

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**DİMETAKRİLAT REZİN İÇEREN DENTAL
RESTORATİF MATERYALLERDEN BEYAZLATMA
SONRASI MONOMER SALIMI**

Dt. Merve Nur YILMAZ

**Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Pınar GÜL**

**ERZURUM
2020**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
RESTORATİF DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**DİMETAKRİLAT REZİN İÇEREN DENTAL
RESTORATİF MATERYALLERDEN BEYAZLATMA
SONRASI MONOMER SALIMI**

Dt. Merve Nur YILMAZ

Tez Savunma Tarihi: 09.09.2020

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Pınar GÜL (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Mehmet YILDIZ (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Prof. Dr. Serpil KARAOĞLANOĞLU (Sağlık Bilimleri Üniversitesi)

Jüri Üyesi: Doç. Dr. Nilgün AKGÜL (Pamukkale Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM-2020

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Kompozit Rezinler Tarihçesi	4
2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı	5
2.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz)	5
2.2.2. Ara Faz (Bağlayıcı Faz)	10
2.2.3. İnorganik Faz (Dağılan Faz)	11
2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması	11
2.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler	11
2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler	12
2.3.2.1. Kondanse Olabilen Kompozit Rezinler	12
2.3.2.2. Akışkan Kompozit Rezinler.....	12
2.3.3. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinler.....	13
2.3.4. Kompozit Rezinlerle İlgili Son Gelişmeler	13
2.3.4.1. Nano Doldurucu (Nanofil) Kompozitler	13
2.3.4.2. Ormoserler	14
2.3.4.3. Bulk-Fill Kompozit Rezinler	14
2.3.4.4. Kompozit İnleyler	16
2.4. Dimetakrilat İçerikli Diğer Restoratif Materyaller	17

2.4.1. Rezin Modifiye Cam İyonomerler	17
2.4.2. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin (Kompomer)	17
2.4.3. Giomerler	18
2.4.4. Hibrit seramikler	19
2.5. Beyazlatma.....	20
2.5.1. Beyazlatmanın Mekanizması	20
2.5.2. Dental Beyazlatmada Kullanılan Ajanlar	21
2.5.2.2. Karbamid Peroksit	22
2.5.2.3. Sodyum Perborat.....	22
2.5.3. Diş Beyazlatma Yöntemleri.....	23
2.5.3.1. Vital Diş Beyazlatma Yöntemleri.....	23
2.5.3.1.1. Ev Tipi Beyazlatma	23
2.5.3.1.2. Ofis Tipi Beyazlatma	24
2.5.3.1.3. Kombine (Ev Tipi + Ofis Tipi Beyazlatma) Uygulamalar	24
2.5.3.1.4. Over-The-Counter Beyazlatma Tedavileri (Hekim Gözetimi Olmadan Satılan ve Hastalar Tarafından Uygulanan Beyazlatma Tedavileri).....	24
2.5.3.2. Devital Dişlerde Beyazlatma	25
2.6. Polimerizasyon.....	25
2.6.1. Monomer Salımını Etkileyen Faktörler	26
2.6.2. Artık Monomerlerin Biyouyumluluğu.....	28
2.6.3. Artık Monomer Salımının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar	30
2.6.3.1. Gaz Kromatografisi.....	30
2.6.3.2. Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi (HPLC)	30
2.6.3.3. Sıvı Kromatografi Tandem Kütle/Kütle Spektrometre Sistemi (LC-MS/MS)..	31
3. MATERYAL VE METOT.....	33

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	33
3.1.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller	33
3.1.2. Çalışmada Kullanılan Beyazlatma Ajanları.....	35
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	36
3.3. Deney Gruplarının Belirlenmesi	37
3.4. Beyazlatma İşleminin Uygulanması	38
3.4.1. Ofis Tipi Beyazlatma İşlemi Uygulanması.....	38
3.4.2. Ev Tipi Beyazlatma İşlemi Uygulanması	39
3.5. Örneklerin Saklanması.....	39
3.6. Monomer Analizi	39
3.7. İstatistiksel Değerlendirme	42
4. BULGULAR.....	43
4.1. Standart Maddelere İlişkin Bulgular.....	43
4.2. Analiz Edilen Örneklerdeki Monomer Miktarına İlişkin Bulgular	46
4.2.1. HEMA ile İlgili Bulgular	46
4.2.2. TEGDMA ile İlgili Bulgular.....	48
4.2.3. BİSEMA ile İlgili Bulgular.....	50
4.2.4. BİSGMA ile İlgili Bulgular	51
4.2.5. UDMA ile İlgili Bulgular	54
4.2.6. BPA ile İlgili Bulgular	56
5. TARTIŞMA.....	58
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	80
KAYNAKLAR	81
EKLER	109
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	109

EK-2. ETİK KURUL ONAYI.....	110
EK-3. PROJE ÖZET RAPORU	111



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimime başladığım günden itibaren kendisinden mesleki açıdan çok şey öğrendiğim, tez aşamasında büyük bir sabır ve titizlikle bana yardımcı olan, her konuda göstermiş olduğu anlayış ve hoşgöründen dolayı sevgili danışman hocam Doç. Dr. Pınar GÜL'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan bölümümüzün değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. Nilgün SEVEN, Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR, Prof. Dr. Mehmet YILDIZ, Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY, Doç. Dr. Ömer SAĞSÖZ, Dr. Öğr. Üyesi Neslihan ÇELİK, Dr. Öğr. Üyesi Merve İŞCAN YAPAR'a

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan keyif aldığım ve benim için Erzurum'u anlamlı kılan, en zor zamanlarımızda hiçbir fedakârlıktan çekinmeden birbirimize destek olduğumuz eş kıdemlerim, çok kıymetli Dt. Merve Pelin DUR, Dt. Seyit Bilal ÖZDEMİR, Dt. Büşra ÖZDEMİR'e

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalışmaktan keyif aldığım değerli arkadaşlarım Uzm. Dt. Kübra CANTÜRK, Dt. Buket KARALAR, Dt. Zeynep Sümeyye ŞİMŞEK olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarımıza,

Hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, bu günlere gelmeme vesile olan, dünyadaki en değerli varlıklarım canım annem Sırma YILMAZ, babam Mehmet YILMAZ ve abim, yengem ve yeğenlerime,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Merve Nur YILMAZ

ÖZET

Dimetakrilat Rezin İçeren Dental Restoratif Materyallerden Beyazlatma Sonrası Monomer Salımı

Amaç: Bu çalışmanın amacı dimetakrilat rezin içeren dental restoratif materyallere beyazlatma işlemi uygulandıktan sonra materyallerden zamanla salınan monomer tipi ve miktarını tespit etmektir.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada dimetakrilat rezin içeren restoratif materyal olarak rezin modifiye cam iyonomer, poliasit modifiye kompozit rezin, giomer, posterior kompozit rezin, anterior kompozit rezin, bulk fill kompozit rezin, akıcı bulk fill kompozit rezin, ormoser, indirekt kompozit rezin ve hibrit yapıdaki seramikler kullanıldı. Her bir materyalden üretici talimatlarına uygun olarak 20 örnek hazırlandı. Örnekler, beyazlatma yöntemlerine göre ofis tipi beyazlatma, ev tipi beyazlatma ve her tip beyazlatma için ayrı kontrol grubu olmak üzere toplam 4 alt gruba rastgele ayrıldı. Beyazlatma işleminden sonra örnekler %75 lik etanol solüsyonunda 1, 14 ve 28 gün süre bekletildi ve elde edilen solüsyonlar analiz yapılncaya kadar +4 °C sıcaklıkta saklandı. Materyallerden salınan artık monomer cinsini ve miktarını belirlemek amacı ile toplanan örneklerin analizi Sıvı Kromatografi Tandem Kütle/Kütle Spektrometre (LC-MS/MS) cihazı kullanılarak yapıldı. Elde edilen verilerin analizi Friedman ve Kruskal Wallis testleri kullanılarak yapıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,0,5$ olarak alındı.

Bulgular: Beyazlatma grupları açısından tüm restoratif materyallerde her bir zaman periyodunda gruplar arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$). Zaman periyodları açısından tüm monomerlerin salım miktarının başlangıçta fazla olduğu ve zamanla azalma gösterdiği tespit edilmiştir. Restoratif materyaller açısından en fazla monomer salınımı kompozit rezin gruplarında en az monomer salınımı ise Lava Ultimate, Cerasmart, Grandio Blocs ve Vita Enamic gruplarında görülmüştür.

Sonuç: Tüm materyallerden monomer salımı olmakla beraber beyazlatma işlemi monomer salım miktarını etkilememektedir. Salınan monomer miktarları ise genel olarak toksik limitlerin altındadır.

Anahtar Kelimeler: Artık monomer, beyazlatma, LC-MS/MS, rezin esaslı restoratif materyal

ABSTRACT

Monomer Release After Bleaching From Dental Restorative Materials Containing Dimethacrylate Resin

Aim: The aim of this study is to determine the type and amount of monomer over time released from the materials after bleaching is applied to dental restorative materials containing dimethacrylate resin.

Materials and method: In this study, resin modified glass ionomer, polyacid modified composite resin, giomer, posterior composite resin, anterior composite resin, bulk fill composite resin, flowable bulk fill composite resin, ormocer, indirect composite resin and hybrid ceramics were used as restorative material containing dimethacrylate resin. 20 samples were prepared from each material in accordance with the manufacturer's instructions. The samples were randomly divided into 4 subgroups as office bleaching, home bleaching and separate control group for each type bleaching method. After bleaching, the samples were kept in 75% ethanol solution for 1, 14 and 28 days and the obtained solutions were stored at +4 ° C until analysis. Analysis of the samples collected to determine the type and amount of residual monomer released from the materials was performed using a Liquid Chromatography Tandem Mass / Mass Spectrometer (LC-MS/MS) device. Data were analyzed using Friedman and Kruskal Wallis tests. Statistical significance level was taken as $p < 0.05$.

Results: In terms of bleaching groups, no significant difference was found between the groups in each time period in all restorative materials ($p > 0.05$). In terms of time periods, it was determined that the amount of release of all monomers was initially high and decreased over time. In terms of restorative materials, the highest monomer release was detected in composite resin groups and the least monomer release was detected in Lava Ultimate, Cerasmart, Grandio Blocs and Vita Enamic groups.

Conclusion: Although monomer is released from all materials, bleaching does not affect the amount of released monomer. Amounts of released monomers are generally below toxic limits.

Key Words: Residual monomer, bleaching, LC-MS/MS, resin-based restorative material

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BİSEMA	Bisfenol A-Etilen Glikoldimetakrilat
BİSGMA	Bisfenol A Glisidilmetakrilat
BPA	Bisfenol-A
EPA	Amerika Birleşik Devletleri Çevre Koruma Ajansı
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
GC	Gaz Kromatografisi
GCİS	Geleneksel Cam İyonomer
°C	Santigrat Derece
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
HPLC	Yüksek Basıncılı Sıvı Kromatografisi
LC-MS/MS	Likit Kromatograf/Kütle Spektrometri
LED	Light Emiting Diodes
mL	Mililitre
mM	Milimolar
nm	Nanometre
NOAEL	No Observable Adverse Effect Level; Ters Etki Gözlenmeyen Düzey
ppm	Milyonda Bir Birim
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
TEGDMA	Trietilen Glikoldimetakrilat
UDMA	Üretan Dimetakrilat
µm	Mikrometre
µL	Mikrolitre
µM	Mikromolar

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller	35
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan beyazlatma ajanları	36
Şekil 3.3. Kare biçimindeki metal kalıplar	37
Şekil 3.4. Çalışma grupları ve hazırlanan örnekler	38
Şekil 3.5. Analiz aşamasından önce viallere alınan numuneler	40
Şekil 4.1. Standart maddelere ilişkin alıkonma zamanları ve kütle spektrumları	43
Şekil 4.2. Kör numuneye ait kromatogram.....	45
Şekil 4.3. Birinci metot ile ölçülen bir numuneye ait kromatogram	45
Şekil 4.4. İkinci metot ile ölçülen bir numuneye ait kromatogram	45
Şekil 4.5. Materyallerden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama HEMA miktarları (ng/ml).....	47
Şekil 4.6. Materyallerden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama TEGDMA miktarları (ng/ml).....	50
Şekil 4.7. Materyalden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama BİSEMA miktarları (ng/ml).....	51
Şekil 4.8. Materyallerden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama BİSGMA miktarları (ng/ml).....	54
Şekil 4.9. Materyallerden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama UDMA miktarları (ng/ml).....	56
Şekil 4.10. Materyalden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama BPA miktarları (ng/ml).....	57

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyallere Ait bilgiler.....	34
Tablo 3.2. Beyazlatıcı Materyaller Ve İçerikleri	35
Tablo 3.3. Kullanılan Monomerlerin Özellikleri	40
Tablo 4.1. 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama HEMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları	47
Tablo 4.2. 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama TEGDMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	49
Tablo 4.3. 1, 14 ve 28 gün sonra materyalden salınan ortalama BİSEMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları	51
Tablo 4.4. 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama BİSGMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları.....	53
Tablo 4.5. 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama UDMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları	55
Tablo 4.6. 1, 14 ve 28 gün sonra materyalden salınan ortalama BPA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları	57

1. GİRİŞ

İnsanın en etkili iletişim yeteneklerinden biri olan güzel bir gülümsemenin en önemli unsurunun dişler olduğu düşünülmektedir. Günümüzde bireylerin estetiğe olan talebinin fonksiyona eşdeğer olduğunu hatta bazen önüne geçebildiğini görmek mümkün olmaktadır. Bu nedenle insanlar daha beyaz dişlere ve dişle uyumlu restoratif materyallere sahip olmak için diş hekimlerine sıklıkla başvurumaktadırlar. Bu nedenle beyazlatma yöntemleri ve diş rengine sahip dental materyaller ile yapılan estetik uygulamalar son yıllarda oldukça popüler olmuştur.^{1, 2}

Beyazlatma uygulaması günümüz restoratif diş hekimliği uygulamalarında oldukça sık kullanılan bir yöntemdir. Doğal dişlerin estetik görünümünü iyileştirmek için beyazlatma maddelerinin yaygın olarak kullanılması 1990 yılında Haywood ve Heymann ile başlamıştır. Beyazlatma yüksek konsantrasyonlarda hidrojen peroksit (HP) kullanılarak diş hekimi tarafından ofiste yapılabilir veya düşük konsantrasyonlarda karbamid peroksit kullanılarak ev tipi yöntemle hasta tarafından uygulanabilir.³ Beyazlatma ajanı uygulama esnasında mevcut restorasyonlara da temas edebilmektedir. Bu sebeple beyazlatma işleminde başarı, dikkatli bir teşhise ve hasta seçimine, uygun yöntemle ve planlamaya bağlıdır.⁴

Günümüzde konservatif diş hekimliğinin gelişmesi ve estetiğin de ön plana çıkması ile birçok restoratif materyal üretilmeye başlanmıştır. Diş hekimliğinde kullanılacak restoratif materyallerin seçiminde materyallerin fiziksel, kimyasal, mekanik ve biyolojik özelliklerinin diş dokuları ile uyumlarının yanı sıra diş rengine olan uyumları da oldukça önemlidir.^{5, 6} Ayrıca diş hekimleri restore edilecek dişin durumuna göre de uygun materyali seçmelidir. Materyal seçiminde oldukça geniş yelpazede rezin içerikli materyal bulunmaktadır. Bu materyaller kompozit rezinlerden, rezin modifiye cam

iyonomer simanlara, poliasit modifiye kompozit rezinlere, ormoserlere ve hibrit seramiklere kadar değişebilmektedir.

Rezin içeren restoratif materyaller, daha iyi estetik ve mekanik özelliklerini elde etmek için çeşitli miktarlarda BİSGMA, TEGDMA, UDMA, HEMA, BİSEMA gibi monomerleri içermektedirler. Günümüzde kompozit rezin materyallerinin yapısında en yaygın olarak BİSGMA ve UDMA gibi dimetakrilatlar bulunmaktadır. TEGDMA ise dilüent olarak kompozit rezinlere ilave edilmektedir.⁷⁻⁹ Ayrıca HEMA özellikle rezin içeren cam iyonomerin yapısında bulunmaktadır. Rezin içeren materyaller oldukça stabil yapılar olarak görülmesine rağmen eksik polimerizasyon ve sulu oral ortamın etkisinden dolayı bozulmaya karşı hassastır. Bu bozulma sonucu açığa çıkan artık monomerlerin materyalin mekanik yapısını bozduğu ve biyolojik özelliklerini olumsuz etkilediği bilinmektedir.¹⁰

Beyazlatma işlemleri güvenilir ve konservatif bir tedavi yaklaşımı olarak kabul edilmektedir.^{11, 12} Ancak, beyazlatma işleminin dolgu materyallerinin üzerine etkilerini inceleyen çalışmalarda beyazlatıcı ajanların dolgu materyallerinde çözünmeye yol açarak doldurucu kaybı meydana getirebildiği, böylece yüzey bütünlüğünde ve yüzey sertliğinde azalmaya neden olduğu bildirilmiştir.¹³⁻¹⁵ Bununla beraber beyazlatmanın modern kompozitlerin monomerlerinin salımı üzerindeki etkisi hakkında yeterli bilgi yoktur. Beyazlatma maddeleri materyallerin fiziko-kimyasal özellikleri üzerinde bir etki gösterebileceğinden, bu aynı zamanda monomerlerin kompozit malzemelerden salınmasını da etkileyebilir. Beyazlatma işleminden kaynaklanan herhangi bir kimyasal yumuşatmanın restorasyonların klinik dayanıklılığı ve monomerlerin restoratif materyallerden salınması üzerinde etkileri olabileceği düşünülebilir.¹⁶

Günümüzde kliniklerde sıklıkla kullanılan rezin içeren restoratif materyallerden salınan artık monomerlerin miktarlarının ve bu monomerlerin hangi zaman diliminde, ne

miktarda ortama salındığının bilinmesi, ayrıca bu miktarların neden olabileceği allerjik ve toksik reaksiyonların da bilinmesi gerektiği vurgulanmaktadır. Bu şekilde, rezin içeren restoratif materyallerin doku uyumluluklarının geliştirilerek toksik etkilerinin en aza indirilmesi ve daha güvenle kullanılacak rezin içeren restoratif materyallere ulaşılabilmesinin mümkün olabileceği düşünülmektedir.^{17, 18}

Bu nedenle bu çalışmanın amacı, dimetakrilat rezin içeren dental restoratif materyallere beyazlatma işlemi uygulandıktan sonra materyallerden zamanla salınan monomer tipi ve miktarını tespit etmektir.

Çalışmanın sıfır hipotezleri şunlardır:

1. Beyazlatma işlemi materyallerde monomer salım miktarını etkilememektedir.
2. Monomer salımı açısından beyazlatma yöntemleri arasında farklılık yoktur.
3. Restoratif materyallerden monomer salım miktarı zaman içerisinde değişmemektedir.
4. Monomer salımı açısından restoratif materyaller arasında farklılık yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

Estetik bir gülüş, etkili bir iletişim aracı olarak görülmekle beraber sağlıklı bir görüntü hissi de oluşturmaktadır. Düzgün hatlara sahip beyaz dişler estetik bir gülüşün ana unsurlarıdır. Hastaların doğal görünme istekleri, doğal dişleri simüle eden materyallerin geliştirilmesine yönelik araştırmalara yol açmıştır. Bunun sonucunda rezin içerikli cam iyonomer simanlar, kompozit rezinler ve seramik gibi birçok restoratif materyal piyasaya sürülmüştür. Bu amaçla en fazla ürün çeşidine sahip materyal kompozit rezinlerdir.

2.1. Kompozit Rezinler Tarihçesi

Diş hekimliğinde estetik restorasyonların uygulanması silikat simanlarla başlamıştır. Fosforik asit likidi ve alumina silika tozundan hazırlanan bu siman, 1878 yılında Fletcher tarafından geliştirilmiştir. Ağız sıvılarında çözünebilir yapıda olmasının ve pulpa üzerindeki olumsuz etkilerinin yanı sıra en önemli avantajı antikaryojenik olmasıdır. Çürük aktivitesi fazla olan bireyler için önerilen silikat siman günümüzde artık tercih edilmemektedir.¹⁹

1940'lı yıllarda kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler, o döneme dek kullanılmakta olan silikat simanlara alternatif olarak piyasaya sunulmuştur. İçerdikleri metilmetakrilat monomerleri, oda sıcaklığında kimyasal yolla polimerize olarak polimetilmetakrilat zincirlerini oluşturur. Yüksek oranda polimerizasyon büzülmesi, yüksek termal genleşme, diş yapısına bağlanamama, mikrosızıntı, bakteri penetrasyonu gibi dezavantajları nedeniyle bu dolgu materyalinin kullanıldığı dişlerde ikincil dentin çürüklerinin olduğu gözlenmiştir. Kompozit rezinlerin geliştirilmesi ile uygulama alanları sınırlanmıştır.²⁰

1955'de Buonocore'un mine yüzeyine ilk defa asit uygulaması ile diş yüzeyini pürüzlendirmesi, diş hekimliğinde adeziv teknolojinin başlangıcı olarak kabul

edilmektedir.²¹ 1962 yılında Dr. Raphael Bowen Bisfenol A ve glisidil metakrilat'ın reaksiyon ürünü olan BİSGMA (Bisfenol A glisidil dimetakrilat) olarak adlandırılan bir monomer elde etmiştir. Doldurucusuz akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi amacı ile tanıtılan dolduruculu rezin materyaller günümüzde kullanılan kompozitlerin temelini oluşturmuştur.²²

Rezin esaslı kompozitlerin diş hekimliğine girmesiyle restoratif diş hekimliği alanında çok önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Kompozit rezinler diş renginde olmaları, civa içermemeleri, ısı iletkenliklerinin düşük olması, diş dokularına bağlanabilmeleri, konservatif kavite preparasyonuna izin vermeleri, kalan diş dokusunu desteklemeleri ve restorasyonun tek seansta bitirilebilmesi gibi avantajları sebebiyle hekimler tarafından sıklıkla uygulanmaktadır.²³

2.2. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozitler değişik yapı ve özelliğe sahip iki ya da daha fazla farklı materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile elde edilen ürünlerdir. Bu birleşimin amacı kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri sağlamaktır.^{24, 25}

Kompozit rezinler; organik polimer matriks fazı, inorganik faz ve ara faz olmak üzere üç ana bileşenden oluşmaktadır.²²

2.2.1. Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz)

Organik polimer matriks fazı, kompozit rezinin kimyasal olarak aktive olan kısmıdır ve polimerizasyon sonunda polimere dönüşmektedir. Monomer sistem (monomerler ve ko-monomerler), polimerizasyon başlatıcılar, aktivatörler, polimerizasyon inhibitörleri ve ultraviyole stabilizatörlerden oluşur.²⁶

Monomer ve Komonomerler

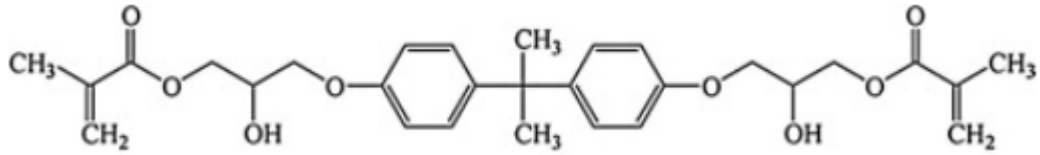
Genellikle rezin matriks metakrilatlardan oluşan polimer yapı içerisinde; bisphenol A-gliserolat dimetakrilat (BİSGMA), etoksillenmiş BİSGMA (BİSEMA), üretan dimetakrilat (UDMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) ve bunun gibi birçok çapraz bağlı dimetakrilatlar kullanılır.²⁷

Rezin Esaslı Dental Materyallerde Kullanılan Monomerler

BİSGMA

Günümüzde dental alanda kullanılan kompozit rezin sistemlerinin çoğunun temelini BİSGMA monomeri oluşturmaktadır.^{28, 29} Organik polimer matriksi içinde bulunan iki hacimli aromatik halka monomerin rijit olmasını sağlamaktadır.³⁰ Molekülde rijiditeyi sağlayan iki fenil grubu ile moleküller arası hidrojen bağlantısını oluşturan hidroksil grubu yer almaktadır. Bu özelliklerin BİSGMA'ya aşırı visköz bir kıvam kazandırdığı ve böylece bu visköz rezin materyalin cam, porselen ya da quartz için bağlayıcı olabildiği, katı ve güçlü bir form alarak direkt estetik restorasyonlarda kullanılabildiği belirtilmektedir.³¹

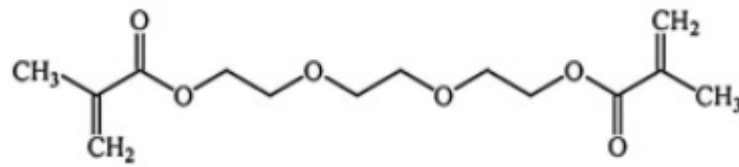
BİSGMA monomerinin moleküler büyüklüğü ve kimyasal yapısının fazla olması nedeniyle uçuculuğu azdır. Polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı kurabilmesi, hızlı sertleşebilmesi, güçlü sert bir yapı oluşturabilmesi ve düşük polimerizasyon büzülmesi ile metil metakrilatlardan daha avantajlıdır.³² Yüksek viskoziteye sahip olan BİSGMA'ya dimetakrilat monomerler katılarak viskozitesi daha kullanışlı hale getirilmiş ve molekül ağırlığı düşürülmüştür.³³ BİSGMA'nın yüksek viskozitesi, ışıkla sertleştirme işleminde C=C çift bağları arasında düşük bağlanma oranı, kırılkan olması ve su hassasiyeti dezavantajları arasındadır.³⁴ BİSGMA'nın kimyasal formülü Şekil 2.1'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. BİSGMA monomerinin kimyasal formülü

TEGDMA

Sert kontak lenslerde ve dental materyallerde çapraz bağlayıcı ajan olarak kullanılmaktadır.³⁵ İçeriğinde bulunan metakrilat grupları ile çapraz bağlar yapabilen TEGDMA, iyi yerleştirilebilme ve yüksek doldurucu özellikleri kazandırmak için kompozit rezinlere katılmaktadır. UDMA ve BİSGMA monomerlerine göre daha düşük molekül ağırlığına sahiptir ve viskoziteyi azaltmak için organik polimer matrikse ilave edilmektedir.³⁶ Yapısındaki çift bağların rotasyon yapabilme özelliği vardır.³¹ TEGDMA'nın yüksek esnekliği BİSGMA'nın katılığını tolere eder ve materyal içinde, yüksek iyon değişim oranına imkan sağlamaktadır.³⁷ TEGDMA, oluşan polimer yapının çekme kuvvetlerine olan dayanımına artış sağlamaktadır. Ancak kırılma kuvvetlerine olan dayanımını azaltmakta ve polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır.³⁸ TEGDMA'nın kimyasal formülü Şekil 2.2'de gösterilmiştir.

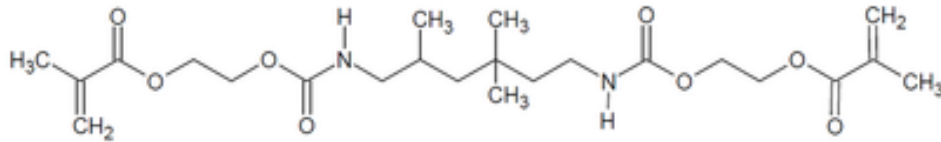


Şekil 2.2. TEGDMA monomerinin kimyasal formülü

UDMA

Dental alanda kullanılan fissür örtücülerde, bina ve inşaat malzemelerinde kullanılan, BİSGMA monomerinin ikincil hidroksil (OH) gruplarının izosiyonatlarla tepkimesiyle sentezlenen ve aromatik halkalar içermeyen UDMA çapraz bağlayıcı dimetakrilatlardandır.³⁰ Molekül ağırlığı olarak BİSGMA monomerine yakındır.

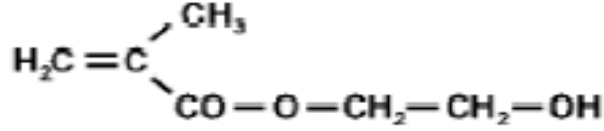
BİSGMA'ya göre daha düşük viskoziteye sahip hidrofobik bir monomerdır.³⁹ Monomerin yapısı polimerizasyon büzülmesini azaltıp, deformasyonu engelleyen esnek moleküler kolları ve uzun rijit moleküler çekirdekten oluşmaktadır. Mekanik özellikleri ilk üretilen tiplerine göre geliştirilmiştir.⁴⁰ TEGDMA ve BİSGMA'ya kıyasla daha iyi dönüşüm derecesine sahiptir. Birçok özellikleri diğer monomerler ile benzer olmasına rağmen biyouyumluluk olarak daha iyi özelliklere sahip olduğu söylenmektedir.⁴¹ Rezin materyallere UDMA monomerinin eklenmesi ile materyalin ağız ortamındaki renk stabilizasyonunun daha iyi sağlandığı, sertliği, aşınma dayanımı ve bağlanma kapasitesinin arttığı belirtilmektedir.⁴² UDMA'nın kimyasal formülü Şekil 2.3'de gösterilmiştir.



Şekil 2.3. UDMA monomerinin kimyasal formülü

HEMA

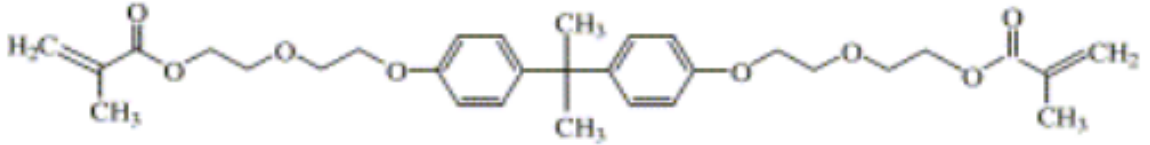
Polimerize edilmemiş monomerlerin yüksek alerjik potansiyeli olmasına rağmen HEMA monomeri birçok alanda ve medikal ürünlerde yaygın olarak kullanılan küçük monomerlerdendir.⁴³ Hidrofilik ve hidrofobik özelliğe sahip olan HEMA, TEGDMA monomerine benzemektedir. HEMA, organik polimer matriksin viskozitesini düşürmek ve adezivlerin nemli dokulara bağlantısını güçlendirmek amacıyla kompozitlere katılmaktadır.⁴⁴ Hidrofilitesi bu monomeri iyi bir bağlantı sağlayıcı yapmaktadır.⁴⁵ HEMA içeren adezivler su kontaminasyonuna açıktır. Polimerize edilmemiş dental materyaldeki HEMA monomerinin su emilimi ile polimerizasyonun inhibe olduğu bilinmektedir.⁴⁶ HEMA'nın kimyasal formülü Şekil 2.4'de gösterilmiştir.



Şekil 2.4. HEMA monomerinin kimyasal formülü

BİSEMA

BİSGMA'nın asılı hidroksil grubu bir epoksi türü ($\text{CH}_2\text{--CH}_2\text{--O-}$) ile değiştirilerek, birçok rezin restoratif diş materyalinde kullanılan ve BİSGMA'nın hidrofobik analogu olan BİSEMA, etoksillenmiş BİSGMA olarak bilinir. Etoksilasyon reaksiyonu için, genellikle çok reaktif bir molekül olan etilen oksit kullanılır. BİSEMA'nın başlıca avantajları, düşük viskozitesi, düşük su emme ve düşük polimerizasyon büzülmesidir. BİSGMA veya TEGDMA gibi, bir monomer değil, etoksillenmiş BPA'nın büyük homolog dimetakrilat molekülleridir.⁴⁷ Sterik engeller nedeniyle, düşük viskoz doğasına rağmen çift bağın dönüşüm derecesi düşüktür.⁴⁸ BİSEMA'nın kimyasal formülü Şekil 2.5'de gösterilmiştir.

