potansiyel olarak toksik etkilere neden olabilecek salınım değerleri ölçülmüştür. Harmonize gruplarının ölçüm değerleri eşik dozun oldukça altında kalmıştır.

Toplam monomer salınımları incelendiğinde Sigma gruplarında en fazla salınan monomer TEGDMA iken Harmonize gruplarında BisGMA olduğu gözlenmektedir. Literatürde yer alan bazı çalışmalarda(Cebe et al., 2015; Karaarslan et al., 2011; Munksgaard et al., 2000) TEGDMA salınımı en yüksek bulurken bazı çalışmalarda (O. Polydorou, M. Hammad, et al., 2009; Sideridou & Achilias, 2005) BisGMA yüksek bulunmuştur. Materyallerde dönüşüm derecesi ile salınımına uğrayan monomer miktarı arasında güçlü bir ilişki gözlenmiş, en fazla salınan monomerin (TEGDMA ve BisGMA) en az dönüşüm derecesi ile ilişkili olduğu görülmüştür (Lempel et al., 2016).Kompozit rezinlerin kimyasal formülasyonu ve içerdikleri monomer miktarları polimerizasyon sonrasındaki artık monomer salınımını etkilemektedir (Moszner & Salz, 2001; Sideridou & Achilias, 2005). Çalışmada yer alan kompozit rezinlerin içeriğinde farklı oranlarda bulunan TEGDMA miktarları ölçümlerde büyük farklılıkların olmasına sebep olmuştur. Harmonize 'da bu oran %3 ten düşük olarak belirtilirken Estelite Sigma Quick 'de %5-10 arasında belirtilmiştir (Corporation, 2024; Tokuyama Dental America, 2020). İçeriğindeki oransal farklılıklar salınım miktarlarına yansımıştır ve Sigma-kontrol

grubundan salınan toplam TEGDMA miktarı ($404,57 \pm 22,14$ ppm) Harmonize-kontrol grubundan ($5,37 \pm 0,45$ ppm) oldukça yüksek bulunmuştur. Sigma gruplarında toksik olabilecek sınırın üzerinde TEGDMA salınımı izlenirken Harmonize gruplarında bu sınırın altında salınım görülmektedir. Üretici firmalar kompozit rezinlere ekledikleri monomerlerin kimyasal formülasyonunda değişikliklerle daha stabil polimer yapısı elde etmeye çalışmaktadırlar. Kompozit rezinlerin açıklanan kimyasal içeriklerindeki aynı cas numarasıyla (109-16-0) belirtilen TEGDMA monomerinin kimyasal yapıları farklılık göstermektedir. Estelite Sigma Quick içerisinde trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) bulunurken, Harmonize içerisinde 2,2'-etilendioksidietyl dimetakrilat (EGDMA) monomeri yer almaktadır. EGDMA, iki metakrilat grubuna sahip olan bir etilen glikol türevidir. TEGDMA ise trietilen glikolün metakrilat türevidir ve üç metakrilat grubu içerir. Ayrıca TEGDMA daha hidrofiliktir ve suya karşı daha duyarlıdır. Bu farklılıklar monomer salınım miktarlarına etki etmiş olabilir. Ayrıca Harmonize içerisinde yer alan silan grubu (3-Trimetoksisililpropil metakrilat; TMSPMA) bir monomerdur ve kimyasal bağlanmayı artırarak monomer salınımını engellemiş olabilir.

Modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerden TEGDMA salınımına etkileri değerlendirildiğinde; Sigma-kontrol grubuyla modelasyon likidi uygulanan gruplar karşılaştırıldığında TEGDMA salınımı anlamlı derecede düştüğü gözlenmiştir. Ancak belirtilen sitotoksik eşik değerlerin üzerindedir. Sigma-Bisco ($317,23 \pm 12,15$ ppm) en düşük salınımına sahiptir, bununla birlikte Sigma-Ultradent ($350,45 \pm 21,32$ ppm) ve Sigma-GC ($376,88 \pm 25,63$ ppm) sırasıyla artmaktadır. Sigma-kontrol grubunda yüksek TEGDMA salınımları sergilenirken, modelasyon likitleri içerisindeki monomerlerin (UDMA) ve silanın karmaşık polimer yapısı oluşturarak TEGDMA salınımını azalttığı düşünülmektedir. Harmonize gruplarındaki sıralama Sigma grubundan farklılık göstererek Harmonize-kontrol ($5,37 \pm 0,45$ ppm) ve Harmonize-GC ($4,82 \pm 0,31$ ppm) benzer salınımlar göstermesine rağmen Harmonize-Bisco ($11,73 \pm 2,83$ ppm) ve Harmonize-Ultradent ($11,49 \pm 2,09$ ppm) gruplarında toplam monomer salınımında artış gözlenmiştir. Bu durum Ultradent ve Bisco modelasyon likitlerinin her ikisinin de yapısında TEGDMA bulunmaktadır. Yapılarından TEGDMA salınması Harmonize gruplarında salınan monomer miktarını arttırırken Sigma gruplarında salınım miktarını düşürmektedir.

TEGDMA'nın düşük moleköl ağırlığı sebebiyle artık monomerlerin polimerizasyon zincirinden erken dönemde ayrıldığı belirtilmektedir (Polydrou, 2018). Bu çalışmada benzer şekilde TEGDMA salınımının 24 saat ölçümlerinde tüm gruplar için yüksek seviyelere ulaştığı ve zamanla azaldığı görülmüştür. Çalışmamızda tüm zaman periyotlarında TEGDMA monomeri tespit edilmiştir. Harmonize gruplarında 30. gün ölçümlerinde sıfıra yakın değerler izlenmiştir bu da salınımın tamamlandığını gösterebilir.

Sigma grubundaki 1. Gün ölçümlerinde en yüksek salınım Sigma-GC ($148,24 \pm 19,07$ ppm) ve Sigma-kontrol ($142,59 \pm 10,6$ ppm) gruplarında ölçülmüştür. 7.gün ölçümleri değerlendirildiğinde modelasyon likidi uygulanan gruplarda monomer salınımları azalmasına rağmen Sigma-Kontrol grubunda artış gözlenmiştir. 30. Gün ölçümlerinde Sigma gruplarının tümü monomer salınımda azalan trend sergilemiştir ancak en yüksek salınım Sigma-kontrol grubunda tespit edilmiştir. Bu durum modelasyon likitleri içerisindeki monomerlerin (UDMA) ve silanın karmaşık polimer yapısı oluşturmamasından kaynaklanabilir. Harmonize gruplarında toplam monomer salınımindaki fark 1.gün sonundaki salınım miktarlarından kaynaklanmaktadır. 1.gün sonundaki Harmonize-Bisco ve Harmonize-Ultradent gruplarındaki yüksek salınım bu modelasyon likitlerinin her ikisinin de yapısında TEGDMA bulunmasından kaynaklanabilir.

UDMA'nın toplam salınımları incelendiğinde en yüksek salınım Sigma-Bisco ($4,25 \pm 1,1$ ppm), en düşük salınım Sigma-kontrol ($0,53 \pm 0,02$ ppm) ve Harmonize-kontrol ($0,5 \pm 0,15$ ppm) gruplarında tespit edilmiştir. Kompozit rezin materyallerin yapısında sıklıkla yer alan UDMA, BisGMA monomerinden sonra en toksik monomerdir (Geurtsen et al., 1998). Birçok araştırmada UDMA'nın dokularda ve canlı hücrelerdeki sitotoksitesisi değerlendirilmiştir (Anne Rathbun et al., 1991; Ratanasathien et al., 1995; Schwengberg et al., 2005). Reichl ve ark.(Reichl et al., 2008) kompozit rezinlerden salınan UDMA'nın toksik dozunu insan dişeti fibroblastları için 127,05 ppm olarak belirtilmiştir. Geurtsen ve ark.(Geurtsen et al., 1998) ise UDMA'nın toksik dozunu periodontal ligament için 28,23 ppm , dişeti fibroblast hücreleri için 61,17 ppm, pulpal hücreler için 221,16 ppm olarak belirtilmiştir. Literatür çalışmaları incelendiğinde çalışmamızda elde ettiğimiz UDMA salınım miktarları toksik etki oluşturabilecek

dozların çok altında kalmıştır. Elde ettiğimiz veriler ışığında değerlendirilen gruplardan salınan UDMA'nın toksik etki oluşturması beklenmemektedir.

UDMA monomeri kompozit rezinlerin yapısına BisGMA'nın dezavantajlarını gidermek için eklenmiştir. Moleküler ağırlığı (470 g/mol) BisGMA 'ya (512 g/mol) yakındır fakat fenol halkası içermez bu sebeple düşük viskoziteye, yüksek dönüşüm derecesine sahiptir hidrofobik bir monomer yapısındadır (Floyd & Dickens, 2006; Gajewski et al., 2012). Çalışmamızda yer alan her iki kompozit rezinin de açıklanan kimyasal bileşenlerinde UDMA'ya yer verilmemiştir (Corporation, 2024; Tokuyama Dental America, 2020). Bu durum toplam monomer salınım sonuçlarını etkilemiştir ve Sigma-kontrol grubunda $0,53 \pm 0,02$ ppm, Harmonize-kontrol grubundan ise $0,5 \pm 0,15$ ppm UDMA monomeri tespit edilmiştir.

Modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerden UDMA salınımına etkileri değerlendirildiğinde; Sigma-kontrol grubuyla modelasyon likidi uygulanan gruplar karşılaştırıldığında UDMA salınımı anlamlı derecede artışlar gözlenmiştir ancak belirtilen sitotoksik eşik değerinin altındadır. Sigma-Bisco ($4,25 \pm 1,1$ ppm) en yüksek salınımına sahiptir, bununla birlikte Sigma-GC ($3,64 \pm 0,73$ ppm) ve Sigma-Ultradent ($2,71 \pm 0,46$ ppm) sırasıyla azalmaktadır. Harmonize gruplarında toplam UDMA salınımı incelendiğinde Sigma gruplarıyla aynı sıralama sahip olduğu ancak değerlerin biraz daha düşük olduğu görülmüştür. Bu bağlamda harmonize gruplarından salınan toplam UDMA miktarları Harmonize-Bisco ($3,76 \pm 1,15$ ppm), Harmonize-GC ($2,72 \pm 0,56$ ppm) ve Harmonize-Ultradent ($2,09 \pm 0,31$) şeklinde azalarak sıralanmıştır. Modelasyon likitlerinin üreticiler tarafından açıklanan kimyasal içeriğinde yüksek oranda (Ultradent: %10-25, Bisco: %10-30, GC: %25-50) UDMA monomeri yer almaktadır (Bisco, 2012; GC, 2017; Product, 2021). Bu durum monomer salınımlarına yansımıştır ve en düşük salınımlar kontrol gruplarında (Sigma: $0,53 \pm 0,02$; Harmonize: $0,5 \pm 0,15$) gözlenirken, modelasyon likidi uygulaması tüm gruplarda UDMA salınımlarını arttırmıştır. Geçmiş dönemdeki çalışmalarda rezin materyallerden salınan monomer miktarları karşılaştırıldığında UDMA genellikle en düşük değerlere sahiptir (Büyüközer, 2009; Mohsen et al., 1998). Bu çalışmada literatürde sunulan verilere uygun olarak, HEMA ve UDMA'da düşük salınım değerleri ölçülmüştür.

Çalışmamızda tüm zaman periyotlarında UDMA monomeri tespit edilmiştir. Modelasyon likidi uygulanan gruplarda toplam monomer salınımındaki sıralama bozulmadan devam etmiştir. Böylelikle farklı zaman periyotlarındaki ölçümlerde en yüksek salınım Bisco, sonrasında GC ve Ultradent şeklinde azalarak devam etmiştir. Sigma-kontrol ve Harmonize kontrol grupları birbirine benzer miktarlarda salınım sergilemişlerdir ve yapılan ölçümlerde en düşük değerlere sahiplerdir. Sigma-kontrol grubu dışındaki tüm gruplarda monomer salınım miktarları yarı düşerek zamana bağlı azalan trend göstermişlerdir. Sigma-kontrol grubu 1.gün ölçümlerinde $0,05 \pm 0,02$ ppm tespit edilirken 7. Gün ölçümlerinde $0,33 \pm 0,01$ ppm göstermişlerdir. Her ne kadar Sigma-kontrol grubu artış göstermiş olsa da elde edilen değerler sifıra yakın seyretmektedir.

Toplam monomer salınımının, zaman periyotlarındaki ölçümlerle paralellik göstermesi ve değerlerin birbirleriyle uyumuna bakılarak kompozit rezinlere uygulanan modelasyon likidinin UDMA salınımını arttırdığı söylenebilir.

HEMA'nın toplam salınımları incelendiğinde en yüksek salınımın Sigma-Bisco ($2,22 \pm 0,65$ ppm), en düşük salınım Sigma-kontrol ($0,45 \pm 0,18$ ppm) ve Harmonize-kontrol ($0,38 \pm 0,30, 5 \pm 0,15$ ppm) gruplarında tespit edilmiştir. TEGDMA ve HEMA gibi daha fazla hidrofilik ve daha düşük moleküler ağırlıklı monomerler, Bis-GMA ve UDMA gibi moleküler ağırlığı daha fazla olan monomerlere göre daha kolay salınımı gerçekleştirmektedir (Spahl et al., 1998; Yap et al., 2004). Birçok araştırmada HEMA'nın dokularda ve canlı hücrelerde toksisite ve alerjik reaksiyonlara sebep olabileceği belirtilmiştir (Goon et al., 2006; Noda et al., 2005; Reichl et al., 2008; Schweikl & Schmalz, 1999). Ancak çalışmada yer alan monomerler içerisinde en düşük sitotoksikteyse sahiptir (Geurtsen et al., 1998). Noda ve ark.(Noda et al., 2002) insan monositleri üzerine HEMA'nın sitotoksik etkisini 195.21 ppm olarak tespit etmişlerdir. Ratanasathien ve ark.(Ratanasathien et al., 1995) fare fibroblast hücreleri üzerine toksik etki eşiğini HEMA için 468.50 ppm olarak bildirmişlerdir. Literatür çalışmaları incelendiğinde çalışmamızda elde ettiğimiz HEMA salınım miktarları toksik etki oluşturabilecek dozların oldukça altında kalmaktadır. Ancak HEMA yüksek hidrofilik özellikleri sayesinde idrar yollarına diğer monomerlere göre daha rahat geçtiği belirtilmiştir (Reichl et al., 2002). Bu durum böbrekler üzerinde yük oluşturarak farklı dokularda birikmesine neden olabilir.

HEMA, kompozit rezinlerin içinde yüksek düzeylerde olduğu zaman polimerin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Pashley et al., 1998). HEMA, dimetakrilat monomerler gibi çapraz bağlanma oluşturmaz, yalnızca doğrusal olarak polimerize olur bu durum polimer ağına daha kolay hidrolize olmasına sebep olmaktadır (Ferracane, 2006). Bu sebeplerden dolayı HEMA kompozit rezinlerden çok adeziv ürünler ve simanların yapısında bulunmaktadır. Literatürde HEMA'nın günümüzde m kompozit rezinlerin bir bileşeni olmamasına rağmen, salınımına uğradığı belirtilmiştir (Rothmund et al., 2017; Van Landuyt et al., 2011). Çalışmamızda yer alan her iki kompozit rezinin açıklanan kimyasal bileşenlerinde HEMA'ya yer verilmemişti ve bu durum monomer salınım sonuçlarına yansımıştır. Toplam salınım miktarları incelendiğinde Sigma-kontrol grubunda $0,45 \pm 0,18$ ppm, Harmonize-kontrol grubunda $0,38 \pm 0,3$ ppm HEMA tespit edilmiştir. Ancak literatür çalışmalarıyla (Altintas & Usumez, 2008; Botsali, 2008) karşılaştırıldığında oldukça az olduğu görülmüştür.

Modelasyon likitlerinin kompozit rezinlerden HEMA salınımına etkileri değerlendirildiğinde; Sigma-kontrol grubuyla modelasyon likidi uygulanan gruplar karşılaştırıldığında HEMA salınımı anlamlı derecede artışlar gözlenmiştir ancak belirtilen sitotoksik eşik değerin altındadır. Sigma-Bisco ($2,22 \pm 0,65$ ppm) en yüksek salınımına sahiptir, bunu Sigma-GC ($1,86 \pm 0,48$ ppm) ve Sigma-Ultradent ($1,48 \pm 0,29$ ppm) azalarak takip etmektedir. Harmonize gruplarında ise salınan toplam HEMA miktarları Harmonize-Bisco ($1,91 \pm 0,68$ ppm), Harmonize-GC ($1,37 \pm 0,38$ ppm), Harmonize-Ultradent ($1,17 \pm 0,33$ ppm) ve Harmonize-kontrol ($0,38 \pm 0,3$ ppm) şeklinde azalarak sıralanmıştır. Sigma gruplarıyla aynı sıralama sahip olduğu ancak değerlerin biraz daha düşük olduğu görülmüştür. Modelasyon likitlerinin üreticiler tarafından açıklanan kimyasal içeriğinde sadece GC modelasyon likidinde %10-25 oranında HEMA'ya yer verilmiştir (GC, 2017). Ancak en yüksek HEMA salınımı Bisco gruplarında tespit edilmiştir. Toplam HEMA salınım miktarı yüksekten aza doğru sıralandığında UDMA salınımına benzeri ancak daha düşük değerler sergilediği görülmektedir. Monomer salınım çalışmalarında UDMA'nın indirgenme reaksiyonu sonucu HEMA ve 2.4.4-TMDI yan ürüne parçalanabileceği belirtilmiştir (Manojlovic et al., 2011). Bu çalışmada modelasyon likitlerinin uygulanmasıyla artan HEMA salınımlarının, modelasyon likitlerinin ortak monomeri olan UDMA'dan kaynaklandığı düşünülmektedir.

