



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**ÜÇ FARKLI KOMPOZİT MATERYALİN MONOMER
SALIMINA YAPAY YAŞLANDIRMANIN ETKİSİNİN
YÜKSEK PERFORMANSLI SIVI KROMATOĞRAFI İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Uğur TOKAY

Samsun

Haziran-2014



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**ÜÇ FARKLI KOMPOZİT MATERYALİN MONOMER
SALIMINA YAPAY YAŞLANDIRMANIN ETKİSİNİN
YÜKSEK PERFORMANSLI SIVI KROMATOĞRAFI İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Uğur TOKAY

Danışman

Doç. Dr. Alp Erdin KOYUTÜRK

Samsun

Haziran-2014

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca yoğun çalışma temposuna rağmen bana zaman ayıran, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, her zaman beni destekleyen kendisine saygı duyduğum tez danışmanım Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Başkanı Doç. Dr. Alp Erdin KOYUTÜRK'e,

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Öğretim Üyeleri Doç. Dr. Aysun AVŞAR, Doç. Dr. Emine ŞEN TUNÇ, Yrd. Doç. Dr. Ayça Tuba ULUSOY YAMAK, Yrd. Doç. Dr. Mustafa Erhan SARI, Yrd. Doç. Dr. Sezin ÖZER, Dr. Dt. Bilal ÖZMEN'e,

Tezimin analiz işlemlerinde bilgi ve deneyimleriyle bana yardımcı olan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dekanı Prof. Dr. Abdurrahman AKSOY'a,

Tezimin laboratuvar işlemlerinde sabırla yardımcı olan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Veteriner Fakültesi Farmakoloji ve Toksikoloji Anabilim Dalı Öğretim üyesi Yard. Doç. Dr. Enes ATMACA'ya,

Tezimin istatistiksel analizlerinde bana yardımcı olan Ordu Üniversitesi Tıp fakültesi Öğretim üyesi Doç. Dr. Soner ÇANKAYA ve Ondokuz Mayıs Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Endüstri Mühendisliği Anabilim Dalı Öğretim üyesi Yard. Doç. Dr. Naci MURAT'a,

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı akademik personeline ve çalışanlarına,

Doktora eğitimim boyunca bana destek veren, bu süreci varlıklarıyla kolaylaştıran tüm dostlarıma,

Benim bu günlerime gelmemde en içten sevgi, sabır ve hoşgörülerini esirgemeyen, maddi ve manevi destekleriyle bana güç veren canım ANNEM, BABAM ve kardeşlerime,

Hayatıma girdiği günden beri sevgisini, sabrını ve yardımlarını esirgemeyen değerli eşim Semanur TOKAY'a,

SONSUZ TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM...

Bu tez çalışması "111S282" nolu proje ile **Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)** tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

ÜÇ FARKLI KOMPOZİT MATERYALİN MONOMER SALIMINA YAPAY YAŞLANDIRMANIN ETKİSİNİN YÜKSEK PERFORMANSLI SIVI KROMATOĞRAFI İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, üç farklı kompozit materyalden salınım yapan artık monomer miktarına yapay yaşlandırmanın etkisini Yüksek Performanslı Likit Kromatografi tekniği (HPLC) ile ölçmektir.

Materyal ve Metot: Araştırmada indirekt posterior kompozit, posterior kompozit ve mikrohibrit kompozit olmak üzere 3 farklı kompozit materyali kullanıldı. Her kompozit materyalinden 1cm çapında 3mm yüksekliğinde silindir şeklinde 60 örnek hazırlandı. İndirekt posterior kompozit materyaller üreticinin talimatına göre polimerize edildi. Ağız ortamında oluşabilen sıcaklık farklılıklarını taklit edebilmek amacıyla örnekler ısı döngüsü cihazı kullanılmıştır. Isı döngüsü işlemi sonrası HPLC cihazı ile artık monomer miktarı ölçüldü. İndirekt posterior kompozit materyalinde Bisphenol A ethoxylate dimethacrylate (Bis-EMA) ve Urethane dimethacrylate (UDMA), posterior kompozit materyalinde Bis-EMA, mikrohibrit kompozit materyalinde Bis-EMA ve Triethylene glycol dimethacrylate (TEGDMA) incelendi.

Bulgular: UDMA ve TEGDMA monomerleri salım miktarları ısı döngüsü düzeyleri açısından istatistiksel olarak incelendiğinde lineer bir artış gösterdiği saptandı ($p<0,05$). Posterior kompozitteki Bis-EMA monomeri salım miktarları ısı döngüsü düzeyleri açısından incelendiğinde kübik bir değişim gösterdiği belirlendi ($p<0,001$).

Sonuç: Kompozit rezinlerin artık monomer salım miktarı karşılaştırıldığında, indirekt yöntemde kullanılan ilave polimerizasyon işleminin artık monomer salımını azalttığı, yapay yaşlandırmanın etkisiyle ise arttığı gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler: kompozit; monomer; ısı döngüsü; yüksek performanslı likit kromatografi (HPLC); yaşlandırma

Dt. Uğur TOKAY, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Haziran-2014

ABSTRACT

EVALUATION WITH HIGH PERFORMANCE LIQUID CHROMATOGRAPHY ANALYSIS OF EFFECT OF ARTIFICIAL AGING TO MONOMER RELEASING FROM THREE DIFFERENT COMPOSITES MATERIALS

Aim: The aim of this study, to measure effect of thermal cycling on amount of monomer releasing from three different composite materials by HPLC analyzing method.

Material and Method: Three different composite materials, which are inlay composite, posterior composite and micro-hybrid composite were used. Sixty cylinder specimens which have dimensions approximately 1 cm wide (diameter) and 3 mm depth were prepared. Inlay composite material was polymerized according to manufacturers' instructions. Thermal cycling device was used with the aim of can be simulate thermal differences which occur in the mouth media. Monomer was analyzed with HPLC device after thermal cycling process. As monomer amount of Bisphenol A ethoxylate dimetachrylate (Bis-EMA) and urethane dimethacrylate (UDMA) in inlay composite material, amount of Bis-EMA in posterior composite material, amount of Bis-EMA and triethyleneglycol dimethacrylate (TEGDMA) in micro-hybrid composite material were investigated.

Results: In terms of monomer release of thermal cycles levels showed a linear increase in UDMA and TEGDMA ($p < 0.05$). In terms of thermal cycles levels, Bis-EMA released from posterior composite was showed a cubic change ($p < 0.001$).

Conclusion: When compared to the amount of residual monomer of composite resins, we observed that using additional polymerization process in the indirect method reduced release of residual monomer and release of residual monomer was increased with effect of artificial aging.

Keywords: aging; composite; monomer; high performance liquid chromatography (HPLC); thermal cycling

Dt. Uğur TOKAY, Ph.D. Thesis

Ondokuz Mayıs University - Samsun, June-2014

SİMGE ve KISALTMALAR

%	: Yüzde işareti
°C	: Santigrat Derece
<	: Küçüktür
>	: Büyüktür
ABD	: Amerika Bileşik Devletleri
Bis-DMA	: Bisphenol A Dimethacrylate
Bis-EMA	: Bisphenol A ethoxylate dimetachrylate
Bis-GMA	: Bisphenol A Glycol Dimethacrylate
BPA	: Bisphenol A
DAD	: Diode Array Dedector
dk	: Dakika
ECD	: Elektrokimyasal Dedektör
EDCs	: Endocrine-disrupting chemicals
EGDMA	: Ethylene Glycol Dimethylacrylate
FLD	: Floresans Dedektörü
FTIR	: Fourier transform infrared spectroscopy
GC/MS	: Gas Chromotography/Mass Spectrometry
gr/mol	: Gram/mol birimi
HPLC	: Yüksek performanslı Likit Kromatografi
ISO	: International Organization for Standardization
J/cm ²	: Joule/santimetrekare
kPa	: Kilopascal
LC/MS	: Liquid Chromotography/Mass Spectrometry
LED	: Light Emiting Diode
LOD	: Limit of Detection,
LOQ	: Limit of Quantification
MIRS	: Multiple Internal Reflection Spectroscopy
mm	: Milimetre
MMA	: Methyl Methacrylate
mPa	: Megapascal
nm	: Nanometre

NMR	: Nuclear magnetic resonance
p	: Önem Düzeyi
pH	: Power of Hydrogen
psi	: Basınç birimi
QTH	: Quartz Tungsten Halogen
RI	: Kırılma İndisi Dedektörü
RT	: Retention time
sn	: Saniye
SS	: Standart sapma
TCD	: İletkenlik Dedektörü
TEGDMA	: Triethylene Glycol Dimethylacrylate
UDMA	: Urethane Dimethylacrylate
UV	: Ultraviolet Spectrophotometry
µg/ml	: Mikrogram/mililitre
µm	: Mikrometre