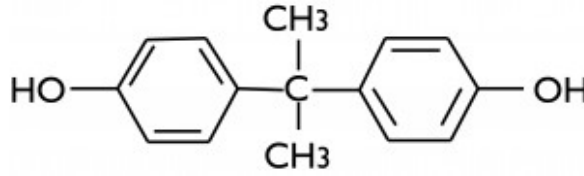


Şekil 2.5. BİSEMA monomerinin kimyasal formülü

BPA

Bisfenol-A (BPA) ilk kez 1891 yılında Rus Kimyager Aleksandr P. Dianin tarafından sentezlenmiştir. Bisfenol-A; kimyasal adı 2,2-Bis(4-hidroksifenil) propan, kapalı formülü $(\text{CH}_3)_2\text{C}(\text{C}_6\text{H}_4\text{OH})_2$ şeklinde olan sentetik bir kimyasaldır. Organik maddelerde yüksek çözünürlüğe sahip olmasına rağmen sudaki çözünürlüğü düşüktür. Bej renkli kokusuz kristaller şeklindedir. 1930'lu yıllarda büyüme ve gelişimi hızlandırıcı östrojenik etkisinin keşfedilmesiyle BPA yapay östrojen olarak kullanılmıştır.⁴⁹

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin yapımında saf BPA kullanılmamasına rağmen BİSGMA, BİSDMA, BİSEMA ve polikarbonat gibi BPA türevleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan monomerler polimer zincir reaksiyonu ile polimerleşerek sertleşir. Günümüzde üretilen malzemeler yüzde yüz bir polimerleşme oranına sahip değildir. Polimerizasyona katılmayan monomerlerin ya da açık bağ bulunduran uç monomerlerinin hidroliz reaksiyonlarına uğrayarak BPA'ya dönüştüğü düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarla BİSGMA ve BİSDMA'dan BPA sentezi mekanizması gösterilmiştir.⁵⁰ Bisfenol-A'nın kimyasal formülü Şekil 2.6'da gösterilmiştir.



Şekil 2.6. BPA monomerinin kimyasal formülü

2.2.2. Ara Faz (Bağlayıcı Faz)

Kompozit rezinlerin mekanik özelliklerinin yeterli olabilmesi için doldurucu partiküllerle rezin matriksin birbirine iyi bağlanması gerekmektedir, bu da rezin matriks içerisine yerleştirilen bağlayıcı ajanlarla sağlanır. Silanizasyon olarak da adlandırılan bu bağlanma işlemini organosilan bileşikleri gerçekleştirir. Silanlar iki fonksiyonlu moleküllerdir; organik matriksteki metakrilat grubu ile kovalent bağlar kurarlarken, doldurucu partiküllerin yüzeyindeki hidroksil gruplarına bağlanırlar.⁵¹ Silanın kalitesi kompozit rezinin fiziksel özellikleri üzerine direkt olarak etkilidir.⁵²

Rezin ve doldurucu partiküller arasında bağlanma olmadığında ya da bozulduğunda yük altında gelişen streslerin materyal boyunca rezin ve cam arasında etkili yayılması sağlanamayacak ve stresin çoğu rezin matriks tarafından taşınacaktır. Bu

durum aşırı deformasyona, fraktüre, restorasyonun aşınmasına ve kompozit rezinin parçalanmasına yol açacaktır.⁵³

2.2.3. İnorganik Faz (Dağılan Faz)

Rezinin diş dokusuna benzer niteliklere sahip olabilmesi için polimer özelliklerini tamamlayan bu faz, doldurucu olarak matriks içerisine dağılmış çeşitli şekil ve büyüklükteki cam partiküller, kuartz (kristalin silika), lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, yitriyum cam, çinko, hidroksiapatit, borosilikat cam içerir. İnorganik doldurucuların yapısına stronsiyum, baryum, çinko ve silisyum gibi elementler ilave edilerek radyopak görüntü veren kompozit rezinler elde edilmiştir.⁵¹

Kompozit rezinler inorganik faza sahip olmaları nedeni ile doldurucu içermeyen silikat ve akrilik restoratif metaryallerden daha üstün fiziksel özellikler gösterirler. Üretici firmaların organik matriks, inorganik doldurucular ve bağlayıcı ajan üzerinde yaptıkları çalışmalar sonucunda günümüzde kullanılan restoratif metaryaller doldurucu miktarları ve boyutları açısından çeşitlilik göstermektedir.⁵⁴

2.3. Kompozit Rezinlerin Sınıflandırılması

Kompozit rezinlerin sınıflandırması günümüze kadar pek çok farklı şekilde yapılmıştır. Kompozit rezinler; polimerizasyon yöntemlerine, inorganik doldurucu partikül miktarı ve boyutuna ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler.⁵⁵

2.3.1. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Rezinler

- Kimyasal olarak polimerize olan kompozitler
- Işık ile polimerize olan kompozitler
- Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olan kompozitler olmak üzere üç gruba ayrılırlar.

2.3.2. Viskozitelerine Göre Kompozit Rezinler

2.3.2.1. Kondanse Olabilen Kompozit Rezinler

Kondanse olabilen kompozitler, amalgama benzer şekilde sıkıştırılabilen, şekillendirilebilen kompozitler olarak piyasaya sürülmüştür. Rezin miktarının azaltılması ve inorganik doldurucu yüzdesinin artırılmasına bağlı olarak viskozitesi de artış göstermektedir.⁵⁶ Doldurucu içeriği yaklaşık olarak ağırlıkça %70-80, hacimce %66-70 arasında değişmektedir.⁵⁷

Kondanse olabilen kompozitler, yüksek oklüzal strese maruz kalan posterior restorasyonlarda kullanılmaktadır. Sınıf II restorasyonlarda fizyolojik interproksimal temasların daha kolay sağlanması, basınç uygulanarak kondanse edilebilmeleri, iyi bir kontak noktasının başarılabilmesi ve daha iyi bir oklüzal anatomi oluşturulabilmesi bu restoratif materyallerin önemli avantajları olarak sayılabilmektedir.⁵⁸

2.3.2.2. Akışkan Kompozit Rezinler

Akışkan kompozitler, 1996 yılının sonunda piyasaya sürülmüştür. Bu kompozit rezinlerin ağırlıkça-hacimce doldurucu partikül oranı %61-%37 arasında değişmektedir.⁵⁹ Akışkan kompozitler, ışıkla sertleşen, viskozitesi düşük materyallerdir. Daha küçük partikül boyutu, bu kompozit rezinin kolayca ve homojen bir şekilde yayılmasına olanak sağlamaktadır. Akışkan kompozitler, adaptasyon kolaylığı nedeniyle, kompozit restorasyonların altında baz veya astar olarak kullanılabilmektedir.⁶⁰ Akışkan kompozitler düşük elastisite modülüne sahiptir ve bu nedenle de servikal abfraksiyon vakalarında da kullanılabilmektedir. Düşük doldurucu içeriklerinden dolayı, geleneksel kompozitlerden daha fazla polimerizasyon büzülmesi ve daha az aşınma direnci göstermektedirler.⁶¹

2.3.3. İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüklerine Göre Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılması özetle Tablo 2.1'deki gibidir.

Tablo 2.1. Kompozit rezinlerin doldurucu partikül boyutlarına göre sınıflandırılması

Kompozit Rezin	İnorganik Doldurucu Partikül Büyüklüğü	İnorganik Doldurucu Partikül Yüzdesi
Megafil	50-100 µm	%70-80
Makrofil	10-100 µm	%70-80
Midifil	1-10 µm	%75-85
Minifil	0,1-1 µm	%35-60
Mikrofil	0,01-0,1 µm	%35-60
Hibrit	0,04-1 µm	%75-80

2.3.4. Kompozit Rezinlerle İlgili Son Gelişmeler

Kompozit rezin teknolojisindeki gelişmeler sonucunda her geçen gün farklı türde güncel materyaller diş hekimlerinin kullanımına sunulmaktadır. Bunlar; nanodolduruculu kompozit rezinler, ormoserler, bulk-fill kompozit rezinler gibi materyallerdir.

2.3.4.1. Nano Dolduruculu (Nanofil) Kompozitler

Son yıllarda nano doldurucu içeren, doldurucu partiküllerin aşırı küçük olduğu (0,005-0,001 µm) kompozitler piyasaya sunulmuştur.²² Bu küçük partiküller kolayca kümelenebildiklerinden farklı boyutlarda doldurucular oluşur. Partikül hacimlerinin küçük oluşu restorasyonun iyi cilalanabilmesini sağlar. Bu özelliklerinden dolayı kompozit materyal seçiminde nano dolduruculu kompozitler ön plana çıkmaktadır. Küçük partiküllerin ışık kırma indekslerinin mine dokusuna yakın olması, küçük partiküllü rezinlere mine dokusuna benzer bir estetik görünüm sağladığından dolayı bu kompozit rezinler daha çok ön bölgedeki restorasyonlarda kullanılırlar.⁶²

2.3.4.2. Ormoserler

Ormoserlerin ("organik-modifiye-seramik" kelimelerinin ilk hecelerinden oluşur) gelişimine kadar kompozitlerin inorganik partikül yapısı, oranı ve boyutuna yönelik değişiklikler yapılmaktayken, ormoser materyalinde kompozitlerin organik matriksinde yapısal değişiklikler oluşturulmuştur. Ormoserlerde, çok fonksiyonlu üretilen ile tioeter oligo metakrilat alkoksisisilanın inorganik-organik kopolimerleri oluşur. Bu materyallerin aşınmaya karşı direnci geleneksel kompozit rezinlerden çok daha fazladır. Ormoserler ile geleneksel kompozitler arasındaki en önemli farklardan biri, organik matrikste esas komponent olarak metakrilat polisiloksan kullanılması neticesinde dimetakrilat monomerlerinin azaltılmış olmasıdır ki bu da allerjik reaksiyon görülme ihtimalini azaltmaktadır. Silanlanmış inorganik doldurucu partiküllere ilaveten ormoserler inorganik-organik kopolimer içerirler.⁶³ Ormoserin avantajları arasında düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma direnci, biyouyumlu bir materyal olması sayılabilir.²⁰

2.3.4.3. Bulk-Fill Kompozit Rezinler

Bulk-fill kompozit rezinler, 4-6 mm uygulama derinliği ile tek tabaka kompozit rezin uygulanmasına izin vererek, dolguların geleneksel kompozit ve akışkan kompozit rezinlere kıyasla daha hızlı ve daha kolay olmasını sağlamaktadır.⁶⁴

Bulk-fill kompozitlerdeki yenilik; monomer kimyasındaki değişikliklere dayanmaktadır. Üreticiler bu yeni teknolojiyi, daha düşük viskoziteli monomerler oluşturmak için organik matriksi modifiye ederek Bowen monomerini (BİSGMA:2,2-bis [4-(2-hidroksi-3-metakriloksipropoksi)] fenil propan) tanıtmışlardır. Bu yeni modifikasyon, hidroksil içermeyen BİSGMA, alifatik üretilen dimetakrilatlar, kısmen aromatik üretilen dimetakrilat veya yüksek ölçüde dallanmış metakrilatlar kullanılarak sağlanabilmektedir.⁶⁵

Birçok bulk-fill kompozit rezin, BİSGMA'ya kıyasla daha az viskoz ve daha esnek olan UDMA monomeri içermektedir. Birleştirilmiş foto-aktif gruplara sahip olan UDMA monomeri, bir polimerizasyon modülatörü olarak işlev görmektedir. UDMA'daki NH grupları, zincir transfer reaksiyonlarına neden olmakta ve monomerlerin, polimer ağının oluşumu sırasında birbirlerine daha esnek bir şekilde bağlanmalarını sağlamaktadır. Böylece, yüksek bir dönüşüm ve polimerize olmuş zincir transfer yoğunluğuna ulaşılmaktadır.⁶⁶ Teknolojik gelişmeler dahilinde bulk-fill kompozit rezinlerde; özel foto-başlatıcı sistemlerin kullanımı, doldurucu partikül büyüklüğünün arttırılması ve doldurucu içeriğinin geleneksel kompozitlere göre azaltılmış olması, kavite tabanına ulaşan ışık penetrasyon yoğunluğunu arttırmaktadır. Kavite tabanına gelen ışık penetrasyon derinliğinin artması, bulk-fill kompozitlerin inorganik yapısında bulunan baryum ve ytterbium partikülleri sayesinde mümkün olmaktadır. Bu partiküller ayrıca kompozite mineye benzer bir şeffaflık vererek estetik üstünlük kazandırmaktadır.⁶⁷⁻⁶⁹

Bulk-fill kompozit rezinlerin restorasyonlarda kullanımıyla ilgili en büyük endişe, 4 mm kalınlığında uygulanmaları nedeniyle kavitede oluşturdukları polimerizasyon büzülme stresi ve monomerlerin polimere dönüşüm oranıdır. Bu nedenle, bulk-fill kompozit rezinler modifiye edilmiş, inorganik doldurucu partikül büyüklüğü arttırılmış ve monomerin organik matriksteki oranı azaltılmıştır. Konvansiyonel kompozit rezinlere göre büyük dolduruculara ($>20\ \mu\text{m}$) ve düşük doldurucu matriks oranına sahip olmaları, doldurucu-matriks arayüz alanının azalarak ışığın daha az saçılmasını ve mavi ışığın daha derinlere penetre olmasına olanak sağlamaktadır.⁶⁹

Bulk-fill kompozit rezin monomerlerinin, geleneksel dimetakrilat monomerlere kıyasla daha düşük ikili bağlanma konsantrasyonuna sahip olması ve yüksek bir nihai çift-bağ dönüşümünü göstermesine rağmen, daha düşük polimerizasyon büzülmesi değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir. Güçlü başlatıcı sistemler, kompozit rezin

matriksindeki serbest radikallerin sıcaklığını arttırmaktadır. Artan sıcaklık; serbest radikallerin daha büyük bir tepkimeye girmesine neden olarak, artmış polimerizasyon reaksiyonuna ve serbest radikallerin daha iyi çapraz bağlantı yapmasına sebep olmaktadır. Bu sayede polimerizasyon sırasında oluşan gerilimler azalmakta ve restorasyonların ayrılması veya olası boşluk oluşumu önlenmektedir.⁶⁷

Bulk-fill kompozit materyallerinin bazı önemli karakteristik özellikleri; düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi, daha iyi kavite adaptasyonu için daha fazla akıcılığa sahip olması, minimum el uygulaması gerektirmesi, gelişmiş fiziksel özelliklere sahip olması ve en az 4 mm'de kabul edilebilir sertleşme derinliği olarak özetlenebilmektedir.⁶⁵

Geleneksel kompozitlere alternatif olan bulk-fill kompozit rezinler, düşük viskoziteli (akışkan) ya da yüksek viskoziteli (kondanse edilebilir) olarak sınıflandırılmaktadırlar.⁶⁴

2.3.4.4. Kompozit İnleyler

Kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzölmelerini ve buna bağlı olarak oluşan kenar sızıntısını azaltmak için kullanılan yöntemlerden biri de; ağız dışında tamamlanan restorasyonların, hazırlanan kavitelere yapıştırılması prensibi ile uygulanan ve inley tekniği olarak adlandırılan yöntemdir.⁷⁰ Hastaların sağlıklı ve doğal görünme arzusu, toplumun toksik ve alerjik maddelere karşı bilincinin artması, estetik beklentilerinin ön bölgedeki dişlerle birlikte arka bölgeler için de artması kompozit rezin inleyleri gündeme getirmiş, adeziv sistemlerin gelişmesiyle birlikte, kolay çabuk ve standart bir şekilde uygulanabilir inley/onley sistemlerinin gelişimine sebep olmuştur.

Kompozit inley yapım teknikleri direkt ve indirekt teknik olmak üzere sınıflandırılabilir. Direkt teknik ile inley yapımı doku kaybının nispeten az olduğu

ağır okluzal kuvvetler altında olmayan küçük ve orta büyüklükteki kavitelerde tercih edilmektedir.⁷¹

2.4. Dimetakrilat İçerikli Diğer Restoratif Materyaller

2.4.1. Rezin Modifiye Cam İyonomerler

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS), geleneksel cam iyonomerlerin (GCİS) nem hassasiyeti ve düşük mekanik kuvvet problemlerinin çözümlenmesi için 1980'lerin sonlarında üretilmiştir.⁷² GCİS'lerin içeriğindeki poliakrilik aside hidroksietil metakrilat (HEMA) veya bisfenol glisil metakrilat (BİSGMA) eklenerek RMCİS'ler elde edilmiştir. İçeriği esas olarak %80 cam iyonomer siman, %20 rezindir. İçeriğe rezin bileşenin eklenmesi ile sertleşme sırasındaki temel asit-baz reaksiyonuna ikincil bir polimerizasyon reaksiyonu eklenmiştir. Bu ikincil polimerizasyon ışık ile aktive edilir. Işıkla polimerizasyon sonucunda bir matriks oluşur ve bu matrikste asit-baz reaksiyonu devam ederek, materyalin daha iyi sertleşmesi ve direncinin daha yüksek olması sağlanır.⁷³ RMCİS'ler, GCİS'lere göre daha iyi adaptasyon, adezyon ve estetiğe sahiptir. Buna ek olarak RMCİS'ler cam iyonomerin asıl avantajlarını da kaybetmemiştir. Bunlar; florür salımı ve yeniden yüklenme, biyouyumluluk, dişe uyumlu termal genleşme ve diş dokusuna fizikokimyasal bağlanma özellikleridir.⁷⁴

Bu materyallerin kullanımlarının GCİS'lerden daha kolay olduğu, basınca ve aşınmaya karşı dirençlerinin yüksek olduğu, bitirme ve cilalama işlemlerinin hemen yapılabildiği ve estetik uyum gösterebildiği bildirilmiştir.⁷⁵

2.4.2. Poliasit Modifiye Kompozit Rezin (Kompomer)

Cam iyonomer simanlar ile kompozit rezinlerin üstün özelliklerini bir araya getirerek poliasit modifiye kompozit rezinler geliştirilmiş ve "kompomer" adı verilmiştir.⁷⁶ Poliasit modifiye kompozit rezinler; esasen rezin (üretan dimetakrilat, hidroksietil metakrilat ve bütan tetra karboksilik asit) ve asit monomerden oluşur.

Kompomerlerin sertleşme reaksiyonu, geleneksel kompozitlere benzer şekilde bir ilave polimerizasyon reaksiyonudur.⁷⁷ Işık ile polimerizasyonu takiben, kompozit rezinde olduğu gibi monomerler arasında çapraz bağlantılar meydana gelir ve materyalin ilk sertleşme reaksiyonu gerçekleşir. Sertleşen materyalin ağız ortamı (nem) ile temas etmesi sonucu, materyal içine su Emilimi başlar. Bu reaktif cam doldurucular ile fonksiyonel monomerin asit grupları arasında asit-baz reaksiyonu oluşmasını tetikler ve cam doldurucudan matrikse florür salımı gerçekleşir.^{76, 77}

Kompomerlerin diş sert dokularına bağlanması iki mekanizma ile kontrol edilmektedir. Bu mekanizmanın sağlanabilmesi için farklı bağlayıcı sistemler kullanılabilmektedir. Günümüzde sıklıkla içerisinde hidrofilik karboksilik asit üniteleri bulunan primer ve bonding ajanı içeren adezivin tek şişede kombine edildiği tek basamaklı bağlayıcı sistemler kullanılmaktadır. Bu nedenle kompomerlerin klinik uygulamalarında dişin mine dokusuna asitleme yapılmasına gerek yoktur.⁷⁶

2.4.3. Giomerler

Giomerler, cam iyonomer ve kompozit materyallerin özelliklerinin birleşiminden meydana gelen hibrit restoratif materyallerdir. Cam iyonomer simanın florür salım ve yeniden yüklenme özellikleri ile rezin kompozitin estetik, biyouyumluluk ve cilalanabilme özelliklerine sahiptir. Resin matriks içerisine önceden reaksiyona girmiş cam doldurucular (Pre-Reacted Glass Ionomer Fillers – PRG) eklenmesi ile oluşturulur.⁷⁸ Giomerler, kompomere benzer şekilde ışıkla polimerize olur ve diş yüzeyine bağlanmaları için bağlayıcı sistemler kullanılır. Giomerler de florealümina silikat cam, cam iyonomer matriks yapısını oluşturabilmek için poli asit ile önceden reaksiyona girer ve sonra resin ile karışır. Asit-baz reaksiyonu bu materyalde resin ile birleşme öncesinde gerçekleşir. PRG doldurucuların kullanımı, önceden reaksiyona girmiş hidrojel içerisinde yön değişimi ile hızlı florür salımının gerçekleşmesini sağlar. Bu durum giomeri florür

salımı yapan rezin esaslı restoratif materyallerden farklı kılmaktadır.⁷⁹ Ortamda florür salımı devam ettiği sürece PRG doldurucuların florürü geri alım özelliklerinin bulunduğu belirtilmektedir. Diğer rezin içerikli restoratif materyallere benzer şekilde, PRG doldurucularının florür salımının, dışarıdan devamlı bir florür kaynağına maruz kalmadıkça geçici olacağı bildirilmiştir.^{80, 81} Yapılan bir çalışmada giomerlerden salınan florür miktarı kompozit ve kompomerden yüksek, ancak cam iyonomer simanlardan düşük bulunmuştur.⁸¹

Diş hekimliği kliniğinde giomerler, kök çürüğü restorasyonlarında, servikal lezyonlarda, sınıf I, II, III, IV ve V kavitelerde ve süt dişi restorasyonlarında kullanılmaktadır.⁸⁰

2.4.4. Hibrit seramikler

Hibrit kelimesi Latince’de melez anlamına gelen ‘Hybrida’ kelimesinden köken alır. İki farklı materyalin karışımıyla ortaya çıkan yeni bir türdür. Polimer içerikli seramik ağ olarak da adlandırılan hibrit seramikler, kompozit ve seramiklerin olumlu özelliklerini bir arada bulundurmaktadır. Hibrit seramiklerin üretiminde iki aşama mevcuttur. İlk aşamada pöröz yapıda feldspatik seramik ağı üretilirken, ikinci adımda pöröz seramik yapı rezin ile doldurulur ve oluşan yapı polimerize edilerek materyalin son hali elde edilmiş olur.⁸²

Hibrit seramiğin aşınma direnci ve elastikiyeti dentine yakındır. Vickers sertlik değeri mine ile dentin arasındadır. Bu özelliği sayesinde karşıt dişte daha az aşınmaya yol açar. Herhangi bir nedenle yapıda çatlak oluşması durumunda içeriğinde bulunan polimer sayesinde çatlağın ilerlemesi durdurulur.⁸³ Bükülme dayanıklılığı 150-210 MPa arasında olan bu yapı, 13-30 GPa civarındaki elastisite modülü ile birlikte değerlendirildiğinde kırılmaya karşı oldukça dirençli olduğu anlaşılmaktadır.^{82, 84} Mekanik özellikleri değerlendirildiğinde seramik ve kompozit rezinlerin arasında yer aldığı bildirilmiştir.⁸⁵

Klinik uygulamalarda hibrit seramiklerin, inley, onley, veneer gibi restorasyonların yanı sıra diş ve implant üstü tek kron endikasyonu da bulunmaktadır.⁸⁴

2.5. Beyazlatma

Son yirmi yıldır oldukça fazla kullanılan ve estetik tedavi yöntemlerinden biri olan diş beyazlatma, aslında 1877 yılından itibaren kullanılan oldukça eski yöntemlerden biridir.^{86, 87} 1980’li yılların sonlarına doğru ise, diş beyazlatma uygulamalarında diş hekimi tavsiyesiyle hastanın evinde uygulayabileceği ev tipi beyazlatma yöntemleri ile ofis tipi (vital) beyazlatma için kullanılan ürün ve tekniklerin sayesinde tedavi seçenekleri artmıştır.⁸⁷

Doğal diş renkleri bireyler arasında farklılık gösterir. Dentinin sarı rengi ile dentini saran translüsent mine dokusunun varlığı, birbirini dengeleyerek dişin rengini oluşturur.⁸⁸ Dental beyazlatma tedavileri; kompozit veneerler, seramik laminalar, kron tedavileri gibi diğer estetik dental tedavi uygulamaları ile kıyaslandığında, doğal diş dokusunun bütünlüğünün korunması ve hastaların diş renklerinden duydukları memnuniyetsizlikleri gidermek için kullanılan en konservatif tedavi yöntemlerinden biridir. Clinical Research Associates (İngiltere) tarafından yürütülmüş bir anket çalışmasında, diş hekimlerinin % 91’inin günlük pratiklerinde diş beyazlatma tedavilerini sıklıkla uyguladıkları ve diş beyazlatma tedavilerinin % 79 oranında başarıyla sonuçlandığı rapor edilmiştir.⁸⁹

2.5.1. Beyazlatmanın Mekanizması

Beyazlatmanın mekanizması da çoğu zaman tedavinin kendisi kadar merak edilmektedir. Solüsyonun içinde ya da yüzeyde renk oluşturan materyaller, birbirini takip eden tek ve çift bağlardan oluşan uzun zincirlere sahip organik bileşiklerdir. Bu bileşikler heteroatomlar, karbonil ve fenil halkaları içerirler ve sıklıkla “kromofor” olarak adlandırılırlar. Kromofor molekülleri kimyasal olarak bir veya birden fazla karbon-karbon ikili bağına sahip oldukları için renkli olarak görünürler. Kromoforun

beyazlatılması ya da renksizleştirilmesi ancak zincirdeki çift bağların açılarak zincirin kırılması ya da diğer kimyasal fonksiyonel grupların oksidasyonu ile mümkün olur.^{90, 91}

2.5.2. Dental Beyazlatmada Kullanılan Ajanlar

Dental beyazlatmada sıklıkla kullanılan ajanlar;

- Hidrojen peroksit
- Karbamid peroksit
- Sodyum perborat'tır.

2.5.2.1. Hidrojen Peroksit

Hidrojen peroksit (H_2O_2) suda yüksek oranda çözünerek asidik bir solüsyon oluşturan acı ve renksiz bir sıvıdır. Diş hekimliği dışında endüstri ve tekstil alanlarında kullanımının yanı sıra doğada su yüzeyinde, yağmurda, havada, insan ve bitki dokularında, yiyecek ve içeceklerde ve bakterilerde düşük konsantrasyonlarda bulunmaktadır. Hidrojen peroksit parçalanarak iyonize olduğunda su ve oksijene ayrılır. Açığa çıkan oksijen molekülleri diş dokularına penetre olarak büyük pigment moleküllerini parçalar ve daha küçük moleküller oluşur. Bu moleküller diş yüzeyinden uzaklaşır ve böylece beyazlatma gerçekleşir.⁹¹

Hidrojen peroksitin beyazlatıcı bir ajan olarak etkili olabilmesi için iyonize olması gerekir. Bu reaktif moleküller uzun zincirli, koyu renkli kromofor moleküllerini etkileyerek, daha küçük moleküllere parçalayarak daha az renkli ve daha difüzyona elverişli moleküller haline getirirler. Ortamın asidik ya da bazik olmasına veya ortamda enzimlerin bulunmasına göre farklı şekilde parçalanır. Asidik ortamda açığa çıkan kuvvetli serbest radikal oranı daha düşüktür. Bazik ortamda ise kuvvetli serbest radikal oranı yüksektir. Ancak pH'ın düşük olması raf ömrünü uzatır.⁹² Hidrojen peroksitin iyonizasyonunu inhibe eden ve bu yolla vücudu oksijenin toksik etkisine karşı koruyan

enzimlerin bazıları ağızda bulunur. Bu enzimlerin iyonizasyonu engellememesi için beyazlatma işlemi sırasında dişler kuru ve temiz olmalıdır.⁹³

2.5.2.2. Karbamid Peroksit

Karbamid peroksit ($\text{CH}_4\text{N}_2\text{OH}_2\text{O}_2$) bilinen diğer bir beyazlatma ajanıdır. %10'luk karbamid peroksit parçalandığında %3,35 hidrojen peroksit ve %6,65 üre oluşur. Üre de karbondioksit ve amonyağa parçalanır. Amonyak kuvvetli bir bazdır ve ortamın pH'sını yükselterek başarılı bir beyazlatma işlemi meydana gelmesini sağlar. Böylece asidik ortama kıyasla daha fazla bir beyazlatma sağlanmış olur. %15'lik karbamid peroksit parçalandığında %5,4 hidrojen peroksit, %20'lik karbamid peroksit parçalandığında %7 hidrojen peroksit oluşur. Oluşan hidrojen peroksit iyonize olarak su ve oksijene ayrışır. Açığa çıkan oksijen molekülleri de beyazlatmayı sağlar. Bu ajanların içinde bulunan karpobol veya gliserin beyazlatma işleminin hızını kontrol eder. Ayrıca peroksidaz gibi ağız ortamı, gıda artığı, bakteri plağında bulunan enzimler serbest radikallerin açığa çıkmasını engeller. Bu sebeple beyazlatma yapılan dişlerin kuru ve temiz olması gerekir.⁹³

2.5.2.3. Sodyum Perborat

Sodyum perborat beyaz bir tozdur. Suda çözündüğünde sodyum metaborat ve HP'e parçalanır. Monohidrat, trihidrat ve tetrahidrat formları bulunmaktadır ve bulunduğu form maddenin açığa çıkardığı serbest oksijen miktarını etkilemektedir.⁹⁴

Hidrojen peroksit içermeyen beyazlatma ürünlerinde aktif bileşen olarak sodyum perborat kullanılır. Bu ürünler yeterli miktarda serbest radikal oluşturarak beyazlatma sağlar.^{92, 95} Sodyum perborat distile su ya da %3-30 arasında değişen konsantrasyonlarda hidrojen peroksit ile karıştırılarak beyazlatma işleminde kullanılmaktadır.^{95, 96} Sodyum perboratın anhidroz hali antiseptik ve kimyasal olarak stabil yapıda olan beyaz toz şeklindedir. Suyla birleştğinde ise metaborat ve moleküler oksijen oluşturur.⁹⁵

2.5.3. Diş Beyazlatma Yöntemleri

Diş beyazlatma yöntemleri beyazlatılan dişin vital veya devital olmasına göre iki temel sınıfa ayrılırlar. Vital dişlerde beyazlatma yöntemleri, ev tipi beyazlatma, ofis tipi beyazlatma, kombine (ev tipi + ofis tipi beyazlatma) uygulamalar ve over-the-counter beyazlatma tedavileri olmak üzere 4 grupta bahsedebiliriz.