HEMA hidrofilik ve düşük moleköl ağırlığı sebebiyle sıvı ortamda polimer yapıdan hızla uzaklaşarak salınımına uğraması beklenmektedir. Sigma grubundaki 1.gün ölçümlerinde en düşük salınım kontrol grubunda ($0,1\pm0,18$ ppm) tespit edilirken Sigma-Bisco ($0,48\pm0,33$ ppm), Sigma-Ultradent ($0,45\pm0,25$ ppm), ve Sigma-GC ($0,47\pm0,3$ ppm) benzer salınımlar sergilemiştir. Sigma-kontrol grubunun 1.gün salınımlarının sıfıra yakın değer sergilemesi modelasyon likitlerinden veya UDMA'nın hidrolizinden HEMA'nın geldiğine işaret etmektedir. 7.gün ölçümlerinde tüm gruplarda artış trendi gözlenmesi olası UDMA hidrolizinden kaynaklanabilir. 7.gün salınımları en yüksekten aza doğru Sigma-Bisco ($1,16\pm0,34$ ppm), Sigma-GC ($0,94\pm0,22$ ppm), Sigma-Ultradent ($0,73\pm0,11$ ppm) ve Sigma-kontrol ($0,31\pm0,05$ ppm) sıralanmaktadır. Bu sıralama bozulmadan 30.gün ölçümlerinde miktarın yarıya düştüğü görülmüştür ve Sigma-kontrol sıfıra yakın ($0,04\pm0,01$ ppm) miktarlar ölçülmüştür. Harmonize kompozit rezinin 1. Gün ölçümlerinde en düşük salınım Harmonize-kontrol $0,23\pm0,3$ grubundadır. Harmonize-Bisco ($0,61\pm0,41$ ppm), Harmonize-GC ($0,53\pm0,28$ ppm) ve Harmonize-Ultradent ($0,42\pm0,22$ ppm) olarak azalmaktadır. 7.gün ölçümlerinde gruplar azalan trend gösterirken Harmonize-Bisco ($0,73\pm0,26$ ppm) artış göstermektedir. 30.gün ölçümlerinde Harmonize-kontrol grubunda HEMA tespit edilememiştir. Harmonizenin diğer gruplarında ise ortalama $0,32\pm0,23$ ppm HEMA tespit edilmiştir. Harmonize gruplarında da tüm zaman modelasyon likit gruplarında kontrol grubundan fazla salınım ölçülmüştür.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Kompozit rezinlerin organik matriks yapısı ve uygulama prosedürü artık monomer salınımını önemli ölçüde etkilemektedir. Estelite Sigma Quick kompozit rezin, Harmonize kompozit rezine göre BisGMA ve TEGDMA salınımında daha yüksek değerler sergilemiştir.
2. Modelasyon likidi uygulaması Estelite Sigma Quick kompozit rezinin TEGDMA salınımlarını düşürürken Harmonize kompozit rezinde artışa sebep olmuştur.
3. Modelasyon likidi uygulanmayan Kompozit rezinlerden salınan UDMA, TEGDMA ve HEMA monomerlerinin zamanla azaldığı gözlenirken, aynı gruplarda BisGMA artan trend göstermiştir. Modelasyon likidi uygulaması Estelite Sigma Quick ve Harmonize kompozit rezinlerinden salınan toplam BisGMA miktarını anlamlı şekilde düşürmüştür.
4. Bu çalışmada değerlendirilen monomerler içerisinde tüm gruplarda miktar olarak en düşük salınım UDMA ve HEMA monomerlerinde gözlemlenmiştir. Bununla birlikte modelasyon likit uygulamasının kompozit rezinlerden UDMA ve HEMA salınımlarını arttırdığı görülmüştür.
5. Doldurucu içeren modelasyon likitleri GC- Modeling Liquid ve Ultradent-Composite Wetting Resine, kompozit rezinlerin monomer salınımı üzerine benzer etkiler oluşturduğu gözlenmiştir.
6. Yalnızca Harmonize-kontrol grubunda TEGDMA salınımı ile tüm gruplardaki UDMA ve HEMA salınımının 30 gün sonunda sıfıra yakın değerler gösterdiği görülmüştür.

7. KAYNAKÇA

- Aalto-Korte, K., Alanko, K., Kuuliala, O., & Jolanki, R. (2007). Methacrylate and acrylate allergy in dental personnel. *Contact dermatitis*, 57(5), 324-330.
- About, I., Camps, J., Mitsiadis, T. A., Bottero, M. J., Butler, W., & Franquin, J. C. (2002). 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*, 63(4), 418-423.
- Aguilar, M.-I. (2004). *HPLC of Peptides and Proteins* (Vol. 251). Springer.
- Al-Ahdal, K., Ilie, N., Silikas, N., & Watts, D. C. (2015). Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dental Materials*, 31(10), 1207-1213.
- Al-Hiyasat, A., Darmani, H., & Milhem, M. (2005). Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. *Clinical oral investigations*, 9, 21-25.
- Al-Hiyasat, A. S., Darmani, H., & Elbetieha, A. M. (2004). Leached components from dental composites and their effects on fertility of female mice. *European journal of oral sciences*, 112(3), 267-272.
- Alanko, K., Susitaival, P., Jolanki, R., & Kanerva, L. (2004). Occupational skin diseases among dental nurses. *Contact dermatitis*, 50(2), 77-82.
- Alonso-Magdalena, P., Laribi, O., Ropero, A. B., Fuentes, E., Ripoll, C., Soria, B., & Nadal, A. (2005). Low doses of bisphenol A and diethylstilbestrol impair Ca²⁺ signals in pancreatic α -cells through a nonclassical membrane estrogen receptor within intact islets of Langerhans. *Environmental health perspectives*, 113(8), 969-977.
- Alonso-Magdalena, P., Quesada, I., & Nadal, A. (2011). Endocrine disruptors in the etiology of type 2 diabetes mellitus. *Nature Reviews Endocrinology*, 7(6), 346-353.
- Alshali, R. Z., Salim, N. A., Sung, R., Satterthwaite, J. D., & Silikas, N. (2015a). Analysis of long-term monomer elution from bulk-fill and conventional resin-composites using high performance liquid chromatography. *Dental Materials*, 31(12), 1587-1598.
- Alshali, R. Z., Salim, N. A., Sung, R., Satterthwaite, J. D., & Silikas, N. (2015b). Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry. *Dental Materials*, 31(6), 711-720.
- Altintas, S. H., & Usumez, A. (2008). Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. *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*, 86(2), 523-529.
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane tıp dergisi*, 47(1), 77-82.

- Altunsoy, M., BOTSALI, M. S., Tosun, G., & Yaşar, A. (2013). Farklı polimerizasyon sürelerinin adeziv sistemlerden salınan artık monomer miktarına etkisi. *Acta Odontologica Turcica*, 30(1), 6-12.
- Anne Rathbun, M., Craig, R. G., Hanks, C. T., & Filisko, F. E. (1991). Cytotoxicity of a BIS-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. *Journal of biomedical materials research*, 25(4), 443-457.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
- Araujo, F. S., Barros, M. C. R., Santana, M. L. C., de Jesus Oliveira, L. S., Silva, P. F. D., Lima, G. d. S., & Faria-e-Silva, A. L. (2018). Effects of adhesive used as modeling liquid on the stability of the color and opacity of composites. *Journal of Esthetic and restorative Dentistry*, 30(5), 427-433.
- Asmussen, E. (1984). Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *European journal of oral sciences*, 92(3), 257-261.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2001). Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *European journal of oral sciences*, 109(4), 282-285.
- Bagis, Y. H., & Rueggeberg, F. A. (2000). The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater*, 16(4), 244-247. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00006-3](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00006-3)
- Barcellos, D. C., Pucci, C. R., Torres, C. R., Goto, E. H., & Inocencio, A. C. (2008). Effects of resinous monomers used in restorative dental modeling on the cohesive strength of composite resin. *J Adhes Dent*, 10(5), 351-354. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19058680>
- Baroudi, K., & Rodrigues, J. C. (2015). Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res*, 9(6), ZE18-24. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2015/12294.6129>
- Barrett, E. S., & Sobolewski, M. (2014). Polycystic ovary syndrome: do endocrine-disrupting chemicals play a role? Seminars in reproductive medicine,
- Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Jr., Stamatiades, P., & Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc*, 129(5), 567-577. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1998.0274>
- Bayraktar, E. T., Atali, P. Y., Korkut, B., Kesimli, E. G., Tarcin, B., & Turkmen, C. (2021). Effect of Modeling Resins on Microhardness of Resin Composites. *Eur J Dent*, 15(3), 481-487. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1725577>
- Bektaş, Ö. Ö., Siso, Ş. H., & Eren, D. (2006). Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar.
- Bertrand, M. F., Leforestier, E., Muller, M., Lupi-Pégurier, L., & Bolla, M. (2000). Effect of surface penetrating sealant on surface texture and microhardness of composite resins. *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*, 53(6), 658-663.
- Biberoğlu, G. (2003). Kütle spektrometresi ve tıp alanında kullanımı. *Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri*, 23, 491-498.
- Bisco. (2012). *Modeling Resin SDS*. https://www.bisco.com/assets/1/22/Modeling_Resin_SDS_US_English3.pdf

- Botsali, M. S. (2008). Rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması.
- Burcu, E., & DINÇEL, A. S. (2018). Kromatografiye giriş, yüksek performanslı sıvı kromatografi kullanımında basit ipuçları. *Sağlık Hizmetleri ve Eğitimi Dergisi*, 2(2), 51-57.
- Burgess, J. O., Walker, R., & Davidson, J. M. (2002). Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*, 24(5), 465-479.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12412962>
- Burgess, J. O., Walker, R. S., Porche, C. J., & Rappold, A. J. (2002). Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent*, 23(10), 889-892, 894, 896 passim; quiz 908. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12434615>
- Burrow, M., Inokoshi, S., & Tagami, J. (1999). Water sorption of several bonding resins. *American Journal of Dentistry*, 12(6), 295-298.
- Büyüközer, Ş. T. (2009). Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen çeşitli adeziv sistemlerden farklı dentin kalınlıkları altında salınan artık monomerlerin Yüksek Basınçlı Likit Kromatografisi ile analizi.
- Cadenaro, M., Marchesi, G., Antonioli, F., Davidson, C., Dorigo, E. D. S., & Breschi, L. (2009). Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction. *Dental Materials*, 25(5), 649-654.
- Careghini, A., Mastorgio, A. F., Saponaro, S., & Sezenna, E. (2015). Bisphenol A, nonylphenols, benzophenones, and benzotriazoles in soils, groundwater, surface water, sediments, and food: a review. *Environmental Science and Pollution Research*, 22, 5711-5741.
- Carwile, J. L., & Michels, K. B. (2011). Urinary bisphenol A and obesity: NHANES 2003-2006. *Environ Res*, 111(6), 825-830.
<https://doi.org/10.1016/j.envres.2011.05.014>
- Caughman, W. F., & Rueggeberg, F. A. (2002). Shedding new light on composite polymerization. *Oper dent*, 27(6), 636-638.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12413231>
- Cebe, M. A., Cebe, F., Cengiz, M. F., Cetin, A. R., Arpag, O. F., & Ozturk, B. (2015). Elution of monomer from different bulk fill dental composite resins. *Dent Mater*, 31(7), e141-149. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.008>
- Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., & Ergun, G. (2012). Comparison of light transmittance in different thicknesses of zirconia under various light curing units. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(2), 93-96.
- Chang, H. H., Chang, M. C., Lin, L. D., Lee, J. J., Wang, T. M., Huang, C. H., Yang, T. T., Lin, H. J., & Jeng, J. H. (2010). The mechanisms of cytotoxicity of urethane dimethacrylate to Chinese hamster ovary cells. *Biomaterials*, 31(27), 6917-6925.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2010.05.059>
- Chen, A. H. (2019). *Effect of Light Source Distance on Monomer Release From Light-cured Dental Resin Restorative Materials* [Unpublished Services University of the Health Sciences, Bethesda, Maryland 20814].
- Chen, M. H. (2010). Update on dental nanocomposites. *J Dent Res*, 89(6), 549-560.
<https://doi.org/10.1177/0022034510363765>
- Chevrier, J., Gunier, R. B., Bradman, A., Holland, N. T., Calafat, A. M., Eskenazi, B., & Harley, K. G. (2013). Maternal urinary bisphenol a during pregnancy and