İÇİNDEKİLER	
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGE ve KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kompozit Rezinler	3
2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı	4
2.1.2. Kompozit Rezinler Materyallerin Sınıflandırılması	7
2.1.3. Kompozit Rezin Materyallerin Uygulama şekillerine göre kullanımı	9
2.1.4. Kompozit Rezin Materyallerde Kullanılan Monomerler	11
2.1.5. Kompozit Rezin Materyallerin Polimerizasyon Mekanizması	13
2.1.6. Kompozit Rezin Materyallerin Biyouyumluluğu	18
2.1.7. Dolgu Materyallerini Laboratuvarda Yaşlandırma Teknikleri	20
2.1.8. Kompozit Rezin Materyallerden Artık Monomerlerin Salımına Etki Eden Faktörler	21
3. MATERYAL VE METOT	26
3.1. Örneklerin Hazırlanması	26
3.2. Grupların Belirlenmesi	27
3.3. Polimerizasyon İşlemleri	29
3.4. Isı Döngüsü İşlemleri	30
3.5. HPLC Analiz İşlemi	32
3.6. Sonuçların İstatistiksel Analizi	35
4. BULGULAR	37
5. TARTIŞMA	45
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	54
KAYNAKLAR	55
ÖZGEÇMİŞ	69

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde kullanılan kompozit materyaller sadece ön dişlerde değil arka dişlerin restorasyonunda da hekimler ve hastalar tarafından tercih edilmeye başlanmıştır. Ayrıca son yıllarda kompozit materyallerde büyük gelişmeler meydana gelmiştir. Kompozit materyallerin fiziksel özellikleri, kimyasal özellikleri, klinik özellikleri ve biyouyumlulukları geliştirilmiştir (Tanaka ve ark., 1991; Ortengren ve ark., 2001; Mitra ve ark., 2003; Koyuturk ve ark., 2013)

Kompozit materyallerin polimerizasyon işlemi sırasında tam olarak polimerize olmadıkları bilinmektedir (Koran ve Kurschner, 1998; Moon ve ark., 2004; Kramer ve ark., 2008). Özellikle posterior bölgedeki aşırı madde kaybı olan dişlere yerleştirilen kompozitin tam olarak polimerize olmadığı düşünüldüğünde, polimerize olmayan monomerlerin ortama salınmasının biyolojik olarak önemi ortaya çıkmaktadır (Koyuturk ve ark., 2013). Polimerize olmayan artık monomerlerin biyolojik açıdan ön veya arka dişlerinde aşırı madde kaybı olan çocuk hastalarda daha da fazla önem taşımaktadır.

Çocuk hastalarda kullanılan direk kompozit materyallerinin; uygulanmasında ortamın izolasyonun sağlanamaması, çalışma süresinin kısıtlı olması, hastalarla kooperasyon güçlüğüne olması ve polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmemesi gibi problemlerden dolayı indirek kompozitler yapılması daha uygun olacağı düşünülmektedir (Davidson ve ark., 1984; Dietschi ve ark., 1995; Lynde ve ark., 1996; Koyuturk ve ark., 2013). İndirek kompozit materyallerin ağız içi çalışma sürelerinin kısa olması ve polimerize olmayan monomerlerin miktarının diğerlerine göre az olmasından dolayı çocuk hastalarda daha uygun bir materyal olabilir.

TEGDMA, UDMA, Bis-GMA ve Bis-EMA'yı, polimerize olmuş kompozitlerin artık monomer olarak ortama saldıkları bilinmektedir (Wataha ve ark., 1994; Spahl ve ark., 1998). Bu salınan artık monomerlerin ağızdaki ortam şartlarından, polimerize etmek için kullanılan ışık kaynağının gücü veya uygulama süresinden etkilendiği gözlenmiştir. Son yıllarda artık monomerin hangi zamanlarda, ne kadar, hangi türden monomerlerin salındığı üzerine farklı çalışmalar yapılmıştır. Yapay yaşlandırma metotları olarak farklı solüsyonlarda bekletme yöntemleri uygulanmıştır.

Bu çalışmanın amacı; diş hekimliğinde kullanılan mikrohibrit, posterior ve indirekt posterior kompozit materyallerin yapay yaşlandırma sonrasında artık monomer miktarlarını Yüksek Performanslı Likit Kromatografi cihazı ile ۆlmektir.

2. GENEL BİLGİLER

Diş hekimliğinde amaçlarına göre kullanım yerleri farklı pek çok dolgu materyalleri bulunmaktadır. Fiziksel ve kimyasal özellikleri birbirlerinden farklı, direkt ve indirekt olarak kullanılan restorasyon materyalleri kullanılmaktadır (Sakaguchi, 2012). Direkt dolgu materyalleri; dental amalgam dolgular, cam-iyonomer dolgular, rezin-iyonomer dolgular, kompomerler ve kompozit rezin materyallerdir. İndirekt dolgu materyalleri ise inley ve onley dolgu materyalleridir (Pascon ve ark., 2006; Sakaguchi, 2012).

2.1. Kompozitler Rezinler

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit dolgu materyalleri akrilik monomerlerden oluşmaktadır. Bunlar, diş protezi yapımında kullanılan akrilik rezinler ile benzer yapıdadır. Günümüzde doldurucusuz akrilik rezinlerin yerine organik rezin ve inorganik doldurucuların karışımı ile oluşan kompozit materyaller kullanılmaktadır (Burke ve ark., 1991; Hervas-Garcia ve ark., 2006; Sakaguchi, 2012).

Kompozit materyal, farklı yapı ve özellikleri olan yapıların karışımı ile şekillenen en az iki farklı fazdan oluşan bir üründür. Kompozit materyallerin iki ana bileşeni rezin faz ve güçlendirilmiş dolduruculardır. Rezinin önemli özelliği uygun sıcaklıkta ve kısa zamanda şekil verilebilme yeteneğinin olmasıdır. Kompozit materyallerde kullanılan rezinler metakrilat monomerlerdir. Metakrilatlar daha önceki materyallerde sıklıkla kullanılırken günümüzde dimetakrilatlar kullanılmaktadır. Doldurucuların önemli özellikleri; rijidite, sertlik, dayanım ve düşük termal genleşme katsayısıdır. Ek olarak doldurucu oranı artırılırsa kompozit materyalin kontraksiyon büzülmesi azalmaktadır. Doldurucunun etkisi tipine, şekline, büyüklüğüne ve miktarına bağlıdır (Burke ve ark., 1991; Hervas-Garcia ve ark., 2006; Sakaguchi, 2012).

Knock ve Glen 1951'de ilk olarak doldurucu partikül içeren kompozit materyalin patentini almışlardır. İlk olarak kullanılan kompozitlerde polimerizasyon büzülmesinin fazla olması ve ısı genleşme katsayılarının dişle uyumlu olmaması sonucu marjinal sızıntı ve sekonder çürükler meydana gelmiştir. Kompozit materyalin sertleşme reaksiyonu sırasında oluşan artık monomerler pulpa ve diş çevre dokularda meydana getirdiği reaksiyonlar sonucunda biyouyumluluk yönünden tartışılmaktadır (Eliades ve ark., 1995; Gioka ve ark., 2005).

2.1.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit rezinler dört ana komponentten meydana gelirler (Sakaguchi, 2012);

1. Organik polimer matriks
2. İnorganik doldurucular
3. Bağlayıcı ajanlar
4. Başlatıcı-hızlandırıcı sistem

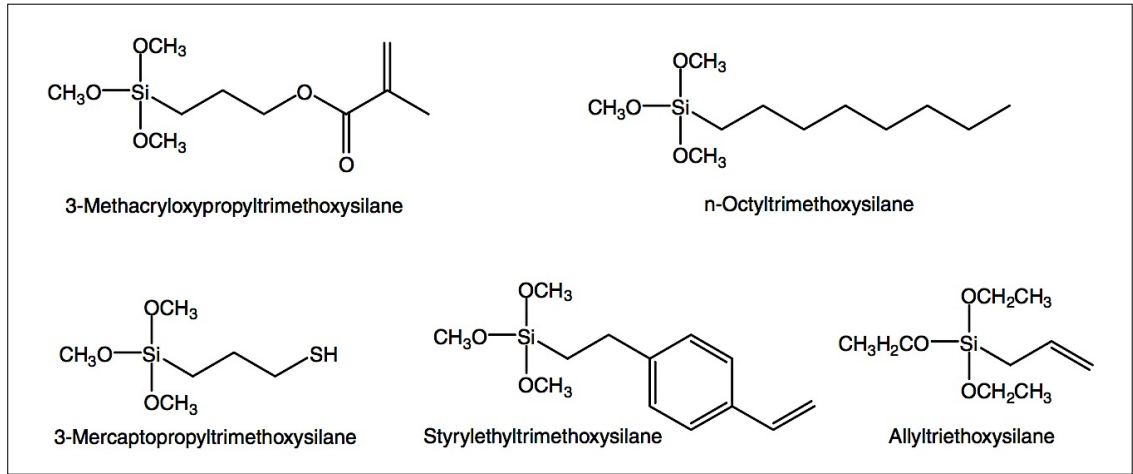
Organik Polimer Matriks: Reçine matriks olarak bilinen kompozit materyalin monomer yapısını içeren bileşenidir. Polimerizasyon sırasında aktive olarak rijit bir polimere dönüşmektedir. Yaygın olarak kullanılan kompozit materyallerin organik polimer matriksleri dimetakrilat monomerlerinden oluşmaktadır (Sakaguchi, 2012). 1962 yılında Bowen isimli araştırmacı tarafından geliştirilen Bis-GMA çok sık kullanılmaktadır (Bowen, 1963). Son yıllarda, en sık kullanılan monomerler ise Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA'dır (Lee ve ark., 1995; Shajii ve Santerre, 1999; Jaffer ve ark., 2002; Gladwin ve Bagby, 2004).