2.5.3.1. Vital Diş Beyazlatma Yöntemleri

2.5.3.1.1. Ev Tipi Beyazlatma

Diş hekiminin kontrolünde evde hasta tarafından uygulanan beyazlatma işlemidir. Beyazlatma işlemi uygulanacak dişlerin ölçüsü alındıktan sonra hastaya özel hazırlanmış taşıyıcı plaklar içerisine beyazlatıcı ajanların yerleştirilmesi ve bu plakların hasta tarafından belirli sürelerde takılması ile beyazlatma sağlanır. Ev tipi beyazlatma işlemi uygulaması kolay, güvenilir, maliyeti düşük ve başarılı sonuçlar veren bir uygulamadır.⁹⁷

Ev tipi beyazlatma uygulamalarında kullanılan beyazlatıcı ajanlar ofis tipi beyazlatma sisteminde kullanılan beyazlatıcı ajanlara göre daha düşük konsantrasyondadır. Bu amaçla kullanılan beyazlatma ajanları sıklıkla karbamid peroksit (%10, %15, %16, %20, %22) ya da hidrojen peroksit (%3, %7,5, %9,5, %14) içermektedir.⁹⁸

Ev tipi beyazlatma işleminde kullanılan taşıyıcılar (gece koruyucusu) beyazlatma ajanının dişler üzerinde belirli pozisyonda tutulmasını sağlar. Jelin etkinliğinin tükürük tarafından azaltılmasını engelleyecek şekilde hazırlanmalıdır. Taşıyıcının hasta ağızında uyumu çok iyi olmalıdır. Hastaya taşıyıcıyı nasıl kullanacağı ve beyazlatma ajanını nasıl uygulayacağı konusunda bilgi verilir.⁹⁹

Yapılan klinik çalışmaların sonucunda ev tipi beyazlatma işleminin bireylerin yaklaşık %91’inde başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Ofis tipi beyazlatma işlemi ile benzer endikasyonları bulunmaktadır ancak maliyetinin daha düşük olması ve yumuşak

doku yaralanması ve duyarlılık gibi yan etkilerin daha az görülmesi nedeniyle daha avantajlı bir beyazlatma yöntemidir.⁹⁷ En büyük dezavantajı ise hasta uyumu gerektirmesi ve diş hekiminin kontrolünün azalmasıdır.¹⁰⁰

2.5.3.1.2. Ofis Tipi Beyazlatma

Muayenehanede diş hekimi tarafından uygulanan beyazlatma işlemleridir. Ofis tipi beyazlatmanın en önemli avantajları diş hekiminin gözetiminde olduğu için hastaya bağlı komplikasyonların en aza indirgenmesi ve uygulamadan hemen sonuç alınabilmesidir.¹⁰¹ Ancak; klinikte geçirilen sürenin uzun ve maliyetin yüksek olması, birden fazla seans gerektirmesi, yüksek konsantrasyondaki beyazlatıcı ajanın diş etleri, dudaklar ve çevre yumuşak dokularda tahriş edici etki oluşturması, uygulama sonrasında dişlerde duyarlılık gelişmesi gibi dezavantajları vardır.⁹⁷ Ofis tipi beyazlatma yöntemlerinde, diş hekimleri tarafından klinikte yüksek konsantrasyondaki beyazlatma ajanları uygulanır. Bu amaçla %15-40'lık HP jelleri tek başına veya ısı ve/veya ışıkla aktive edilerek kullanılmaktadır. Isı ve ışık uygulanmayan sistemler ise genellikle %25-40 HP içeren jellerden oluşmaktadır. Bu jellerle başarılı sonuçlar elde edilmiş olmasına rağmen, renklenmenin şiddetine bağlı olarak istenilen beyazlatmanın 1-2 seans sürmesi bu sistemlerin dezavantajıdır.

2.5.3.1.3. Kombine (Ev Tipi + Ofis Tipi Beyazlatma) Uygulamalar

Vital beyazlatma tekniklerinde ofis uygulamasını takiben evde beyazlatma tedavisine devam edilmesinin, bu yöntemlerin tek başına uygulanmasından daha verimli olduğu bildirilmiştir.

2.5.3.1.4. Over-The-Counter Beyazlatma Tedavileri (Hekim Gözetimi Olmadan Satılan ve Hastalar Tarafından Uygulanan Beyazlatma Tedavileri)

Diş hekiminin kontrolü olmaksızın, hastaların marketlerden ve eczanelerden satın alarak kullandıkları ürünler ile yapılan beyazlatma yöntemidir. Profesyonel diş

beyazlatma yöntemlerinin maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle OTC sistemler geliştirilmiştir. Bu amaçla, beyazlatma bantları, diş macunları, diş ipi, gargaralar, sakızlar ve vernikler kullanılmaktadır.⁹⁰ Hekimin kontrolü dışında olduğu için bu ürünlerin kullanımı kimi zaman problemlere neden olsa da, bazılarının oldukça etkili olduğu bilinmektedir. Bu sistemlerde kullanılan HP konsantrasyonu %5,3-6,5 arasında değişmektedir.¹⁰²

2.5.3.2. Devital Dişlerde Beyazlatma

Kök kanal tedavisi uygulanmış dişlerde, travma nedeniyle dentinde oluşan kanama sonucu, endodontik tedavi sırasında artık pulpa dokusu kalması veya tedavi sırasında kullanılan restoratif materyaller ve simanlar renk değişimine neden olabilmektedir. Bu dişler, diğer dişlerle renk uyumunun sağlanabilmesi amacıyla kron ile restore edilmektedir. Ancak devital beyazlatma işlemi çok daha konservatif bir yöntemdir.

2.6. Polimerizasyon

Polimerler; monomer adı verilen çok daha küçük yapıların birbirleri ile bağlanması sonucu oluşan büyük moleküllerdir. Monomerlerin bir araya gelerek şekillenip polimer formuna dönüşmesi işlemine ise polimerizasyon adı verilir.^{32, 103}

Polimerizasyon sırasında moleküler ağırlığın artması ile zincir oluşumu ilerleyerek viskozitede artış görülmektedir. Zincir yapının oluşumu ilerledikçe materyalde viskozite artışının olduğu ve bu dönemde monomer-polimer dönüşümünde azalma olduğu belirtilmektedir. Bunun nedeninin, materyal içerisindeki reaksiyona girmemiş monomer miktarının azalmış olması ve viskoz yapı kazanmış materyal içerisindeki monomerlerin polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlaması olduğu düşünülmektedir. Bu aşamada oluşan polimer yapının içinde, az miktarda monomer yapının reaksiyona girmeden artık monomer olarak kalabildiği belirtilmektedir.¹⁰⁴

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır. Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerektiği genel bir kanıdır. Polimerizasyon derecesi artarken rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalır ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişir.¹⁰⁵

2.6.1. Monomer Salımını Etkileyen Faktörler

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

- Monomer-polimer dönüşüm mekanizması
- Çözücü maddenin yapısı (ethanol, ethanol/su karışımları, kloroform, yapay tükürük, distile su-yapay tükürük, toluene)
- Salım sürecinin mekanizması ve kinetiği

Monomer-polimer dönüşüm oranı ortama salınan maddelerin miktarını belirlemektedir. Salınan maddelerin kimyasal özellikleri olduğu kadar boyutunun da polimer ağı olan difüzyonunu belirlediği, küçük molekül ve iyonların hareketliliğinin artması nedeni ile daha hızlı salınabileceği belirtilmiştir.¹⁰⁶

Çözücünün (solvent) yapısı, ortamdaki moleküllerin polimer yüzeyine yapışması ve polimer yapıdaki hidrofilik yapıların su emilimi yapması açısından değerlendirilmektedir.^{106, 107} Çözücü maddenin polimere yapışma eğilimi gösteren bir madde olması ile çözücünün moleküllerinin polimer yapıya girmekte olduğu ve çapraz zincirlerde kopmalar oluşturarak bu moleküllerin çözücüye doğru geçmesini sağladığı savunulmaktadır. Bu şekilde, çözücü maddelerin monomer salımını kolaylaştırdığı ya da sınırlayabildiği düşünülmektedir.^{106, 107}

Materyali oluşturan maddelerin kimyasal ve fiziksel özellikleri de monomer salımını etkileyen faktörlerdendir. Düşük kutupsal gruplar içeren moleküllerin daha

büyük ve kompleks yapıdaki moleküllere göre daha kolay serbestleştiği bildirilmektedir. Polimerin moleküler ağırlık dağılımı fiziksel özelliklerinde önemli rol oynar. Ortalama moleküler ağırlığı, monomer tipi ve konsantrasyonuna bağlı olsa da ısı, sertleşme zamanı gibi şartlara bağlı olarak da değişebilir. Monomer molekülünün kısa zincirli oluşu düşük dereceli polimerizasyonla sonuçlanıp rezini zayıflatırken, uzun zincirli oluşu da zayıflatıcı etki yapar. Eğer ortamda çapraz bağlı zincirler varsa kompozit rezinin direnci artar.^{104, 108}

Müller ve arkadaşları, kompozit materyallerdeki doldurucu tipi ve monomer yapının içeriğinin artık monomer salımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında sekiz farklı kompozit materyalin distile suya olan salımlarını değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar TEGDMA monomerinin düşük hidrofobik yapısı ve yüksek çözünürlüğe sahip olması nedeni ile BİSGMA/TEGDMA esaslı materyallere oranla daha yüksek düzeyde monomer salımı gösterdiğini, doldurucu içeriklerinin ve miktarlarının distile sudaki TEGDMA salımını etkilemediğini belirtmişlerdir. BİSGMA'nın hidrofobik yapısı nedeni ile etrafındaki sıvıya geçişinin daha az miktarda olduğunu ancak polimerik ağ yapısının içindeki dinamik kuvvetlerin sürekli değiştiğini ve her çözücünde salım oranlarının farklı olabileceğini savunmuşlardır.¹⁰⁴

Polimerize olan materyallerde, monomer yapıların içindeki hareketliliğin azaltılması, monomer-polimer dönüşüm oranlarının artırılması, yapıda çözünen monomer miktarının azaltılması, yüksek derecede çapraz bağlantı içeren zincir oluşturulması, materyallerin uygulanma yöntemlerinin doğru ve önerilen şekilde gerçekleştirilmesi ile artık monomer salımlarının en az düzeye indirilebileceği savunulmaktadır.^{104, 109}

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

2.6.2. Artık Monomerlerin Biyouyumluluğu

Diş hekimliğinde kullanılan restorasyon materyallerinin güvenilirliği uzun yıllardan beri pek çok açıdan tartışılmaktadır. Geçmiş yıllarda özellikle amalgam, içeriğindeki civa nedeni ile meydana getirdiği yan etkilerden dolayı tartışma konusu oluşturur iken, günümüzde biyolojik dokulara salım yapan her materyal için aynı istenmeyen etkiler görülebilmekte ve tartışma ortamı yaratabilmektedir.^{110, 111} Günümüzde yeni monomer ve polimer yapıların geliştirilmesi ile oldukça iyi mekanik özellikler kazanmış, su emilimi ve polimerizasyon büzülmesi azaltılmış kompozit materyaller üretilmesine karşın materyallerin bileşiminde bulunan monomer ve polimer yapıların her zaman doku uyumlu maddeler olmadıklarının bilinmesi bu maddelerin araştırılması gereğini ortaya çıkarmıştır.^{111, 112}

Hastanın ağız ortamında kullanılacak olan materyalin ideal olarak toksik ve östrojenik etkisinin olmaması, allerjik reaksiyonlar oluşturmaması ve pulpaya zararlı etkilerinin bulunmaması gerekmektedir.¹¹³⁻¹¹⁶ Genel olarak bir materyalin biyouyumluluğu, materyalin lokalize sitotoksitesi (pulpa ve mukozal cevaplar gibi), sistemik cevapları, allerjen özellikleri ve karsinojenik özelliklerine göre değerlendirilir.¹¹⁷

Reaksiyona girmeyen artık monomerlerin salımının materyalin mekanik yapısını bozduğu ve biyolojik özelliklerini olumsuz etkilediği bilinmektedir.^{113, 118-121} Bu materyaller dentine difüze olarak pulpada bakteriyel enfeksiyon olmaksızın reaksiyona yol açabilmektedirler.^{110, 113, 122, 123} Yapıdaki metakrilatların enzimatik hidrolizi ve mekanik kuvvetler ile yavaş ama devamlı şekilde ayrışım gösteren kompozit materyalin yapısının bozulmakta olduğu belirtilmiştir. Bu polimerize olamamış materyallerin emiliminin önemli ölçüde bağırsak tarafından gerçekleştiği vurgulanmaktadır.¹²⁴

Olea ve arkadaşları, ışık ile polimerize olan bir fissür örtücü materyalde yüksek miktarda Bisfenol-A salımı saptandığını ve bu monomerin östrojenik etki gösterdiğini ileri sürmüşlerdir. Buna göre bu östrojenik etkinin erkek farede üreme organlarında bozukluklara yol açarak sperm sayısında düşüklük yaptığını ve insanda ise göğüs kanseri hücrelerinin üremesini artırdığını belirtmişler ve Bisfenol-A içeren fissür örtücülerin özellikle çocuklarda kullanımının yeniden değerlendirilmesi gerektiğini vurgulamışlardır.¹²⁴

Hansel ve arkadaşları, kompozit materyallerden salınan monomerlerin çürük yapıcı mikroorganizmalar üzerine etkisini inceledikleri çalışmalarında, kompozit materyallerden salınan BİSGMA, TEGDMA ve UDMA monomerlerinin *Streptococcus sobrinus* ve *Lactobacillus acidophilus* mikroorganizmaları üzerine etkisini araştırmışlardır. TEGDMA komonomerinin *L.acidophilus* ve *S.sobrinus* üzerine üremelerini artırıcı etki yaparken, BİSGMA ve UDMA'nın ise mikrobiyal gelişimi etkilemediğini bildirmişler ve kompozit materyaller içerisindeki monomer yapıların ağız içinde mikroorganizma üremesini artırıcı etkisinin önlenmesinin kompozit materyallerin gelişiminde biouyumluluk açısından önemli bir faktör olduğunu vurgulamışlardır.¹²⁵

Danimarkada 2208 diş hekimi üzerinde yapılan bir araştırmaya göre dimetakrilat içeren materyallerden dolayı oluşan allerjik reaksiyonun egzama şeklinde geliştiği ve bu belirtinin yaklaşık %2 oranında görüldüğü bildirilmiştir.¹²⁶ Dental materyaller ile ilgili meydana gelen cilt sorunları klinik olarak kontak dermatitis şeklinde karşımıza çıkmaktadır. Bu durumun, dental materyallerin bileşimdeki toksik, irrite edici veya allerjik (allerjenik) maddelerden dolayı bölgesel iltihapsal yanıtın oluşması ile ortaya çıktığı bildirilmektedir.^{110, 126, 127}

2.6.3. Artık Monomer Salımının Belirlenmesinde Kullanılan Cihazlar

Rezin esaslı materyallerden salınan artık monomerlerin analizi için en uygun yöntemler kromatografik yöntemlerdir.¹²⁸ Kromatografi, bileşiklerden oluşan bir karışımın içindeki maddeleri ayıran bir yöntemdir.^{129, 130}

Kromatografiler

- Gaz Kromatografisi (GC)
- Elektrospray İyonizasyon/Kütle Spektrometrisi
- Micellar Elektrokinetik Kromatografi
- Yüksek Basınçlı Likit Kromatografisi (HPLC)
- Likit Kromatograf/Kütle Spektrometri (LC-MS/MS)

Rezin esaslı materyallerden salınan komponentlerin ayırt edilebilmesi için en sık kullanılan kromatografik yöntemler GC, HPLC ve LC-MS/MS'dir.^{129, 130}

2.6.3.1. Gaz Kromatografisi

Gaz kromatografisi analiz metodu olarak sıvı kromatografi yöntemi olan HPLC'ye benzemekte fakat mobil faz olarak gaz kullanılmaktadır. İyi bir ısı stabilitesine ve düşük moleküler ağırlığa sahip maddeler için gaz kromatografisinin en uygun yöntem olduğu bildirilmektedir.¹²⁸ Gaz kromatografisinde sadece uçucu ya da uçucu hale geçebilen maddelerin analiz edilebilmesi nedeniyle sıvı kromatografisi biyokimyasal analiz yöntemi olarak daha çok tercih edilmektedir.¹³¹

2.6.3.2. Yüksek Basınçlı Likit Kromatografisi (HPLC)

Yüksek performanslı sıvı kromatografisi (daha önce yüksek basınçlı sıvı kromatografisi olarak adlandırılan HPLC), bir karışımdaki her bileşenin ayrılması, tanımlanması ve nicelenmesi için kullanılan analitik kimyada kullanılan bir tekniktir. Teknik, katı bir adsorban maddesiyle (sabit faz) doldurulmuş bir kolondan numune karışımını içeren bir basınçlı sıvı çözücüsünün (mobil faz) yüksek basınçla ilerletilmesi

mantığına dayanır. Numunedeki her bir bileşen, adsorban malzeme ile moleküler etkileşim içerisinde. Ancak bu etkileşim her bir bileşen için farklıdır. Bu durum farklı bileşenler için farklı akış hızlarına neden olur ve bileşenlerin kolondan dışarı akarken ayrılmasına yol açar. Analiz yapılan numuneye bağlı olarak da mevcut sistemimiz ile bütünlük değişken dalga boylu ultraviyole (UV) dedektör, floresan dedektör ve refraktif indeks dedektörü (RID) ile bu bileşenlerin nitel tayinleri yapılabilmektedir. HPLC çalışmalarında, standart maddelerin kullanılarak hazırlanan kalibrasyonlar ile de hedef bileşenlerin niceliksel tayinleri de yapılabilir. HPLC, günümüzde farklı çalışmalara uyarlanabilmesi, kantitatif tayinler için kullanılabilir olması, uçucu olmayan ve sıcaklık ile bozunabilen numunelerin analitik olarak ayrıştırabilmesi vb. sebeplerden dolayı hemen hemen sektörde yaygın olarak tercih edilmekte ve kullanılmaktadır.¹³²

2.6.3.3. Sıvı Kromatografi Tandem Kütle/Kütle Spektrometre Sistemi (LC-MS/MS)

Sıvı Kromatografi Tandem Kütle/Kütle Spektrometre Sistemi (LC-MS/MS), kromatografi ve spektroskopi sistemlerinin bir araya getirilmesi ile oluşmuş bir sistemdir. Sıvı kromatografisi, karışımları çoklu bileşenlerle ayırırken, kütle spektrometresi, yüksek moleküler özgüllük ve algılama duyarlılığı ile bireysel bileşenlerin yapısal kimliğini sağlar. LC ünitesinden ayrıştırılmış analitler iyonlaştırılarak MS/MS ünitesine gönderilirler. MS/MS ünitesinde iyonlar ilk quadropolden kütle/yük (m/z) oranlarında ayrıştırılarak collision cell olarak bilinen girişim hücreğine yönlendirilirler. Burada yüksek saflıkta azot gazı ile çarpıştırılan moleküller parçalanarak ikinci quadropole gönderilirler. İkinci quadropol ünitesindeki bu ikinci iyonlar da kütle/yük (m/z) oranlarında ayrıştırılarak kütleli olarak tayin edilirler. Aynı m/z oranına sahip pek çok molekül olabilecekken aynı parçalanma iyonlarına sahip moleküllerin doğada bulunma oranı 1/10000'dir.

LC-MS/MS, analitlerin kalitatif ve kantitatif olarak analiz edilmesine imkan verir. Karmaşık ortamlarda yer alan tekli veya çoklu analitlerin analizinde, eser düzeydeki maddelerin analizinde, ilaç etken maddelerinin yanında safsızlık ve metabolitlerinin analizinde, gıdalardaki katkı maddeleri veya pestisitlerinin analizlerinde, kan, idrar, doku gibi biyolojik numunelerin analizlerinde yüksek hassaslık ve doğruluk ile sonuç almak mümkündür. LC-MS/MS çok düşük konsantrasyonlarda maddenin miktar tayininin yapılabilmesini mümkün kılmaktadır. Ölçüm hassasiyeti μL örnek hacimlerinde ng, pg düzeyinde bir duyarlılığa sahiptir.¹³³



3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışması Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından desteklenmiş (TDH-2019-7348), Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı 26.04.2019 tarihli ve 06/2019 nolu etik kurul raporuyla onaylanmıştır.

Uygulamalar Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarlarında ve Doğu Anadolu İleri Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM)'nde yapılmıştır.

Çalışmada 13 farklı dimetakrilat rezin içeren dental restoratif materyalden beyazlatma sonrası monomer salımı incelenmiştir.

Çalışmanın laboratuvar aşamaları üç bölüm halinde yürütülmüştür:

1. Örneklerin hazırlanması
2. Örnekler beyazlatma işlemlerinin uygulanması
3. Monomer analizi

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

3.1.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller

Çalışmamızda 13 farklı dimetakrilat rezin içeren restoratif materyal kullanılmıştır (Şekil 3.1). Kullanılan restoratif materyallere ait bilgiler Tablo 3.1'de belirtilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyallere Ait bilgiler

Materyal	Tip	İçerik	Üretici	LOT
Fuji II LC	Rezin modifiye cam iyonomer	HEMA 25-50%, UDMA 1-5%, DMA 1-5%	GC International, Tokyo, Japonya	181001A
Glasiosite	Kompomer	BİSGMA 10-25%, UDMA 5-10%, TEGDMA 2,5-5%	Voco, Cuxhaven, Almanya	1834229
Beautifil II	Giomer	BİSGMA 7.5 % w, TEGDMA <5% w, Alüminofloro-Borosilikat	Shofu Inc, Kyoto, Japonya	011911
Clearfil Majesty Posterior	Posterior kompozit rezin	BİSGMA <3%, TEGDMA <3%, silanlanmış seramik	Kuraray Co.,Ltd, Osaka,Japonya	480070
Clearfil Majesty Estetic	Anterior kompozit rezin	BİSGMA <15%, silanlanmış baryum	Kuraray Co.,Ltd, Osaka,Japonya	7A0191
Filtek Bulk Fill Posterior	Bulk fill kompozit rezin	Aromatic UDMA %10 – 20, UDMA % 1 – 10, Silanlanmış seramik ve silika	3M ESPE, MN, ABD	N994343
Filtek Bulk Fill Flowable	Akıcı bulk fill kompozit rezin	UDMA % 10 – 20, BİSEMA % 1–10, BİSGMA % 1 – 10, TEGDMA < %1 Silanlanmış seramik	3M ESPE, MN, ABD	NA62428
Admira	Ormocer	Ormocer (10-25%), BİSGMA (5-10%), UDMA (5-10%), TEGDMA	Voco, Cuxhaven, Almanya	1939470
GrandioSO inley sistem	İndirekt kompozit rezin	TEGDMA 2,5-5%, BİSGMA 2,5-5%, BİSEMA 2,5-5%	Voco, Cuxhaven, Almanya	1945406
Lava Ultimate	Hibrit seramik	BİSGMA, BİSEMA, TEGDMA, UDMA	3M ESPE ABD	N574684
Cerasmart	Hibrit seramik	UDMA, DMA, %71 silika ve baryum nanopartikülleri	GC Avrupa	1601221
Grandio Blocs	Hibrit seramik	UDMA+DMA %14, %86 nanohibrit doldurucu	Voco, Cuxhaven, Almanya	1946127
Vita Enamic	Hibrit seramik	UDMA, TEGDMA Seramik partikülleri	VITA Zahnfabrik, Almanya	54230

BİSGMA: Bisphenol A gliserolat dimetakrilat, HEMA: 2-hidroksietil metakrilat, UDMA: Üretan dimetakrilat, TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat, BİSEMA: Bisphenol A etoksilat dimetakrilat, DMA: Dimetakrilat



Şekil 3.1. Çalışmada Kullanılan Restoratif Materyaller

3.1.2. Çalışmada Kullanılan Beyazlatma Ajanları

Çalışmamızda 2 farklı beyazlatma sistemi kullanılmıştır (Şekil 3.2). Kullanılan beyazlatıcı materyaller, içerikleri ve uygulama şekilleri Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3.2. Beyazlatıcı Materyaller Ve İçerikleri

Materyal	Materyalin İçeriği	Uygulama yöntemi ve süresi	Üretici firma
Opalescence Boost %40 ofis tipi beyazlatma ajanı	% 40 hidrojen peroksit (H_2O_2)	20 dk ara ile 2 uygulama haftada 1 kez 2 haftalık uygulama	Ultradent ® Products, Inc., S. South Jordan, UT, ABD
Opalescence PF % 16 ev tipi beyazlatma ajanı	% 16 karbamid peroksit ($CH_4K_2O-H_2O_2$)	14 gün boyunca günlük 4 saat uygulama	



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan beyazlatma ajanları

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Restoratif materyallerden örnekler elde edebilmek için her bir kenarı 5 mm uzunluğunda 2 mm yüksekliğinde olacak şekilde hazırlanmış olan kare biçimindeki metal kalıplar kullanıldı (Şekil 3.3). Hazırlanmış olan metal kalıplara 9 farklı restoratif materyal üretici firmanın önerileri doğrultusunda yerleştirildi. Yüzey düzgünlüğü elde etmek, fazla materyalin çıkarılmasını sağlamak ve oluşabilecek boşlukları elimine etmek amacıyla restoratif materyallerin yüzeylerinin açık kalan kısmına selüloid bant ve mikroskop camı yerleştirildi. Materyal üretici firma talimatları doğrultusunda ışık yoğunluğu 1200 mW/cm² olan ışık cihazı kullanılarak (Elipar Freelight II, 3M ESPE, St. Paul MN, ABD) polimerize edildi. Hibrit seramik materyaller ise her bir kenarı 5 mm uzunluğunda 2 mm yüksekliğinde olacak şekilde , ISOMET cihazı (ISOMET; Buehler, Lake Buff, IL, ABD) kullanılarak yavaş hızla çalışan bir elmas testere ile (Isomet Low Speed Saw 1000; Buehler Ltd., Illinois, ABD) freze edildi. Her bir materyalden 20 tane olmak üzere toplam 260 örnek hazırlandı.

Hazırlanan örnekler polimerizasyonlarının tamamlanması için 37 °C’de 24 saat distile su içerisinde etüvde bekletildi. Ardından bir cila disk seti (3M Sof-Lex, 3M ESPE St.Paul, MN, ABD) kullanılarak örneklerin kenar düzgünlüğü sağlandı.



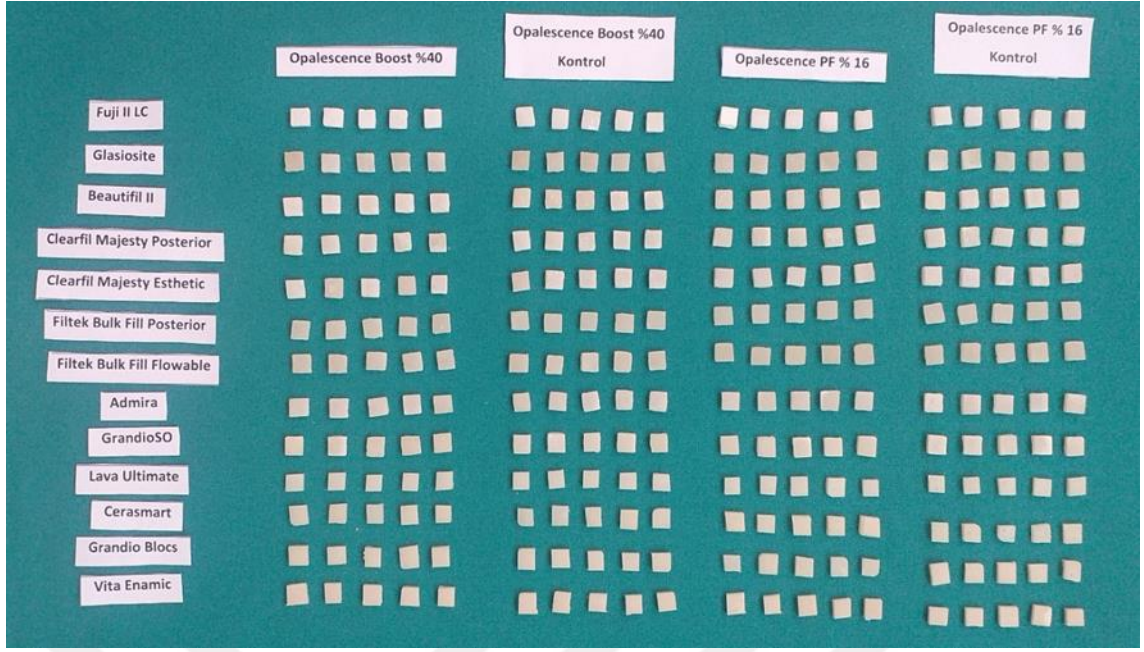
Şekil 3.3. Kare biçimindeki metal kalıplar

3.3. Deney Gruplarının Belirlenmesi

Hazırlanan 260 örnek beyazlatma yöntemlerine göre ofis tipi beyazlatma (Opalescence Boost %40 Ultradent Products INC, South Jordan, Utah, ABD), ev tipi beyazlatma (Opalescence PF %16 Ultradent Products INC, South Jordan, Utah, ABD) ve her tip beyazlatma için ayrı kontrol grubu olmak üzere toplam 4 alt gruba rastgele olarak ayrıldı (Şekil 3.4).

- A. Grup: Opalescence Boost %40
- B. Grup: Opalescence Boost %40 Kontrol
- C. Grup: Opalescence PF % 16
- D. Grup: Opalescence PF % 16 Kontrol

Hem ofis tipi hem de ev tipi beyazlatma işlemlerinin örneklerle uygulandığı süre zarfında uygulanma sürelerine paralel olarak her iki grubun da kontrol gruplarının örnekleri başka bir ortama alınarak monomer salımına devam etmesi engellendi.



Şekil 3.4. Çalışma grupları ve hazırlanan örnekler

3.4. Beyazlatma İşleminin Uygulanması

3.4.1. Ofis Tipi Beyazlatma İşlemi Uygulanması

Bu gruptaki örnekler, % 40 hidrojen peroksit jel içeren (Opalescence Boost %40 ofis tipi) beyazlatma ajanı ile ağartma işlemlerine tabi tutuldu. Üretici firma talimatlarına uygun bir şekilde iki tüp arasındaki iç zar pistona bastırılarak yırtıldıktan sonra peroksit ve aktivatör her iki tüpe 25 kez geçiş sağlanarak karıştırıldı. Örneklerin üst yüzeylerine uygulanan beyazlatıcı jel 20 dakika boyunca bekletildi. 20 dakika sonra jel yumuşak bir pamuk pelet yardımıyla çıkarıldı ve aynı yüzeye yeni ağartıcı madde tekrar 20 dakika daha uygulandı. Ağartma jeli, numunenin yüzeyine, üretici talimatlarına göre her biri 20 dakikalık iki döngü halinde uygulandı. Ardından örnekler bir dakika boyunca musluk suyu ile yıkandı, kurutuldu ve 1 ml %75 lik etanol/su karışımı içeren ağzı kapatılabilen cam tüplere konuldu. Beyazlatma uygulama sırasında kontrol grubuna ait örnekler de monomer salımına devam etmemesi için cam tüplerden çıkarılarak dış ortamda beyazlatma süresince bekletildi.

3.4.2. Ev Tipi Beyazlatma İşlemi Uygulanması

Beyazlatma uygulanacak örnekler, % 16 carbamide peroxide jel içeren (Opalescence PF % 16 ev tipi) beyazlatma ajanı ile ağartma işlemlerine tabi tutuldu. Ajan, numunelerin üst yüzeyine 14 gün boyunca her gün 4 saat boyunca uygulandı. Muamele süresi tamamlandıktan sonra, örnekler bir dakika boyunca yıkandı ve kurutuldu ve 1 ml %75 lik etanol/su karışımı içeren cam tüplere konuldu. Beyazlatma uygulama sırasında kontrol grubu da monomer salımına devam etmemesi için cam tüplerden çıkarılarak dış ortamda beyazlatma süresince bekletildi.

3.5. Örneklerin Saklanması

Beyazlatma işlemi sonrasında tüm örnekler 1 ml %75 lik etanol/su içeren cam tüplere içinde 24 saat bekletildi ve ardından örnek çıkarılarak 1 ml %75 lik etanol/su içeren yeni tüp içerisine kondu. Bu işlem 14 ve 28 günlük takip için de tekrarlandı. Örneklerin monomer analizi 1, 14 ve 28 günlük peryotlarda yapıldı. Hazırlanan örnekler monomer analizine kadar +4°C’de ışık geçirmeyen kutu içerisinde saklandı.

3.6. Monomer Analizi

Çalışmamızda örneklerin monomer analizi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi’nde (DAYTAM) yapıldı. Çalışmada Sigma-Aldrich firmasından temin edilen HEMA, TEGDMA, BİSEMA, BİSGMA, UDMA ve BPA monomerlerine ait standartlar kullanıldı. Kullanılan standartlara ait bilgiler Tablo 3.3 de verilmiştir.