- maternal and neonatal thyroid function in the CHAMACOS study. *Environ Health Perspect*, 121(1), 138-144. <https://doi.org/10.1289/ehp.1205092>
- Chung, K., & Greener, E. H. (1988). Degree of conversion of seven visible light-cured posterior composites. *J Oral Rehabil*, 15(6), 555-560. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1988.tb00192.x>
- Coelho, A. J. M. (2002). Endocrine disruptors and dental materials: health implications associated with their use in Brazil. *Cadernos de saude publica*, 18, 505-509.
- Corporation, K. (2024). *Harmonize SDS*. [https://www.henryschein.co.nz/documents/msds/LIVE/Kerr/Harmonize SDS Exp_20240102.pdf](https://www.henryschein.co.nz/documents/msds/LIVE/Kerr/Harmonize_SDS_Exp_20240102.pdf)
- Craig, R. G. (1980). *Restorative dental materials*. Mosby.
- Cramer, N. B., Stansbury, J. W., & Bowman, C. N. (2011). Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*, 90(4), 402-416. <https://doi.org/10.1177/0022034510381263>
- Çökeliler, D. (2010). Polimer Kimyası. *Başkent Üniversitesi Yayınları*, Ankara, 8-9.
- Dafar, M. O., Grol, M. W., Canham, P. B., Dixon, S. J., & Rizkalla, A. S. (2016). Reinforcement of flowable dental composites with titanium dioxide nanotubes. *Dent Mater*, 32(6), 817-826. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.022>
- Davy, K., Kalachandra, S., Pandain, M., & Braden, M. (1998). Relationship between composite matrix molecular structure and properties. *Biomaterials*, 19(22), 2007-2014.
- Dayangac, B. (2000). *Kompozit Rezin Restorasyonlar* (Vol. 1-20). Güneş Kitabevi LTD. Şti.
- Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi.
- De Angelis, F., Mandatori, D., Schiavone, V., Melito, F. P., Valentinuzzi, S., Vadini, M., Di Tomo, P., Vanini, L., Pelusi, L., & Pipino, C. (2021). Cytotoxic and genotoxic effects of composite resins on cultured human gingival fibroblasts. *Materials*, 14(18), 5225.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2), 118-132. <https://doi.org/10.1177/154405910508400204>
- De Munck, J., Vargas, M., Iracki, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper dent*, 30(1), 39-49. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15765956>
- de Paula, F. C., Valentin Rde, S., Borges, B. C., Medeiros, M. C., de Oliveira, R. F., & da Silva, A. O. (2016). Effect of Instrument Lubricants on the Surface Degree of Conversion and Crosslinking Density of Nanocomposites. *J Esthet Restor Dent*, 28(2), 85-91. <https://doi.org/10.1111/jerd.12182>
- de Souza Costa, C., Hebling, J., & Hanks, C. (2000). Current status of pulp capping with dentin adhesive systems: a review. *Dental Materials*, 16(3), 188-197.
- Drucker, A. M., & Pratt, M. D. (2011). Acrylate contact allergy: patient characteristics and evaluation of screening allergens. *Dermatitis*, 22(2), 98-101. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21504694>
- Dunn, W. J., & Bush, A. C. (2002). A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*, 133(3), 335-341. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2002.0173>

- Dunn, W. J., & Strong, T. C. (2007). Effect of alcohol and unfilled resin in the incremental buildup of resin composite. *Quintessence Int*, 38(1), e20-26. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17508071>
- Dunne, S. M., & Millar, B. J. (2008). Effect of distance from curing light tip to restoration surface on depth of cure of composite resin. *Prim Dent Care*, 15(4), 147-152. <https://doi.org/10.1308/135576108785891150>
- Durner, J., Schrickel, K., Watts, D. C., & Ilie, N. (2015). Determination of homologous distributions of bisEMA dimethacrylates in bulk-fill resin-composites by GC-MS. *Dent Mater*, 31(4), 473-480. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.006>
- Durner, J., Spahl, W., Zaspel, J., Schweikl, H., Hickel, R., & Reichl, F.-X. (2010). Eluted substances from unpolymerized and polymerized dental restorative materials and their Nernst partition coefficient. *Dental Materials*, 26(1), 91-99.
- Eliades, G. C., & Caputo, A. A. (1989). The strength of layering technique in visible light-cured composites. *J Prosthet Dent*, 61(1), 31-38. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(89\)90104-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(89)90104-2)
- Eliades, G. C., Vougiouklakis, G. J., & Caputo, A. A. (1987). Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater*, 3(1), 19-25. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(87\)80055-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(87)80055-6)
- Emmler, J., Seiss, M., Kreppel, H., Reichl, F. X., Hickel, R., & Kehe, K. (2008). Cytotoxicity of the dental composite component TEGDMA and selected metabolic by-products in human pulmonary cells. *Dent Mater*, 24(12), 1670-1675. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.04.001>
- Ferracane, J. L. (1994). Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil*, 21(4), 441-452. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1994.tb01158.x>
- Ferracane, J. L. (1995). Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(4), 302-318. <https://doi.org/10.1177/10454411950060040301>
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211-222.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29-38.
- Ferracane, J. L., & Condon, J. R. (1990). Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater*, 6(4), 282-287. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(05\)80012-0](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(05)80012-0)
- Finer, Y., Jaffer, F., & Santerre, J. P. (2004). Mutual influence of cholesterol esterase and pseudocholinesterase on the biodegradation of dental composites. *Biomaterials*, 25(10), 1787-1793. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.08.029>
- Finer, Y., & Santerre, J. P. (2004). Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *J Dent Res*, 83(1), 22-26. <https://doi.org/10.1177/154405910408300105>
- Floyd, C. J., & Dickens, S. H. (2006). Network structure of Bis-GMA-and UDMA-based resin systems. *Dental Materials*, 22(12), 1143-1149.
- Flury, S., Lussi, A., Hickel, R., & Ilie, N. (2013). Light curing through glass ceramics with a second-and a third-generation LED curing unit: effect of curing mode on the degree of conversion of dual-curing resin cements. *Clinical oral investigations*, 17, 2127-2137.

- Franz, A., König, F., Lucas, T., Watts, D. C., & Schedle, A. (2009). Cytotoxic effects of dental bonding substances as a function of degree of conversion. *Dental Materials*, 25(2), 232-239.
- Frencken, J. E., Imazato, S., Toi, C., Mulder, J., Mickenautsch, S., Takahashi, Y., & Ebisu, S. (2007). Antibacterial effect of chlorhexidine- containing glass ionomer cement in vivo: a pilot study. *Caries Res*, 41(2), 102-107.
<https://doi.org/10.1159/000098042>
- Gajewski, V. E., Pfeifer, C. S., Froes-Salgado, N. R., Boaro, L. C., & Braga, R. R. (2012). Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz Dent J*, 23(5), 508-514.
<https://doi.org/10.1590/s0103-64402012000500007>
- Garg, N., & Garg, A. (2010). *Textbook of operative dentistry*. Boydell & Brewer Ltd.
- GC. (2017). *Modeling Liquid SDS*.
<https://www.gc.dental/sea/sites/sea.gc.dental/files/products/downloads/gcmodelingliquid/sds/gc-modeling-liquid-sds.pdf>
- Gerzina, T., & Hume, W. (1996). Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. *Journal of dentistry*, 24(1-2), 125-128.
- Gerzina, T. M., & Hume, W. R. (1994). Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil*, 21(4), 463-468.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1994.tb01160.x>
- Geurtsen, W. (1998). Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci*, 106(2 Pt 2), 687-695.
<https://doi.org/10.1046/j.0909-8836.1998.eos10602ii04.x>
- Geurtsen, W., Lehmann, F., Spahl, W., & Leyhausen, G. (1998). Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 41(3), 474-480.
- Geurtsen, W., & Leyhausen, G. (2001). Chemical-Biological Interactions of the resin monomer triethyleneglycol-dimethacrylate (TEGDMA). *J Dent Res*, 80(12), 2046-2050. <https://doi.org/10.1177/00220345010800120401>
- Goldberg, M. (2008). In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clin Oral Investig*, 12(1), 1-8.
<https://doi.org/10.1007/s00784-007-0162-8>
- Goon, A. T., Isaksson, M., Zimerson, E., Goh, C. L., & Bruze, M. (2006). Contact allergy to (meth) acrylates in the dental series in southern Sweden: simultaneous positive patch test reaction patterns and possible screening allergens. *Contact dermatitis*, 55(4), 219-226.
- Gopferich, A. (1996). Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials*, 17(2), 103-114. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(96\)85755-3](https://doi.org/10.1016/0142-9612(96)85755-3)
- Gorgen, V. A., & Guler, C. (2015). Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review [Diş Hekimliğinde Artık Monomerler: Bir Literatür Derlemesi]. *Medicine Science*, 4(1), 2024-2038.
- Göpferich, A. (1996). Mechanisms of polymer degradation and erosion. *The biomaterials: silver jubilee compendium*, 117-128.