Günümüzde sıklıkla kullanılan Bis-GMA, tek olarak veya UDMA gibi monomerler ile kombine olarak kullanılan standart kompozitlerin hacimsel olarak yaklaşık %20'sini oluşturmaktadır (Hervas-Garcia ve ark., 2006). Molekül ağırlığı düşük ve yüksek viskoziteye sahip olan Bis-GMA polimerizasyon büzülmesini artırmaktadır. Bis-GMA'nın alternatifi olarak düşük viskoziteye sahip olan *Bisphenol A Dimethacrylate* (Bis-DMA), *Ethylene Glycol Dimethylacrylate* (EGDMA), TEGDMA, *Methyl Methacrylate* (MMA) veya UDMA gibi monomerler kullanılmaktadır (Hervas-Garcia ve ark., 2006; Sakaguchi, 2012).

İnorganik Doldurucular: Doldurucular kompozit materyalin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için kullanılmıştır. İnorganik doldurucular, termal genişlemenin kötü etkilerini ve polimerizasyon büzülmesini azaltırlar. Ayrıca radyoopasiteyi, uygulamada kolaylığı ve estetik özellikleri oluşmasını sağlar (Hervas-Garcia ve ark., 2006; Sakaguchi, 2012). Kompozit materyallerin sınıflandırılması genellikle içerisinde buldukları doldurucu partikül büyüklüklerine göre yapılmaktadır. Kompozitlerde kullanılan partiküllerin büyüklükleri 20-30µm (makro), 0,04-0,2µm (mikro) ve 0,4-3µm (mikrohibrit) şeklinde sıralanabilir (Sakaguchi, 2012).

İnorganik doldurucular olarak silikon dioksit, boron silikat ve lityum alüminyum silikatlar sıklıkla kompozitlerin içerisinde kullanılmaktadır (Hervas-Garcia ve ark., 2006; Sakaguchi, 2012). Ayrıca bazı kompozitlerde radyoopaklığı sağlamak için baryum, stronsiyum, çinko, alüminyum veya zirkonyum kullanılmıştır (Xu, 1999; Hervas-Garcia ve ark., 2006; Sakaguchi, 2012).

Bağlayıcı Ajanlar: Kompozit materyalin başarılı özelliklerinin olabilmesi için organik polimer matriks ile inorganik doldurucular arasında bağlantının çok iyi olması gereklidir. Bu bağlantı kompozit üreticileri tarafından farklı şekillerde yapılmasına rağmen kompozitlerde sıklıkla kullanılan organik silikon olarak adlandırılan “silanlar” kullanılmaktadır (Şekil 1)(Sakaguchi, 2012).

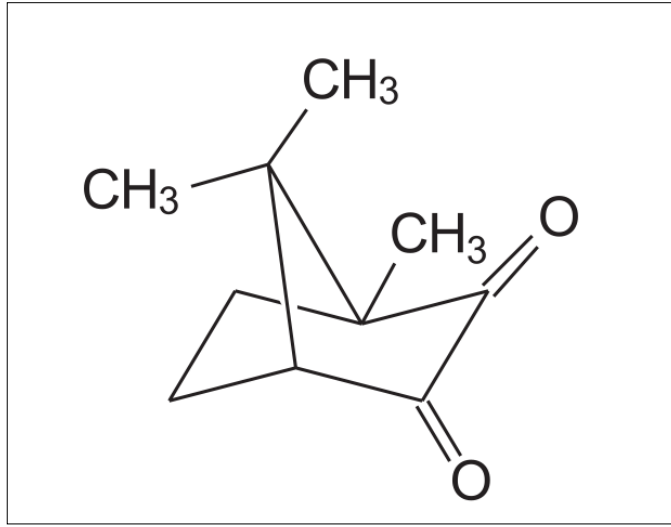


Şekil 1. Silan çeşitlerinin açık kimyasal formülü (Cramer ve ark., 2011)

Bağlayıcı ajanlar kompozit materyal için kritik önem taşımaktadır. Bunlar şöyle sıralanabilir (Sakaguchi, 2012);

- ✓ Rezin matriks ile doldurucular arasında güçlü bir köprü oluşturmaktadır.
- ✓ Kompozitlerin mekanik özelliklerini geliştirir ve klinik uygulama sırasında doldurucuların rezin matriksten ayrılmasını minimuma indirir.
- ✓ Sonuç olarak ara fazda partiküller ve polimer matriks arasındaki oluşun stresi orta seviyeye indirir.
- ✓ Hidrofobik bir ortam oluşturarak kompozit materyalin su absorpsiyonunu minimum düzeyde tutar.

Başlatıcı-hızlandırıcı sistem: Kompozit materyallerin sertleştirilmesi kimyasal veya ışık kaynağı yardımı ile gerçekleştirilmektedir. Işık aktivasyonu genellikle görünür ışık dalga boyunda mavi ışığın foto-aktivatörlerin absorbe edilmesi ile gerçekleştirilmektedir. Kompozit materyallerin içerisinde foto-aktivatör olarak *camphorquinone* kullanılmaktadır ve genellikle materyallerin içeriğine %0,2-1 oranında katılmaktadır (Şekil 2)(Munksgaard ve ark., 2000; Burgess ve ark., 2002b; Mills ve ark., 2002).



Şekil 2. *Camphorquinone*' un açık kimyasal formülü (Neumann ve ark., 2008)

Camphorquinone foto-aktivatör olarak sıklıkla kullanılmasına rağmen, plazma ark ışık kaynağı ile aktive edilen kompozit materyallerde farklı ajanlar kullanılmaktadır (Sakaguchi, 2012).

2.1.2. Kompozit Rezin Materyallerin Sınıflandırılması

Kompozit rezin materyaller literatürde birkaç şekilde sınıflandırılmakla birlikte en sık kullanılan sınıflama aşağıdaki gibidir (Hervas-Garcia ve ark., 2006).

Kompozit Rezin Materyallerin Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması

Kompozit rezin materyallerin sınıflandırılması hakkında farklı görüşler vardır. Günümüzde kabul edilen görüş, 1980'li yıllarda Lutz ve Philips adındaki araştırmacılar tarafından yapılan sınıflamadır (Lutz ve Phillips, 1983; Lutz ve ark., 1983). Bu sınıflandırma inorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre sınıflandırılmıştır (Tablo 1). Bu sınıflama daha sonraki yıllarda modifiye edilerek yeniden sınıflandırılma yapılmıştır (Moszner ve Salz, 2001).

Tablo 1. Kompozit Rezinlerin Partikül Büyüklüğüne Göre Sınıflandırılması

Kompozit çeşitleri	Partikül Büyüklüğü (μm)	Partikül Yüzdesi (%)
Megafil	50-100	-
Makrofil	10-100	70-80
Midifil	1-10	70-80
Minifil	0,1-1	75-80
Mikrofil	0,01-0,1	35-60
Hibrit	0,04-1	75-80
Nanofil	0,005-0,01	85-90

Megafil Kompozitler: İçeriğinde makrofil kompozitlere ek olarak insert cam partikülleri vardır. Aşınmaya eğilimli olan ve oklüzal temas noktalarının olduğu bölgelerde kullanılmaktadırlar (Candan, 2007).

Makrofil: İlk üretilen kompozit rezin materyallerdir. Bu kompozitler farklı büyüklüklerde küresel veya düzensiz şekillere sahip partiküller içermektedirler. Daha radyopak bir özelliğe sahiptirler ve dayanma dirençleri düşüktür (Sakaguchi, 2012).

Midifil: Makrofil içerikli kompozitlere göre daha iyi polisajlanabilme özellikleri olmasına ve mikrofil içerikli kompozitlerden de daha iyi kuvvetlere karşı

dayanım göstermelerine rağmen günümüzde kullanılmamaktadırlar (Burgess ve ark., 2002a; Yegin, 2013).