Tablo 3.3. Kullanılan Monomerlerin Özellikleri

Monomerler	Ticari adı	Kimyasal formül	Moleküler Ağırlık	CAS number
HEMA	2-hidroksietil metakrilat	$C_6H_{10}O_3$	130.14	868-77-9
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat	$C_{14}H_{22}O_6$	286.32	109-16-0
BİSEMA	Bisphenol A etoksilat dimetakrilat	$C_{21}H_{28}O_6$	376.4	41637-38-1
BİSGMA	Bisphenol A gliserolat dimetakrilat	$C_{29}H_{36}O_8$	512.59	1565-94-2
UDMA	Üretan dimetakrilat	$C_{23}H_{38}N_2O_8$	470.56	72869-86-4
BPA	Bisfenol A	$C_{15}H_{16}O_2$	228.29	80-05-7

Solusyonlar analize verilmeden önce homojen bir karışım oluşturması için 1 dakika süreyle vortekslendi. Ardından her numune için farklı pipet uçları kullanılarak alınan solusyonlar monomer analizi için önceden numaralanmış viallere aktarıldı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Analiz aşamasından önce viallere alınan numuneler

Örneklerin monomer analizi, Ultra Performans Sıvı Kromatografi Sıralı Kütle Spektrometri (Agilent 6460 Triple Quadropol Kütle Spektrometresi, Agilent Technologies, Kaliforniya, ABD) kullanılarak yapılmıştır. Bu kütle Spektrometrisi çift karıştırma pompalı, vakum mebranlı gaz gidericili, termostatik kolon odası bulunan ve otomatik örnekleyiciye sahip bir Agilent 1200 serisi HPLC ile bağlıdır. Kromatografik ayrımlar için ters faz C8 analitik kolon (Zorbax Eclipse XDB-C8 Agilent Technologies,

Loveland, CO, ABD; 4.6 mm, 150 mm, 5 mikron) kullanılmış ve kolon sıcaklığı 25 °C olacak şekilde sabit tutulmuştur.

Çalışma DAYTAM'da geliştirilen 2 ayrı kurum içi metot şeklinde yürütülmüştür. 1. metotta Hidroksietil metakrilat (HEMA), Trietilen glikodimetakrilat (TEGDMA), Etoksi Bisfenol A dimetakrilat (BİSEMA) monomerlerinin analizi yapılmıştır. 1. metotta hareketli faz olarak C kanalında % 100 asetronitril, D kanalında % 0.1 formik asit ve sudan oluşan karışımın oranları gradiyent elüsyon ile ayırım yapılacak şekilde ayarlanmıştır. Hareketli fazı oluşturan karışım oranları gradiyent olarak 1. dk da C: %2, D: %98, 2 ve 4. dk da C: % 30.00 D:% 70.00, 5. dk C: % 50.00, D: % 50.00, 6 ve 8. dk da C: %100.00, D: % 100.00, 8.10 ve 10. dk da C: %2.00, D: %98 olacak şekilde ayarlanmıştır.

2. Metotta Bisfenol A-glisidildimetakrilat (BİSGMA), Üretan dimetakrilat (UDMA) ve Bisfenol A (BPA) monomerlerinin ölçümü yapılmıştır. 2. metotta A kanalında 5 mM amonyum asetattan oluşan karışım, B kanalında % 95 Asetronitril ve % 5 10 mM su (amonyum asetat) dan oluşan karışımın oranları gradiyent elüsyon ile ayırım yapılacak şekilde ayarlanmıştır. Hareketli fazı oluşturan karışım oranları gradiyent olarak 1. dk da : B%2.00, A:%98 ,2 ve 4. dk da B: % 30.00 A:% 70.00, 5. dk B: % 50 .00, A: % 50.00, 6 ve 8. dk da B: %100 .00, A:%0, 8.10 ve 12. dk da B: %2 .00, A: %98 olacak şekilde ayarlanmıştır.

Hazırlanan fazların akış hızı 0,5 ml/dk, enjeksiyon hacmi 5,00 µl olacak şekilde ayarlanmıştır. Kütle spektrometrisi kullanılarak yapılan analizlerde negatif iyon modunda çalışan Jet Stream elektron sprej iyon kaynağı kullanılmıştır. Çoklu Reaksiyon İzleme (Multiple Reaction Monitoring, MRM) modunda yapılan analizlerde m/z oranları HEMA, TEGDMA, BİSEMA, BİSGMA, UDMA ve BPA için sırasıyla 131.00 → 112.90;69.10, 287.10 → 113.00;69.00, 794.50 → 161.00;113.00, 513.20 → 495.10;142.90, 471.10 → 341.00;113.00 ve 227.10 → 212.00;133.00 olan iyonlar seçilmiştir.

Yapılan analizlerin hesaplanması için Mass Hunter QQQ Quantitative Analysis Software 6460 UPLC/MS-MS Version B.07 isimli paket program kullanılmıştır. Etanol/su örneklerinde tespit edilen monomer seviyeleri ng/ml olarak ölçülmüştür.

Kalibrasyon aralığı için 10000 ppb (10 ppm) hazırlanan başlangıç çözeltisi her seferinde yarı yarıya seyreltilecek şekilde ayarlanmış ve 8 adet kalibrasyon noktası belirlenmiştir 78,125 - 10000 ng/ml (78,125 ng/ml, 156,25 ng/ml, 312,5 ng/ml, 625 ng/ml, 1250 ng/ml, 2500 ng/ml, 5000 ng/ml, 10000 ng/ml). Seyreltmelerde kullanılan kalibrasyon çözeltisi 'blank' olarak okutulup sisteme tanıtılmıştır.

Monomerlere ait tespit limiti değerleri (Limit of detection, LOD) HEMA, TEGDMA, BİSEMA, BİSGMA, UDMA ve BPA için sırasıyla 4,25 ng/ml; 1,37 ng/ml; 3,48 ng/ml; 13,15 ng/ml; 4,69 ng/ml ve 15,99 ng/ml'dir.

Tayin alt limiti değerleri (Limit of quantification, LOQ) ise HEMA, TEGDMA, BİSEMA, BİSGMA, UDMA ve BPA için sırasıyla 14,15 ng/ml; 4,56 ng/ml; 11,60 ng/ml; 43,84 ng/ml; 15,63 ng/ml ve 53,33 ng/ml'dir.

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

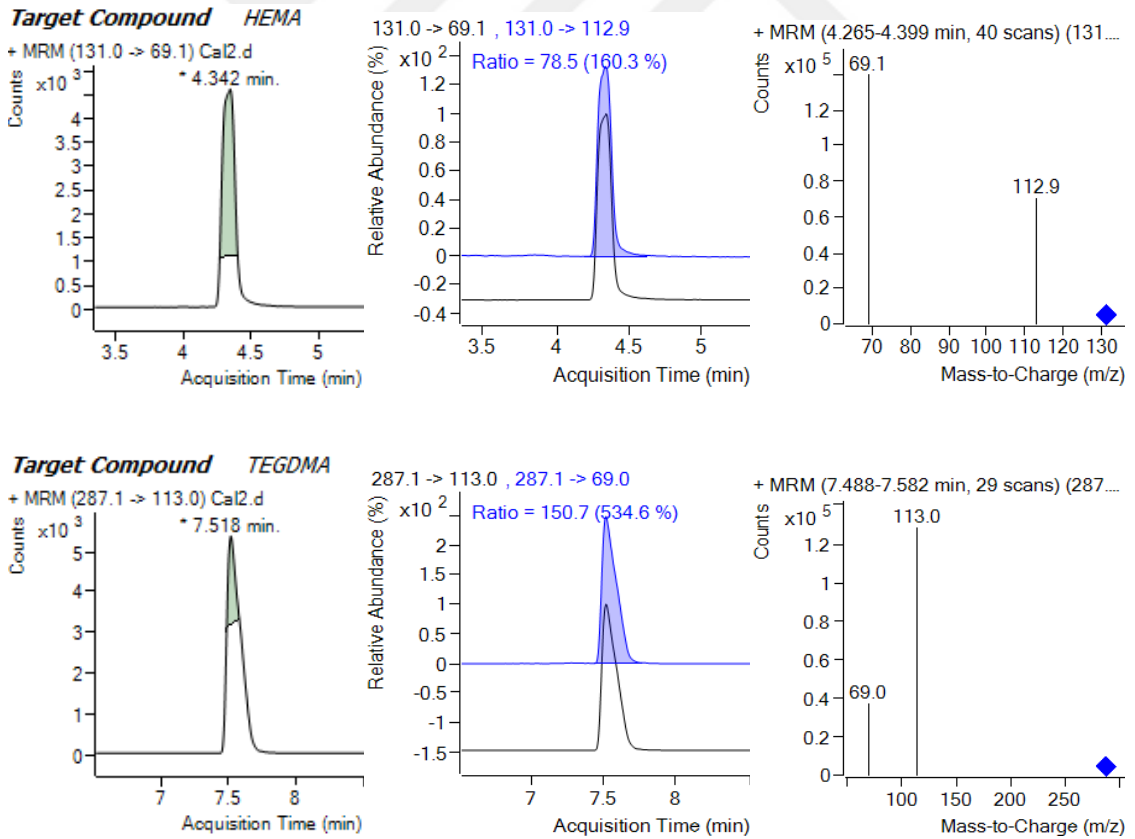
Elde edilen veriler SPSS 20 (IBM, Chicago, IL, ABD) istatistik paket programı kullanılarak analiz edildi. İlk olarak verilerin normal dağılım gösterip göstermediğinin tespiti için Kolmogorov-Smirnov testi uygulandı. Restoratif materyallerden salınan monomer miktarlarının zamana bağlı değişimlerinin karşılaştırılmasında Friedman ve Wilcoxon Signed Ranks testleri kullanıldı. Her bir zaman periyodu içerisinde her bir materyal için ayrı ayrı beyazlatma gruplarının karşılaştırılmasında ise Kruskal Wallis test uygulandı. Kruskal Wallis testi ayrıca her bir zaman periyodu için hem beyazlatma gruplarının hem de restorative materyallerin genel olarak karşılaştırılmasında kullanıldı. İstatistik analizlerin tümü her bir monomer tipi için ayrı ayrı uygulandı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

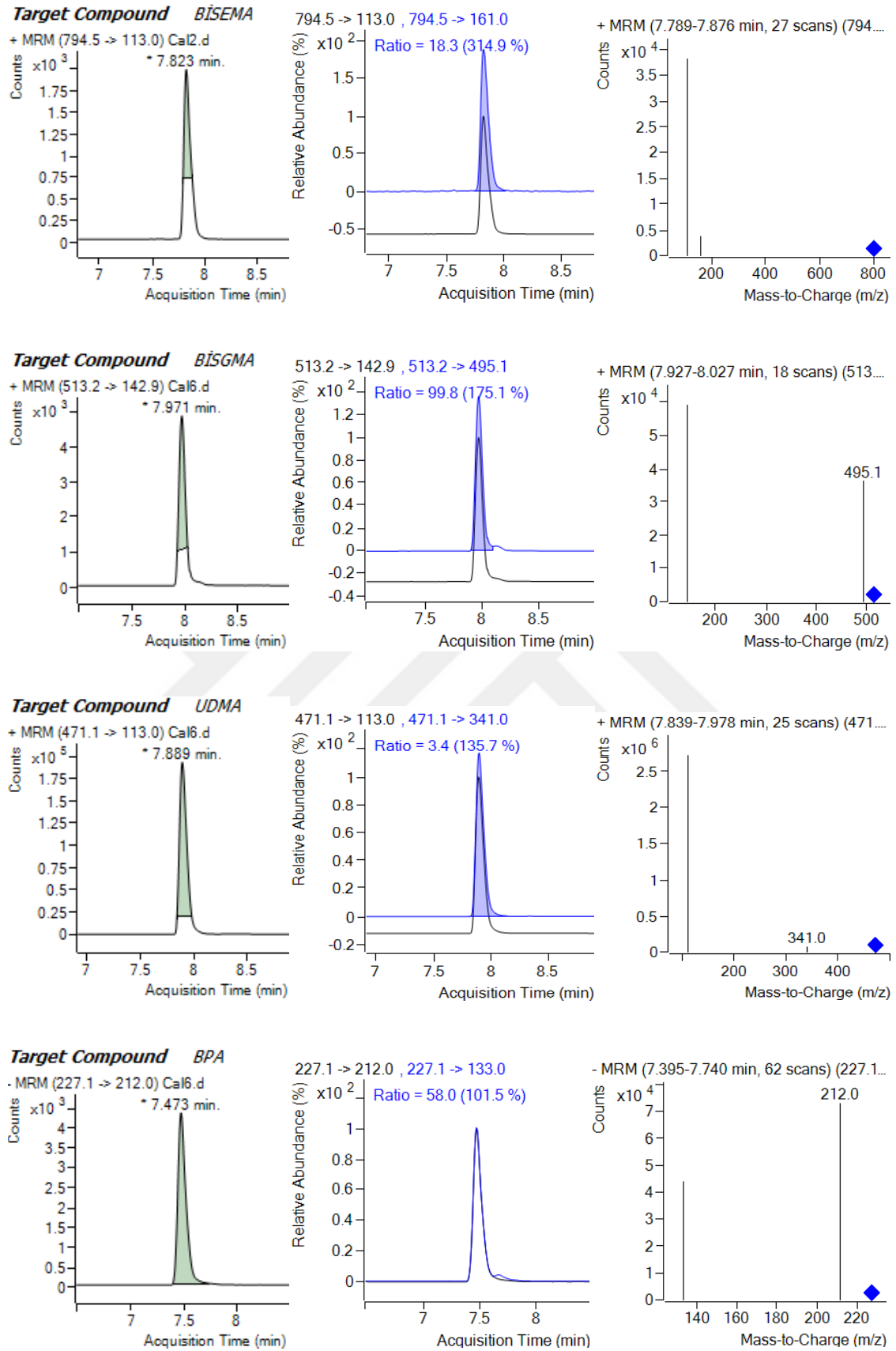
4.1. Standart Maddelere İlişkin Bulgular

Çalışmamızda rezin esaslı restoratif materyallere beyazlatma işlemleri uygulandıktan sonra zamanla salınan HEMA, TEGDMA, BİSEMA, BİSGMA, UDMA ve BPA miktarları LC-MS/MS cihazı kullanılarak analiz edilmiştir.

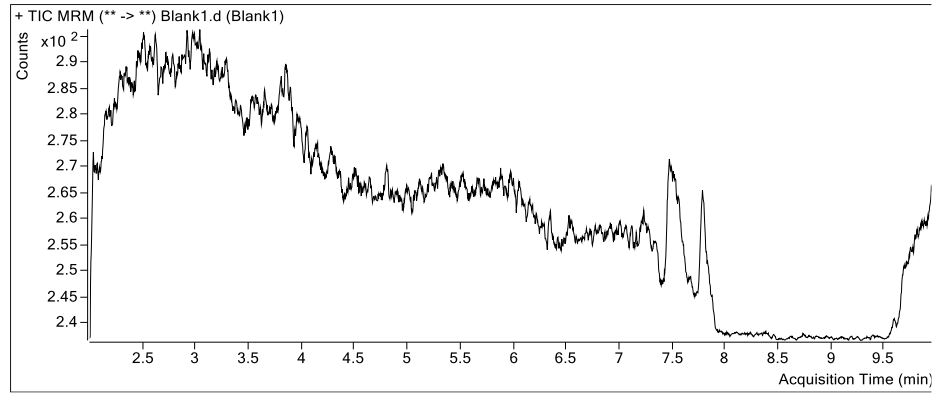
Standart maddelere ilişkin alıkonma zamanları ve kütle spektrumları Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Kullanılan monomer standart maddelerine (HEMA, TEGDMA, BİSEMA, BİSGMA, UDMA ve BPA) ilişkin alıkonma zamanları sırasıyla; 4.34, 7.52, 7.82, 7.97, 7.89 ve 7.47 dakika olarak belirlenmiş ve analiz edilen örnekler bu salım zamanlaması dikkate alınarak incelenmiştir. Ayrıca kör numune ve iki ayrı metotla ölçülen örneğe ait kromatogramlar da Şekil 4.2, 4.3 ve 4.4’de verilmiştir.



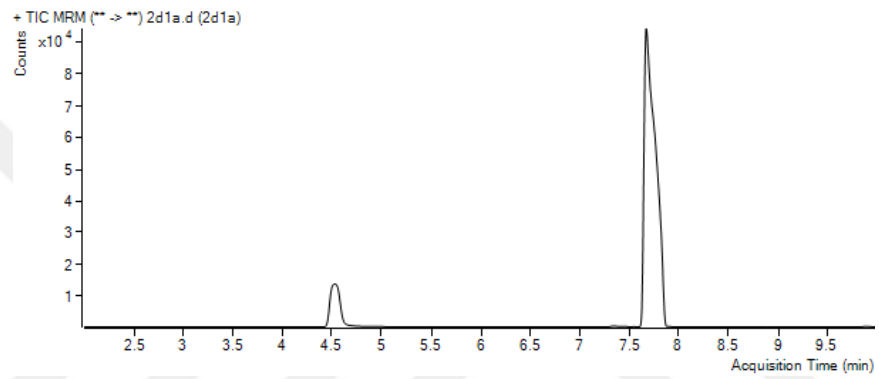
Şekil 4.1. Standart maddelere ilişkin alıkonma zamanları ve kütle spektrumları



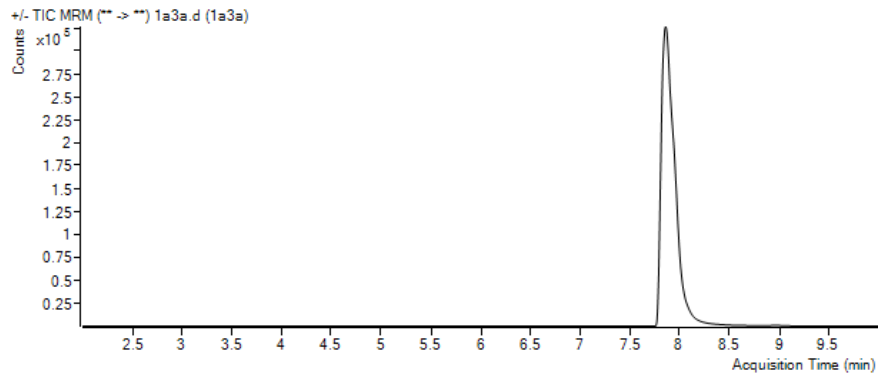
Şekil 4.1. Standart maddelere ilişkin alıkonma zamanları ve kütle spektrumları (devamı)



Şekil 4.2. Kör numuneye ait kromatogram



Şekil 4.3. Birinci metot ile ölçülen bir numuneye ait kromatogram



Şekil 4.4. İkinci metot ile ölçülen bir numuneye ait kromatogram

4.2. Analiz Edilen Örneklerdeki Monomer Miktarına İlişkin Bulgular

4.2.1. HEMA ile İlgili Bulgular

Beyazlatma işlemi uygulandıktan 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama HEMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 4.1 ve Şekil 4.5’de verilmiştir. Filtek Bulk Fill Flowable, GrandioSO ve hibrit seramikler dışında tüm materyallerden HEMA salındığı tespit edilmiştir. 28 günlük peryotta grupların hiçbirinde HEMA tespit edilememiştir.

Friedman testi sonuçlarına göre restoratif materyallerden salınan HEMA miktarları tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı oranda azalma göstermiştir ($p<0,05$).

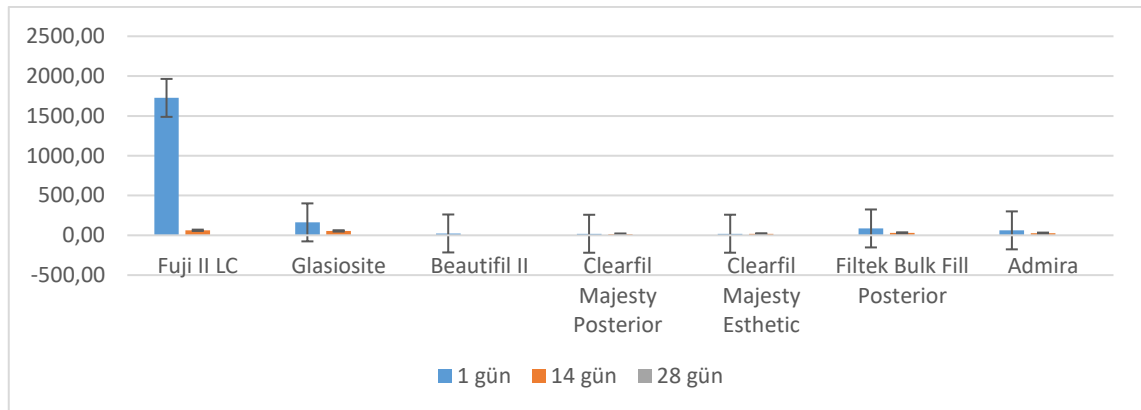
Kruskal Wallis testine göre her bir materyal kendi içerisinde beyazlatma grupları açısından karşılaştırıldığında tüm restoratif materyallerde her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık genel olarak bulunamamıştır ($p>0,05$).

Restoratif materyaller açısından yapılan Kruskal Wallis analizi sonucunda 1 ve 14 günlük her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,0001$). Salınan HEMA miktarları açısından incelendiğinde, 1 ve 14. günde en fazla salım Fuji II LC grubunda ($1726,28\pm1331,09$ ng/ml ve $63,21\pm80,12$ ng/ml), en az salım 1 ve 14. günde Clearfil Majesty Posterior grubunda ($19,67\pm3,93$ ng/ml ve $14,72$ ng/ml) gözlenmiştir. Beautifil II grubunda 14 günlük peryotta da HEMA tespit edilememiştir.

Tablo 4.1. 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama HEMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

Materyaller	Beyazlatma Grupları	1 gün		14 gün		28 gün
Fuji II LC	OB	544,59±672,54	aA	22,78±5,82	abA	TE
	OBK	2639,54±783,65	bA	24,73±9,86	aB	TE
	OPF	885,21±413,52	abA	114,8±142,78	abB	TE
	OPFK	2835,78±1402,72	bA	74,35±14,86	bB	TE
Glasiosite	OB	111,99±32,74	aA	46,92±6,58	aB	TE
	OBK	125,64±29,83	aA	37,11±12,11	aB	TE
	OPF	169,68±156,38	aA	78,5±29,75	aA	TE
	OPFK	242,67±169,08	aA	59,45±24,5	aB	TE
Beautifil II	OB	19,79±1,01	a	TE		TE
	OBK	27,86±4,04	a	TE		TE
	OPF	21,06±7,39	a	TE		TE
	OPFK	22,81±3,94	a	TE		TE
CMP	OB	16,87±2,96	a	TE		TE
	OBK	22,84±3,39	a	TE		TE
	OPF	19,52±5,82	a	TE		TE
	OPFK	17,7±1,46	a	14,72		TE
CME	OB	TE		TE		TE
	OBK	21,94±5,23	a	15,53	a	TE
	OPF	17,66±1,1	a	19,41	a	TE
	OPFK	18,99	a	TE		TE
FBP	OB	75,67±6,9	a	16,67	a	TE
	OBK	93,34±26,84	a	TE		TE
	OPF	77,19±13,18	aA	34,52±33,07	aA	TE
	OPFK	99,26±8,7	aA	28,41±9,01	aA	TE
Admira	OB	55,15±11,09	aA	17,1±3,6	aA	TE
	OBK	63,12±21,82	aA	22,85±10,63	aA	TE
	OPF	53,79±9,73	aA	28,25±5,83	aA	TE
	OPFK	76,17±27,58	aA	30,55±7,27	aA	TE

TE: Tespit edilemedi, CMP: Clearfil Majesty Posterior, CME: Clearfil Majesty Esthetic, FBP: Filtek Bulk Fill Posterior, OB:Opalescence Boost, OBK: Opalescence Boost Kontrol, OPF: Opalescence PF, OPFK: Opalescence PF Kontrol Küçük harfler beyazlatma gruplarının büyük harfler ise zaman periyotlarının istatistiksel karşılaştırma sonuçlarını göstermektedir.



Şekil 4.5. Materyallerden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama HEMA miktarları (ng/ml)

4.2.2. TEGDMA ile İlgili Bulgular

Beyazlatma işlemi uygulandıktan 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama TEGDMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 4.2. ve Şekil 4.6.'da verilmiştir. Tüm materyallerden TEGDMA salındığı tespit edilmiştir.

Friedman testi sonuçlarına göre restoratif materyallerden salınan TEGDMA miktarları tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı oranda azalma göstermiştir ($p<0,05$).

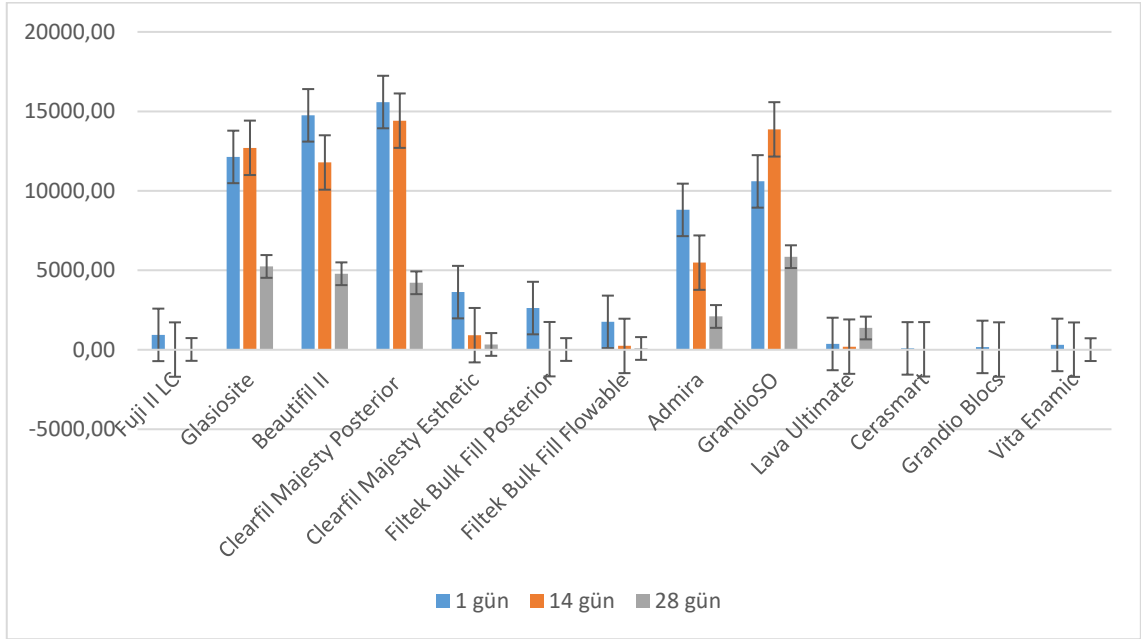
Kruskal Wallis testine göre her bir materyal kendi içerisinde beyazlatma grupları açısından karşılaştırıldığında tüm restoratif materyallerde her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık genel olarak bulunamamıştır ($p>0,05$).

Restoratif materyaller açısından yapılan Kruskal Wallis analizi sonucunda 1, 14 ve 28 günlük her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,0001$). Salınan TEGDMA miktarları açısından incelendiğinde, 1. ve 14. günde en fazla salım Clearfil Majesty Posterior grubunda ($15588,07\pm896,14$ ng/ml, $14415,83\pm2844,52$ ng/ml), 28. günde GrandioSO grubunda ($5858,11\pm2015,14$ ng/ml) gözlenirken en az salım 1. günde Cerasmart grubunda ($86,57\pm37,4$ ng/ml), 14 ve 28. günde Vita Enamic grubunda ($6,74\pm2,11$ ng/ml ve $7,75\pm3,4$ ng/ml) gözlenmiştir. Cerasmart ve Grandio Blocs gruplarında 28 günlük peryotta TEGDMA salımı tespit edilememiştir.

Tablo 4.2. 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama TEGDMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

Materyaller	Beyazlatma Grupları	1 gün		14 gün		28 gün	
Fuji II LC	OB	354,02±330,19	a	9,71	a	TE	
	OBK	1841,31±853,58	bA	13,66±2,96	aA	11,83	a
	OPF	534,49±416,57	abA	14,19±10,08	aA	34,02±21,5	aA
	OPFK	1019,57±542,02	abA	12,33±1,62	aA	12,58±2,52	aA
Glasiosite	OB	9950,33±520,78	aA	12514,95±661,88	abB	7068,33±225,56	aC
	OBK	12119,28±1527,57	abA	11406,4±433,95	aA	5885,01±267,83	abB
	OPF	12706,33±1016,8	abA	14425,86±2309,88	bA	4846,62±233,4	bcB
	OPFK	13762,92±295,57	bA	12479,75±1071,54	abA	3172,69±234,48	cB
Beautifil II	OB	13520,15±910,07	aA	11627,43±916,19	abB	7389,1±554,56	aC
	OBK	14518,97±431,4	abA	10235,24±1364,71	aB	6691,28±884,81	abC
	OPF	14149,98±599,3	abA	13328,49±800,57	bA	2877,08±430,19	bB
	OPFK	16811,02±519,73	bA	11945,14±846,7	abB	2178,92±849,41	bC
CMP	OB	15613,1±1054,37	aA	12063,72±2723,24	aB	4464,24±1336,44	abC
	OBK	15715,24±872,02	aA	13686,97±1992,65	abA	5761,7±881,5	aB
	OPF	15418,91±1169,29	aA	17450,26±2599,21	bA	3727±743,16	abC
	OPFK	15605,02±719,77	aA	14462,36±1095,05	abB	2909,99±37,38	bC
CME	OB	1878,56±911,46	aA	707,85±86,79	aA	364,26±103,56	abB
	OBK	3958,85±2111,13	aA	740,84±97,04	aB	434,76±52,42	aC
	OPF	4563,93±2373,64	aA	1203,8±165,11	bB	293,08±23,41	abC
	OPFK	4109,45±1949,84	aA	1024,18±85,51	abB	247,62±69,59	bC
FBP	OB	1131,03±561,66	a	39,3	a	TE	
	OBK	3251,68±696,1	ab	20,87	a	16,64	
	OPF	2501,45±1381,02	abA	34,43±31,57	aB	TE	
	OPFK	3615,27±1294,62	bA	44,56±18,11	aB	TE	
FBF	OB	1489,61±303,79	aA	237,16±28,75	abB	124,6±11,12	aC
	OBK	2080,2±540,46	aA	213,48±31,92	aB	96,07±17,42	abC
	OPF	1451,8±337,85	aA	284,9±18,52	bB	62,2±13,32	bC
	OPFK	2001,35±443,6	aA	233,33±12,7	abB	46,14±10,14	bC
Admira	OB	8878,78±834,55	aA	5210,27±288,4	aB	3327,15±159,2	aC
	OBK	9035,87±1008,13	aA	4991,16±477,23	aB	2217,96±546,45	abC
	OPF	8603,72±1242,94	aA	5780,61±309,39	aB	1681,59±306,95	abC
	OPFK	8685,28±496,56	aA	5947,36±1130,23	aB	1155,38±222,73	bC
GrandioSO	OB	10407,48±1175,35	abA	13634,16±1809,59	aB	8081,17±2316,1	aA
	OBK	10938,39±825,84	abA	12930,32±2288,38	aA	6392,9±1170,09	abB
	OPF	11409,2±307,91	aA	14567,97±3750,5	aB	4286,9±687,26	bC
	OPFK	9620,07±909,8	bA	14336,73±1898,17	aB	4671,47±837,86	abC
Lava Ultimate	OB	322,11±223,84	aA	100,52±78,83	aB	29,11±19,14	aAB
	OBK	257,41±173,12	aA	44,25±36,81	aA	TE	
	OPF	276,06±413,5	aA	384,56±192,84	aA	TE	
	OPFK	606,12±632,43	aA	200,64±323,11	aB	2177,23±539,29	bC
Cerasmart	OB	112,94±14,3	aA	21,13±9,07	abB	TE	
	OBK	68,2±24,8	abA	14,07±4,38	abA	TE	
	OPF	47,25±7	bA	66,53±24,65	aA	TE	
	OPFK	117,9±36,38	aA	8,74±4,8	bB	TE	
Grandio Blocs	OB	138,18±15,98	a	TE		TE	
	OBK	217,96±50,89	abA	15,16±11,48	aA	TE	
	OPF	129,44±44,18	ab	10,19	a	TE	
	OPFK	233,28±15,43	bA	17,28±12,1	aA	TE	
Vita Enamic	OB	135,35±23,6	a	6,89	a	TE	
	OBK	353,66±87,56	abA	4,69	a	7,75±3,40	A
	OPF	135,14±18,1	a	9,61	a	TE	
	OPFK	595,96±207,22	b	5,78	a	TE	

TE: Tespit edilemedi, CMP: Clearfil Majesty Posterior, CME: Clearfil Majesty Esthetic, FBP: Filtek Bulk Fill Posterior, FBF: Filtek Bulk Fill Flowable, OB:Opalescence Boost, OBK: Opalescence Boost Kontrol, OPF: Opalescence PF, OPFK: Opalescence PF Kontrol Küçük harfler beyazlatma gruplarının büyük harfler ise zaman periyotlarının istatistiksel karşılaştırma sonuçlarını göstermektedir.