- Hansel, C., Leyhausen, G., Mai, U., & Geurtsen, W. (1998). Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *Journal of dental research*, 77(1), 60-67.
- Hatipoğlu, Ö. Yapay yaşlandırma işleminin ve polimerizasyon derinliğinin farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen bulk fill kompozitlerdeki artık monomer miktarına etkisi.
- Hatipoğlu, Ö., Turumtay, E. A., & Saygın, A. G. (2022). Evaluation of monomer elution, microhardness, and roughness of experimental dental composite resins prepared from Bis-EFMA, a novel monomer system. *Polymer Composites*, 43(1), 584-592.
- Heil, J., Reifferscheid, G., Waldmann, P., Leyhausen, G., & Geurtsen, W. (1996). Genotoxicity of dental materials. *Mutation Research/Genetic Toxicology*, 368(3-4), 181-194.
- Hervas-Garcia, A., Martinez-Lozano, M. A., Cabanes-Vila, J., Barjau-Escribano, A., & Fos-Galve, P. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11(2), E215-220.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16505805>
- Heymann, H. O., Swift, E. J., & Ritter, A. V. (2012). *Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- Högg, C., Maier, M., Dettinger-Maier, K., He, X., Rothmund, L., Kehe, K., Hickel, R., & Reichl, F.-X. (2016). Effect of various light curing times on the elution of composite components. *Clinical oral investigations*, 20, 2113-2121.
- Hsu, W. Y., Wang, V. S., Lai, C. C., & Tsai, F. J. (2012). Simultaneous determination of components released from dental composite resins in human saliva by liquid chromatography/multiple-stage ion trap mass spectrometry. *Electrophoresis*, 33(4), 719-725.
- Hugo, E. R., Brandebourg, T. D., Woo, J. G., Loftus, J., Alexander, J. W., & Ben-Jonathan, N. (2008). Bisphenol A at environmentally relevant doses inhibits adiponectin release from human adipose tissue explants and adipocytes. *Environmental health perspectives*, 116(12), 1642-1647.
- Hume, W., & Gerzina, T. (1996). Bioavailability of components of resin-based materials which are applied to teeth. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 172-179.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, 59-66. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x>
- Issa, Y., Watts, D. C., Brunton, P. A., Waters, C. M., & Duxbury, A. J. (2004). Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro. *Dent Mater*, 20(1), 12-20. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(03\)00053-8](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(03)00053-8)
- İşlekel, H. (2011). LC-Tandem MS-MRM Temel Araştırma ve Klinik Laboratuvarında Kullanım. *Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi*.
- Jaffer, F., Finer, Y., & Santerre, J. (2002). Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials*, 23(7), 1707-1719.
- Janda, R., Roulet, J. F., Latta, M., & Ruttermann, S. (2007). Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 82(2), 545-551. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30760>

- Janke, V., von Neuhoff, N., Schlegelberger, B., Leyhausen, G., & Geurtsen, W. (2003). TEGDMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts. *J Dent Res*, 82(10), 814-818. <https://doi.org/10.1177/154405910308201010>
- Karaarslan, E., Altintas, S., Bulbul, M., Cebe, M., & Usumez, A. (2011). High performance liquid chromatography analysis of monomers from one composite resin cured with different polymerisation methods. *Materials Research Innovations*, 15(2), 124-129.
- Karanika-Kouma, A., Dionysopoulos, P., Koliniotou-Koubia, E., & Kolokotronis, A. (2001). Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid-modified composite resins and composite resins. *J Oral Rehabil*, 28(2), 157-160. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00643.x>
- KARİPER, E. (2023). Diş Hekimliğinde Işık Kaynakları. *SAĞLIK BİLİMLERİNDE ÖNCÜ VE ÇAĞDAŞ ÇALIŞMALAR*, 111-129.
- Kawai, K., Murakami, S., Senba, E., Yamanaka, T., Fujiwara, Y., Arimura, C., Nozaki, T., Takii, M., & Kubo, C. (2007). Changes in estrogen receptors α and β expression in the brain of mice exposed prenatally to bisphenol A. *Regulatory Toxicology and Pharmacology*, 47(2), 166-170.
- Kehe, K., Reichl, F. X., Durner, J., Walther, U., Hickel, R., & Forth, W. (2001). Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells. *Biomaterials*, 22(4), 317-322. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(00\)00184-8](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(00)00184-8)
- Khalichi, P., Singh, J., Cvitkovitch, D. G., & Santerre, J. P. (2009). The influence of triethylene glycol derived from dental composite resins on the regulation of *Streptococcus mutans* gene expression. *Biomaterials*, 30(4), 452-459. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.09.053>
- Kleinsasser, N. H., Wallner, B. C., Harréus, U. A., Kleinjung, T., Folwaczny, M., Hickel, R., Kehe, K., & Reichl, F.-X. (2004). Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *Journal of dentistry*, 32(3), 229-234.
- Korkut, B. (2021). Anterior Estetikte Kompozit Restorasyonlar. In.
- Kosewski, J., Kosewski, P., & Mielczarek, A. (2022). Influence of Instrument Lubrication on Properties of Dental Composites. *Eur J Dent*, 16(4), 719-728. <https://doi.org/10.1055/s-0042-1743144>
- Kuniko, F., Kazutoshi, I., Norihiko, T., & Atsushi, K. (1998). Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dentistry in Japan*, 34, 49-53.
- Kurt, A., Altintas, S. H., Kiziltas, M. V., Tekkeli, S. E., Guler, E. M., Kocyigit, A., & Usumez, A. (2018). Evaluation of residual monomer release and toxicity of self-adhesive resin cements. *Dental materials journal*, 37(1), 40-48.
- Kutuk, Z. B., Erden, E., Aksahin, D. L., Durak, Z. E., & Dulda, A. C. (2020). Influence of modeling agents on the surface properties of an esthetic nano-hybrid composite. *Restor Dent Endod*, 45(2), e13. <https://doi.org/10.5395/rde.2020.45.e13>
- Kütük, M. (2018). Halojen ve led ile polimerize edilmiş bulk fill kompozit rezinlerin dönüşüm derecesi ve mikrosertlik değerlerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi.
- Lagocka, R., Jakubowska, K., Chlubek, D., & Buczkowska-Radlinska, J. (2015). Elution study of unreacted TEGDMA from bulk-fill composite (SDR Dentsply)

- using HPLC. *Adv Med Sci*, 60(2), 191-198.
<https://doi.org/10.1016/j.advms.2015.02.003>
- Łagocka, R., Mazurek-Mochol, M., Jakubowska, K., Bendyk-Szeffer, M., Chlubek, D., & Buczkowska-Radlińska, J. (2018). 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*, 24, 4679.
- LARSEN, I. B., & MUNKSGAARD, E. G. (1991). Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *European journal of oral sciences*, 99(3), 254-261.
- Lee, S.-Y., Greener, E. H., & Menis, D. L. (1995). Detection of leached moieties from dental composites in fluid simulating food and saliva. *Dental Materials*, 11(5-6), 348-353.
- Lee, S. Y., Greener, E. H., Mueller, H. J., & Chiu, C. H. (1994). Effect of food and oral simulating fluids on dentine bond and composite strength. *J Dent*, 22(6), 352-359. [https://doi.org/10.1016/0300-5712\(94\)90088-4](https://doi.org/10.1016/0300-5712(94)90088-4)
- Leevailoj, C., Cochran, M., Matis, B., Moore, B., & Platt, J. (2001). Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Operative Dentistry*, 26(3), 302-307.
- Lefevre, M., Amjaad, W., Goldberg, M., & Stanislawski, L. (2005). TEGDMA induces mitochondrial damage and oxidative stress in human gingival fibroblasts. *Biomaterials*, 26(25), 5130-5137.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.01.014>
- Leinfelder, K. F., Bayne, S. C., & Swift, E. J., Jr. (1999). Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent*, 11(5), 234-249.
<https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1999.tb00405.x>
- Lempel, E., Czibulya, Z., Kovacs, B., Szalma, J., Toth, A., Kunsagi-Mate, S., Varga, Z., & Boddi, K. (2016). Degree of Conversion and BisGMA, TEGDMA, UDMA Elution from Flowable Bulk Fill Composites. *Int J Mol Sci*, 17(5), 732.
<https://doi.org/10.3390/ijms17050732>
- Leonard, D. L., Charlton, D. G., Roberts, H. W., & Cohen, M. E. (2002). Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*, 14(5), 286-295. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2002.tb00524.x>
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., & Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater*, 29(2), 139-156. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.005>
- Lindberg, A., Peutzfeldt, A., & van Dijken, J. W. (2005). Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clinical oral investigations*, 9, 71-76.
- Lindstrom, M., Alanko, K., Keskinen, H., & Kanerva, L. (2002). Dentist's occupational asthma, rhinoconjunctivitis, and allergic contact dermatitis from methacrylates. *Allergy*, 57(6), 543-545. <https://doi.org/10.1034/j.1398-9995.2002.03199.x>
- Lloret, P. R., Rode, K. M., & Turbino, M. L. (2004). Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res*, 18(3), 271-275. <https://doi.org/10.1590/s1806-83242004000300017>
- Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*, 50(4), 480-488. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90566-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90566-8)