Minifil Kompozitler: Geleneksel kompozit rezin kompozitlere göre daha fazla inorganik doldurucu içerirler. Cam içeren doldurucular katılması ile ilk kompozit rezinlere göre ısıl genleşme katsayısının azaltılması, su emiliminin azalması ve aşınma dirençlerinin artırılması sağlanmıştır (Candan, 2007).

Mikrofil: Kompozit rezinlerdeki yüzey pürüzlülüğünü iyileştirmek için üretilmiştir. Doldurucu oranın azaltılmasıyla ısıl genleşme katsayısı ve su emilimi azaltılırken aşınma dirençlerini azaltarak uzun dönem dayanıklılıkları düşüktür. Ayrıca bu kompozitlerde estetik görünüm iyileştirilmiştir (Candan, 2007).

Hibrit Kompozitler: Hibrit kompozitler, toplam içeriklerinin %60'ı veya daha fazlası kadar ebatları 0,06 ile 1 µm arasında değişen partiküller ve 0,04 µm büyüklüğünde koloidal silika içerdiklerinden dolayı bu şekilde adlandırılmışlardır. Günümüzde kullanılan kompozit rezin materyallerin çoğunluğu üretici firmalar tarafından bu şekilde üretilmektedir (Wakefield ve Kofford, 2001; Braga ve ark., 2005; Hervas-Garcia ve ark., 2006).

Nanofil Kompozitler: Dental kompozit rezinlerin özelliklerinin birçoğunun iyileştirilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Nanomerik partiküller kullanılarak görünür ışık altında yüksek oranda translüsent materyal oluşturulmuştur. Nanofil kompozit rezinlerin içerisinde koloidal-silika nano doldurucu ve zirkonya/silika nano-öbekler (*nanocluster*) bulunmaktadır. Bu kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinin az olması, daha az su emilimi, mükemmel polisajlanabilme ve daha fazla dayanma dirençlerinin olması gibi normal kompozitlerden daha iyi özellikleri vardır (Candan, 2007; Sakaguchi, 2012).

Kompozit rezin materyallerin içerikleri değiştirilerek farklı kullanım amaçlarına uygun kompozit materyaller geliştirilmiştir (Xu, 1999; Munksgaard ve ark., 2000; Moszner ve Salz, 2001; Al-Hiyasat ve ark., 2004; Hervas-Garcia ve ark., 2006; Polydorou ve ark., 2009a; Polydorou ve ark., 2009b; Manojlovic ve ark., 2011).

2.1.3. Kompozit Rezin Materyallerin Uygulama şekillerine göre kullanımı

Kompozit rezin materyaller uygulama şekillerine göre direkt ve indirekt kompozitler olarak ayrılmaktadır.

Direkt Uygulanabilen Kompozit Rezinler

Posterior Kompozitler (Kondanse Edilebilen Kompozitler): Bu kompozitler yüksek oranda doldurucu içeren kompozit rezinlerdir. Yüksek vizkoziteye sahip olan bu kompozitler amalgama alternatif bir restoratif materyal olarak geliştirilmişlerdir (Leinfelder, 1995). Yüksek vizkoziteye sahip olmaları partikül içerikleri ve partikül dağılımlarının daha fazla olması ile açıklanabilir. Amalgam dolgular gibi kondanse edilebilmesi, dişler arasında kontak oluşturmada başarılı olması ve çok iyi okluzal anatomi formu verebilmeleri belirgin özellikleri arasında yer almaktadır. Bu tip kompozitlerin fiziksel ve kimyasal özellikleri amalgamlara benzemektedir ve hibrit kompozitlerden daha iyi olduğu düşünülmektedir (Suzuki, 2004). Fakat yapılan takip çalışmalarına göre bu tip kompozitlerin klinik özelliklerinin hibrit kompozitlere benzer olduğu rapor edilmiştir (De Souza ve ark., 2005). Diğer taraftan posterior kompozit restorasyonlar sekonder çürükten dolayı yüksek başarısızlık oranı olduğu rapor edilmiştir (Opdam ve ark., 2008; Demarco ve ark., 2012).

Anterior Kompozitler

Araştırmacılar renk stabilitesi ve polisajlanabilme yönünden mikrofil (anterior kompozitler) içerikli kompozitlerin daha iyi olduğunu düşünmektedirler. Mikrofil içerikli kompozitler iyi polisaj yüzeyi, yüzey pürüzsüzlüğü, uzun dönem dayanım direnci elde etmek amacıyla kullanılırlar. Nanohibritler veya nanofil kompozitler anterior kompozit restorasyonlarda mine tabakası yerine kullanılabilir (Mopper, 2011). Bu tarz materyaller ilk başlarda çok iyi yüzey pürüzsüzlüğü ve parlaklık sunmasına rağmen uzun dönemde bu özelliklerini yitirdiklerini ve mikrofil kompozitlerden daha az dayanım direnci olduğu rapor edilmiştir (Barucci-Pfister ve Gohring, 2009). Bu sebeplerden dolayı anterior kompozitlerin önemi artmıştır ve farklı miktarlarda mikrofil doldurucu içermektedirler.

İndirekt Uygulanabilen Kompozit Rezinler

İndirekt Posterior Kompozitler (İnley/Onley Kompozitler): Kompozit rezinlerde, posterior bölgede kaviteye direkt yerleştirilebilen kompozit materyallerde pek çok gelişme olmuştur. Fakat gelişmeler olmasına rağmen kompozitlerin polimerizasyonu sırasında tam polimerize olamaması, artık monomerlerin oluşması ve polimerizasyon büzülmesinin meydana gelmesi gibi istenmeyen problemler meydana gelmektedir (İlhan, 2005). Kompozit rezinlerde polimerizasyon miktarını artırmak amacıyla indirekt yöntemle uygulanan kompozitler gündeme gelmiştir (İlhan, 2005). İnley restorasyonlar, dişe kavite hazırlandıktan sonra kompozit restorasyonun farklı modelde hazırlanıp, daha sonra hazırlanan dişe değişik yapıştırıcı ajanlar yardımıyla uygulanmasıdır (İlhan, 2005). İnley kompozitlerde temel amaç dolgunun polimerizasyon büzülmesini azaltmak, diş ile kompozit arasındaki bağlantıyı artırmaktır. Bu amaçla kompozit materyaller farklı modelde hazırlanıp, direkt kompozitlerdeki ışıkla sertleştirme işlemine ilave olarak ısı, ışık ve basınç altında sertleştirme işlemi gerçekleştirilir. Bu sayede kompozit materyallerde oluşabilecek artık monomerlerin azalması sağlanabileceği düşünülmektedir (Thordrup ve ark., 2001; Hayashi ve ark., 2004; Rocca ve Krejci, 2007).

Kompozit Rezinlerin Çocuk Hastada Kullanımı

Kompozit rezin materyalleri çocuk hastalarda hem anterior hem de posterior dişlerin restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle aşırı madde kaybı olan dişlerde amalgama alternatif olarak yaygınlaşmıştır. Bu tip kullanımlarda çocuk hastada izolasyon probleminden dolayı teknik açıdan hassas olan kompozit rezin materyallerin uygulama zorluğu ortaya çıkabilmektedir. Çocuk hastada izolasyon problemlerini aşmak için indirekt kompozit materyaller kullanılabilir. Bu kompozitlerin çocuk hastada kullanımının avantajı ağızda çalışma süresini kısaltması olabildiği bildirilmektedir (Koyuturk ve ark., 2013).

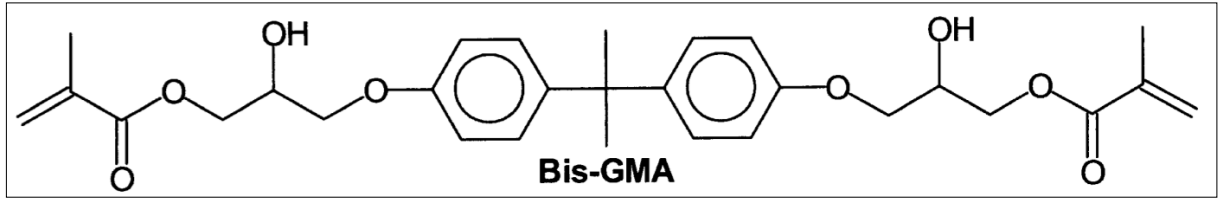
Süt dişlerinde amalgam, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, kompozit rezinler ve kompomerler gibi restoratif materyaller kullanılmaktadır (Fleming ve ark., 2001; Pascon ve ark., 2006). Kompozit rezinler ve kompomerler ön ve arka dişlerde diğer materyallere göre daha estetik oldukları için sıklıkla çocuk

hastalarda tercih edilmektedir (Pascon ve ark., 2006). Çocuk hastaların ebeveynleri, hastalardaki restorasyon materyallerinin diş rengine uygun olan estetik materyallerden olmasını istemektedirler. Bu nedenle çocuk hastalarda da estetik restoratif materyallere eğilim artmaktadır.