Şekil 4.6. Materyallerden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama TEGDMA miktarları (ng/ml)

4.2.3. BİSEMA ile İlgili Bulgular

Beyazlatma işlemi uygulandıktan 1, 14 ve 28 gün sonra materyalden salınan ortalama BİSEMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 4.3 ve Şekil 4.7’de verilmiştir. Filtek Bulk Fill Flowable dışında diğer materyallerin hiçbirinde BİSEMA tespit edilememiştir.

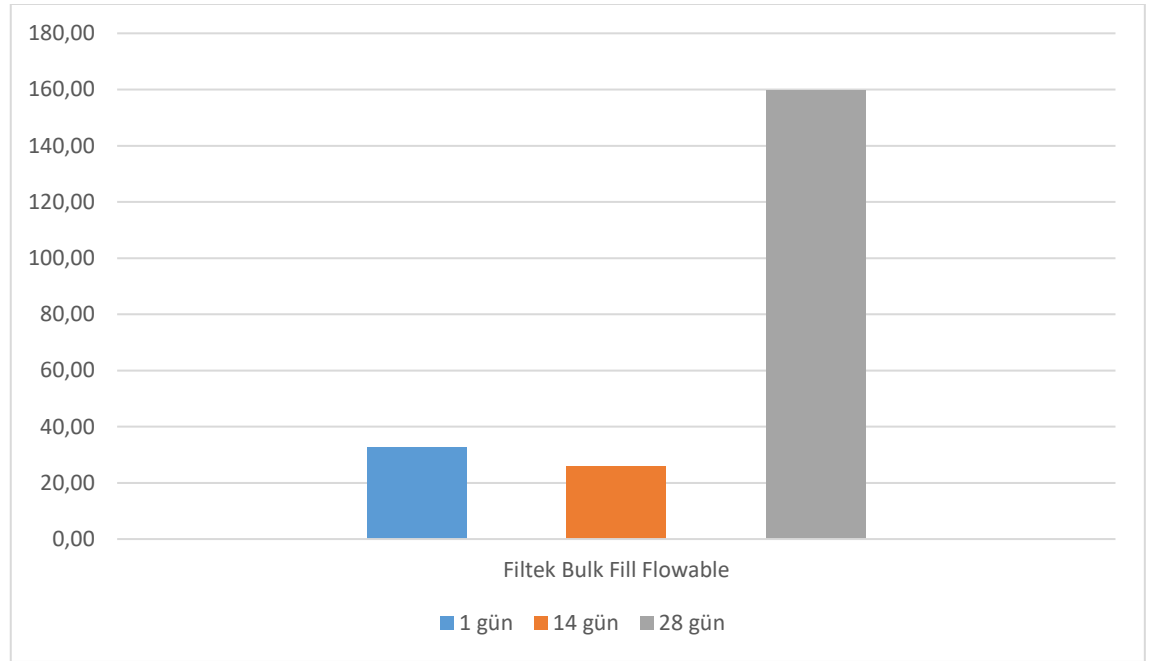
Friedman testi sonuçlarına göre restoratif materyalden salınan BİSEMA miktarları tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı oranda azalma göstermiştir ($p < 0,05$).

Kruskal Wallis testine göre materyal beyazlatma grupları açısından karşılaştırıldığında her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık genel olarak bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Tablo 4.3. 1, 14 ve 28 gün sonra materyalden salınan ortalama BİSEMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

Materyal	Beyazlatma Grupları	1 gün		14 gün		28 gün	
FBF	OB	29,23±2,29	aA	TE		207,05±63,09	bB
	OBK	31,8±6,42	aA	25,77±3,84	AB	219,13±60,31	bB
	OPF	41,15±14,18	aA	TE		123,88±34,46	abB
	OPFK	28,73±6,9	aA	TE		88,73±22,76	aB

TE: Tespit edilemedi, FBF: Filtek Bulk Fill Flowable, OB:Opalescence Boost, OBK: Opalescence Boost Kontrol, OPF: Opalescence PF, OPFK: Opalescence PF Kontrol Küçük harfler beyazlatma gruplarının büyük harfler ise zaman periyotlarının istatistiksel karşılaştırma sonuçlarını göstermektedir.



Şekil 4.7. Materyalden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama BİSEMA miktarları (ng/ml)

4.2.4. BİSGMA ile İlgili Bulgular

Beyazlatma işlemi uygulandıktan 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama BİSGMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 4.4 ve Şekil 4.8’de verilmiştir. Tüm materyallerden BİSGMA salımı tespit edilmiştir.

Friedman testi sonuçlarına göre restoratif materyallerden salınan BİSGMA miktarları tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı oranda azalma göstermiştir ($p<0,05$).

Kruskal Wallis testine göre her bir materyal kendi içerisinde beyazlatma grupları açısından karşılaştırıldığında tüm restoratif materyallerde her bir zaman periyodunda

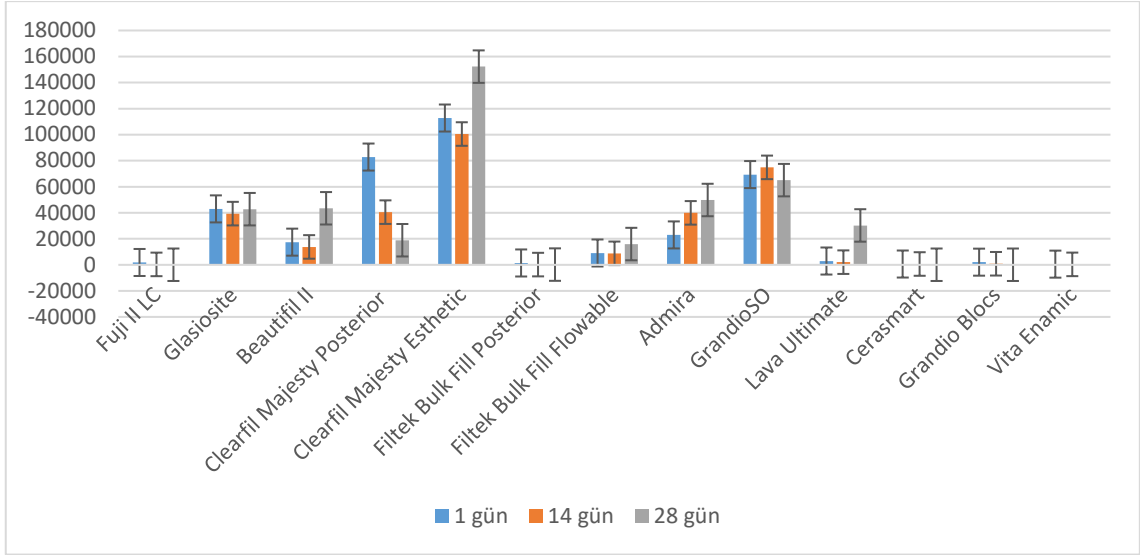
gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık genel olarak bulunamamıştır ($p>0,05$).

Restoratif materyaller açısından yapılan Kruskal Wallis analizi sonucunda 1, 14 ve 28 günlük her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,0001$). Salınan BİSGMA miktarları açısından incelendiğinde, 1,14 ve 28. günde en fazla salım Clearfil Majesty Esthetic grubunda ($112763,08\pm24243,16$ ng/ml, $100458,73\pm8939,01$ ng/ml, $152237,15\pm27369,86$ ng/ml) gözlenirken en az salım 1. günde Vita Enamic grubunda ($537,92\pm146,92$ ng/ml), 14. günde Filtek Bulk Fill Posterior ($188,13\pm129,85$ ng/ml) grubunda ve 28. günde Fuji II LC ($57,74\pm8,65$ ng/ml) grubunda gözlenmiştir. Vita Enamic grubunda 28 günlük peryotta BİSGMA salımı tespit edilememiştir.

Tablo 4.4. 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama BİSGMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

Materyaller	Beyazlatma Grupları	1 gün		14 gün		28 gün	
Fuji II LC	OB	1150,95±656,8	aA	606,07±608,55	aA	61,31±8,56	aA
	OBK	1499,63±1056,91	aA	123,22±93,23	aB	TE	
	OPF	2712,36±2538,21	aA	335,41±169,1	aB	TE	
	OPFK	1884,77±1812,27	aA	251,39±197,74	aB	50,6	aB
Glasiosite	OB	40421,47±4381,88	aA	35960,6±3157,79	aA	38562,06±9273,84	aA
	OBK	40482,49±1978,25	abA	36169,69±3663,96	aB	41822,81±5552,81	aA
	OPF	40653,02±3403,17	abA	42863,04±3695,05	aA	42594,91±5831,12	aA
	OPFK	50342,7±3574,82	bA	42332,43±5033,33	aB	47988,43±8172,34	aA
Beautifil II	OB	15904,46±2114,33	aA	15181,39±444,17	aA	51616,62±4334,99	aB
	OBK	18106±2473,7	aA	13908,31±695,78	abB	51435,18±2882,92	abC
	OPF	16568,97±3314,36	aA	12363,01±1105,08	bB	36302,03±6887,51	bC
	OPFK	19108,48±2883,51	aA	13577,35±466,87	abB	34362,52±5493,77	bC
CMP	OB	77661,27±3008,2	aA	35861,38±2733,42	aB	22803,4±6364,68	aC
	OBK	85309,12±11831,5	aA	37456,82±5674,27	abB	25758,5±4898,32	aC
	OPF	84983,47±12256,62	aA	46653,37±7666,79	bB	20027,11±4752,64	abC
	OPFK	83182,08±9996,9	aA	41934,49±3270,06	abB	7001,37±852,05	bC
CME	OB	94984,71±45455,64	aA	90215,31±4737,58	aA	157118,53±34896,93	aB
	OBK	123740,91±5333,2	bA	96945,67±8388,03	abB	153716,25±34754,76	aC
	OPF	117282,02±7698,49	abA	104916±1558,84	abB	145816,82±15357,84	aC
	OPFK	115044,69±7748,24	abAB	109757,95±2191,99	bA	152297±28507,31	aB
FBP	OB	809,51±665,52	aA	152,41±165,35	aA	215,17±161,43	aA
	OBK	1457,96±1202,05	a	177,52	a	260,9	a
	OPF	1500,63±877	aA	216,38±143,22	aB	67,17	a
	OPFK	1927,27±1405,95	aA	192,2±120,46	aA	54,84	a
FBF	OB	9565,63±316,23	aA	7777,3±1025,73	aB	16408,58±1539,03	aC
	OBK	9669,73±928,17	aA	10115,24±1120,66	bA	16901,13±3088,28	aB
	OPF	9047,14±595,71	abA	8128,41±521,66	abB	15247,18±2586,73	aC
	OPFK	8111,03±370,14	bA	9274,79±454,25	abB	15318,26±2554,82	aC
Admira	OB	22507,75±1379,53	aA	37930,02±1504,95	aB	52821,32±6001,36	aC
	OBK	22661,96±3066,56	aA	38111,91±2174,8	aB	54577,82±7439,18	aC
	OPF	22671,01±2261,64	aA	42517,71±1843,01	bB	46199,15±6712,9	aB
	OPFK	24013,96±2633,44	aA	41127,26±931,72	abB	45581,17±7004,03	aB
GrandioSO	OB	76899,31±21776,98	aA	75858,88±9210,33	aA	89139,51±31077,05	aA
	OBK	65661,19±11145,1	aA	62983,26±13437,82	aA	64702,12±16936,8	aA
	OPF	67743,05±12051,4	aAB	77468,4±7213,1	aB	45122,93±17963,72	aA
	OPFK	66986,7±11107,13	aAB	83128,53±13659,06	aB	61269,94±19034,32	aA
Lava Ultimate	OB	2111,42±366,9	aA	1137,81±1034,43	abA	218,63±139,13	aA
	OBK	3789,03±1506,16	aA	553,98±421,84	aB	TE	
	OPF	2801,98±2317,11	aA	4692,44±1857,94	bA	TE	
	OPFK	2972,48±2305,07	aA	1785,48±2237,47	abB	48260,58±11011,13	bC
Cerasmart	OB	1002,08±667,95	bA	165,89±97,35	abA	TE	
	OBK	532,77±277,32	abA	98,36±46,95	aB	TE	
	OPF	229,45±106,17	aA	2100,36±542,49	bB	62,76±16,81	AB
	OPFK	726,44±232,3	bA	211,65±82,84	abB	TE	
Grandio Blocs	OB	1864,64±736,91	aA	372,22±154,44	aB	TE	
	OBK	2007,03±335,27	aA	488,9±106,34	abB	62,62±20,13	AB
	OPF	1817,56±494,99	aA	572,24±117,56	abB	TE	
	OPFK	2540,59±512,61	aA	1819,53±1125,3	bA	TE	
Vita Enamic	OB	583,77±75,03	aA	56,89±11,23	aB	TE	
	OBK	502,52±164,78	aA	57,68±7,52	aA	TE	
	OPF	466,29±102,2	aA	743,06±178,5	bA	TE	
	OPFK	599,09±209,81	aA	408,56±119,9	abB	TE	

TE: Tespit edilemedi CMP: Clearfil Majesty Posterior, CME: Clearfil Majesty Esthetic, FBP: Filtek Bulk Fill Posterior, FBF: Filtek Bulk Fill Flowable, OB: Opalescence Boost, OBK: Opalescence Boost Kontrol, OPF: Opalescence PF, OPFK: Opalescence PF Kontrol Küçük harfler beyazlatma gruplarının büyük harfler ise zaman periyotlarının istatistiksel karşılaştırma sonuçlarını göstermektedir.



Şekil 4.8. Materyallerden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama BISGMA miktarları (ng/ml)

4.2.5. UDMA ile İlgili Bulgular

Beyazlatma işlemi uygulandıktan 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama UDMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 4.5 ve Şekil 4.9’da verilmiştir. Tüm materyallerden UDMA salımı tespit edilmiştir.

Friedman testi sonuçlarına göre restoratif materyallerden salınan UDMA miktarları tüm gruplarda istatistiksel olarak anlamlı oranda azalma göstermiştir ($p < 0,05$).

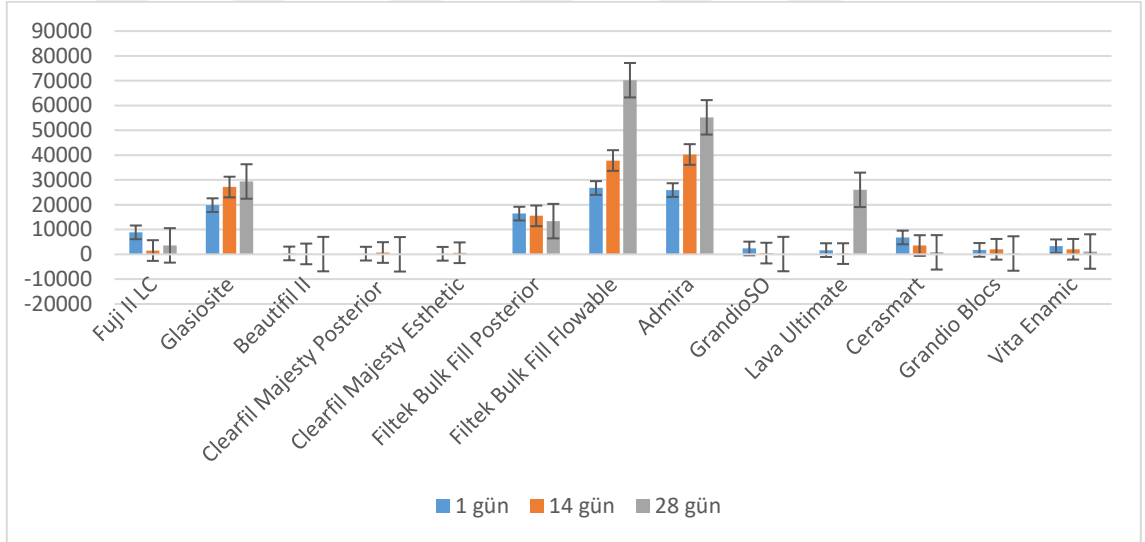
Kruskal Wallis testine göre her bir materyal kendi içerisinde beyazlatma grupları açısından karşılaştırıldığında tüm restoratif materyallerde her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık genel olarak bulunamamıştır ($p > 0,05$).

Tablo 4.5. 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama UDMA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

Materyaller	Beyazlatma Grupları	1 gün		14 gün		28 gün	
Fuji II LC	OB	7114,18±2483,05	aA	1059,91±645,97	aB	530,88±312,16	aB
	OBK	10831,77±2876,62	aA	1310,22±768,64	aB	786,67±890,59	aC
	OPF	8657,2±3306,35	aA	2009,06±1378,98	aB	11164,17±21305,52	aAB
	OPFK	8902,92±1693,03	aA	1804,22±1605,14	aB	1967,09±3772,97	aB
Glasiosite	OB	20999,47±2083,84	aA	27705,58±1688,89	aB	31896,16±3426,06	abC
	OBK	19605,34±1015,41	aA	27931,68±1097,51	aB	34618,26±3283,5	aC
	OPF	18534,09±1552,6	aA	27008,76±2149,67	aB	26665,45±5717,34	abB
	OPFK	20233,59±903,86	aA	25909,69±1637,66	aB	24352,33±4068,12	bAB
Beautifil II	OB	462,39±346,79	aA	118,94±74,3	abB	224,02±370,46	aB
	OBK	203,93±46,08	aA	31,28±5,16	aAB	24,71±4,12	aB
	OPF	521,5±489,84	aA	396,34±258,4	bA	26,97	a
	OPFK	302,83±98,3	aA	176,34±152,39	abA	31,06	a
CMP	OB	254,72±78,1	aA	684,97±55,85	aB	20,04±3,99	aAB
	OBK	213,39±63,53	aA	701,22±59,26	aB	50,7	a
	OPF	217,02±48,24	aA	833,3±42,75	bB	27,97±7,78	aAB
	OPFK	457,05±453,34	aA	787,11±29,96	abA	30,12	a
CME	OB	238,97±26,2	aA	653,16±62,24	aA	TE	
	OBK	212,47±31,97	aA	664,84±87,59	aB	TE	
	OPF	267,23±74,63	aA	630,4±23,27	aB	TE	
	OPFK	242,24±134,89	aA	662,38±71	aB	TE	
FBP	OB	14935,35±630,55	aA	11665,39±373,73	aB	11217,26±3468,17	aB
	OBK	15115,38±319,88	aA	11442,7±1882,74	aB	15247,46±4065,89	aA
	OPF	18426,85±852,07	bAB	18636,15±1829,05	abA	13893,31±3067,77	aB
	OPFK	17255,32±1270,62	abA	20418,99±1203,15	bB	13245,48±1424,27	aC
FBF	OB	26384,57±692,83	aA	34544,19±3009,78	aB	79323,44±10600,82	aC
	OBK	27112,75±1039,82	aA	39107,33±3557,52	aB	70736±23785,82	aB
	OPF	25962,6±549,63	aA	38009,64±3644,98	aB	67934,01±11056,54	aC
	OPFK	27611,02±1503,59	aA	39654,78±2195,08	aB	62838,55±7658,58	aC
Admira	OB	25133,67±1232,69	aA	39151,23±1438,62	abB	59800,95±11738,41	aC
	OBK	24704,05±1416,8	aA	38140,55±1961,03	aB	62463,29±8585,81	aC
	OPF	26161,39±2312,39	aA	43243,26±2098,73	bB	48360,65±9007,25	aB
	OPFK	27669,38±1323,57	aA	40489,5±783,48	abB	50295,34±8840,75	aB
GrandioSO	OB	1761,48±1179,71	aA	450,38±544,39	abB	313,05±253,4	aB
	OBK	2493,79±1652,37	aA	223,2±127,39	aB	88±36,89	abC
	OPF	2773,15±1956,34	aA	992,33±357,07	bB	63,19±30,89	bC
	OPFK	2483,32±1547,17	aA	405,1±202,94	abB	49,01±5,65	bC
Lava Ultimate	OB	1508,2±262,52	aA	30,73±2,65	aB	23,37±7,28	aAB
	OBK	1584,8±554,5	aA	53,37±20,58	abB	18,86±0,76	aAB
	OPF	1832,67±435,39	aA	914,92±567,46	bA	TE	
	OPFK	1928,68±879,45	aA	242,34±210,86	bB	57195,17±14819,41	bC
Cerasmart	OB	10785,76±5362,15	aA	3992,49±1873,9	abB	1118,43±352,55	aC
	OBK	7148,43±3012,85	abA	4150,73±2686,34	abA	1524,91±1542,48	aB
	OPF	3386,17±1642,03	bA	653,61±212,06	aB	51,51±19,35	bC
	OPFK	5956,35±2874,91	abA	5458,24±3219,91	bA	569,26±260,85	abB
Grandio Blocs	OB	1643,28±558,52	aA	137,59±70,54	aB	51,26±23,23	abAB
	OBK	1898,81±289,57	aA	208,88±52,5	aB	57,86±20,85	abC
	OPF	1474,47±459,38	aA	7124,83±1446,79	bB	1122,02±1054,4	aA
	OPFK	2204,42±411,96	aA	749,42±492,27	abB	32,45±12,35	bAB
Vita Enamic	OB	3248,46±697,17	aA	2468,07±836,28	aB	1412,46±613,88	abC
	OBK	3950,83±1495,53	aA	2586,38±1077,71	aB	1947,84±872,54	aB
	OPF	1818,96±824,39	aA	1495,21±624,68	aA	361,15±339,72	bA
	OPFK	4047,61±1705,09	aA	1688,83±1572	aB	632,39±722,05	abAB

TE: Tespit edilemedi, CMP: Clearfil Majesty Posterior, CME: Clearfil Majesty Esthetic, FBP: Filtek Bulk Fill Posterior, FBF: Filtek Bulk Fill Flowable, OB:Opalescence Boost, OBK: Opalescence Boost Kontrol, OPF: Opalescence PF, OPFK: Opalescence PF Kontrol Küçük harfler beyazlatma gruplarının büyük harfler ise zaman periyotlarının istatistiksel karşılaştırma sonuçlarını göstermektedir.

Restoratif materyaller açısından yapılan Kruskal Wallis analizi sonucunda 1, 14 ve 28 günlük her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,0001$). Salınan UDMA miktarları açısından incelendiğinde, 1. ve 28. günde en fazla salım Filtek Bulk Fill Flowable grubunda ($26767,74\pm1138,39$ ng/ml, $70208\pm14779,83$ ng/ml), 14. günde Admira grubunda ($40256,14\pm2482,62$ ng/ml) gözlenirken en az salım 1. günde Clearfil Majesty Esthetic grubunda ($240,29\pm77,72$ ng/ml), 14. günde Beautifil II grubunda ($188,59\pm200,27$ ng/ml) ve 28. günde Clearfil Majesty Posterior grubunda ($29,1\pm10,92$ ng/ml) gözlenmiştir. Clearfil Majesty Esthetic grubunda 28 günlük peryotta UDMA salımı tespit edilememiştir.



Şekil 4.9. Materyallerden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama UDMA miktarları (ng/ml)

4.2.6. BPA ile İlgili Bulgular

Beyazlatma işlemi uygulandıktan 1, 14 ve 28 gün sonra materyallerden salınan ortalama BPA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları Tablo 4.6 ve Sekil 4.10'da verilmiştir. Clearfil Majesty Esthetic dışında diğer materyallerin hiçbirinden BPA salımı tespit edilememiştir.

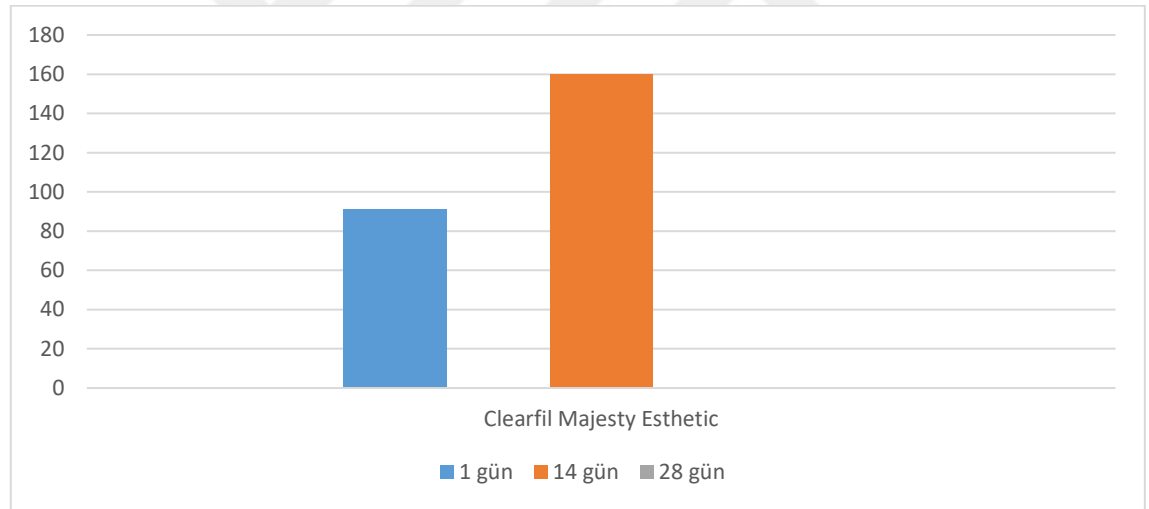
Friedman testi sonuçlarına göre restoratif materyalden salınan BPA miktarları istatistiksel olarak anlamlı oranda azalma göstermiştir ($p<0,05$).

Kruskal Wallis testine göre beyazlatma grupları açısından karşılaştırıldığında her bir zaman periyodunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık genel olarak bulunamamıştır ($p>0,05$). 28 günlük peryotta materyalden BPA salımı tespit edilememiştir.

Tablo 4.6. 1, 14 ve 28 gün sonra materyalden salınan ortalama BPA miktarları ve istatistiksel karşılaştırma sonuçları

Materyal	Beyazlatma Grupları	1 gün		14 gün		28 gün
CME	OB	82,46±2,81	aA	84,5±14,19	aA	TE
	OBK	105,58±20,8	aA	99,49±11,95	aA	TE
	OPF	89,23±8,7	aA	220,99±24,25	abB	TE
	OPFK	84,81±19,39	aA	234,64±36,61	bB	TE

TE: Tespit edilemedi, CME: Clearfil Majesty Esthetic, OB:Opalescence Boost, OBK: Opalescence Boost Kontrol, OPF: Opalescence PF, OPFK: Opalescence PF Kontrol Küçük harfler beyazlatma gruplarının büyük harfler ise zaman periyotlarının istatistiksel karşılaştırma sonuçlarını göstermektedir.



Şekil 4.10. Materyalden 1, 14 ve 28 gün sonra salınan ortalama BPA miktarları (ng/ml)

5. TARTIŞMA

Günümüzde bireylerin gittikçe artan estetik taleplerini karşılamak adına diş hekimliği alanında çoğunluğu rezin içeren materyaller üretilmiştir. Bu rezin içeren estetik restoratif materyaller hekimlere cam iyonomerlerden seramiklere kadar değişen, oldukça geniş yelpazede tedavi seçeneği sunmaktadır. Bu amaçla kullanılan restoratif materyallerin hepsinin ağız içi kullanım endikasyonu farklıdır. Ağız içerisinde kullanılacak restoratif materyalin ideal olarak toksik etki göstermemesi ve biyouyumu son derece önemlidir. Resin içeren restoratif materyallerin de biyouyumu son zamanlarda salınan monomer içeriği nedeni ile sorgulanmaktadır.

Bu materyallerin içerisinde değişik kombinasyonlarda monomerler bulunmaktadır. Resin esaslı materyallerin bu komponentlerinin salınması iki mekanizma ile gerçekleşir. İlki, polimerizasyon sonrasında polimerize olmadan kalan monomerler, özellikle polimerizasyon sırasındaki ilk 24 saatte tükürük ya da diyetle alınan sıvıların etkisiyle ağız ortamına salınmaktadır. İkinci olarak restoratif materyalin zamanla ağız ortamında maruz kaldığı termal, mekanik ya da kimyasal etkiler nedeniyle meydana gelen erozyon ve bozulma da materyal içeriğindeki maddelerin ağız ortamına salınmasına neden olmaktadır.^{120, 134}

Diş beyazlatma, dişlerin görünümünü iyileştirmenin bir aracı olarak, estetik diş hekimliğinde önemli bir konuma sahiptir.¹³⁵ Ofiste veya evde kullanılabilecek çeşitli beyazlatma teknikleri ve ürünleri mevcuttur.¹³⁶ Beyazlatma amacıyla genellikle farklı konsantrasyonlarda hidrojen peroksit ve karbomit peroksit kullanılmaktadır. Beyazlatma amacıyla kullanılan materyaller serbest radikaller, reaktif oksijen molekülleri ve hidrojen peroksit anyonları üretir. Bu moleküller, karbon çift bağları veya parçalanma pigmentleriyle etkileşir ve bunları diş yapısından dağılan veya ışığı daha az emen ve daha sonra diş yapısının rengini değiştiren diğer moleküllere dönüştürür.¹³⁷ Bu yöntemleri

uygularken ağız ortamında dişlerle beraber mevcut restorasyonlar da beyazlatma ajanlarından etkilenmektedir. Ağız içerisinde geniş bir yelpazede restoratif materyaller uygulandığından dolayı beyazlatma ajanlarının restoratif materyal üzerine etkilerine yönelik çalışmalar yapılmak istenmiştir. Özellikle beyazlatma ajanlarının dişlerin ve materyallerin farklı fiziko-kimyasal özellikleri üzerindeki etkisi geniş çapta incelenmiştir.¹³⁸⁻¹⁴⁰ Birçok çalışmada beyazlatmanın, restorasyonun mikro sertlik, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey dokusunu etkilediği gibi kompozit malzemelerin yapışma ve fiziksel özelliklerini değiştirebildiği vurgulanmıştır.¹⁴¹⁻¹⁴³ Ancak beyazlatma işlemi sonrası restoratif materyallerin monomer salımı ile ilgili çalışmalar sınırlıdır. Yapılan çalışmalarda hidrojen peroksit ile beyazlatmanın karbon-karbon tek veya çift bağ ile etkileşebileceği ve dental kompozitlerin üç boyutlu polimer ağıının bozulabileceği gösterilmiştir.^{16, 144, 145} Oksidasyon işlemiyle indüklenen kompozit matriksin bozunması ve yumuşatılmasının çözücülerin polimer ağına daha derin ve daha kolay nüfuz etmesini sağlayacağı ve monomerlerin, katkı maddelerinin ve spesifik olmayan oksidatif ürünlerin kompozitlerden difüzyonunu kolaylaştıracağını belirtmişlerdir.^{16, 146}

Bu nedenle çalışmamızda restoratif materyallerin yapısını ve dolayısıyla monomer salım miktarını etkileyebileceği düşüncesiyle restoratif materyallerden monomer salımı üzerine beyazlatma işleminin de etkisi incelenmiştir. En çok kullanılan beyazlatma işlemleri home ve ofis tipi beyazlatmadır. Home tipi beyazlatma yöntemi uygulama süresi açısından uzundur, ofis tipi beyazlatma yöntemi ise uygulama süresi uzun olmamakla beraber uygulanan doz yüksektir. Ağız ortamında hangi durumda olursa olsun sadece dişler değil restoratif materyallerde etkilenmektedir. Özellikle home tipi beyazlatma sisteminde beyazlatma ajan plağa uygulanarak gece boyunca ağız ortamında bekletildiği için tüm restoratif materyaller etki altında kalabilmektedir. Ofis tipi beyazlatmada ise her ne kadar restoratif materyaller korunmaya çalışılsa da bir miktar etki altında kalma

ihtimali düşünölmelidir. Çalışmamızda hem bu ihtimal göz önünde bulundurularak hem de miktarı karşılaştırmak açısından iki tip beyazlatma sistemi de çalışılmıştır.