- Maalekipour, M., Safari, M., Barekatain, M., & Fathi, A. (2021). Effect of adhesive resin as a modeling liquid on elution of resin composite restorations. *International Journal of Dentistry*, 2021.
- Mahn, E. (2013). Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Revista clínica de periodoncia, implantología y rehabilitación oral*, 6(3), 148-153.
- Manojlovic, D., Radisic, M., Vasiljevic, T., Zivkovic, S., Lausevic, M., & Miletic, V. (2011). Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *Dent Mater*, 27(4), 371-378. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.017>
- Masuno, H., Kidani, T., Sekiya, K., Sakayama, K., Shiosaka, T., Yamamoto, H., & Honda, K. (2002). Bisphenol A in combination with insulin can accelerate the conversion of 3T3-L1 fibroblasts to adipocytes. *Journal of lipid research*, 43(5), 676-684.
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
- McKinney, J. E., & Wu, W. (1985). Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res*, 64(11), 1326-1331. <https://doi.org/10.1177/00220345850640111601>
- Michelsen, V. B., Kopperud, H. B., Lygre, G. B., Bjorkman, L., Jensen, E., Kleven, I. S., Svahn, J., & Lygre, H. (2012). Detection and quantification of monomers in unstimulated whole saliva after treatment with resin-based composite fillings in vivo. *Eur J Oral Sci*, 120(1), 89-95. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2011.00897.x>
- Michelsen, V. B., Lygre, H., Skalevik, R., Tveit, A. B., & Solheim, E. (2003). Identification of organic eluates from four polymer-based dental filling materials. *Eur J Oral Sci*, 111(3), 263-271. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2003.00033.x>
- Mills, R., Uhl, A., & Jandt, K. (2002). Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *British dental journal*, 193(8), 459-463.
- Mills, R. W., Jandt, K. D., & Ashworth, S. H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 186(8), 388-391. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4800120>
- Mills, R. W., Uhl, A., Blackwell, G. B., & Jandt, K. D. (2002). High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials*, 23(14), 2955-2963. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(02\)00024-8](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(02)00024-8)
- Mitchell, C. (2019). *Dental materials in operative dentistry* (Vol. 33). Quintessenz Verlag.
- Moharamzadeh, K., Van Noort, R., Brook, I. M., & Scutt, A. M. (2007). Cytotoxicity of resin monomers on human gingival fibroblasts and HaCaT keratinocytes. *Dental Materials*, 23(1), 40-44.
- Moharamzadeh, K., Van Noort, R., Brook, I. M., & Scutt, A. M. (2007). HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *J Mater Sci Mater Med*, 18(1), 133-137. <https://doi.org/10.1007/s10856-006-0671-z>
- Mohsen, N., Craig, R. G., & Hanks, C. T. (1998). Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching. *Journal of*

Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials, 39(2), 252-260.

- Moldovan, M., Balazsi, R., Soanca, A., Roman, A., Sarosi, C., Prodan, D., Vlassa, M., Cojocaru, I., Saceleanu, V., & Cristescu, I. (2019). Evaluation of the degree of conversion, residual monomers and mechanical properties of some light-cured dental resin composites. *Materials*, 12(13), 2109.
- Moriyama, K., Tagami, T., Akamizu, T., Usui, T., Saijo, M., Kanamoto, N., Hataya, Y., Shimatsu, A., Kuzuya, H., & Nakao, K. (2002). Thyroid hormone action is disrupted by bisphenol A as an antagonist. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 87(11), 5185-5190.
- Moszner, N., & Salz, U. (2001). New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science*, 26(4), 535-576.
- Mourouzis, P., Andreasidou, E., Samanidou, V., & Tolidis, K. (2020). Short-term and long-term release of monomers from newly developed resin-modified ceramics and composite resin CAD-CAM blocks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(2), 339-348.
- MS, B. (2008). Rezin esaslı fissur örtücülerin farklı ısı kaynakları ile polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması. *Konya: Selçuk Üniversitesi*.
- Muenchow, E. A., Sedrez-Porto, J. A., Piva, E., Pereira-Cenci, T., & Cenci, M. S. (2016). Use of dental adhesives as modeler liquid of resin composites. *Dental Materials*, 32(4), 570-577.
- Muller, H., Olsson, S., & Soderholm, K. J. (1997). The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites. *Eur J Oral Sci*, 105(4), 362-368.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00253.x>
- Munksgaard, E. C., Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (2000). Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci*, 108(4), 341-345. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2000.108004341.x>
- Murray, P., Hafez, A., Windsor, L., Smith, A., & Cox, C. (2002). Comparison of pulp responses following restoration of exposed and non-exposed cavities. *Journal of dentistry*, 30(5-6), 213-222.
- Musanje, L., & Ferracane, J. L. (2004). Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 25(18), 4065-4071.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.11.003>
- Nalçacı, A., Ulusoy, N., & Atakol, O. (2006). Time-based elution of TEGDMA and BisGMA from resin composite cured with LED, QTH and high-intensity QTH lights. *Operative Dentistry*, 31(2), 197-203.
- Neumann, M. G., Miranda, W. G., Jr., Schmitt, C. C., Rueggeberg, F. A., & Correa, I. C. (2005). Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent*, 33(6), 525-532.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.11.013>
- Nocca, G., Martorana, G. E., De Sole, P., De Palma, F., Calla, C., Corsale, P., Antenucci, M., Gambarini, G., Chimenti, C., Giardina, B., & Lupi, A. (2009). Effects of 1,4-butanediol dimethacrylate and urethane dimethacrylate on HL-60

- cell metabolism. *Eur J Oral Sci*, 117(2), 175-181.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2008.00606.x>
- Noda, M., Komatsu, H., & Sano, H. (1999). HPLC analysis of dental resin composites components. *J Biomed Mater Res*, 47(3), 374-378.
[https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-4636\(19991205\)47:3<374::aid-jbm12>3.0.co;2-7](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-4636(19991205)47:3<374::aid-jbm12>3.0.co;2-7)
- Noda, M., Wataha, J., Kaga, M., Lockwood, P., Volkmann, K., & Sano, H. (2002). Components of dentinal adhesives modulate heat shock protein 72 expression in heat-stressed THP-1 human monocytes at sublethal concentrations. *Journal of dental research*, 81(4), 265-269.
- Noda, M., Wataha, J. C., Lewis, J. B., Kaga, M., Lockwood, P. E., Messer, R. L., & Sano, H. (2005). Dental adhesive compounds alter glutathione levels but not glutathione redox balance in human THP-1 monocytic cells. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 73(2), 308-314. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30257>
- Nomoto, R., & Hirasawa, T. (1992). Residual monomer and pendant methacryloyl group in light-cured composite resins. *Dent Mater J*, 11(2), 177-188.
<https://doi.org/10.4012/dmj.11.177>
- Noort, R. V. (2013). *Introduction to dental materials*. New York: Mosby Elsevier.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*; Quintessence Pub. Co: Chicago, IL, USA, 23.
- Olea, N., Pulgar, R., Perez, P., Olea-Serrano, F., Rivas, A., Novillo-Fertrell, A., Pedraza, V., Soto, A. M., & Sonnenschein, C. (1996). Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environ Health Perspect*, 104(3), 298-305. <https://doi.org/10.1289/ehp.96104298>
- Ortengren, U., Langer, S., Goransson, A., & Lundgren, T. (2004). Influence of pH and time on organic substance release from a model dental composite: a fluorescence spectrophotometry and gas chromatography/mass spectrometry analysis. *Eur J Oral Sci*, 112(6), 530-537. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00164.x>
- Ortengren, U., Wellendorf, H., Karlsson, S., & Ruyter, I. E. (2001). Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*, 28(12), 1106-1115.
<https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00802.x>
- Owens, B. M., & Rodriguez, K. H. (2007). Radiometric and spectrophotometric analysis of third generation light-emitting diode (LED) light-curing units. *J Contemp Dent Pract*, 8(2), 43-51.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17277826>
- Paolone, G., Mazzitelli, C., Josic, U., Scotti, N., Gherlone, E., Cantatore, G., & Breschi, L. (2022). Modeling Liquids and Resin-Based Dental Composite Materials-A Scoping Review. *Materials (Basel)*, 15(11), 3759.
<https://doi.org/10.3390/ma15113759>
- Park, S. H., Krejci, I., & Lutz, F. (2002). Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper dent*, 27(1), 30-37. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11817467>
- Park, Y. J., Chae, K. H., & Rawls, H. R. (1999). Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. *Dent Mater*, 15(2), 120-127.
[https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(99\)00021-4](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(99)00021-4)