2.1.4. Kompozit Rezin Materyallerde Kullanılan Monomerler

Bisphenol A Glycidyl Methacrylate

Epoksi rezinler dental kompozitlerde kullanılmak üzere ilk olarak Bowen isimli araştırmacı tarafından üretilmiştir (Bowen, 1956). Bu monomer, *2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-methacrylyl-oxypropoxy)phenyl]propane*, epoksi rezinlere benzemekle beraber epoksi gruplar metakrilat grupların çıkarılması ile üretilmiş bir monomerdir (Şekil 3).



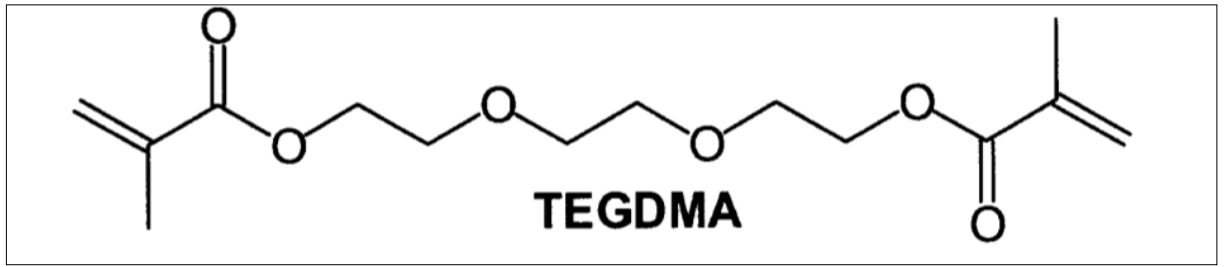
Şekil 3. Bis-GMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz, 2001)

Monomer, *bisphenol A*, *diglycidyl methacrylate* ve metakrilik asidin birleştirilmesinden oluşmaktadır (Peutzfeldt, 1997). Bis-GMA polimerizasyonu sırasında iki metakrilat grubun C=C çift bağları arasında meydana gelir. Moleküler büyüklüğün ve kimyasal yapısının fazla olması sayesinde uçuculuğu az, hızlı sertleşebilme, düşük polimerizasyon büzülmesi ($\approx\%6$) ve daha güçlü sert bir yapı oluşturabilme özellikleri ile *methyl methacrylate*'lardan daha üstündür (Peutzfeldt, 1997). Viskozitesi yüksek olan Bis-GMA'ya dimetakrilat monomerler katılarak daha düşük molekül ağırlığı elde edilerek viskozitesi stabil hale getirilmiştir (Bowen, 1963).

Ancak Bis-GMA'nın yüksek viskozite (1,0-1,2 kPa-s, 23°C), su hassasiyet, ışıkla sertleştirme işleminde C=C çift bağları arasında düşük bağlanma oranı ve kırılma özelliğinin olması gibi dezavantajları vardır (Moszner ve Salz, 2001).

Triethyleneglycol Dimethacrylate

Kompozit materyallere visköz yapısından dolayı yüksek doldurucu ve daha iyi yerleştirilebilme özellikleri kazandırmak için katılmaktadırlar. TEGDMA monomeri içeriğinde bulunan metakrilat grupları ile çapraz bağlar yapar. Bis-GMA ve UDMA monomerleri ile karşılaştırıldığında daha az visköz ve daha düşük molekül ağırlığına sahip bir monomerdir. Ayrıca yapısındaki çift bağların rotasyon yapabilme yeteneğine sahiptir (Şekil 4). Düşük molekül ağırlıklı ve yüksek fleksible özelliklere sahip olduğu için kompozitlerde yüksek oranda sertleşme işleminin gerçekleşebilmesi için materyallerin içeriğine katılmıştır (Soderholm ve Mariotti, 1999). Bu monomerlerin hidrofilik özelliği de vardır (Geurtsen, 2000).



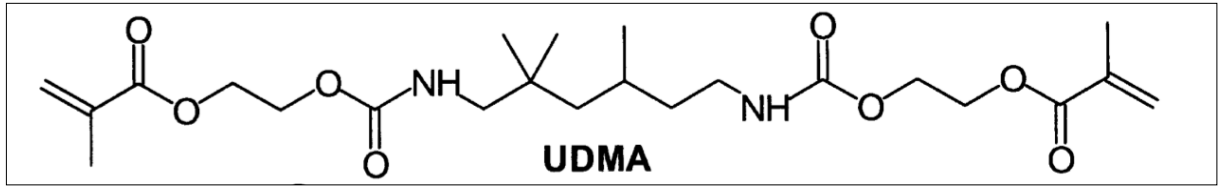
Şekil 4. TEGDMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz, 2001).

Yapılan artık monomer analiz çalışmalarında Bis-GMA ve UDMA monomerleri ile karşılaştırıldığında TEGDMA monomerinin daha fazla miktarda salınımı yaptığı rapor edilmiştir (Tanaka ve ark., 1991; Munksgaard ve ark., 2000; Polydorou ve ark., 2007; Manojlovic ve ark., 2011).

Urethane Dimethacrylate

İlk olarak üretilen UDMA monomeri hidroksi-alkil metakrilat ve disocyanate'ların sentezlenmesi sonucu oluşturulmuştur. Bu monomerler molekül ağırlığı olarak Bis-GMA yakın olmasına rağmen daha az visköz yapıda olduğu söylenmektedir (Vasudeva, 2009).

Bu monomer Bis-GMA'dan daha az viskoziteye sahip olan hidrofobik bir monomerdir (Kerby ve ark., 2009). Monomerin yapısı uzun rijit bir moleküler çekirdek ve fleksible moleküler kollardan meydana gelmiştir. Bu fleksible moleküler kol monomerin deformasyonunu önler ve polimerizasyon büzülmesini azaltmaktadır (Terry ve ark., 2009) (Şekil 5). UDMA ilk üretilen tiplerine göre mekanik özellikleri geliştirilmiştir. UDMA, Bis-GMA ve TEGDMA'ya göre daha fazla dönüşüm derecesine sahiptir. Birçok özellikleri diğer monomerler ile eşit olmasına rağmen biyoyumluluk olarak üstün özelliklere sahip olduğu söylenmektedir (Khatri ve ark., 2003; Vasudeva, 2009). Kompozitlerde sıklıkla kullanılan monomere ait bilgiler Tablo 2'de verilmiştir.



Şekil 5. UDMA'nın açık kimyasal formülü (Moszner ve Salz, 2001).

Tablo 2. Monomere ait molekül ağırlığı ve viskozite ortalama değerleri (Moszner ve Salz, 2001)

Monomer	Molekül ağırlığı (gr/mol)	Viskozite (mPa•s)
Bis-GMA	512	500,000-800,000
TEGDMA	286	100
UDMA	470	5,000-10,000

2.1.5. Kompozit Rezin Materyallerin Polimerizasyon Mekanizması

Direkt yöntem

Kompozitlerin polimerizasyonunda resin matrisi içerisinde bulunan metakrilik asitlerin *di-* veya *tri-* ester uçları önemli rol oynamaktadır. Ayrıca metakrilatların alifatik zincirler, polieterler ve aromatik zincirler gibi çeşitli organik yapılarla bağlanması ile polimerizasyon meydana gelir (Kramer ve ark., 2008).

Radikalik polimerizasyon iki şekilde olabilir; birincisi, iki komponentin birbiriyle karıştırılması sonucu redoks sistemiyle oto-polimerizasyon, ikincisi görünür ışık (468 nm) dalga boyundaki ışık ile aktivatör maddenin aktive edilmesi (Kramer ve ark., 2008). Kimyasal sertleşen kompozitlerde klasik başlatıcı sistem olarak *di-benzoylperoxide* ve ışıkla sertleşen kompozitlerde ise *camphorquinone* (daha önceki yıllarda *butyl hydroxytoluol* veya *lucirine*) molekülleri kullanılmaktadır. *Camphorquinone* molekülü kompozit materyaller içinde ticari olarak hala kullanılmaktadır (Bowen ve Marjenhoff, 1992). Bu molekülün absorpsiyon aralığı 370-500 nm'dir ve en iyi absorpsiyon dalga boyu 468 nm'dir (Asmussen ve Peutzfeldt, 2002).