Materyallerin yapısında bulunan monomerler tükürük içine salınabilir ve mukozal dokulara temas edebilir hatta dentin tübülleri yoluyla pulpaya ulaşabilir.¹⁰⁶ Kompozit rezinlerden salınan monomerlerin, kompozit rezinin mekanik özelliklerini azaltması ve biyolojik risklerinin artması gibi sonuçları olabilir, bu nedenle farklı klinik durumlarda monomer salım miktarını bilmek önemlidir. Beyazlatma tedavisi isteyen hastaların dişleri farklı tiplerde materyaller ile restore edilmiş olabilmekte ve beyazlatma ajanları ağız boşluğunda bu materyaller ile etkileşime girebilmektedir.^{13, 147-149}

Literatür araştırmalarımıza göre rezin içeren tüm restoratif materyallerin üzerine uygulanan beyazlatmanın monomere etkisini aynı anda inceleyen hiç çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamız bu sebeple rezin içeren cam iyonomerlerden hibrit seramiklere kadar çok geniş yelpazede rezin içeren restoratif materyallerde, beyazlatmanın monomer salımı üzerine etkisini inceleyen ilk çalışma niteliğindedir.

Araştırmamızın sonucunda da beyazlatma işleminin materyallerin monomer salımı üzerinde etkisi olmadığı tespit edilmiştir ($p>0,05$). Bu nedenle de birinci hipotezimiz kabul edilmiştir. Ayrıca yapılan beyazlatma tipleri açısından da gruplar arasında farklılık bulunamamıştır ($p>0,05$). Bu nedenle ikinci hipotezimiz de kabul edilmiştir.

Polydorou çalışmasında kompozit rezinler üzerinde beyazlatmanın etkisini incelemiş ve beyazlatma işleminin monomer salımını değıştirmediğini bulmuştur.¹⁶ Ladan Ranjbar Omrani ve ark.¹⁵⁰ rezin restoratif materyale uyguladıkları üç ofis tipi beyazlatma işlemi sonrasında monomer salımını değerdendirdikleri çalışmalarında beyazlatma işleminin monomer salımını değıştirmediğini bulmuştur. Gül ve ark.¹⁵¹ nanohibrit kompozitlerden monomer salımı üzerinde ofis ve home tipi

beyazlatma sistemlerinin etkisini araştırdıkları çalışmalarında beyazlatma sistemleri arasında istatistiksel olarak önemli bir fark olmadığını tespit etmiştir. Çalışmamızın sonuçları bu çalışmaların sonuçlarıyla uyumludur.

Beyazlatma için uygulama süreleri çalışmalar arasında farklılık arz etmektedir.¹⁵² Ancak çalışmamızda üretici firma talimatlarını uygun olarak 14 günlük uzun dönem tedavi sistemi uygulanmıştır.

Rezin esaslı dolgu maddelerinin polimerizasyonunda değişik faktörler rol oynamaktadır. Laboratuvar çalışmalarında kalıpların yüksekliği, çapı, ışıklama süresi, ışık kaynağı ucu dolgu maddesi arasındaki mesafe ve polimerizasyon modu gibi faktörler birçok araştırmada farklı değerlerde karşılaştırılarak klinik uygulamalarda ideal bir tedavi tekniği amaçlanmıştır.^{153, 154} Bu parametreler polimerizasyon üzerinde etkilidir ve dikkatli bir uygulama yapılmadığında yetersiz polimerizasyon gerçekleşir. Sonuç olarak bu durum artık monomer salımına sebep olmaktadır.¹⁵⁵

Kullanılan restoratif madde miktarı ve salınan monomer oranının belirlendiği in vitro çalışmalarda standart kalıplar kullanılarak örnekler elde edilmiş, bunların çap veya ağırlığına göre salınan monomer miktarı karşılaştırılmıştır. Araştırmacılar çalışmalarında çap ve kalınlık arttıkça salınan monomer miktarında da artış tespit etmiştir. Sonuç olarak bunu materyalde kalınlığın artışıyla polimerizasyonun tam gerçekleşememesi ve uygulanan materyalin miktarına bağlı olarak içeriğindeki monomer miktarının artmasına bağlamışlardır.^{42, 156}

Rezin materyallerin tabakalandırma (incremental) tekniği ile uygulanmasının polimerizasyon açısından olumlu sonuçlar verdiği belirtilmektedir.^{155, 157} Yapılan birçok çalışmada 2 mm'den daha kalın yapılan tabakalandırma tekniği sonucunda polimerizasyonun yetersiz kaldığı ve restorasyonlarda başarısızlıklara neden olduğu belirtilmiştir.^{155, 157-159} Materyalin uygulama kalınlığının artması ile ışık şiddetinin

derinlere inildikçe azalmasına bağlı olarak artık monomer miktarının da arttığı ve materyalin ince tabakalar halinde uygulanması gerektiği vurgulanmıştır.^{127, 160, 161}

Tüm bu veriler doğrultusunda çalışmamızda polimerizasyon üzerinde etkili olabilecek diğer faktörleri minimize etmek ve optimum polimerizasyon sağlamak için bazı standartlar oluşturuldu. Çalışmamızda 13 farklı dimetakrilat içeriğe sahip materyalden her bir kenarı 5 mm uzunluğunda 2 mm yüksekliğinde olacak şekilde örnekler hazırlandı. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda önerilen sürelerde ışık yoğunluğu 1200 mW/cm² olan ışık cihazı kullanılarak (Elipar Freelight II, 3M ESPE, St. Paul MN, ABD) polimerize edildi. Kendi bünyesinde bulunan radiometre ile ışık çıkış gücü ölçölerek standardizasyon yapıldı, ışık kaynağı ucu-dolgu materyali arası mesafe 1 mm olacak şekilde ve standart modda polimerizasyonlar gerçekleştirildi.

Rezin esaslı materyallerden artık monomer salımının çözücünün ve salınan maddelerin kimyasal özelliklerine ve polimerizasyon derecesine bağlı olduğu, polimerizasyon derecesinin ise polimerize matriks içerisindeki çapraz bağlara, içeriğindeki monomer, oligomer yapılara ve çevresel etkilere bağlı olduğu bildirilmektedir.¹⁰⁶

Rezin esaslı dental materyallerin, uygulamayı takiben zaman içinde ağız ortamında bir miktar çözündükleri, bu çözünmede ana unsurun tükürük olduğu bilinmektedir.^{118, 131} Ağız ortamında tükürüğün bu çözücü etkisi, in vitro çalışmalarda asetonitril, yapay tükürük, su, etanol, metanol gibi çözücülerle taklit edilmeye çalışılmaktadır.^{106, 116, 120, 162, 163} Zhang ve Xu¹⁶⁴ , iki deneysel kompozitin su emilimi, çözünürlük, bükölme direnci ve elastik modölü üzerine üç farklı ortamın (distile su, yapay tükürük ve etanol-su karışımı) etkisini uluslararası standartlara göre test ettiği çalışmalarında en önemli etkiyi etanol-su karışımının gösterdiğini tespit etmişlerdir. Monomerlerin salım değerlerinin belirlenmesine yönelik yapılan birçok araştırma

sonucunda, bu ortamı taklit etmek amacıyla organik çözücülerin kullanımının daha etkili sonuçlar verdiği gösterilmiştir.¹⁶⁵ ABD'nin Gıda ve İlaç Birliği (FDA) bu açıdan artık monomerlerin tespiti için çözücü ortam olarak % 75'lik etanol-su karışımını tavsiye etmiştir.^{106, 166, 167} Ferracane, ağız ortamını en iyi taklit eden ortamın % 75'lik etanol-su olduğunu belirtmiştir.¹⁰⁶ Etanol, rezin esaslı materyalin polimer ağına penetre olarak, polimer zincirleri arasındaki boşlukları genişletmekte ve zaman içinde reaksiyona girmemiş monomerlerin salınmasını sağlamaktadır.^{166, 168} Bu tez çalışmasında da ağız ortamını en iyi takit eden sıvı olması nedeni ile %75'lik etanol-su karışımı çözücü olarak kullanılmıştır.

Literatürde numuneleri saklama ortamının sıcaklığı çalışmadan çalışmaya -80 den +4 °C'ye kadar değişmektedir.^{16, 124, 168-170} Bu çalışmada toplanan numuneler ise Kloukos ve ark. ve Polydorou ve ark.'nın çalışmalarında olduğu gibi 4°C'de saklanmıştır.

Monomerlerin analiz yöntemleri ile ilgili olarak araştırmacılar BİSGMA ve UDMA gibi geniş ve difonksiyonel monomerlerin analizinde Gaz Kromatografisi yöntemi kullanıldığında bu monomerlerin kolon materyaline yapışabildiğini ya da enjeksiyon taşıyıcı bölümde polimerize olarak ısı ve buharlaşma artışına neden olabildiğini belirtmişlerdir.¹⁰⁴ Bu nedenle büyük ve stabil olan monomerlerin sıvı kromatografisi analizlerinde daha iyi belirlenebileceği belirtilmiştir.^{104, 171} Bir çok çalışmada analiz genellikle yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC) ile yapılmıştır.^{123, 172}

Bununla birlikte güncel birçok çalışmada bileşenlerin tanımlanması ve miktarının belirlenmesinde hassas çalışma prensibine sahip olması ve miktarı belirlenecek olan materyaller sıvı formlarda bulunduklarından dolayı salınan monomer miktarı Sıvı Kromatografi Tandem Kütle/Kütle Spektrometre Sistemi (LC-MS/MS) cihazı kullanılarak ölçülmüştür.^{173, 174} Bu yöntem kullanılarak aynı kütleye ve alıkonma süresine

sahip maddeler tanımlanabilir. MS/MS kullanımı, farklı moleküler iyonları ayırma, seçilen bir iyondan parça iyonları üretme ve daha sonra parçalanmış iyonları kütle ölçme avantajlarına sahiptir. Parçalı iyonlar orijinal moleküler iyonların yapısal tayini için kullanılır.¹⁷⁵ LC-MS/MS, analitlerin kalitatif ve kantitatif olarak analiz edilmesine imkan verir. Karmaşık ortamlarda yer alan tekli veya çoklu analitlerin analizinde, eser düzeydeki maddelerin analizinde sıkça tercih edilmektedir. LC-MS/MS, çoklu analit tayininin yanı sıra numunedeki eser miktardaki analitlerin tayini için tercih edilen en hassas metotlardan biridir. Örnekte bulunan bileşenlerin miktarı, yapısı ve molekül ağırlığı hakkında bilgi verir. Küçük farmasötik bileşiklerden büyük proteinlerin tayinine kadar, polar iyonik, termal kararsız ve uçucu olmayan bileşiklerin analizleri gibi çok geniş bir kullanım alanına sahiptir. Diş hekimliğinde özellikle materyallerden salınan artık monomer miktarının belirlenmesinde araştırmacılar LC-MS/MS cihazı ile analitik ölçümler yapmaya başlamış ve bu yöntem ile elde edilen sonuçların, materyallerden olan salımların saptanmasında oldukça güvenli bir metot olduğunu göstermişlerdir.^{173, 174} Bizim de çalışmamızda salınan monomer miktarı Sıvı Kromatografi Tandem Kütle/Kütle Spektrometre (LC-MS/MS) cihazı kullanılarak ölçülmüştür.

Literatürde kompozit rezinlerden monomer salımının incelendiği in vitro çalışma sonuçları değişkenlik göstermektedir. Çalışmalarda 10 dakikadan 30 güne kadar değişen zamanlarda artık monomer ölçümleri yapılmıştır.^{166, 176-178} Bulgular genellikle salımın başlangıçta fazla olduğu ve 30 güne kadar azalma kaydettiği şeklindedir.^{129, 179} Tüm bu veriler dikkate alındığında 14 günlük periyot beyazlatma işleminin bitişine tekabül ettiğinden, beyazlatma uygulama süreleri de düşünülerek bu tez çalışmasında incelenen zaman periyotları 1, 14 ve 28 gün olarak belirlenmiştir. Sonuç olarak çalışmamızda literatüre uygun olarak tüm restoratif materyallerde tüm monomerler için salım miktarının

genel olarak zamanla azaldığı bulunmuştur ($p<0,05$). Bu nedenle üçüncü hipotezimiz reddedilmiştir.

Rezin esaslı materyallerde bulunan monomerler biyoyumluluk açısından sorgulandığından üretici firmanın belirtmemiş olma ihtimali göz önünde bulundurularak çalışmamızda 13 farklı rezin içerikli materyalde tüm monomerlerin (BİSGMA, TEGDMA, UDMA, HEMA, BİSEMA, BPA) ölçümü yapılmıştır. Sadece BİSGMA, TEGDMA ve UDMA tüm materyallerden salınmıştır. Sonuç olarak kullandığımız rezin içerikli restoratif materyallerden salınan monomerlerin büyük oranda üretici firmanın belirttiği içerikle uyumlu olduğu gözlenmiştir. Ancak tüm monomerler üreticiler tarafından restoratif materyallerde bir bileşen olarak listelenmemiştir. Çalışmamızda, üretici firmanın talimatlarında belirtmediği monomerler çok cüzi miktarda bulunmuştur. Bu durum Malzeme Güvenlik Veri Sayfalarında (MSDS) “belirli bir bileşikten bahsedilmemiş olsa bile bu, üreticilerin sadece materyallerin ana bileşenleri hakkında bilgi vermekle yükümlü” olduğu kuralına uygundur ($\geq\% 1$).^{180, 181} Çalışmamızda da sadece yüksek miktarda salım gösteren monomerlerin materyallerin MSDS verilerine göre belirtilmiş olması bu durumu doğrulamaktadır. Çalışmamızda numuneleri vialleme işlemi sırasında bulaş olmaması için her numunede farklı pipet kullanılmıştır.

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

oluşturulması ve böylece artık monomer salım miktarlarının azaltılabileceği düşünülmektedir.

Ferracane¹⁰⁶ rezin bazlı materyallerden monomer salımına çeşitli faktörlerin katkıda bulunduğunu belirtmiştir. Öncelikle polimerizasyon reaksiyonunun derecesi salınan bileşenlerin miktarı ile doğrudan ilişkilidir. İkinci olarak, çözücünün kimyası üçüncü olarak da rezin malzemelerindeki monomerlerin doğası ve boyutu monomer salımını etkileyen önemli faktörlerdir. Daha küçük boyutlu moleküllerin, daha büyük boyutlu moleküllerden daha hızlı bir şekilde salımı beklenir.¹²⁸ Bu nedenle, TEGDMA'nın BİSGMA'dan daha çok salımı varsayılmıştır. Bununla birlikte çalışmamızda, BİSGMA miktarının, tüm gruplar için TEGDMA miktarından daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bu durumu Kömürcüoğlu ve ark.¹⁸² ve Stansbury ve ark.¹⁸³ BİSGMA'nın çift bağ dönüşümünün TEGDMA'dan düşük olması, BİSGMA ve TEGDMA'nın kimyasal özelliklerindeki ve reaktif potansiyellerindeki farklılıklardan kaynaklanabileceği ile açıklamışlardır. Diğer bir neden, numunelerin depolanması için kullanılan çözelti olabilir. % 75 etanol çözeltisi, BİSGMA ile eşleşen çözünürlük parametresine sahiptir.^{184, 185}

Çalışmamızda kullanılan restoratif materyaller arasında salınan monomerler açısından anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p < 0,05$). Bu nedenle dördüncü hipotezimiz reddedilmiştir.

Çalışmamızda genel olarak monomerlerin salım miktarları BİSGMA>UDMA>TEGDMA>HEMA>BPA>BİSEMA şeklindedir. Çalışmamızda kullandığımız kompozit materyallerin içeriklerinde genellikle en fazla BİSGMA, TEGDMA ve UDMA bulunmaktadır. Bu monomerlerin en fazla salım oranı göstermesi de hem materyallerin içeriklerinde fazla oranda bulunmalarından hem de etanolde daha fazla çözünebilmelerinden kaynaklanıyor olabilir. Monomerlerin en fazla kompozit

grubu materyallerinden en az seramik gruplarından salınması bu durumu doğrulamaktadır.

Literatürde restoratif materyallerden salınan monomer tiplerinin de salım davranışları incelenmiştir. Müller ve arkadaşları¹⁰⁴, kompozit materyallerdeki doldurucu tipi ve monomer yapı içeriğinin artık monomer salımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında sekiz farklı kompozit materyalden distile suya olan monomer salımını değerlendirmişlerdir. Araştırma sonucunda BİSGMA esaslı kompozit materyallerden UDMA esaslı olan kompozit materyallere göre iki kat fazla TEGDMA salımı gerçekleştiğini saptamışlardır. Araştırmacılar, TEGDMA monomerinin düşük hidrofobik yapısı, yüksek çözünürlüğe sahip olması ve komonomer karışımları arasındaki TEGDMA oranlarının farklı olması nedeni ile BİSGMA esaslı materyallerin UDMA esaslı kompozit materyallere oranla daha yüksek düzeyde monomer salımı gösterdiğini, doldurucu içeriklerinin ve miktarlarının distile sudaki TEGDMA salımını etkilemediğini belirtmişlerdir. BİSGMA'nın hidrofobik yapısı nedeni ile etrafındaki sıvıya geçişinin daha az miktarda olduğunu ancak polimerik ağ yapısının içindeki dinamik kuvvetlerin sürekli değiştiğini ve her çözücünde salım oranlarının farklı olabileceğini savunmuşlardır.

Çalışmamızda kullandığımız Glasiosite, Beautifil II, Clearfil Majesty Posterior ve Clearfil Majesty Esthetic BİSGMA esaslı materyallerdir. Filtek Bulk Fill Posterior ve Filtek Bulk Fill Flowable ise UDMA esaslı materyallerdir. Bu iki grup karşılaştırıldığında BİSGMA esaslı materyallerin UDMA esaslı kompozit materyallere oranla daha yüksek düzeyde TEGDMA monomer salımı olduğu çalışmamız sonucunda da gösterilmiştir.

Monomer tipleri açısından çalışmamız sonuçları ele alındığında en fazla BİSGMA salımı Clearfil Majesty Esthetic grubunda görülmekle beraber Clearfil Majesty Posterior, GrandioSO, Admira ve Glasiosite grupları arasında BİSGMA salım miktarları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Genel olarak kompozit

gruplarında yüksek oranda BİSGMA salımı görülmüştür. Bu grup, üretici firma içerik bilgilerine göre yaklaşık %5-20 arasında değişen konsantrasyonlarda BİSGMA içermektedir. Çalışmamız sonuçları MSDS verileriyle uyum göstermiştir. Çalışmamızda ayrıca BPA salımı sadece Clearfil Majesty Esthetic grubunda gözlenmiştir. Bu durum materyalin yüksek miktarda BİSGMA içermesinden kaynaklı olabilir.

UDMA salımları açısından bakıldığında en az salım Clearfil Majesty Esthetic grubu örneklerinde görülmüştür. Üretici firma içerik bilgisinde UDMA, Clearfil Majesty Esthetic materyalinde bulunmamaktadır. Bizim elde ettiğimiz değer çok cüzzî bir miktardır. Ancak Filtek Bulk Fill Posterior, Filtek Bulk Fill Flowable, Glasiosite ve Admira gruplarında MSDS'lerine uygun olacak bir biçimde UDMA miktarları diğer gruplara göre yüksek bulunmuştur.

Çalışmamızda en fazla TEGDMA salımı Clearfil Majesty Posterior grubunda görülmekle beraber Beautifil II, Glasiosite, GrandioSO grupları arasında TEGDMA salım miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Bu gruplardaki materyaller üretici firma içerik bilgilerine göre yaklaşık %5'e yakın konsantrasyonda TEGDMA içermektedir. Çalışmamız sonucunda MSDS verilerine benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Çalışmamızda 1 ve 14. gün ölçülen HEMA miktarları en yüksek Fuji II LC grubunda gözlenmiştir. Fuji II LC'nin etanol karşısında daha hızlı çözülebilmesi sebebiyle içeriğindeki HEMA'nın büyük oranda salındığını düşünmekteyiz. HEMA salımı açısından materyaller arasında en yüksek değer 1. günde elde edilirken, 28 günlük periyotta materyallerin hiçbirinden HEMA salımı tespit edilememiştir. Bu açıdan bulgularımız birçok çalışmadaki sonuçlarla benzerlik göstermektedir.^{42, 186, 187}

Çalışmamızda BİSEMA sadece Filtek Bulk Fill Flowable grubunda ölçülmüştür. Filtek Bulk Fill Flowable materyal içerik bilgisine bakıldığında diğer materyallere göre

yüksek miktarda BİSEMA içerdiği görülmektedir. Ayrıca materyalin akıcı kompozit olması sebebiyle etanol materyal içerisindeki organik matrikse daha hızlı nüfuz ederek BİSEMA'nın çözünmesini artırmış olabilir.

Barutçugil ve ark.¹⁸⁸ rezin bazlı kompozit CAD/CAM bloklarında monomer salımlarını inceledikleri çalışmalarında 1 gün sonraki ölçümlerde Cerasmart, Grandio Blocks, Lava Ultimate gruplarında UDMA miktarlarını sırasıyla 5.73, 12.74, 2.80 µg/ml olarak ölçülmüşlerdir. Çalışmamızda ise UDMA miktarları sırasıyla 6.82, 1.8, 1.71 µg/ml olarak ölçülmüştür. Çalışmamızda genel olarak en az monomer salımı Lava Ultimate, Cerasmart, Grandio Blocs ve Vita Enamic gruplarında görülmüştür. Seramiklerin düşük salım göstermesi hem içerisindeki rezin yüzdesinin az olması hem de daha stabil bir yapıya sahip olmasından kaynaklı olabilir. Araştırmacılar, monomer salımı açısından daha stabil bir yapıda olması ve daha az miktarda monomer ve fotobaşlatıcı içermelerinden dolayı rezin esaslı CAD / CAM malzemelerinin kompozit rezinlerden daha kararlı ve üstün olduğunu savunmaktadırlar.¹⁸⁹⁻¹⁹¹ Çalışmamızda hibrit seramik gruplarında tüm monomer miktarlarının diğer gruplara göre düşük bulunması bu görüşü desteklemektedir.

Ağız içerisinde kullanılacak materyallerin fiziksel ve estetik özelliklerinin yanı sıra biyouyumluluk açısından da güvenilir olması önemlidir. Resin içerikli materyallerin biyouyumluluk açısından sorgulanma sebebi yapılarından salınan monomerlerdir. Bu monomerlerin resin içerikli materyallerin polimerizasyon sisteminin bileşikleri ile birlikte salınması, lokal ve sistemik toksisite, pulpa reaksiyonları, alerjik ve östrojenik etkiler dahil olmak üzere çok çeşitli olumsuz biyolojik reaksiyonların kaynağı olarak kabul edilmiştir.^{134, 192-194} Kliniklerde sıklıkla kullanılan resin içeren restoratif materyallere temasla yada kullanımla salınan artık monomerlerin hangileri olduğu ve bu

monomerlerin hangi zaman diliminde ve ne miktarda ortama salındığını bilmek bu açıdan önemlidir.¹⁸

Wallenhammar ve ark.¹⁹⁵, İsviçre’de 3000’den fazla diş hekimi üzerinde yaptıkları araştırmada 1 yıl içerisinde ellerde görülen egzama sıklığının %14,9 oranında olduğunu tespit etmişler ve diş hekimlerinin %28’inin doğal olarak alerjik olduğunu, %5’inde ise akrilatlardan dolayı alerjik reaksiyon görüldüğünü bildirmişlerdir. Başka bir araştırmada 1995-2004 yılları arasında 1632 kişiden oluşan diş hekimi personeli ve hastadan oluşan gruba yapılan deri (patch) testi sonucunda hastaların %2,3’ü ve diş hekimi personelinin %5,8’inde metakrilat bileşiklerine karşı pozitif yanıt alındığı bildirilmiştir. Her iki grupta da en yaygın allerjenlerin başında HEMA, TEGDMA olduğu tespit edilmiştir.¹⁹⁶ Dental materyaller ile ilgili meydana gelen cilt sorunları klinik olarak kontak dermatitis şeklinde karşımıza çıkmakta ve bu durumun, dental materyallerin bileşimdeki toksik, irrite edici veya alerjik (allerjenik) maddelerden dolayı bölgesel iltihapsal yanıtın oluşması ile ortaya çıktığı bildirilmektedir.¹²⁷ Hallstöm¹⁹⁷ kimyasal olarak sertleşen, TEGDMA ve BİSGMA monomerleri içeren bir fissür örtücü materyal ile yaptığı uygulama sonucunda bronşiyal astımatik reaksiyonlar, dişetlerinde ve yanak mukozasında lezyonlar, ekstremitelerde ürtiker görüldüğünü bildirmiştir.

Literatürde rezin esaslı materyallerden monomer salımının in vitro incelendiği çalışmalar çoğunlukta olmakla beraber in vivo olarak incelendiği çalışmalar da mevcuttur.

Rezin esaslı malzemelerden salınabilen en kötü şöhretli bileşik şüphesiz östrojen reseptörü agonisti olarak hareket ettiği bilinen ve dolayısıyla 'endokrin bozulmasına' neden olabilecek BPA'dır.¹⁹⁸ Kloukos ve arkadaşlarının, fissür örtücülerde BPA salımını incelediği bir çalışmada ağıza uygulamanın hemen sonrasında tükürükteki BPA konsantrasyonu 0,009 ppm olarak tespit edilmiş, 1 saat ve 24 saat sonraki periyotlarda

ölçülememiştir. Üriner sistemdeki BPA konsantrasyonu için yapılan ölçümler neticesinde uygulama sonrası 1. saatteki BPA konsantrasyonunun uygulama öncesine göre ortalama 5 kat arttığı ve üriner sistemde tüm örnekler içinde en yüksek konsantrasyonun 0,027 ppm olduğu tespit edilmiştir.¹⁹⁹ Olea ve ark.¹²⁴ fissür örtücüleri östrojenik aktiviteleri açısından değerlendirmek amacıyla yaptıkları in vivo çalışmalarında BPA miktarının en yüksek 30.0 µg/ml (ppm) ve en düşük 3,3 µg/ml (ppm) olduğunu bulmuşlardır. Arenholt-brindslev ve ark.¹⁹⁵ fissür örtücülerle yaptığı bir çalışmada; uygulamadan hemen sonra, 1 saat sonra ve 24 saat sonra örnekler alarak HPLC analizi yapmışlardır. Sadece Delton LC grubunda uygulamadan hemen sonra tükürükte 0,3 ile 2,8 ppm arasında değişen miktarlarda BPA bulmuşlardır. Fung ve ark.²⁰⁰'nın 40 sağlıklı bireye uygulanan fissür örtücülerin salım gösterdiği BPA'yı değerlendirdikleri çalışmalarında bir saat ve üç saatte toplanan tükürük örneklerinde sırasıyla 0,06 ve 0,1 ppm oranlarında BPA saptamışlardır. Sasaki ve ark.²⁰¹ rezin restoratif materyallerin uygulanmasını takiben sağlıklı bireylerin tükürüğünde tespit edilen BPA miktarının 10 ila 100 ng / ml aralığında olduğunu bildirmişlerdir. Dental restoratif materyal yerleştirilmesinden önce ve sonra Bisfenol A'nın yetişkinlerde kan ve tükürük seviyelerinin incelendiği bir çalışmada başlangıç BPA ölçümü 0.07 ila 6.00 ng/ml arasında değişmiştir. Yerleştirilme işleminden 3 saat sonra yapılan BPA miktarı ölçümlerde 9.08 ng/ml seviyelerine ulaşmıştır. 3 saatlik bir sürede zirve yapmış olsa da 24 saat içinde başlangıç seviyelerine döndüğünü belirtmişlerdir. Kan serumu ölçümlerinde hiçbir ölçümde BPA içermediğini tespit etmişlerdir.²⁰² Çoğu çalışmada dental materyaller uygulandıktan sonra BPA'daki artışın 0,002 ile 0,04 ppm arasında değişebildiği gösterilmiştir.²⁰³⁻²⁰⁷ Ancak BPA miktarlarındaki artışın 0,12 ile 0,93 ppm aralığında olduğunu bildiren çalışmalar da vardır.^{124, 208}

Schafer ve ark.²⁰⁹ östrojenik stimulasyonla proliferen olan göğüs kanser hücrelerine farklı konsantrasyonlarda BPA uygulamışlardır. Mitojenik aktivitenin 24 saat içerisinde 0,5 ppm konsantrasyonda arttığını gözlemiştir. Kita ve ark.²¹⁰ BPA konsantrasyonu 0.01 mmol/L (82,28 ppm)'nin üzerinde olduğunda, östrojen benzeri bir etki gösterebileceğini belirtmiştir.

BPA doğrudan dış malzemelerinde kullanılmamasına rağmen, rezin içerikli dental materyallerde bileşik olarak, bir safsızlık, eksik polimerizasyona bağlı olarak veya sızıntı yoluyla salınabilmektedir.^{198, 211, 212} EPA (Environmental Protection Agency-Amerika Birleşik Devletleri Çevre Koruma Kurumu), kronik oral BPA maruziyeti için referans dozu hedef organ olarak karaciğer üzerindeki etkilerine dayalı olarak yaklaşık 5 mg/kgb.w./gün, böbrek ve üreme toksisitesi için ise 50 mg/kg bw/gün (750 ppm) olarak belirtilmiştir.²¹³ 2002 yılında SCF (Scientific Committee on Food- Gıda Bilimsel Komitesi) tarafından tolere edilebilir günlük BPA alım miktarı (TDI- temporary-tolerable daily intake) 0,01mg/kg olarak ortaya konulmuştur. Bu oran farelerde yapılan bir çalışma baz alınarak belirlenmiş ve NOAEL (no observable adverse effect level; ters etki gözlenmeyen düzey, alt limit) miktarı 5 mg/kg bw/gün (bw-günde, vücut ağırlığı etkileri baz alınarak- 75 ppm) olarak ortaya konulmuştur.²¹⁴ Daha sonra 2006 yılında EFSA (European Food Safety Authority - Avrupa Gıda Güvenliği Otoritesi) geniş kapsamlı yaptığı risk değerlendirmesi sonucunda, BPA'nın tolere edilebilir günlük alım miktarını 0,05 mg/kg bw/gün (günde, vücut ağırlığı başına mg/kg) olarak açıklamıştır.²¹⁵

Çalışmamızda ise BPA sadece Clearfil Majesty Esthetic materyalinde tespit edilmiş ve en fazla 1 gün sonra 90,95 ng/ml (0,09 ppm) olarak bulunmuştur. 28 gün sonra ise BPA salımı tespit edilememiştir. Literatürdeki veriler ile kıyaslandığında salımın toksik dozların oldukça altında olduğu görülmektedir.

Literatürde BİSGMA'nın yapısında bulunan ve ksenoöstrojenler grubunda yer alan BPA'nın hücrelerde östrojenik reseptörleri uyardığı ve bu nedenle salınan BİSGMA miktarının önemli olduğu belirtilmektedir.^{177, 216} BİSGMA ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında Michelsen ve ark.²¹⁷ rezin bazlı kompozit dolgular uygulandıktan sonra bireylerin tükürüğüne salınan monomer miktarlarını inceledikleri çalışmalarında tedaviden 10 dk sonra tükürükten ölçtükleri en yüksek BİSGMA miktarını 9,65 µg/ml (ppm) olarak tespit etmişlerdir. Gül ve ark.²¹⁸ kompozit restorasyon uygulandıktan 1 gün sonra bireylerin tükürüklerinde ölçülen BİSGMA miktarını 0.49 µg/ml (ppm), 30 gün sonra 1.04 µg/ml (ppm) tespit etmişlerdir. Yıldız ve ark.²¹⁹ çalışmalarında kompozit materyal uygulaması sonrası kan serum numunelerinde BİSGMA miktarını 1,93 µM (0,99 ppm) olarak tespit etmişlerdir. Kingman ve ark.²⁰⁸ kompozit restorasyonların uygulanmasını takiben bireylerin tükürük ve idrarlarında yaptıkları ölçümlerde tükürükte ortalama 2.5 ng/ml, idrarda ise ortalama 2.7 ng/ml BİSGMA tespit etmişlerdir.