- Pashley, E. L., Zhang, Y., Lockwood, P. E., Rueggeberg, F. A., & Pashley, D. H. (1998). Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater*, 14(1), 6-10. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(98\)00003-7](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(98)00003-7)
- Patel, J., Granger, C., Parker, S., & Patel, M. (2017). The effect of instrument lubricant on the diametral tensile strength and water uptake of posterior composite restorative material. *J Dent*, 56, 33-38. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.10.006>
- Paul, S. J., Leach, M., Rueggeberg, F. A., & Pashley, D. H. (1999). Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. *J Dent*, 27(3), 209-214. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(98\)00042-6](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(98)00042-6)
- Pelka, M., Distler, W., & Petschelt, A. (1999). Elution parameters and HPLC-detection of single components from resin composite. *Clin Oral Investig*, 3(4), 194-200. <https://doi.org/10.1007/s007840050101>
- Perdigao, J., Araujo, E., Ramos, R. Q., Gomes, G., & Pizzolotto, L. (2021). Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *J Esthet Restor Dent*, 33(1), 51-68. <https://doi.org/10.1111/jerd.12692>
- Perea-Lowery, L., Tolvanen, M., & Vallittu, P. K. (2019). Evaluation of the Effect of Monomer Systems on the Softening of a Composite Resin. *Int J Prosthodont*, 32(1), 101-103. <https://doi.org/10.11607/ijp.5692>
- Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, 105(2), 97-116. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1997.tb00188.x>
- Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (2000). The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent*, 28(6), 447-452. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(00\)00021-x](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(00)00021-x)
- Polydorou, O. (2018). Elution of substances from dental composite materials. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*, 179-195.
- Polydorou, O., Hammad, M., König, A., Hellwig, E., & Kummerer, K. (2009). Release of monomers from different core build-up materials. *Dent Mater*, 25(9), 1090-1095. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.02.014>
- Polydorou, O., Huberty, C., Wolkewitz, M., Bolek, R., Hellwig, E., & Kummerer, K. (2012). The effect of storage medium on the elution of monomers from composite materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 100(1), 68-74. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.31923>
- Polydorou, O., König, A., Hellwig, E., & Kummerer, K. (2009). Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *Eur J Oral Sci*, 117(1), 68-75. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2008.00594.x>
- Polydorou, O., König, A., Hellwig, E., & Kummerer, K. (2009). Uthethane dimethacrylate: A molecule that may cause confusion in dental research. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91(1), 1-4.
- Polydorou, O., Trittler, R., Hellwig, E., & Kummerer, K. (2007). Elution of monomers from two conventional dental composite materials. *Dent Mater*, 23(12), 1535-1541. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.12.011>
- Pongprueksa, P., De Munck, J., Duca, R. C., Poels, K., Covaci, A., Hoet, P., Godderis, L., Van Meerbeek, B., & Van Landuyt, K. L. (2015). Monomer elution in relation to degree of conversion for different types of composite. *J Dent*, 43(12), 1448-1455. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.10.013>

- Porto, I. C. C. d. M., Soares, L. E. S., Martin, A. A., Cavalli, V., & Liporoni, P. C. S. (2010). Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites. *Brazilian oral research*, 24, 475-481.
- Price, R. B., & Felix, C. A. (2009). Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515 nm on the micro-hardness of resin composites. *Dental Materials*, 25(7), 899-908.
- Price, R. B., Felix, C. A., & Andreou, P. (2004). Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*, 25(18), 4465-4477. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.11.032>
- Price, R. B., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., & Felix, C. M. (2010). Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *Journal of Esthetic and restorative Dentistry*, 22(6), 363-377.
- Product, U. (2021). *Composite wetting resine SDS*. <https://www.ultradent.com/Resources/GetSds?key=67-001-08.89070033-en-us>
- Pulgar, R., Olea-Serrano, M. F., Novillo-Fertrell, A., Rivas, A., Pazos, P., Pedraza, V., Navajas, J. M., & Olea, N. (2000). Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environ Health Perspect*, 108(1), 21-27. <https://doi.org/10.1289/ehp.0010821>
- Putzeys, E., De Nys, S., Cokic, S. M., Duca, R. C., Vanoirbeek, J., Godderis, L., Van Meerbeek, B., & Van Landuyt, K. L. (2019). Long-term elution of monomers from resin-based dental composites. *Dental Materials*, 35(3), 477-485.
- Rakich, D. R., Wataha, J. C., Lefebvre, C. A., & Weller, R. N. (1999). Effect of dentin bonding agents on the secretion of inflammatory mediators from macrophages. *J Endod*, 25(2), 114-117. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(99\)80008-9](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(99)80008-9)
- Randolph, L. D., Palin, W. M., Bebelman, S., Devaux, J., Gallez, B., Leloup, G., & Leprince, J. G. (2014). Ultra-fast light-curing resin composite with increased conversion and reduced monomer elution. *Dent Mater*, 30(5), 594-604. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.023>
- Ratanasathien, S., Wataha, J. C., Hanks, C. T., & Dennison, J. B. (1995). Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *Journal of dental research*, 74(9), 1602-1606.
- Reichl, F. X., Durner, J., Kehe, K., Manhart, J., Folwaczny, M., Kleinsasser, N., Hume, W. R., & Hickel, R. (2002). Toxicokinetic of HEMA in guinea pigs. *J Dent*, 30(7-8), 353-358. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00050-7](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00050-7)
- Reichl, F. X., Seiss, M., Marquardt, W., Kleinsasser, N., Schweikl, H., Kehe, K., & Hickel, R. (2008). Toxicity potentiation by H₂O₂ with components of dental restorative materials on human oral cells. *Arch Toxicol*, 82(1), 21-28. <https://doi.org/10.1007/s00204-007-0226-1>
- ROBBERTSON T.M, H. H. O., SWIFT E.J. (2011). *Art and Science of Operative Dentistry*, 196- 215, 497-526.
- Rogalewicz, R., Batko, K., & Voelkel, A. (2006). Identification of organic extractables from commercial resin-modified glass-ionomers using HPLC-MS. *Journal of Environmental Monitoring*, 8(7), 750-758.

- Rothmund, L., Reichl, F.-X., Hickel, R., Styllou, P., Styllou, M., Kehe, K., Yang, Y., & Högg, C. (2017). Effect of layer thickness on the elution of bulk-fill composite components. *Dental Materials*, 33(1), 54-62.
- Rothmund, L., Shehata, M., Van Landuyt, K. L., Schweikl, H., Carell, T., Geurtsen, W., Hellwig, E., Hickel, R., Reichl, F. X., & Hogg, C. (2015). Release and protein binding of components from resin based composites in native saliva and other extraction media. *Dent Mater*, 31(5), 496-504.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.01.016>
- Rueggeberg, F. (1999). Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*(25), S4-15; quiz S73.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11908395>
- Rueggeberg, F. A., Blalock, J. S., & Callan, R. S. (2005). LED curing lights--what's new? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 26(8), 586, 588, 590-581.
- Rueggeberg, F. A., Giannini, M., Arrais, C. A. G., & Price, R. B. T. (2017). Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res*, 31(suppl 1), e61. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061>
- Ruyter, I. E., & Oysaed, H. (1987). Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res*, 21(1), 11-23.
<https://doi.org/10.1002/jbm.820210107>
- Saçak, M. (2002). İletken polimerler. *Polimer Kimyası, Ankara Üniversitesi, Gazi Kitabevi, Ankara*.
- Sagsoz, O., Ilday, N. O., Karatas, O., Cayabatmaz, M., Parlak, H., Olmez, M. H., & Demirbuga, S. (2016). The bond strength of highly filled flowable composites placed in two different configuration factors. *J Conserv Dent*, 19(1), 21-25.
<https://doi.org/10.4103/0972-0707.173188>
- Sakaguchi, R. (2012). JM. Restorative materials composite and polymers. ed. In: Philadelphia: Elsevier Health Sci.
- Sakaguchi, R. L., & Powers, J. M. (2011). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- Saraç, D., Saraç, Y. Ş., Külünk, T., Külünk, Ş., & Ural, Ç. Kompozitlerin Renk Stabilitelerine Işık Kaynaklarının Etkisi* Effect of Light Sources on Color Stability of Composite Resins.
- Schmalz, G., Schuster, U., Koch, A., & Schweikl, H. (2002). Cytotoxicity of low pH dentin-bonding agents in a dentin barrier test in vitro. *J Endod*, 28(3), 188-192.
<https://doi.org/10.1097/00004770-200203000-00011>
- Schneider, L. F., Cavalcante, L. M., & Silikas, N. (2010). Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech*, 2010.
<https://doi.org/10.4061/2010/131630>
- Schulz, S. D., Laquai, T., Kümmerer, K., Bolek, R., Mersch-Sundermann, V., & Polydorou, O. (2015). Elution of monomers from provisional composite materials. *International Journal of Polymer Science*, 2015.
- Schweikl, H., & Schmalz, G. (1999). Triethylene glycol dimethacrylate induces large deletions in the hprt gene of V79 cells. *Mutation Research/Genetic Toxicology and Environmental Mutagenesis*, 438(1), 71-78.
- Schweikl, H., Spagnuolo, G., & Schmalz, G. (2006). Genetic and cellular toxicology of dental resin monomers. *Journal of dental research*, 85(10), 870-877.

- Schwengberg, S., Bohlen, H., Kleinsasser, N., Kehe, K., Seiss, M., Walther, U. I., Hickel, R., & Reichl, F. X. (2005). In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *J Dent*, 33(1), 49-55.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.08.001>
- Sedrez-Porto, J. A., Münchow, E. A., Brondani, L. P., Cenci, M. S., & Pereira-Cenci, T. (2016). Effects of modeling liquid/resin and polishing on the color change of resin composite. *Brazilian oral research*, 30, e88.
- Sedrez-Porto, J. A., Münchow, E. A., Cenci, M. S., & Pereira-Cenci, T. (2017). Translucency and color stability of resin composite and dental adhesives as modeling liquids—A one-year evaluation. *Brazilian oral research*, 31.
- Shahabi, S., Sayyari, M., Sadrai, S., Valizadeh, S., Hajizamani, H., & Sadr, A. (2021). Effect of Volume and Renewal of the Storage Media on the Release of Monomer from Dental Composites. *Int J Dent*, 2021, 9769947.
<https://doi.org/10.1155/2021/9769947>
- Sharkey, S., Ray, N., Burke, F., Ziada, H., & Hannigan, A. (2001). Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int*, 32(5), 401-405.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11444075>
- Shehata, M., Durner, J., Eldenez, A., Van Landuyt, K., Styllou, P., Rothmund, L., Hickel, R., Scherthan, H., Geurtsen, W., & Kaina, B. (2013). Cytotoxicity and induction of DNA double-strand breaks by components leached from dental composites in primary human gingival fibroblasts. *Dental Materials*, 29(9), 971-979.
- Sherwood, I. A. (2010). *Essentials of operative dentistry*. Boydell & Brewer Ltd.
- Shortall, A. C., Palin, W. M., & Burtscher, P. (2008). Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res*, 87(1), 84-88.
<https://doi.org/10.1177/154405910808700115>
- Sideridou, I., Tserki, V., & Papanastasiou, G. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), 1819-1829. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(01\)00308-8](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(01)00308-8)
- Sideridou, I. D., & Achilias, D. S. (2005). Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 74(1), 617-626.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.30252>
- Sideridou, I. D., Achilias, D. S., & Karabela, M. M. (2007). Sorption kinetics of ethanol/water solution by dimethacrylate-based dental resins and resin composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 81(1), 207-218.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.30655>
- Sneed, W. D., & Draughn, R. A. (1980). Effect of alcohol on the strength of a composite resin. *Oper dent*, 5(2), 47-48.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6937875>
- SÖDERHOLM, K.-J., & Mariotti, A. (1999). BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*, 130(2), 201-209.
- Spahl, W., Budzikiewicz, H., & Geurtsen, W. (1998). Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*, 26(2), 137-145.
[https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(96\)00086-3](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(96)00086-3)
- Standards, I. (2021). <https://www.iso.org/standard/75769.html>