Başlatıcı moleküller C=C çift bağlarına ayrılarak çapraz bağlar ile üç boyutlu metakrilik bağlar oluşturmaktadırlar. Zincir büyümesi fazında monomerler kullanılır veya radikaller birbirleri ile reaksiyona girerler. Doldurucular arasında bağın daha iyi olması ve stresi azaltmak için, rezin matrikse mobilitesi yüksek olan TEGDMA veya *Bisphenol A dimethacrylate* (Bis-DMA) *co-monomer*'leri eklenmiştir (Kramer ve ark., 2008). Bu *co-monomer*'ler polimerizasyon başladıktan sonra bu süreçte istenmeyen hızlı reaksiyonu engellemektedirler. Bu monomerlerin yüksek oranda katılması yüksek dönüşüm oranı sağlar, fakat polimerizasyon büzülmesi ve higroskopik ekspansiyonu artırmaktadır (Ferracane ve Greener, 1986; Kramer ve ark., 2008).

Polimerizasyon dönüşüm derecesi reaksiyona girmiş C=C çift bağlarının oranı olarak tanımlanmaktadır. Dönüşüm miktarı bükülme kuvveti, yorgunluk, çözünürlük, renklenme ve biyo-uyumluluk gibi önemli parametreleri etkilemektedir (Ferracane ve Greener, 1986; Soares ve ark., 2004; Lohbauer ve ark., 2005). Enerji yoğunluğu, polimerizasyon için önemli bir kriterdir. Yapılan çalışmalarda, 2-mm kalınlığında rezin kompozit materyalin etkin şekilde polimerizasyonu için en uygun miktarın 21-24 J/cm² olduğu rapor edilmiştir (Emami ve Soderholm, 2003; Halvorson ve ark., 2003).

İdeal bir polimerizasyon işlemi için tavsiye edilen kompozit materyal üzerine 468 nm dalga boyunda ve 21-24 J/cm² enerji yoğunluğu sahip olan ışık uygulanması gerekmektedir.

Polimerizasyon İşlemlerinde Kullanılan Işık Cihazlarının Genel Özellikleri ve Çeşitleri

Işık cihazları, ürettiği ışıkların dalga boyları sayesinde materyallerin içerisinde bulunan foto-başlatıcı molekülleri aktive ederek (emilmesini sağlayarak) kompozit materyallerin polimerizasyon işleminin gerçekleşmesini sağlamaktadır. Ürettikleri ışıkların herhangi bir filtre işlemine gerekmeden tamamının materyaller tarafından kullanılması sonucunda etkili bir polimerizasyon işlemi gerçekleşmektedir (Mills ve ark., 1999; Christensen, 2004).

Light Emitting Diodes (LED) ve halojen ışık kaynaklarının uygulandıkları kompozit materyaller üzerinde etkinlikleri sürekli olarak tartışılmıştır. Yapılan bazı çalışmalarda halojen ışık kaynaklarının dönüşüm miktarı, uygulanma süresince ısınma oluşmaması ve polimerizasyon miktarı yönünden LED ışık cihazlarına göre daha üstün oldukları rapor edilmiştir (Mills ve ark., 1999; Mills ve ark., 2002).

Yapılan bir çalışmada, kompozit materyalin yerleştirilme kalınlığının ve uygulanan ışık miktarının salınan monomer miktarına etkinliğine bakıldığında çalışmanın sonuçlarına göre ışık uygulama süresinin fazla olduğu zaman polimerizasyon miktarının da arttığı rapor edilmiştir (Mills ve ark., 1999; Mills ve ark., 2002).

Quartz Tungsten Halogen

Quartz tungsten halojen (QTH) ışık cihazları son yıllarda kullanılan standart polimerizasyon cihazlarından (Strydom, 2005; Kramer ve ark., 2008). QTH lambaları çok geniş spektrumda ışık yaydıkları dolayı ışık dalga boyları polimerizasyon için kamforokinonu aktive eden ideal dalga boyu 370-500 nm'de tutulması için *band-pass* filtreler kullanılmıştır (Neumann ve ark., 2006).

Quartz tungsten halojen ışık cihazlarının ampullerinin ömrü, çalışma süresince oluşan yüksek sıcaklıklardan dolayı ampulün, reflektörün ve filtrelerin özelliklerini yitirmeleri sonucunda ortalama 100 saattir (Thormann ve Lutz, 1999; Kramer ve ark., 2008). Bu özellik ışık cihazının komponentlerinin zamanla yaşlanması sonucunda serleştirme etkisinin azalmasına neden olmaktadır (Kramer ve ark., 2008). Çoğu üretici

firma tarafından cihazların çıkış gücü azaltılarak bu dezavantajları ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.

Quartz tungsten halojen ampullerinin toplam enerjilerinin %5'i görünür ışık, %12'si ısı, %83'i kızılötesi ışık olarak ortama yayılır. LED ışık cihazlarında ise toplam enerjinin %15'i görünür ışık, %85'i ısı olarak ortama yayılmaktadır (Kramer ve ark., 2008).

Öztürk ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada farklı ışık kaynaklarının polimerizasyon derecesine etkililerini karşılaştırdıklarında QTH, LED ve plazma ark ışık kaynaklarının arasında anlamlı bir farklılık olmadığını rapor etmişlerdir. Ganglianone ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada farklı adeziv sistemler üzerine uyguladıkları QTH ve LED ışık kaynaklarının dönüşüm derecelerini karşılaştırmışlar ve QTH ışık kaynağının daha iyi dönüşüm derecesine sahip olduğu rapor etmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda QTH ışık cihazlarının polimerizasyon derecesinin ve mikro-sertlik açısından LED cihazlara göre daha iyi değerlere sahip oldukları rapor edilmiştir (Zorba ve ark., 2011; Lima ve ark., 2012).

Light Emitting Diodes

Sıklıkla kullanılan QTH ışık cihazlarında bulunan problemlerden dolayı solid-state LED ışık cihazları piyasaya sunulmuştur (Mills, 1995). LED cihazlar, *doped semiconductor*'lerin (*p-n junctions*) birleşmesi ile geliştirilen ışık kaynağıdır. Galyum nitrit LED cihazlarda, elektronların ve boşlukların LED'in p-n birleşme noktasında rekombinasyonları sonucunda mavi ışık oluşumu meydana gelir (Kramer ve ark., 2008). Cihazda p-n birleşme noktasının önünde bulunan küçük polimer lens oluşan ışıkları paralel demetler haline getirir (Nakamura ve ark., 1994).

Galyum nitrit LED cihazların ürettikleri ışık spektrumu kamforokinonun absorbe edilebileceği seviyede olduğu için cihazlara QTH cihazlardaki gibi filtreler gerekmemektedir (Leonard ve ark., 2002; Kramer ve ark., 2008). Ayrıca LED cihazlar daha az enerji harcadıkları için QTH cihazlardaki gibi soğutucu bir mekanizma gerektirmemektedir (Kramer ve ark., 2008).

Light Emitting Diodes cihazların ampul ömürleri 10.000 saat kadar güç kaybı olmadan dayanabilmektedirler. LED ışık cihazlarında ise toplam enerjinin %15'i görünür ışık, %85'i ısı olarak ortama yayılmaktadır. LED cihazlarda oluşan ısı ışığın aktarıldığı uçta oluşmaz, aktarma ucunun gerisinde meydana gelir (Kramer ve ark., 2008).

Light Emitting Diodes cihazların oluşturdukları dalga boyları son yıllarda meydana gelen yenilikler ile değişime uğramıştır. Önceki yıllarda kullanılan LED ışık cihazları QTH ışık cihazlarının ürettiği ışık gücünü üretemedikleri için ideal ışık cihazları olamamışlardır. Yeni nesil LED cihazlarda ısı üretimi arttığı için foto-dinamik etki meydana getirmişlerdir. Bu nedenle gingival ve pulpal dokularda klinik açıdan endişeler meydana getirmektedirler (Kramer ve ark., 2008).

İndirekt yöntem

İndirekt yöntem direkt yöntemden farklı olarak fazla aşama içermektedir. İndirekt yöntemde fazladan polimerizasyon işlemi basamakları mevcuttur. İndirekt kompozit restorasyonların yapımı sırasında hastadan restorasyon bölgesinin ölçüsü alındıktan sonra laboratuvar işlemleri kısmına geçilir. Ölçü üzerinde inkremental teknik ile yerleştirilen kompozitler farklı ışık kaynakları ile sertleştirilir (İlhan, 2005). Işıkla sertleştirme işlemlerinden sonra indirekt restorasyon inley fırınında farklı değişkenlerde (Ör: 140°C ısıda 85 psi basınçta 10 dk.) fırınlanarak polimerizasyon işlemi gerçekleştirilir. Bu sayede direkt olarak polimerize olan kompozitlere göre daha stabil polimerizasyon, daha az pörözite ve daha stabil renk elde edilir (Burgoyne ve ark., 1991; Soares ve ark., 2003).