Tarumi ve ark.²²⁰ rezin esaslı fissür örtücü materyallerde BİSGMA salımı ve bunun östrojenik etkilerini inceledikleri çalışmalarında, 5 ppm'lik BİSGMA konsantrasyonunun kanser araştırmalarında kullanılan HeLa hücrelerinde östrojenik aktivite artışına sebep olduğunu belirtmektedir. Kompozit reçinelerden salınan monomerlerin sitotoksik dozlarıyla ilgili diğer bir çalışmada BİSGMA'nın 0.11 mmol/L (56,38 ppm) dozunda insan oral mukoza zar hücreleri için toksik olduğu ortaya konulmuştur.²²¹ Geurtsen ve ark.²²² rezin kompozit monomerlerin sitotoksitelerini inceledikleri çalışmalarında BİSGMA'nın ortamdaki hücrelerin yarısını öldüren toksik dozunun (EC 50) insan diş eti fibroblastları için 0.10 ± 0.01 mM (51,26 ppm), dental pulpa fibroblastları için 0.14 ± 0.02 mM (71,76 ppm) ve insan periodontal ligament fibroblastları için 0.08 ± 0.03 mM (41,01 ppm) olduğunu tespit etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda BİSGMA salım değeri en yüksek 112,76 ppm (Clearfil Majesty Esthetic 1. gün) ve en düşük 0,06 ppm (Fuji II LC 28. gün) olarak bulunmuştur. Çalışmamız sonuçlarına göre en fazla salınan monomerin BİSGMA olduğu bulunmuştur. Ancak elde ettiğimiz en yüksek monomer miktarının bazı çalışmalarda verilen sitotoksik dozların üzerinde olduğu görülmektedir. Elde ettiğimiz bu sonucun etanol ortamının BİSGMA monomerini en fazla çözen ortam olmasından kaynaklandığı kanaatindeyiz. Bu konu ile ilgili olarak Tsitrou ve ark.²²³ farklı kompozit rezinlerin tükürük ve %75 etanol/su ortamlarına monomer salımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında çalışmamız bulgularına paralel olarak Clearfil Majesty Esthetic kompozit materyalinin %75 etanol/su ortamına (894±149 ppm) BİSGMA salımının tükürüğe göre (2±0 ppm) anlamlı oranda fazla olduğunu bulmuşlardır. BİSGMA'nın en fazla etanol ortamına salımının olduğu ile ilgili farklı çalışmalar da mevcuttur.²²⁴⁻²²⁶ İn vivo monomer çalışmaları ile ilgili dozlar karşılaştırıldığında BİSGMA'nın tükürük, kan ve idrar örneklerinde oldukça düşük oranlarda salındığını görmekteyiz. Yapılan çalışmalarda maximum BİSGMA miktarı, tükürükte 9,65 µg/ml (ppm), serumda 1,93 µM (0,99 ppm) ve idrarda 2.7 ng/ml olarak tespit edilmiştir.^{208, 217, 219} Sonuç olarak elde ettiğimiz yüksek BİSGMA miktarlarının çözücü ortam ve kümülatif ölçümden kaynaklandığını, in vivo şartlarda en yüksek konsantrasyonun ağız ortamında tükürükte bulunacağını ve BİSGMA'nın tükürükte daha az çözülebilmesi nedeniyle toksik konsantrasyonlara ulaşılmasının güç olacağını ve salım miktarları hakkında net bilgi elde edilebilmesi için ise daha fazla in vivo çalışmaya ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

Rezin esaslı materyallerden salınan diğer bir monomer olan TEGDMA ile ilgili olarak Kingman ve ark.²⁰⁸ kompozit restorasyonların uygulanmasını takiben bireylerin tükürük ve idrarlarında yaptıkları ölçümlerde tükürükte ortalama 1,15 ng/ml, idrarda ise ortalama 0,8 ng/ml TEGDMA tespit etmişlerdir. Gül ve ark.²¹⁸ kompozit restorasyonların

tükürükteki oksidatif stres üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında restorasyon işleminden 1 gün sonra tükürükten ölçülen TEGDMA miktarını 1,54 µg/ml (ppm), restorasyon işleminden 30 gün sonra TEGDMA miktarını 3,58 µg/ml (ppm) olarak tespit etmişlerdir. Yıldız ve ark.²¹⁹ dental dolgu malzemelerinin neden olduğu lipid peroksidasyonu ve DNA oksidasyonu inceledikleri çalışmalarında kompozit materyal uygulaması sonrası kan serum numunelerinde TEGDMA miktarını 2,74 µM (0,78 ppm) olarak tespit etmişlerdir.

Noda ve ark.⁸ dental rezinlerin, THP-1 insan monositleri üzerine etkilerini inceledikleri çalışmalarında TEGDMA'nın sitotoksik etki değerini 4000µM (1144 ppm) olarak tespit etmişlerdir. Beyazlatma jellerinin dental kompozit bileşenlerin elüsyonuna etkisini inceleyen bir çalışmada insan oral mukoza zar hücrelerinde TEGDMA için sitotoksik konsantrasyon 3,7 mmol/l (1059,38 ppm) olduğu belirtilmiştir.²²⁷ Walther ve ark.²²⁸ TEGDMA'nın fibroblast hücrelerinde protein sentezini inhibe ettiğini bildirmişler ve ortamdaki hücrelerin yarısını öldüren toksik dozun (EC50) değerini 0,78 mM (223,33 ppm) olarak hesaplamışlardır. Reichl ve ark.²²⁹ insan dişeti fibroblastlarında EC50 değerini mitokondrial enzimleri üzerinden yapılan değerlendirme sonucunda 3,46 mM (990,67 ppm) olarak hesaplamışlardır. Demirci ve ark.²³⁰ 1,5 mM TEGDMA'nın pulpa hücrelerinde ROS (Reactive oxygen species) seviyesini normalin 3 katı kadar artırdığını tespit etmişlerdir. Janke ve ark.²³¹ 5 mM (1431,6 ppm) ve 7,5 mM (2147,4 ppm) TEGDMA'nın insan dişeti fibroblastlarında (HGF) hücre proliferasyonunu önlediğini bildirmişlerdir. Geurtsen ve ark.²²² rezin kompozit monomerlerin sitotoksitelerini inceledikleri çalışmalarında TEGDMA'nın ortamdaki hücrelerin yarısını öldüren toksik dozunun (EC 50) insan diş eti fibroblastları için 0.23 ± 0.06 mM (65,85 ppm), dental pulpa fibroblastları için 0.26 ± 0.02 mM (74,44 ppm) ve insan periodontal ligament fibroblastları için 0.12 ± 0.06 mM (34,36 ppm) olduğunu tespit etmişlerdir. Imazoto ve

ark.²³² 0,35 mM (100,21 ppm) TEGDMA'nın osteoblast (MC3T3-E1) hücrelerinin büyümesini etkilemediğini ancak hücre farklılaşmasında ve mineralizasyonunda olumsuz etkileri olduğunu saptamışlardır. Literatürde 0,5 mM (143,16 ppm) ve üzerindeki TEGDMA konsantrasyonlarının hücre bölünmesini belirgin bir şekilde azalttığı belirtmişlerdir.²³³ Diğer bir çalışmada 3 mM (858,96 ppm) TEGDMA'ya uzun süreli maruz kalınmasının insan THP-1 monositlerinden TNF salgılanmasını baskıladığı rapor edilmiştir.²³⁴ Emmmler ve ark.²³⁵ TEGDMA'nın ve metabolik yan ürünlerinin sitotoksitesini insan akciğer hücrelerinde (A549) mitokondriyal dehidrojenaz aktivitesini inceleyerek araştırmışlar; TEGDMA için EC50 değerinin 1,83 mM (523,96 ppm) olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda TEGDMA salım değeri en yüksek 15588,07 ng/ml (15,59 ppm) (Clearfil Majesty Posterior, 1. gün) ve en düşük 6,74 ng/ml (0,007 ppm) (Vita Enamic 14. gün) olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar doğrultusunda, TEGDMA salımının toksik limitlerin oldukça altında kaldığı görülmektedir.

UDMA monomeri ile ilgili çalışmalar açısından bakıldığında Gül ve ark.²¹⁸ kompozit restorasyonların tükürükteki oksidatif stres üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında restorasyon işleminden 1 gün sonra tükürükten ölçülen UDMA miktarını 3,76 µg/ml (ppm), restorasyon işleminden 30 gün sonra UDMA miktarını 3,58 µg/ml (ppm) tespit etmişlerdir. Michelsen ve ark.²¹⁷ rezin bazlı kompozit dolgularla işlemde tükürükte monomerlerin saptanması ve miktarının belirlenmesini in vivo olarak inceledikleri çalışmalarında tedaviden 10 dk sonra tükürükten ölçtükleri en yüksek UDMA miktarı 1,24 µg/ml (ppm)'dir.

Yoshii ve ark.²³⁶ dental rezinlerdeki akrilat ve metakrilatların sitotoksitelerini test ettikleri çalışmalarında UDMA monomerinin hücre proliferasyonunda %50 azalmaya neden olan inhibitör konsantrasyon (IC50) değeri 0,09 mmol/l (42,35 ppm) olarak

bildirmiştir. İnsan dişeti fibroblastları üzerinde dental kompozitlerin sitotoksitesini inceleyen bir çalışmada UDMA için EC50 değeri 0,2 mmol/l (94,11 ppm) olarak tespit edilmiştir.²³⁷ Dental kompozit bileşenlerin elüsyonunu inceleyen diğer bir çalışmada insan oral mukoza zar hücrelerinde UDMA için sitotoksik konsantrasyon 0,27 mmol/l (127,05 ppm) olduğu belirtilmiştir.²²⁷ Geurtsen ve ark.²²² rezin kompozit monomerlerin sitotoksitelerini inceledikleri çalışmalarında UDMA'nın ortamdaki hücrelerin yarısını öldüren toksik dozunun (EC 50) insan diş eti fibroblastları için 0.13 ± 0.05 mM (61,17 ppm), dental pulpa fibroblastları için 0.47 ± 0.14 mM (221,16 ppm) ve insan periodontal ligament fibroblastları için 0.06 ± 0.02 mM (28,23 ppm) olduğunu tespit etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda UDMA salım değeri en yüksek 26767,74 ng/ml (26,77 ppm) (Filtek Bulk Fill Flowable, 1. gün) ve en düşük 29,1 ng/ml (0,03 ppm) (Clearfil Majesty Posterior, 28. gün) olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar doğrultusunda, UDMA salımının toksik limitlerin altında kaldığı görülmektedir.

HEMA ile ilgili olarak Michelsen ve ark.²¹⁷ rezin bazlı kompozit dolgularla işlemiden sonra tükürükte monomerlerin saptanması ve miktarının belirlenmesini in vivo olarak inceledikleri çalışmalarında tedaviden 10 dk sonra tükürükten ölçtükleri en yüksek HEMA miktarını 0,18 µg/ml (ppm) olarak bulmuşlardır.

Geurtsen ve ark.²²² rezin kompozit monomerlerin sitotoksitelerini inceledikleri çalışmalarında HEMA'nın ortamdaki hücrelerin yarısını öldüren toksik dozunun (EC 50) insan diş eti fibroblastları için 2.38 ± 0.51 mM (309,73 ppm), dental pulpa fibroblastları için 2.52 ± 1.14 mM (327,95 ppm) ve insan periodontal ligament fibroblastları için 1.87 ± 0.37 mM (243,36 ppm) olduğunu tespit etmişlerdir. Diğer bir çalışmada HEMA'nın insan dişeti fibroblastları üzerinde toksik dozu 3 mmol/L (390,42 ppm) ve insan pulpa fibroblast hücreleri üzerine ise 10 mmol/L (1301,4 ppm) olarak bulunmuştur.^{238, 239}

Bizim çalışmamızda HEMA salım değeri en yüksek (Fuji II LC, 1. gün) 1726,28 ng/ml (1,73 ppm) ve en düşük (Clearfil Majesty Posterior, 14. gün) ise 14,72 ng/ml (0,01 ppm) olarak bulunmuştur. Sonuçlar doğrultusunda, HEMA salımının toksik limitlerin oldukça altında kaldığı görülmektedir.

BİSEMA ile ilgili olarak, Geurtsen ve ark.²²² rezin kompozit monomerlerin sitotoksitelerini inceledikleri çalışmalarında BİSEMA'nın ortamdaki hücrelerin yarısını öldüren toksik dozunun (EC 50) insan diş eti fibroblastları için 0.30 ± 0.02 mM (112,92 ppm), dental pulpa fibroblastları için 0.21 ± 0.05 mM (79 ppm) ve insan periodontal ligament fibroblastları için 0.78 ± 0.02 mM (293,6 ppm) olduğunu tespit etmişlerdir. Yaptığımız araştırmalar sonucunda BİSEMA'nın sitotoksik etkisini inceleyen başka bir çalışma bulunamamıştır.

Çalışmamızda BİSEMA salımı sadece Filtek Bulk Fill Flowable materyal grubunda tespit edilmiştir. Salım değeri en yüksek (28. gün) 159,70 ng/ml (0,16 ppm) ve en düşük (14. gün) ise 25,77 ng/ml (0,025 ppm) olarak bulunmuştur. Sonuçlar doğrultusunda, BİSEMA salımının toksik limitlerin altında kaldığı görülmektedir.

Rezin esaslı materyallerden salınan monomer miktarıyla toksik etkileri arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmaların sonuçlarının birbirinden farklı olması çalışmaların materyal ve metodlarındaki farklılıklar, kullanılan farklı analitik teknikler, kompozit numunelerin boyutu ve kullanılan depolama ortamı miktarı gibi farklı deneysel prosedürlerden kaynaklanabilir.^{167, 176, 240}

Çalışmamızın in vitro olarak yürütülmesi aynı şartlarda 13 ayrı restoratif materyalin monomer salımının karşılaştırılması açısından önemlidir. İn vitro çalışmanın bu avantajına rağmen salım oranlarının vücut sıvılarında farklılık gösterebilmesi, dolgu materyallerinin ağız ortamında karşılaştığı kimyasal, termal ve mekanik etkilerin

materyallere tam anlamıyla uygulanamaması in vitro çalışmanın sınırlı yanlarından bazılarıdır.

Schmalz, mutajenik ve alerjik etki için belli bir doz olmadığını ve salınan bileşiklerin herhangi bir konsantrasyonunun biyolojik olarak tehlike oluşturabileceğini belirtmektedir.¹¹¹ Çalışmamızda elde ettiğimiz monomer miktarlarının genel olarak toksik olamayacağını düşünmekle beraber yine de artık monomerlerin zararlarını minimize indirmek adına kullanılan monomer miktarlarının mümkün olduğu kadar azaltılması için önlemler alınması gerektiğini düşünmekteyiz. Yetersiz polimerizasyon sonucu artan monomer salımından kaçınmak ve optimum polimerizasyon elde etmek için üretici firmaların tavsiyelerine uyulması gerektiği kanaatindeyiz.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Elde edilen verilere göre tüm restoratif materyallerden salınan monomer miktarları zaman içerisinde özellikle 28 günlük periyotta anlamlı oranda azalma göstermiştir ($p<0,05$).
2. Beyazlatma grupları açısından karşılaştırıldığında tüm restoratif materyallerde her bir zaman periyodunda gruplar arasında anlamlı farklılık genel olarak tespit edilememiştir ($p>0,05$). Beyazlatma işlemlerinin monomer salımı üzerinde anlamlı etkisi bulunamamıştır ($p>0,05$).
3. Çalışmamızda genel olarak monomerlerin salım miktarları BİSGMA>UDMA>TEGDMA>HEMA>BPA>BİSEMA şeklindedir.
4. BİSGMA, UDMA ve TEGDMA'nın tüm restoratif materyallerden, BPA'nın sadece Clearfil Majesty Esthetic materyalinden, BİSEMA'nın ise sadece Filtek Bulk Fill Flowable materyalinden salındığı tespit edilmiştir.
5. Restoratif materyallerden salınan monomer içeriklerinin üretici firma talimatları ile uyumlu olduğu tespit edilmiştir. MSDS de belirtilmemiş olan monomerlerin ise materyallerden çok az miktarlarda salındığı tespit edilmiştir.
6. Monomer salım miktarları açısından en fazla salım esas olarak kompozit materyallerden olurken en az salım seramik esaslı materyallerden gerçekleşmiştir.
7. Toksisite açısından salınan monomer miktarlarının literatürde belirtilen toksik sınırların genel olarak altında olduğu bulunmuştur.
8. Çalışmamız bulgularına göre materyaller güvenli bulursa da ileride yapılacak in vivo çalışmalar, konu ile ilgili daha net bilgiler elde edilmesini sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

1. Coachman C, Paravina RD. Digitally Enhanced Esthetic Dentistry-From Treatment Planning to Quality Control. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry...[et al.]*, 2016, 28: S3.
2. Xiao J, Zhou X, Zhu W, Zhang B, Li J, Xu X. The prevalence of tooth discolouration and the self-satisfaction with tooth colour in a Chinese urban population. *Journal of oral rehabilitation*, 2007, 34: 351-360.
3. Haywood VB. Nightguard vital bleaching. *Quintessence int*, 1989, 20: 173-176.
4. Yeşil M, Öztürk I, Duymuş ZY, Özcan MM. Evaluating The Effect of Some Medicinal Plants (*Mentha piperita*, *Ocimum basilicum*, *Rosmarinus officinalis*, *Salvia officinalis*) on Whitening of the Permanent Teeth. *Turkish Journal of Agriculture-Food Science and Technology*, 2020, 8: 1-6.
5. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of environmental conditions on the material properties of setting glass-ionomer cements. *Dental Materials*, 2006, 22: 852-856.
6. Zhao J, Xie D. Effect of nanoparticles on wear resistance and surface hardness of a dental glass-ionomer cement. *Journal of composite materials*, 2009, 43: 2739-2752.
7. Gerzina T, Hume W. Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin in vitro. *Journal of dental research*, 1995, 74: 369-373.
8. Noda M, Wataha J, Kaga M, Lockwood P, Volkmann K, Sano H. Components of dentinal adhesives modulate heat shock protein 72 expression in heat-stressed THP-1 human monocytes at sublethal concentrations. *Journal of dental research*, 2002, 81: 265-269.
9. Archegas LRP, Rached RN, Ignacio SA, Vasconcelos ECd, Ramos DT, Souza EMd. Identification and quantification of monomers released from dental

- composites using HPLC. *Brazilian Archives of Biology and Technology*, 2009, 52: 855-862.
10. Øysæd H, Ruyter I. Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *Journal of dental research*, 1986, 65: 1315-1318.
 11. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2005, 72: 254-259.
 12. Haywood VB, Heymann HO. Nightguard vital bleaching: how safe is it? *Quintessence international*, 1991, 22.
 13. Campos I, Briso ALF, Pimenta LAF, Ambrosano G. Effects of bleaching with carbamide peroxide gels on microhardness of restoration materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2003, 15: 175-183.
 14. Wattanapayungkul P, Yap A. Effects of in-office bleaching products on surface finish of tooth-colored restorations. *Operative dentistry*, 2003, 28: 15-19.
 15. Turker ŞB, Biskin T. Effect of three bleaching agents on the surface properties of three different esthetic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2003, 89: 466-473.
 16. Polydorou O, Beiter J, König A, Hellwig E, Kümmerer K. Effect of bleaching on the elution of monomers from modern dental composite materials. *Dental Materials*, 2009, 25: 254-260.
 17. Lee S-Y, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluid simulating food and saliva. *Dental Materials*, 1995, 11: 348-353.

18. Rueggeberg F, Dlugokinski M, Ergle J. MINIMIZING PATIENTS' EXPOSURE TO UNCURED COMPONENTS IN A DENTAL SEALANT. *The Journal of the American Dental Association*, 1999, 130: 1751-1757.
19. ALTUN C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 2005, 47: 77-82.
20. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*. Baskı. Güneş Kitabevi, 2000.
21. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*, 1955, 34: 849-853.
22. Ferracane JL. Resin composite—state of the art. *Dental Materials*, 2011, 27: 29-38.
23. Hilton TJ, Broome J. Direct posterior esthetic restorations. *Summitt JB, Robbins JW, Hilton TJ, Schwartz RS. Fundamental of operative dentistry. 3rd ed. Chicago: Quint Publishing Co*, 2006: 315-317.
24. Mirsasaani SS, Ghomi F, Hemati M, Tavasoli T. Measurement of solubility and water sorption of dental nanocomposites light cured by argon laser. *IEEE transactions on nanobioscience*, 2013, 12: 41-46.
25. Walls A. *Applied dental materials*. Baskı. Blackwell Pub., 2008.
26. Yap A, Tan C, Chung S. Wear behavior of new composite restoratives. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 2004, 29: 269-274.
27. Ruyter IE, Øysæd H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *Journal of biomedical materials research*, 1987, 21: 11-23.
28. Nicholson JW. *The chemistry of medical and dental materials*. Baskı. Royal Society of Chemistry, 2002.
29. Usumez S, Usumez A. Bonding and Restorative Composite Materials in Dentistry. *Wiley Encyclopedia of Composites*, 2011: 1-11.

30. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 2007, 28: 3757-3785.
31. SÖDERHOLM K-J, Mariotti A. BIS-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *The Journal of the American Dental Association*, 1999, 130: 201-209.
32. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*, 1997, 105: 97-116.
33. Bowen R. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 1963, 66: 57-64.
34. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Progress in polymer science*, 2001, 26: 535-576.
35. Mark HF, Kirk RE, Othmer DF, Grayson M, Eckroth D. *Kirk-Othmer encyclopedia of chemical technology: Vol. 1*. Baskı. John Wiley & Sons, Incorporated, 1978.
36. Lu H, Stansbury JW, Nie J, Berchtold KA, Bowman CN. Development of highly reactive mono-(meth) acrylates as reactive diluents for dimethacrylate-based dental resin systems. *Biomaterials*, 2005, 26: 1329-1336.
37. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *European journal of oral sciences*, 2001, 109: 282-285.
38. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 2002.
39. Kerby RE, Knobloch LA, Schricker S, Gregg B. Synthesis and evaluation of modified urethane dimethacrylate resins with reduced water sorption and solubility. *Dental Materials*, 2009, 25: 302-313.
40. Terry DA, Leinfelder KF, Blatz MB. A comparison of advanced resin monomer technologies. *Dent Today*, 2009, 28: 122-123.

41. Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. *Journal of the California Dental Association*, 2009, 37: 389-398.
42. EB T. Süt ve sürekli dişlerde kullanılan dört farklı kompozit materyalden monomer salınımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *İstanbul, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi*, 2006.
43. Paranjpe A, Bordador L, Wang M-Y, Hume W, Jewett A. Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. *Journal of dental research*, 2005, 84: 172-177.
44. Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther U, Hickel R, Reichl F. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *Journal of dentistry*, 2005, 33: 49-55.
45. Hitmi L, Bouter D, Degrange M. Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability. *Dental Materials*, 2002, 18: 503-511.
46. Jacobsen T, Söderholm K-J. Some effects of water on dentin bonding. *Dental Materials*, 1995, 11: 132-136.
47. Durner J, Schrickel K, Watts DC, Ilie N. Determination of homologous distributions of bisEMA dimethacrylates in bulk-fill resin-composites by GC-MS. *Dental Materials*, 2015, 31: 473-480.
48. Kumar SR, Patnaik A, Bhat I. Physical and thermo-mechanical characterizations of resin-based dental composite reinforced with silane-modified nanoalumina filler particle. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, 2016, 230: 504-514.
49. Dodds EC, Lawson W. Synthetic strogenic agents without the phenanthrene nucleus. *Nature*, 1936, 137: 996-996.

50. KADOMA Y, TANAKA M. Acid and base-catalyzed hydrolysis of bisphenol A-related compounds. *Dental materials journal*, 2000, 19: 139-152.
51. Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 2005, 26: 5095-5103.
52. Musanje L, Ferracane JL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on the properties of experimental hybrid resin composite. *Biomaterials*, 2004, 25: 4065-4071.
53. Schmalz G, Arenholt-Bindslev D. *Biocompatibility of dental materials*. Baskı. Springer, 2009.
54. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Baskı. Elsevier Health Sciences, 2006.
55. Ünlü N, Çetin AR. Kompozit rezin materyallerin içeriklerindeki yeni gelişmeler. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 2008, 14: 156-167.
56. Kam Ö. Polimerizasyon büzülmesi düşük kompozit rezinlerin mikrosızıntı ve kenar uyumu açısından in vitro olarak değerlendirilmesi. SDÜ Tıp Fakültesi, 2010.
57. O'Brien W. Dental materials and their selection. Hanover Park (IL): Quintessence Pub. Co. 2002.
58. Burgess J, Walker R, Davidson J. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatric dentistry*, 2002, 24: 465-479.
59. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable resin composites: A systematic review and clinical considerations. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 2015, 9: ZE18.
60. Yildirim D, Ermis RB, Gormez O, Yildiz G. Comparison of radiopacities of different flowable resin composites. *Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*, 2014, 2: 21.

61. Sakagushi R, JM P. Craig's restorative dental materials. *London: Mosby*, 2012: 300-309.
62. Saunders SA. Current practicality of nanotechnology in dentistry. Part 1: Focus on nanocomposite restoratives and biomimetics. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*, 2009, 1: 47.
63. Ajlouni R, Bishara SE, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J. The use ofOrmocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 2005, 75: 106-108.
64. Badawy R, Aboalazm E. Microhardness of two bulk-fill resin composites. *Dental journal*, 2015, 61: 5582.
65. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative dentistry*, 2014, 39: 441-448.
66. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B, Ermis B. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2017, 19: 95-109.
67. Gupta R, Tomer AK, Kumari A, Mullick S, Dubey S. Bulkfill flowable composite resins-A review. *Int J Appl Dent Sci*, 2017, 3: 38-40.
68. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U. Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative dentistry*, 2015, 40: 190-200.
69. Ilie N, Bucuta S, Draenert M. Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative dentistry*, 2013, 38: 618-625.
70. Arıkan S. Posterior kompozit restorasyonlar. *Cumhuriyet Dent J*, 2005, 8: 1-8.

71. KARAARSLAN EŞ, ERTAŞ E. İndirekt posterior kompozit rezin restorasyonlar. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010, 10: 116-124.
72. Sidhu S. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Australian dental journal*, 2011, 56: 23-30.
73. KÖROĞLU AGDA, EKREN DO, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012, 2012: 205-216.
74. Khoroushi M, Keshani F. A review of glass-ionomers: From conventional glass-ionomer to bioactive glass-ionomer. *Dental research journal*, 2013, 10: 411.
75. Basting R, Serra MC, Rodrigues A. In situ microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *Journal of oral rehabilitation*, 2002, 29: 1187-1195.
76. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dental Materials*, 2007, 23: 615-622.
77. Bala O. Poliasit-Modifiye kompozit rezinler (Kompomerler): Literatür taraması. *Cumhuriyet Üni Diş Hek Fak Derg*, 1998, 1: 113-118.
78. Quader SA, Alam MS, Bashar A, Gafur A, Al Mansur M. Compressive strength, fluoride release and recharge of giomer. *Update Dental College Journal*, 2012, 2: 28-37.
79. Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dental materials journal*, 2008, 27: 315-339.

80. Dhull K, Nandlal B. Effect of low-concentration daily topical fluoride application on fluoride release of giomer and compomer: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 2011, 29: 39.
81. Itota T, Carrick TE, Yoshiyama M, McCabe JF. Fluoride release and recharge in giomer, compomer and resin composite. *Dental Materials*, 2004, 20: 789-795.
82. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, 2013, 29: 419-426.
83. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *The open dentistry journal*, 2013, 7: 118.
84. Arnetzla G, Arnetzlb G. Hybrid materials offer new perspectives Neue Perspektiven durch Hybridmaterialien. *International journal of computerized dentistry*, 2015, 18: 177-186.
85. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2015, 114: 587-593.
86. Feinman R, GOLDSTEIN R, andGARBER D. Bleaching Teeth, Chicago: Quintessence Pub. 1987.
87. Francis G, Pradeep K, Ginjupalli K, Saraswathi V. Effects of bleaching agents on the microhardness and surface roughness of bulk fill composites. *World Journal of Dentistry*, 2017, 8: 196-201.
88. Thickett E, Cobourne MT. New developments in tooth whitening. The current status of external bleaching in orthodontics. *Journal of orthodontics*, 2009, 36: 194-201.
89. Christensen G. Home-use bleaching survey-1991. *Clin Res Assoc Newsl*, 1991, 15: 2-3.

90. Joiner A. The bleaching of teeth: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 2006, 34: 412-419.
91. Greenwall L. *Bleaching techniques in restorative dentistry: An illustrated guide*. Baskı. CRC Press, 2001.
92. Dahl J, Pallesen U. Tooth bleaching—a critical review of the biological aspects. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2003, 14: 292-304.
93. Monaghan P, Trowbridge T, Lautenschlager E. Composite resin color change after vital tooth bleaching. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992, 67: 778-781.
94. Rotstein I, Friedman S. pH variation among materials used for intracoronaral bleaching. *Journal of Endodontics*, 1991, 17: 376-379.
95. Adıgüzel Ö. Değişik sodyum perborat ve sodyum perkarbonat materyallerinin yapay olarak boyanmış devital dişlerin beyazlatılmasındaki etkilerinin değerlendirilmesi. 2016.
96. Alaçam T. *Endodonti*. Baskı. Gazi Üniversitesi Basın Yayın Yüksek Okulu Basımevi, 1990.
97. Haywood VB. History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. *Quintessence int*, 1992, 23: 471-488.
98. Haywood VB. Nightguard Vital Bleaching-Indications and Limitations. *US dentistry*, 2006, 4: 2-8.
99. Heymann HO, Ritter AV. Additional conservative esthetic procedures. İçinde: *Sturdevant's art and science of operative dentistry*, Elsevier, 2019: 264-305.
100. Kihn PW, Barnes DM, Romberg E, Peterson K. A clinical evaluation of 10 percent vs. 15 percent carbamide peroxide tooth-whitening agents. *The Journal of the American Dental Association*, 2000, 131: 1478-1484.

101. Bacaksiz A, Tulunoglu O, Tulunoglu I. Efficacy and stability of two in-office bleaching agents in adolescents: 12 months follow-up. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 2016, 40: 269-273.
102. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *Journal of dentistry*, 2004, 32: 3-12.
103. O'Brien WJ. Polymers and polymerization: denture base polymers. *Dental materials and their selection*, 2002: 74-89.
104. Müller H, Olsson S, Söderholm KJ. The effect of comonomer composition, silane heating, and filler type on aqueous TEGDMA leachability in model resin composites. *European journal of oral sciences*, 1997, 105: 362-365.
105. Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dental Materials*, 2006, 22: 359-365.
106. Ferracane J. Elution of leachable components from composites. *Journal of oral rehabilitation*, 1994, 21: 441-452.
107. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *European journal of oral sciences*, 1998, 106: 687-695.
108. AKTÜRK H, GÜR G, BALTACIOĞLU İH. Kompozit rezinin yüzey sertlik değerleri üzerine farklı ışık cihazlarının etkisi.
109. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *Journal of dentistry*, 1998, 26: 137-145.
110. Kaaber S. Allergy to dental materials with special reference to the use of amalgam and polymethylmethacrylate. *International dental journal*, 1990, 40: 359-365.