- Stanislawski, L., Lefeuvre, M., Bourd, K., Soheili-Majd, E., Goldberg, M., & Périanin, A. (2003). TEGDMA-induced toxicity in human fibroblasts is associated with early and drastic glutathione depletion with subsequent production of oxygen reactive species. *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*, 66(3), 476-482.
- Stefova, M., Ivanova, V., & Muratovska, I. (2005). Identification and Quantification of Bis-GMA and Teg-DMA Released from Dental Materials by HPLC. *Journal of liquid chromatography & related technologies*, 28(2), 289-295.
- Steinmetz, R., Brown, N. G., Allen, D. L., Bigsby, R. M., & Ben-Jonathan, N. (1997). The environmental estrogen bisphenol A stimulates prolactin release in vitro and in vivo. *Endocrinology*, 138(5), 1780-1786.
<https://doi.org/10.1210/endo.138.5.5132>
- Sun, G., & Chae, K. (2000). Properties of 2, 3-butanedione and 1-phenyl-1, 2-propanedione as new photosensitizers for visible light cured dental resin composites. *Polymer*, 41(16), 6205-6212.
- Sunnegårdh-Grönberg, K., van Dijken, J. W., Funegård, U., Lindberg, A., & Nilsson, M. (2009). Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *Journal of dentistry*, 37(9), 673-678.
- Susiarjo, M., Hassold, T. J., Freeman, E., & Hunt, P. A. (2007). Bisphenol A exposure in utero disrupts early oogenesis in the mouse. *PLoS genetics*, 3(1), e5.
- Susila, A. V., & Balasubramanian, V. (2016). Correlation of elution and sensitivity of cell lines to dental composites. *Dent Mater*, 32(3), e63-72.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.011>
- Tabatabaee, M. H., Mahdavi, H., Zandi, S., & Kharrazi, M. J. (2009). HPLC analysis of eluted monomers from two composite resins cured with LED and halogen curing lights. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 88(1), 191-196.
<https://doi.org/10.1002/jbm.b.31167>
- Tabatabaei, M. H., Sadrai, S., Bassir, S. H., Veisy, N., & Dehghan, S. (2013). Effect of food stimulated liquids and thermocycling on the monomer elution from a nanofilled composite. *Open Dent J*, 7, 62-67.
<https://doi.org/10.2174/1874210601307010062>
- Tanaka, K., Taira, M., Shintani, H., Wakasa, K., & Yamaki, M. (1991). Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *Journal of Oral Rehabilitation*, 18(4), 353-362.
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 17(4), 296-308. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00087-7](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00087-7)
- Teshima, W., Nomura, Y., Tanaka, N., Urabe, H., Okazaki, M., & Nahara, Y. (2003). ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials*, 24(12), 2097-2103.
[https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(02\)00636-1](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(02)00636-1)
- Teti, G., Mazzotti, G., Zago, M., Ortolani, M., Breschi, L., Pelotti, S., Ruggeri, A., & Falconi, M. (2009). HEMA down-regulates procollagen alpha1 type I in human

- gingival fibroblasts. *J Biomed Mater Res A*, 90(1), 256-262.
<https://doi.org/10.1002/jbm.a.32082>
- Tokuyama Dental America, I. (2020). *ESTELITE Σ QUICK SDS*. https://tokuyama-dental.com/wp-content/uploads/pdf/015-USA-HCS-ESTELITE_SIGMA_QUICK-rev3.pdf
- Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Fuentes, V., Prati, C., & Garcia-Godoy, F. (2003). Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent*, 31(1), 43-50. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00083-0](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00083-0)
- Tsitrou, E., Kelogrigoris, S., Koulaouzidou, E., Antoniadis-Halvatjoglou, M., Koliniotou-Koumpia, E., & van Noort, R. (2014). Effect of extraction media and storage time on the elution of monomers from four contemporary resin composite materials. *Toxicol Int*, 21(1), 89-95. <https://doi.org/10.4103/0971-6580.128811>
- Tuncer, D., Halaçoğlu, D. M., Çelik, Ç., & Arhun, N. (2016). Effect of different finishing and polishing systems on surface roughness of different types of resin composites. *7tepe Klinik Dergisi*, 12(2), 25-30.
- Tuncer, S., Demirci, M., Tiryaki, M., Unlu, N., & Uysal, O. (2013). The effect of a modeling resin and thermocycling on the surface hardness, roughness, and color of different resin composites. *J Esthet Restor Dent*, 25(6), 404-419.
<https://doi.org/10.1111/jerd.12063>
- Turgut, M. D., Tekcicek, M., & Olmez, S. (2004). Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite under different conditioning methods in primary teeth. *Oper dent*, 29(5), 515-523. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15470873>
- Urcan, E., Scherthan, H., Styllou, M., Haertel, U., Hickel, R., & Reichl, F.-X. (2010). Induction of DNA double-strand breaks in primary gingival fibroblasts by exposure to dental resin composites. *Biomaterials*, 31(8).
- Ünlü, N., & AR, Ç. (2008). Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*, 14(3), 156-167.
- van Dijken, J. W., & Pallesen, U. (2014). A randomized controlled three year evaluation of “bulk-filled” posterior resin restorations based on stress decreasing resin technology. *Dental Materials*, 30(9), e245-e251.
- Van Landuyt, K., Nawrot, T., Geebelen, B., De Munck, J., Snauwaert, J., Yoshihara, K., Scheers, H., Godderis, L., Hoet, P., & Van Meerbeek, B. (2011). How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental Materials*, 27(8), 723-747.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.04.044>
- Vidnes-Kopperud, S., Tveit, A., & Espelid, I. (2011). Changes in the treatment concept for approximal caries from 1983 to 2009 in Norway. *Caries research*, 45(2), 113-120.
- Viljanen, E. K., Langer, S., Skrifvars, M., & Vallittu, P. K. (2006). Analysis of residual monomers in dendritic methacrylate copolymers and composites by HPLC and headspace-GC/MS. *Dent Mater*, 22(9), 845-851.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.012>

- Volk, J., Engelmann, J., Leyhausen, G., & Geurtsen, W. (2006). Effects of three resin monomers on the cellular glutathione concentration of cultured human gingival fibroblasts. *Dent Mater*, 22(6), 499-505.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.06.002>
- Von Steyern, P. V., Ebbesson, S., Holmgren, J., Haag, P., & Nilner, K. (2006). Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(9), 682-689.
- Wacławczyk, A., Postek-Stefańska, L., Pietraszewska, D., Birkner, E., Zalejska-Fiolka, J., & Wysoczańska-Jankowicz, I. (2018). TEGDMA and UDMA monomers released from composite dental material polymerized with diode and halogen lamps. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 27(4), 469-476.
- Wu, W., & McKinney, J. E. (1982). Influence of chemicals on wear of dental composites. *J Dent Res*, 61(10), 1180-1183.
<https://doi.org/10.1177/00220345820610101501>
- Yamada, H., Furuta, I., Kato, E. H., Kataoka, S., Usuki, Y., Kobashi, G., Sata, F., Kishi, R., & Fujimoto, S. (2002). Maternal serum and amniotic fluid bisphenol A concentrations in the early second trimester. *Reprod Toxicol*, 16(6), 735-739.
[https://doi.org/10.1016/s0890-6238\(02\)00051-5](https://doi.org/10.1016/s0890-6238(02)00051-5)
- Yap, A. U., Han, V. T., Soh, M. S., & Siow, K. S. (2004). Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *Oper dent*, 29(4), 448-453. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15279486>
- Yap, A. U., Lee, H. K., & Sabapathy, R. (2000). Release of methacrylic acid from dental composites. *Dent Mater*, 16(3), 172-179. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00004-x](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00004-x)
- Yap, A. U., Pandya, M., & Toh, W. S. (2016). Depth of cure of contemporary bulk-fill resin-based composites. *Dent Mater J*, 35(3), 503-510.
<https://doi.org/10.4012/dmj.2015-402>
- Yap, A. U., Soh, M. S., & Siow, K. S. (2002). Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper dent*, 27(1), 44-49.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11822365>
- Yap, A. U., Wong, N. Y., & Siow, K. S. (2003). Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper dent*, 28(4), 357-364.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12877420>
- Zhang, Y., & Xu, J. (2008). Effect of immersion in various media on the sorption, solubility, elution of unreacted monomers, and flexural properties of two model dental composite compositions. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19, 2477-2483.