İndirekt yöntem ile polimerize edilen kompozit rezin materyallerde polimerizasyon büzülmesi kontrol altına alınmış olmaktadır. Ayrıca laboratuvar işlemleri sırasında polimerizasyon büzülmesi meydana gelir ve restorasyonun ağız içi simantasyon işleminde sırasında da bir miktar polimerizasyon büzülmesi meydana gelir. Bu sayede simantasyon işlemi sırasında bu polimerizasyon büzülmesi kompanse edilmiş olur ve kontrollü olarak gerçekleşir (İlhan, 2005). İndirekt yöntemle polimerize edilen kompozit rezinlerde artık monomer oluşma oranı azaltılmıştır. Artık monomer

oluşumunun azalması, kompozit rezinlerde bu yöntemle daha fazla ve yoğun polimerizasyon gerçekleştirilmesi ile açıklanabilir (Altintas ve Usumez, 2012).

2.1.6. Kompozit Rezin Materyallerin Biyouyumluluğu

Diş Hekimliğinde kullanılan materyallerin içeriğinde monomer ve polimer yapılar sıklıkla kullanılmaktadır. Kompozit ve diğer adeziv materyaller içerisinde kullanılan polimer ve monomerlerin canlı dokular üzerine etkileri hakkında çeşitli endişeler mevcuttur (Tarumi ve ark., 2000; Atkinson ve ark., 2002; Al-Hiyasat ve ark., 2004; Finer ve Santerre, 2004b; Wada ve ark., 2004; Koin ve ark., 2008; Polydorou ve ark., 2009a; Polydorou ve ark., 2009b; Manojlovic ve ark., 2011). İçeriklerinde bulunan materyallerden salınan artık monomerler, eklentiler ve biyolojik yıkım ürünleri ağız yumuşak dokularını irrite edebilir, bakteri kolonizasyonunu artırabilir veya alerjik reaksiyonlara neden olabilir (Tanaka ve ark., 1991).

Rezin bazlı kompozit materyallerin ışıkla polimerizasyon işlemlerinden sonra içeriğinde bulunan monomerlerin miktar olarak %40 ile %75 arasında reaksiyon zincirine katılmadığı rapor edilmiştir (Soh ve ark., 2004; Witzel ve ark., 2005; Atai ve Watts, 2006; Beun ve ark., 2007; Manojlovic ve ark., 2011). Ferrance (1994)'a göre artık monomerlerin oluşmasının ve ortama salınmasının nedenlerinden ilki, uzamış polimerizasyon işlemi sırasında C=C çift bağlarının dönüşüm derecesinin az olmasıdır. İkincisi, çözücü materyallerin kimyasının salınımında önemli rol oynamasıdır. Üçüncüsü, salınan monomerlerin büyüklüğü ve kimyasal doğasının etkili olmasıdır.

Küçük moleküllerin kimyasal mobilitesi daha fazladır ve daha büyük molekül ağırlığına sahip olanlardan daha fazla oranda hızlı hareket ederler (Polydorou ve ark., 2007). Koran ve Küscher (1998) tek aşamalı ve iki aşamalı ışıkla sertleştirme metotları kullanarak sertleştirdikleri kompozit materyallerin polimerizasyon derecelerini ve artık monomer salınım miktarlarını analiz ettikleri çalışmalarında metotlar arasında anlamlı bir farklılık bulamamışlardır. Bununla birlikte araştırmacılar ışıkla sertleştirme işleminin süresinin ve polimerizasyon derinliğinin önemli olduğunu vurgulamışlardır (Koran ve Kurschner, 1998; Tanoue ve ark., 1999; Moon ve ark., 2004).

Kompozitlerin polimerizasyonundan sonra reaksiyona girmemiş monomerler su, tükürük, bakteriyel enzimler ve ağız içerisindeki pH değişimleri gibi faktörlerin

etkisiyle biyolojik olarak yıkıma uğrarlar (Santerre ve ark., 2001b; Ho ve ark., 2005). Kompozit materyaller biyolojik yıkım sonucunda oluşan mikro-pörözite nedeniyle yıkım ürünleri ve artık monomerleri ortama salmaktadır (Gopferich, 1996; Geurtsen, 1998). Kompozit materyallerden ortama salınan organik bileşenler dokularda değişik alerjik reaksiyonlara neden olabilir. Kompozit materyallerin biyolojik yıkımları içeriğindeki siloksan bağlarının yıkımları ile gerçekleşmektedir (Drummond ve ark., 1998; Zhou ve ark., 2006; Koin ve ark., 2008). Biyolojik yıkımın bir başka şeklide ester bağlarının değişik nedenlerle hidrolizi ile gerçekleşir (Koin ve ark., 2008). Ayrıca, materyallerin su absorpsiyonuyla doldurucu partikül ile rezin ve silan arasında suyun birikmesine bağlı olarak monomer salınımı gerçekleşmektedir (Drummond ve ark., 1998; Geurtsen, 1998).

Yapılan çalışmalarda artık monomerlerin ve diğer yıkım ürünlerinin canlı dokulara sitotoksik, genitojenik ve mutajenik etkilerinin olduğu rapor edilmiştir (Heil ve ark., 1996; Schweikl ve Schmalz, 1997; Willershausen ve ark., 1999; Stanislawski ve ark., 2000; Kehe ve ark., 2001). Materyallerin bu biyolojik özellikleri çok önemlidir, çünkü sitotoksik materyaller yumuşak dokularda ciddi hasarlara neden olabilir ve mutajenik materyaller DNA mutasyonunu artırarak hücrelerde kötü huylu değişimlere neden olabilmektedir (Bertram, 2000; Darmani ve ark., 2007).

Kompozit materyallerde kullanılan yapay monomerlerin östrojenik aktiviteleri olduğunu rapor eden çalışmalar bulunmaktadır (Wada ve ark., 2004; Darmani ve ark., 2007). Böyle zararlı etkilere sahip monomerler östrojenik aktiviteyi *Endocrine-disrupting chemicals* (EDCs) adlandırılan mekanizma ile gerçekleştirmektedir (Wada ve ark., 2004). Wada ve ark. (2004) yaptıkları farklı konsantrasyonlarda bekletilen kompozit disklerden salınan artık monomerlerin östrojenik aktivitelerini analiz ettikleri çalışmalarında artık monomerlerin ciddi östrojenik etkilere sahip olduklarını bulmuşlardır. Bununla birlikte, Olea ve ark. (1996) artık monomer analizi yaptıkları çalışmalarında bu monomerlerin ciddi östrojenik etkisinin olduğunu ve çocuk hastalarda kullanılan bu türden materyallerin bir daha gözden geçirilmesini önermişlerdir.

Ferrance ve ark. (1990; 1994) in vitro çalışmalarında kompozitlerden salınan monomer/başlatıcı (*initiators*)'ların salınım miktarlarını su için %0,5-2, %70'lik etanol için %2-6 arasında değiştiğini rapor etmişlerdir. Farklı saklama solüsyonlarında Bis-

GMA, kamforokinon, TEGDMA gibi monomerlerin olduğu tespit edilmiştir (Oysaed ve ark., 1988; Ferracane, 1994). Pelka ve ark. (1999) ise monomer analizi çalışmasında düşük moleküler ağırlığa sahip olan TEGDMA'nın miktar olarak fazla salındığını rapor etmişlerdir. Restore edilen dişlerde salınan artık monomerlerin dentin tübüllerinden dental pulpaya doğru difüzyon yapmaktadır (Gerzina ve Hume, 1994). TEGDMA monomerinin dentine difüzyon yaptığını savunan araştırmacılar bulunmaktadır (Gerzina ve Hume, 1995). Kompozitlerden salınan monomerlerin miktarının, materyalin polimerizasyon derecesine, materyalin kompozisyonuna ve salınan ortama (saliva, su, etanol, metanol) bağlı olarak değişmektedir. Özellikle de kullanılan monomerlerin molekül ağırlığı ve çözünürlüğü önemli yer tutmaktadır (Ferracane, 1994; Pelka ve ark., 1999).

Yapılan çalışmaların sonucu ve araştırmacıların yorumları ışığında kompozit materyallerin içerisinde bulunan monomerlerin diş ve çevre dokulara zararlı oldukları düşünüldüğünde, çocuk hastalarda sıklıkla aşırı madde kaybı olan dişlerde fazla miktarda kompozit materyaller kullanıldığı ve miktarın artması ile salınım yapan artık monomerin miktarının da artacağı göz önünde bulundurulmalıdır. Çocuk hastalarda da kliniklerde kompozit rezin materyaller sıklıkla kullanıldığı için artık monomer analizlerinin gerekliliği ve monomer salınımının azaltılmasına yönelik çalışmaların yapılmasının önemi ortaya çıkmaktadır.