111. Schmalz G. The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials. *European journal of oral sciences*, 1998, 106: 696.
112. Kim JG, Chung CM. Elution from light-cured dental composites: Comparison of trimethacrylate and dimethacrylate as base monomers. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2005, 72: 328-333.
113. Elliott JE, Lovell L, Bowman C. Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins. *Dental Materials*, 2001, 17: 221-229.
114. Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*. Bask1. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
115. Gerzina T, Hume W. Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. *Journal of dentistry*, 1996, 24: 125-128.
116. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G. Variability of cytotoxicity and leaching of substances from four light-curing pit and fissure sealants. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 1999, 44: 73-77.
117. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Bask1. Elsevier Health Sciences, 2012.
118. Al-Hiyasat A, Darmani H, Milhem M. Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. *Clinical oral investigations*, 2005, 9: 21-25.

119. Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*, 1991, 12: 737-740.
120. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *European journal of oral sciences*, 1998, 106: 687-695.
121. Gioka C, Bourauel C, Hiskia A, Kletsas D, Eliades T, Eliades G. Light-cured or chemically cured orthodontic adhesive resins? A selection based on the degree of cure, monomer leaching, and cytotoxicity. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2005, 127: 413-419.
122. Gerzina T, Hume W. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 1994, 21: 463-468.
123. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *European journal of oral sciences*, 2000, 108: 341-345.
124. Olea N, Pulgar R, Pérez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, Pedraza V, Soto AM, Sonnenschein C. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environmental health perspectives*, 1996, 104: 298-305.
125. Hansel C, Leyhausen G, Mai U, Geurtsen W. Effects of various resin composite (co) monomers and extracts on two caries-associated micro-organisms in vitro. *Journal of dental research*, 1998, 77: 60-67.
126. Hensten-Pettersen A. Skin and mucosal reactions associated with dental materials. *European journal of oral sciences*, 1998, 106: 707.
127. Lygre H, Høl PJ, Solheim E, Moe G. Organic leachables from polymer-based dental filling materials. *European journal of oral sciences*, 1999, 107: 378-383.

128. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter I. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of oral rehabilitation*, 2001, 28: 1106-1115.
129. Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2005, 74: 617-626.
130. Viljanen EK, Langer S, Skrifvars M, Vallittu PK. Analysis of residual monomers in dendritic methacrylate copolymers and composites by HPLC and headspace-GC/MS. *Dental Materials*, 2006, 22: 845-851.
131. Kawahara T, Nomura Y, Tanaka N, Teshima W, Okazaki M, Shintani H. Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins. *Journal of dentistry*, 2004, 32: 277-283.
132. <https://arum.ogu.edu.tr/Sayfa/Index/74/yukse-performansli-sivi-kromatografi-hplc>.
133. <https://arum.ogu.edu.tr/Sayfa/Index/72/sivi-kromatografi-kutle-spektrometresi-lc-msms>.
134. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2000, 11: 333-355.
135. Taher NM. The effect of bleaching agents on the surface hardness of tooth colored restorative materials. *J Contemp Dent Pract*, 2005, 6: 18-26.

136. Féliz-Matos L, Hernández LM, Abreu N. Dental bleaching techniques; hydrogen-carbamide peroxides and light sources for activation, an update. Mini review article. *The open dentistry journal*, 2014, 8: 264.
137. Park S-Y, Shim Y-S, Lee S-Y In *Effect of in-office bleaching application on the color, microhardness and surface roughness of five esthetic restorative materials*, International Conference on Convergence Technology, (editör).^(editörler). 한국융합학회: 2014; 191-192.
138. Camargo SEA, Valera MC, Camargo CHR, Mancini MNG, Menezes MM. Penetration of 38% hydrogen peroxide into the pulp chamber in bovine and human teeth submitted to office bleach technique. *Journal of Endodontics*, 2007, 33: 1074-1077.
139. Sasaki RT, Barbosa CM, Florio FM, Basting RT. Enamel microhardness and shear bond strength after treatment with an 18% carbamide peroxide bleaching varnish. *American journal of dentistry*, 2007, 20: 324.
140. Maia E, Baratieri LN, de Andrada MAC, Monteiro Jr S, Vieira LCC. The influence of two home-applied bleaching agents on enamel microhardness: an in situ study. *Journal of dentistry*, 2008, 36: 2-7.
141. Polydorou O, Hellwig E, Auschill T. The effect of different bleaching agents on the surface texture of restorative materials. *Operative dentistry*, 2006, 31: 473-480.
142. Polydorou O, Hellwig E, Auschill TM. The effect of at-home bleaching on the microhardness of six esthetic restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 2007, 138: 978-984.
143. Polydorou O, Mönting JS, Hellwig E, Auschill TM. Effect of in-office tooth bleaching on the microhardness of six dental esthetic restorative materials. *Dental Materials*, 2007, 23: 153-158.

144. Durner J, Stojanovic M, Urcan E, Spahl W, Haertel U, Hickel R, Reichl F-X. Effect of hydrogen peroxide on the three-dimensional polymer network in composites. *Dental Materials*, 2011, 27: 573-580.
145. Tabatabaee MH, Arami S, Ghavam M, Rezaii A. Monomer release from nanofilled and microhybrid dental composites after bleaching. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 2014, 11: 56.
146. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. *Clinical oral investigations*, 2008, 12: 1-8.
147. Gurgan S, Yalcin F. The effect of 2 different bleaching regimens on the surface roughness and hardness of tooth-colored restorative materials. *Quintessence international*, 2007, 38.
148. Moraes R, Marimon J, Schneider L, Sobrinho LC, Camacho G, Bueno M. Carbamide peroxide bleaching agents: effects on surface roughness of enamel, composite and porcelain. *Clinical oral investigations*, 2006, 10: 23-28.
149. Hubbezoglu I, Akaoglu B, Dogan A, Keskin S, Bolayir G, ÖZÇELİK S, Dogan OM. Effect of bleaching on color change and refractive index of dental composite resins. *Dental materials journal*, 2008, 27: 105-116.
150. Omrani LR, Farjadfar S, Pedram P, Sadray S, Kamangar SSH, Chiniforush N. Effect of laser-assisted and conventional in-office bleaching on monomer release from microhybrid and nanohybrid composite. *Laser therapy*, 2017, 26: 89-96.
151. Gul P, Karatas O, Alp HH, Cam IB, Ozakar-Ilday N. Monomer release from nanohybrid composites after bleaching. *Journal of Oral Science*, 2019, 61: 351-357.
152. Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dental Clinics of North America*, 2001, 45: 7-29.

153. Soares GP, Ambrosano GMB, Lima DANL, Marchi GM, Correr-Sobrinho L, Lovadino JR, Aguiar FHB. Effect of light polymerization time, mode, and thermal and mechanical load cycling on microleakage in resin composite restorations. *Lasers in medical science*, 2014, 29: 545-550.
154. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 2000, 21: 1379-1385.
155. Bala O, Üçtaşlı MB, Arısu HD. Kompozit rezinlerin polimerizasyon derinliği üzerine farklı polimerizasyon teknikleri ve rengin etkileri. *Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25: 7-14.
156. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2002, 23: 889-908.
157. Ernst C-P, Meyer GR, Müller J, Stender E, Ahlers MO, Willershausen B. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2004, 6.
158. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan P. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dental Materials*, 2006, 22: 988-994.
159. Çoğulu D, Ersin N, Ertuğrul F. Renk, Işınlama Mesafesi ve Işınlama Süresinin İki Farklı Kompomer Materyalinin Yüzey Sertliği Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *Ege Üniversitesi Dışhekimliği Fakültesi Dergisi*, 28: 187-192.
160. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2002, 23: 889.

161. Mills R, Uhl A, Jandt K. 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*, 2002, 193: 459-463.
162. Miletic V, Santini A, Trkulja I. Quantification of monomer elution and carbon–carbon double bonds in dental adhesive systems using HPLC and micro-Raman spectroscopy. *Journal of dentistry*, 2009, 37: 177-184.
163. Sideridou I, Achilias DS, Spyroudi C, Karabela M. Water sorption characteristics of light-cured dental resins and composites based on Bis-EMA/PCDMA. *Biomaterials*, 2004, 25: 367-376.
164. Zhang Y, Xu J. 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*, 2008, 19: 2477-2483.
165. Ferracane J, Condon J. Rate of elution of leachable components from composite. *Dental Materials*, 1990, 6: 282-287.
166. Koupis NS, Vercruysse CW, Martens LC, Verbeeck RM. Knoop hardness depth profile of polyacid-modified composite resins. *Quintessence international*, 2008, 39.
167. Ratanasathien S, Wataha J, Hanks C, Dennison J. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *Journal of dental research*, 1995, 74: 1602-1606.
168. Frauscher KE, Ilie N. Depth of cure and mechanical properties of nano-hybrid resin-based composites with novel and conventional matrix formulation. *Clinical oral investigations*, 2012, 16: 1425-1434.

169. Segal S, Kornienko O, Seay D, Bryce C, van Huisstede L, Granger D. Stable trait-like individual differences in salivary uric acid (SUA): Relations to gender and body mass index. *Psychoneuroendocrinology*, 2015: 69.
170. Major C, Read S, Coates R, Francis A, McLaughlin B, Millson M, Shepherd F, Fanning M, Calzavara L, MacFadden D. Comparison of saliva and blood for human immunodeficiency virus prevalence testing. *Journal of infectious diseases*, 1991, 163: 699-702.
171. Noda M, Komatsu H, Sano H. HPLC analysis of dental resin composites components. *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*, 1999, 47: 374-378.
172. Lin BA, Jaffer F, Duff MD, Tang YW, Santerre JP. Identifying enzyme activities within human saliva which are relevant to dental resin composite biodegradation. *Biomaterials*, 2005, 26: 4259-4264.
173. Polydorou O, Trittler R, Hellwig E, Kümmerer K. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. *Dental Materials*, 2007, 23: 1535-1541.
174. Polydorou O, Huberty C, Wolkewitz M, Bolek R, Hellwig E, Kümmerer K. The effect of storage medium on the elution of monomers from composite materials. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2012, 100: 68-74.
175. Siuzdak G, Press M, Schalley CA. The expanding role of mass spectrometry in biotechnology. *J. Am. Soc. Mass Spectrom*, 2004, 15: 625.
176. Hanks C, Strawn S, Watahai J, Craig R. Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *Journal of dental research*, 1991, 70: 1450-1455.

177. Breinholt V, Larsen JC. Detection of weak estrogenic flavonoids using a recombinant yeast strain and a modified MCF7 cell proliferation assay. *Chemical research in toxicology*, 1998, 11: 622-629.
178. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *The Journal of the American Dental Association*, 2003, 134: 1382-1390.
179. Ak AT, Alpoz AR, Bayraktar O, Ertugrul F. Monomer release from resin based dental materials cured with LED and halogen lights. *European journal of dentistry*, 2010, 4: 034-040.
180. Michelsen VB, Moe G, Skålevik R, Jensen E, Lygre H. Quantification of organic eluates from polymerized resin-based dental restorative materials by use of GC/MS. *Journal of Chromatography B*, 2007, 850: 83-91.
181. Vervliet P, De Nys S, Boonen I, Duca RC, Elskens M, Van Landuyt KL, Covaci A. Qualitative analysis of dental material ingredients, composite resins and sealants using liquid chromatography coupled to quadrupole time of flight mass spectrometry. *Journal of Chromatography A*, 2018, 1576: 90-100.
182. Komurcuoglu E, Olmez S, Vural N. Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro. *Journal of oral rehabilitation*, 2005, 32: 116-121.
183. Stansbury J, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dental Materials*, 2001, 17: 71-79.
184. Wu W, McKinney J. Influence of chemicals on wear of dental composites. *Journal of dental research*, 1982, 61: 1180-1183.
185. McKinney J, Wu W. Chemical softening and wear of dental composites. *Journal of dental research*, 1985, 64: 1326-1331.

186. Botsalı MS. Rezin esaslı fissür örtücülerin farklı ışık kaynaklarıyla polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2008.
187. Büyüközer ŞT. Farklı ışık cihazları ile polimerize edilen çeşitli adeziv sistemlerden farklı dentin kalınlıkları altında salınan artık monomerlerin Yüksek Basıncılı Likit Kromatografisi ile analizi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2009.
188. Barutçigil K, Dündar A, Batmaz SG, Yıldırım K, Barutçugil Ç. Do resin-based composite CAD/CAM blocks release monomers? *Clinical oral investigations*, 2020: 1-8.
189. Krifka S, Spagnuolo G, Schmalz G, Schweikl H. A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. *Biomaterials*, 2013, 34: 4555-4563.
190. Lin-Gibson S, Sung L, Forster AM, Hu H, Cheng Y, Lin NJ. Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays. *Acta Biomaterialia*, 2009, 5: 2084-2094.
191. Gupta SK, Saxena P, Pant VA, Pant AB. Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicology international*, 2012, 19: 225.
192. Bouillaguet S. Biological risks of resin-based materials to the dentin-pulp complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 2004, 15: 47-60.
193. Schedle A, Örtengren U, Eidler N, Gabauer M, Hensten A. Do adverse effects of dental materials exist? What are the consequences, and how can they be diagnosed and treated? *Clinical Oral Implants Research*, 2007, 18: 232-256.

194. Anagnostou M, Chatzianni E, Doucoudakis S, Potamianou A, Tesseromatis C. Biocompatibility of resin composites subcutaneously implanted in rats with experimentally induced arthritis. *Dental Materials*, 2009, 25: 863-867.
195. Wallenhammar LM, Örtengren U, Andreasson H, Barregård L, Björkner B, Karlsson S, Wrangsjö K, Meding B. Contact allergy and hand eczema in Swedish dentists. *Contact Dermatitis*, 2000, 43: 192-199.
196. Goon AT, Isaksson M, Zimerson E, Goh CL, Bruze M. Contact allergy to (meth)acrylates in the dental series in southern Sweden: simultaneous positive patch test reaction patterns and possible screening allergens. *Contact Dermatitis*, 2006, 55: 219-226.
197. Hallström U. Adverse reaction to a fissure sealant: report of case. *ASDC journal of dentistry for children*, 1993, 60: 143-146.
198. Van Landuyt K, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, Scheers H, Godderis L, Hoet P, Van Meerbeek B. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dental Materials*, 2011, 27: 723-747.
199. Kloukos D, Pandis N, Eliades T. In vivo bisphenol-A release from dental pit and fissure sealants: a systematic review. *Journal of dentistry*, 2013, 41: 659-667.
200. Fung EY, Ewoldsen NO, GERMAIN JR HAS, Marx DB, MIAW C-L, Siew C, CHOU H-N, Gruninger SE, Meyer DM. Pharmacokinetics of bisphenol A released from a dental sealant. *The Journal of the American Dental Association*, 2000, 131: 51-58.
201. Sasaki N, Okuda K, Kato T, Kakishima H, Okuma H, Abe K, Tachino H, Tuchida K, Kubono K. Salivary bisphenol-A levels detected by ELISA after restoration with

- composite resin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2005, 16: 297-300.
202. Downs JMZ, Shuman D, Stull SC, Ratzlaff RE. Bisphenol A blood and saliva levels prior to and after dental sealant placement in adults. *American Dental Hygienists' Association*, 2010, 84: 145-150.
 203. Joskow R, Barr DB, Barr JR, Calafat AM, Needham LL, Rubin C. Exposure to bisphenol A from bis-glycidyl dimethacrylate-based dental sealants. *The Journal of the American Dental Association*, 2006, 137: 353-362.
 204. Moreira MR, Matos LG, de Souza ID, Brigante TAV, Queiroz MEC, Romano FL, Nelson-Filho P, Matsumoto MAN. Bisphenol A release from orthodontic adhesives measured in vitro and in vivo with gas chromatography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2017, 151: 477-483.
 205. Kang Y-G, Kim J-Y, Kim J, Won P-J, Nam J-H. Release of bisphenol A from resin composite used to bond orthodontic lingual retainers. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2011, 140: 779-789.
 206. Lee J-H, Yi S-K, Kim S-Y, Kim J-S, Son S-A, Jeong S-H, Kim J-B. Salivary bisphenol A levels and their association with composite resin restoration. *Chemosphere*, 2017, 172: 46-51.
 207. Manoj MK, Ramakrishnan R, Babjee S, Nasim R. High-performance liquid chromatography analysis of salivary bisphenol A levels from light-cured and chemically cured orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 2018, 154: 803-808.
 208. Kingman A, Hyman J, Masten SA, Jayaram B, Smith C, Eichmiller F, Arnold MC, Wong PA, Schaeffer JM, Solanki S. Bisphenol A and other compounds in human

- saliva and urine associated with the placement of composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 2012, 143: 1292-1302.
209. Schafer TE, Lapp CA, Hanes CM, Lewis JB, Wataha JC, Schuster GS. Estrogenicity of bisphenol A and bisphenol A dimethacrylate in vitro. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 1999, 45: 192-197.
 210. Kita K, Jin Y-H, Sun Z, Chen S-P, Sumiya Y, Hongo T, Suzuki N. Increase in the levels of chaperone proteins by exposure to β -estradiol, bisphenol A and 4-methoxyphenol in human cells transfected with estrogen receptor α cDNA. *Toxicology in Vitro*, 2009, 23: 728-735.
 211. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 2006, 22: 211-222.
 212. Vandenberg LN, Hauser R, Marcus M, Olea N, Welshons WV. Human exposure to bisphenol A (BPA). *Reproductive toxicology*, 2007, 24: 139-177.
 213. Erler C, Novak J. Bisphenol a exposure: human risk and health policy. *Journal of pediatric nursing*, 2010, 25: 400-407.
 214. Tyl R, Myers C, Marr M, Thomas B, Keimowitz A, Brine D, Veselica M, Fail P, Chang T, Seely J. Three-generation reproductive toxicity study of dietary bisphenol A in CD Sprague-Dawley rats. *Toxicological Sciences*, 2002, 68: 121-146.
 215. Aguilar F, Autrup H, Barlow S, Castle L, Crebelli R, Dekant W, Engel K-H, Gontard N, Gott D, Grilli S. Toxicokinetics of bisphenol A scientific opinion of the panel on food additives, flavourings, processing aids and materials in contact with food (AFC). *EFSA J*, 2008, 759: 1-10.

216. Arenholt-Bindslev D, Breinholt V, Preiss A, Schmalz G. Time-related bisphenol-A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants. *Clinical oral investigations*, 1999, 3: 120-125.
217. Michelsen VB, Kopperud HB, Lygre GB, Björkman L, Jensen E, Kleven IS, Svahn J, Lygre H. Detection and quantification of monomers in unstimulated whole saliva after treatment with resin-based composite fillings in vivo. *European journal of oral sciences*, 2012, 120: 89-95.
218. Gul P, Akgul N, Alp HH, Kiziltunc A. Effects of composite restorations on oxidative stress in saliva: an in vivo study. *Journal of Dental Sciences*, 2015, 10: 394-400.
219. Yıldız M, Alp HH, Gül P, Bakan N, Özcan M. Lipid peroxidation and DNA oxidation caused by dental filling materials. *Journal of Dental Sciences*, 2017, 12: 233-240.
220. Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Matsuo M, Ebisu S. Estrogenicity of fissure sealants and adhesive resins determined by reporter gene assay. *Journal of dental research*, 2000, 79: 1838-1843.
221. Reichl F-X, Seiss M, Marquardt W, Kleinsasser N, Schweikl H, Kehe K, Hickel R. Toxicity potentiation by H₂O₂ with components of dental restorative materials on human oral cells. *Archives of toxicology*, 2008, 82: 21-28.
222. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials*, 1998, 41: 474-480.

223. Tsitrou E, Kelogrigoris S, Koulaouzidou E, Antoniadis-Halvatjoglou M, Koliniotou-Koumpia E, van Noort R. Effect of extraction media and storage time on the elution of monomers from four contemporary resin composite materials. *Toxicology international*, 2014, 21: 89.
224. Gul P, Miloglu FD, Akgul N. HPLC analysis of eluted monomers from dental composite using different immersion media. *Journal of Liquid Chromatography & Related Technologies*, 2014, 37: 155-170.
225. Gul P, Senol O, Yaman ME, Kadioglu Y. Quantification and identification of components released from dental composites using different chromatographic techniques. *Journal of Liquid Chromatography & Related Technologies*, 2016, 39: 581-586.
226. Gul P, DEMIRKAYA MILOGLU F, Akgul N, Kadioglu Y. Effect of Different Extraction Media on Quantification of the Released Monomers from Dental Composite. *Asian Journal of Chemistry*, 2013, 25.
227. Schuster L, Rothmund L, He X, Van Landuyt KL, Schweickl H, Hellwig E, Carell T, Hickel R, Reichl F-X, Högg C. Effect of Opalescence® bleaching gels on the elution of dental composite components. *Dental Materials*, 2015, 31: 745-757.
228. Walther U, Siagian I, Walther S, Reichl F, Hickel R. Antioxidative vitamins decrease cytotoxicity of HEMA and TEGDMA in cultured cell lines. *Archives of oral biology*, 2004, 49: 125-131.
229. Reichl F-X, Esters M, Simon S, Seiss M, Kehe K, Kleinsasser N, Folwaczny M, Glas J, Hickel R. Cell death effects of resin-based dental material compounds and mercurials in human gingival fibroblasts. *Archives of toxicology*, 2006, 80: 370-377.

230. Demirci M, Hiller K-A, Bosl C, Galler K, Schmalz G, Schweikl H. The induction of oxidative stress, cytotoxicity, and genotoxicity by dental adhesives. *Dental Materials*, 2008, 24: 362-371.
231. Janke V, Von Neuhoff N, Schlegelberger B, Leyhausen G, Geurtsen W. TEGDMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts. *Journal of dental research*, 2003, 82: 814-818.
232. Imazato S, Horikawa D, Nishida M, Ebisu S. Effects of monomers eluted from dental resin restoratives on osteoblast-like cells. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 2009, 88: 378-386.
233. HARORLI DOT, BAYINDIR YZ. TRIETHYLENE GLYCOL DIMETHACRYLATE (TEGDMA)'IN BİYOUYUMLULUĞUNUN HÜCRE KÜLTÜRÜ YÖNTEMİ İLE SİTOMORFOLOJİK OLARAK İNCELENMESİ.
234. Schweikl H, Altmannberger I, Hanser N, Hiller K-A, Bolay C, Brockhoff G, Spagnuolo G, Galler K, Schmalz G. The effect of triethylene glycol dimethacrylate on the cell cycle of mammalian cells. *Biomaterials*, 2005, 26: 4111-4118.
235. Emmler J, Seiss M, Kreppel H, Reichl FX, Hickel R, Kehe K. Cytotoxicity of the dental composite component TEGDMA and selected metabolic by-products in human pulmonary cells. *Dental Materials*, 2008, 24: 1670-1675.
236. Yoshii E. Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates: relationships of monomer structures and cytotoxicity. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 1997, 37: 517-524.

237. Urcan E, Haertel U, Styllou M, Hickel R, Scherthan H, Reichl FX. Real-time xCELLigence impedance analysis of the cytotoxicity of dental composite components on human gingival fibroblasts. *Dental Materials*, 2010, 26: 51-58.
238. Cataldi A, Zara S, Rapino M, Patruno A, di Giacomo V. Human gingival fibroblasts stress response to HEMA: A role for protein kinase C α . *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2013, 101: 378-384.
239. Spagnuolo G, D'Antò V, Valletta R, Strisciuglio C, Schmalz G, Schweikl H, Rengo S. Effect of 2-hydroxyethyl methacrylate on human pulp cell survival pathways ERK and AKT. *Journal of Endodontics*, 2008, 34: 684-688.
240. Darmani H, Al-Hiyasat AS. The effects of BIS-GMA and TEG-DMA on female mouse fertility. *Dental Materials*, 2006, 22: 353-358.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Merve Nur YILMAZ Doğum Tarihi: 11.08.1991 Doğum Yeri: İzmir Medeni Hali: Bekâr Uyruğu: T.C. Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 25240 ERZURUM Tel: +90 442 231 (1793) Faks: +90 442 231 (3883) E-mail: mervenuyrlmz91@hotmail.com
Eğitim
Lise: Hacı Ömer Tarman Anadolu Lisesi (2009) Lisans: Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2009-2014) Uzmanlık: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2017-)
Yabancı Dil Bilgisi
İngilizce:
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar
-
İlgi Alanları ve Hobiler
Karakalem, kitap, voleybol

EK-2. ETİK KURUL ONAYI



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 26.04.2019
Oturum Sayısı: 6/ 2019

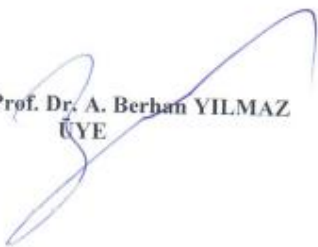
KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	Doç. Dr. Pınar GÜL Arş. Gör. Dt. Merve Nur YILMAZ
Araştırmanın Açık Adı	<i>Dimetakrilat Rezin İçeren Dental Restoratif Materyallerden Beyazlatma Sonrası Monomer Salımı</i>
Karar No	36.
Alınan Karar	Doç. Dr. Pınar GÜL başkanlığında Arş. Gör. Dt. Merve Nur YILMAZ tarafından yürütülecek olan " <i>Dimetakrilat Rezin İçeren Dental Restoratif Materyallerden Beyazlatma Sonrası Monomer Salımı</i> " konulu Uzmanlık Tezi Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun oybirliği ile karar verildi


Prof. Dr. Abdülvahit ERDEM
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Nilgün SEVEN
ÜYE
(Katılmadı)


Prof. Dr. Recep ORBAK
ÜYE


Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
ÜYE

Prof. Dr. Ümit ERTAŞ
ÜYE
(Katılmadı)

EK-3. PROJE ÖZET RAPORU

		T.C.ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi PROJE ÖZET RAPORU	
Proje Yürütücüsü	Doç.Dr. Pınar GÜL		
Proje Kodu	TDH-2019-7348		
Proje Başlığı	Dimetakrilat rezin içeren dental restoratif materyallerden beyazlatma sonrası monomer salımı		
Proje Türü	Tez Projesi, Diş Hekimliğinde Uzmanlık		
Proje Grubu	Tıp Sağlık		
Süresi (Ay)	14		
Proje Durumu	Yürüyen Proje		
Başvuru Tarihi	27.5.2019	Muhtemel Bitiş Tarihi	29.10.2020
Başlangıç Tarihi	29.8.2019	Bitiş Tarihi	
Ek Süre 1 (Ay)		Ek Süre 2 (Ay)	
Onaylanan Bütçesi	71.236,80 ₺		
Ek Ödenek 1	0,00 ₺		
Ek Ödenek 2	0,00 ₺		
Ek Ödenek 3	0,00 ₺		
Toplam Bütçe	71.236,80 ₺	Gerçekleşen Harcama	69.660,77 ₺

Proje Özeti

Günümüzde estetik beklentilerin artması ve ardından adeziv sistemlerin gelişmesiyle beraber diş hekimliğinde rezin içerikli restoratif materyallerin kullanımı da artmıştır. Dolayısıyla bu materyaller üzerinde araştırmalar yapılması gereksinimi duyulmuş olup özellikle rezin içerikli materyallerin yapısının insan sağlığı üzerine etkileri ve materyallerin toksisitesi üzerine yoğunlaşmıştır. Resin esaslı materyallerin yapısal olarak çok stabil olduğu düşünülmesine rağmen tam olarak polimerize edilememesinden dolayı rezin bozulabilir ve "artık monomer" denilen polimerize olmayan monomerler olarak ağız ortamına salınabilir. Resin esaslı materyallerden salınan bu monomerlerin sağlık açısından risk oluşturabileceği bildirilmektedir. Bu salımı artırıcı etkenlerden birinin günümüzde kullanımı oldukça popüler olan beyazlatma ajanları olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda ofis tipi beyazlatma (Opalescence Boost %40 Ultradent Products INC, South Jordan, Utah, ABD), ve ev tipi beyazlatma (Opalescence PF %16 Ultradent Products INC, South Jordan, Utah, ABD) olmak üzere iki beyazlatma sisteminin farklı tipte dimetakrilat rezin içeren dental materyallerin monomer salımı üzerine etkileri incelenecektir.

Proje Ekibi

Arş.Gör. Merve Nur YILMAZ

Araştırma Alanları

Konservatif Diş Tedavisi

Anahtar Kelimeler

Dimetakrilat Resin Esaslı Materyal, Beyazlatma, Artık Monomer,

Rapor Takvimi (Projenin onaylanan rapor planı)

Sıra	Başlık	Beklenen Tarih	Ekleme Tarihi	Onay Tarihi
1	Ara Rapor	02.03.2020	21.02.2020	23.03.2020
2	Ara Rapor	31.08.2020	05.08.2020	22.08.2020
3	Sonuç Raporu	29.10.2020		

Proje Bütçesi

Bütçe Türü	Tanımı / Adı	Miktar	K.Miktar	Birimi	Birim Fiyatı	KDV	Tutar (KDV'li)	Durumu
Tüketim Malzemesi (Genel)	Resin modifiye cam iyonomer (1 kutu 50 kapsül içermektedir)	1	0	Kutu	1.100,00 ₺	8	1.188,00 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Poliasit modifiye kompozit resin (1 kutu 40 kapsül içermektedir)	1	0	Kutu	925,00 ₺	8	999,00 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Giomer	4	0	Adet	200,00 ₺	8	864,00 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Posterior kompozit resin	4	0	Adet	370,00 ₺	8	1.598,40 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Anterior kompozit resin	4	0	Adet	335,00 ₺	8	1.447,20 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Bulk fill kompozit resin	4	0	Adet	365,00 ₺	8	1.576,80 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Akıcı bulk fill kompozit resin	8	0	Adet	215,00 ₺	8	1.857,60 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Ormocer	4	0	Adet	350,00 ₺	8	1.512,00 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	İndirekt kompozit resin	30	0	Adet	41,50 ₺	8	1.344,60 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Resin nano seramik (her kutu 5 adet materyal içermektedir)	3	0	Kutu	745,00 ₺	18	2.637,30 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Hibrit seramik (her kutu 5 adet materyal içermektedir)	3	0	Kutu	835,00 ₺	18	2.955,90 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Nanoseramik hibrit CAD CAM blok (her kutu 5 adet materyal içermektedir)	3	0	Kutu	835,00 ₺	18	2.955,90 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Resin infiltrated seramik (her kutu 5 adet materyal içermektedir)	3	0	Kutu	1.000,00 ₺	18	3.540,00 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Ofis tipi beyazlatma (1 kutu 4 adet tüp içermektedir)	2	0	Kutu	910,00 ₺	8	1.965,60 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Ev tipi beyazlatma (1 kutu 40 adet tüp içermektedir)	2	0	Kutu	1.850,00 ₺	8	3.996,00 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	Bıçak (low speed saw)	1	0	Adet	5.370,00 ₺	18	6.336,60 ₺	Onaylanan
Tüketim Malzemesi (Genel)	BISGMA (Bisphenol A glycerolate dimethacrylate) 494356 (1 adet 100 ml monomer içermektedir)	1	0	Adet	580,00 ₺	18	684,40 ₺	Onaylanan

Tüketim Malzemesi (Genel)	BPA (Bisphenol A) 239658 (1 adet 250 g monomer içermektedir)	1	0	Adet	1.425,00 ₺	18	1.681,50 ₺	Onaylanan
Hizmet Alımı	Sıvı Kromatografi-Triple Quadrupol Kütle Spektrometresi (LC- MS/MS)	170	0	Saat	160,00 ₺	18	32.096,00 ₺	Onaylanan

Bütçe Özeti

Bütçe Türü	Tutar	Yüzde (%)
Tüketim Malzemesi (Genel)	39.140,80 ₺	54,94
Hizmet Alımı	32.096,00 ₺	45,05

Kullanılabilir Bütçe Özeti

	Toplam	Harcama	Avans	Sipariş	Kalan
Seyahat	0,00 ₺	0,00 ₺	0,00 ₺		0,00 ₺
Mal,Malzeme,Hizmet	71.236,80 ₺	69.660,77 ₺	0,00 ₺	0,00 ₺	1.576,03 ₺