2.1.7. Dolgu Materyallerini Laboratuvarda Yaşlandırma Teknikleri

Solüsyonda bekletme ile yaşlandırma

Yapay yaşlandırma tekniklerinde sıklıkla kullanılan bekletme ortamı sudur. Genellikle yaşlandırma yapılan örnekler 37°C'de farklı sürelerde bekletilmektedir (De Munck ve ark., 2005). Ortamda bekletilerek yapılan yapay yaşlandırma, uygulanan örneklerin fiziksel ve kimyasal yapısını değiştirmektedir (Santerre ve ark., 2001a; Giannini ve ark., 2003; De Munck ve ark., 2005). Solüsyonlar örneklerin polimer matrislerine infiltre olarak polimer halkaların yapısını bozmaktadır (Santerre ve ark., 2001a). Ayrıca bekletme solüsyonlarında reaksiyona girmemiş monomerleri veya ürünleri de ayrıştırabilmektedir (Hashimoto ve ark., 2002). Bekletme solüsyonlarının

içerisine bakteri üremesinin önüne geçilebilmesi için *sodium azide*, *chloramine* veya antibiyotikler katılmaktadır (De Munck ve ark., 2005).

Isı Döngüsü (*Thermal Cycling*) ile Yaşlandırma

ISO TR 11450 (1994)'e göre ısı döngüsü işlemi, 5°C ile 55°C su banyolarında 500 turdan oluşmaktadır (De Munck ve ark., 2005). Gale ve Darwell (1999)'e göre ISO standartlarında 10.000 tur yaklaşık olarak *in vivo* 1 yıla denk gelmektedir. Fakat, Brown ve ark. (1972) yaptıkları çalışmalarına göre ise 10 tur 1 güne eşit olduğunu savunmaktadırlar. Isı döngüsü işlemi örneklerde iki etkiye sebep olmaktadır; birincisi, sıcak su komponentlerin arasındaki hidrolizi hızlandırır ve polimerize olmamış monomer ve ürünlerin ortama ayrışmasını sağlar. İkincisi, materyaller üzerinde termal ekspansiyon ve kontraksiyonun yan etkilerini taklit eder (Hashimoto ve ark., 2000; De Munck ve ark., 2005).

Mekanik Kuvvetlerle ile Yaşlandırma

Mekanik kuvvetler ile yapılan yapay yaşlandırma işlemi, diş ile uygulanan materyal arasındaki adezyonu etkilemektedir (De Munck ve ark., 2005). Bu metot ile *in vivo* ortamdaki stres taklit edilebilmektedir (Krejci ve ark., 1994). *In vivo* çalışmaları tam olarak taklit edebilmesi için solüsyon ile yaşlandırıldıktan sonra çiğneme kuvveti simülatörüne tabi tutulabilmektedir (Nikaido ve ark., 2002; Frankenberger ve ark., 2003a; Frankenberger ve ark., 2003b).

2.1.8. Kompozit Rezin Materyallerden Artık Monomerlerin Salınımına Etki Eden Faktörler

Kompozit materyallerdeki gelişmelere rağmen ışıkla polimerizasyon işlemleri, düşük mekanik özellikler, zayıf renk uyumu, sekonder çürük, istenmeyen doku reaksiyonları, su emiliminin artması ve polimerizasyon işleminin tam gerçekleşmemesi vb. sorunlardan dolayı artık (polimerize olmamış) monomer oluşabilmektedir (Pearson ve Longman, 1989; Venhoven ve ark., 1993; Shortall ve ark., 1995; Vargas ve ark., 1998; Soh ve ark., 2004; Ozturk ve ark., 2013). Tam bir polimerizasyon işlemi için bu işlem sırasında bütün monomerlerin polimerlere dönüşmesi gerekmektedir (Ozturk ve ark., 2013). Yapılan çalışmalarda kompozit materyallerin konvansiyonel ışık

kaynaklarındaki dönüşüm dereceleri %55 ila %75 olarak rapor edilmiştir (Silikas ve ark., 2000; Yoon ve ark., 2002; Ozturk ve ark., 2013). Monomer dönüşümünün düşük olması sitotoksositeye sebep olduğu bilinmektedir (Caughman ve ark., 1991). Tam bir polimerizasyon işlemi gerçekleşmediğinde oluşan artık monomerler, buldukları ortama salınım yapmaktadırlar (Van Landuyt ve ark., 2011).

Sideridou ve ark. (2002) yaptıkları çalışmalarında 40 sn. daha az sürede polimerize edilen kompozitlerden 37°C'de oda sıcaklığında çapraz bağ reaksiyonuna girmeyen monomerlerin olabileceğini savunmuşlardır. Sonuç olarak reaksiyona girmeyen moleküller ve eklentiler salınım yapmaktadırlar (Van Landuyt ve ark., 2011). Ayrıca Finer ve ark. (2004) intra-oral yıkım sürecinin rezin bazlı kompozit materyallerin artık monomerlerin salınımını artırdığını rapor etmişlerdir. Mekanik, hidrolitik ve enzimatik yıkımlar moleküller arasındaki zincirlerin kopmasına ve polimerik yapıların yıkılmasıyla sonuçlanabilir (Santerre ve ark., 1999; Koin ve ark., 2008). Ağız içerisinde yıllar boyunca kompozit materyalin yaşlanmasına bağlı olarak artık monomer salınımı artmaktadır (Shajji ve Santerre, 1999).

Van Landuyt ve ark. (2011) artık monomer analizinde farklı araştırmacıların farklı metotlar kullandığını bildirmektedir. Bu çalışmaların çoğunluğunun monomer analizini Yüksek Performanslı Likit Kromatografi (HPLC) cihazı ile analiz ettiklerini rapor etmişlerdir. Bazı araştırmacılar ise *Gas Chromotography/Mass Spectrometry* (GC/MS) veya *Liquid Chromotography/Mass Spectrometry* (LC/MS) cihazlarını kullanmışlardır.

Yapılan çalışmalarda inorganik çözücülerde bekletilen materyallerin su ve/veya su-bazlı çözücülerde bekletilenlerden daha fazla salınım yaptığı gözlenmiştir (Van Landuyt ve ark., 2011). Oysaed ve ark. (1988) formaldehitin kompozit rezin materyallerde yıkım yapabileceği ve artık monomer analizi işleminde bekletme solüsyonu olarak kullanılabileceğini rapor etmişlerdir. Yapılan çalışmalarda en fazla salınan monomer *bisphenol A* (BPA)'dır ve su-bazlı çözücülere daha fazla salınım yapmaktadır (Arenholt-Bindslev ve ark., 1999; Manabe ve ark., 2000; Pulgar ve ark., 2000; Koin ve ark., 2008; Van Landuyt ve ark., 2011). Ayrıca su-bazlı monomerlerde sırasıyla TEGDMA, Bis-GMA salınım miktarları fazladır ve UDMA monomeri salınım yapmadığı rapor edilmiştir (Van Landuyt ve ark., 2011).

Artık monomerlerin salınımlarında önemli rol oynayan etkenleri şöyle sıralayabiliriz (Van Landuyt ve ark., 2011);

- ✓ Çözücü olarak kullanılan solüsyon (inorganik, organik, su/su-bazlı)
- ✓ Çözücü işleminde bekletme süresi (dk, gün, ay)
- ✓ Analiz işlemlerinde kullanılan cihazlar (HPLC, LC/MS, GC/MS)

Artık Monomer Analizinde Kullanılan Yöntemler

Rezin içerikli materyallerden polimerizasyon derecelerini, sertliklerini ve salınan artık monomer analizin yapılabilmesi için farklı metotlar geliştirilmiştir (Lee ve ark., 1998; Morgan ve ark., 2000; Spagnuolo ve ark., 2004; Viljanen ve ark., 2006). Bu yöntemleri şöyle sıralayabiliriz ;

- ✓ *Fourier transform infrared spectroscopy* (FTIR)
- ✓ *Nuclear magnetic resonance* (NMR)
- ✓ *Ultraviolet Spectrophotometry* (UV)
- ✓ *Multiple Internal Reflection Spectroscopy* (MIRS)
- ✓ Yüzey Sertliği Ölçümü
- ✓ Kromatografi çeşitleri
 - *Gas Chromatography* (GC)
 - *Liquid Chromatography/Mass Spectrometry* (LC-MS)
 - HPLC

Yapılan monomer analizi çalışmalarında, araştırmacılara göre en uygun yöntemin HPLC olduğu savunulmaktadır (Ortengren ve ark., 2001; Van Landuyt ve ark., 2011). HPLC yönteminde ayrıştırma işleminde çözünen monomerlerin daha kontrol edilebilir olması, tekrarlanabilir olması, diğer yöntemlere göre daha ekonomik ve seçiciliğinin üstün olmasından dolayı sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir (Sideridou ve Achilias, 2005; Moharamzadeh ve ark., 2007).

Yüksek Performanslı Likit Kromatografi

Kromatografi, bir maddenin kimyasal olarak ayrılma, tanıma ve saptama mekanizmasına sahip bir analitik bir metottur. HPLC genellikle medikal kimya, farmakoloji ve klinik kimya alanlarında sıklıkla kullanılan, doğal ve yapay ürünlerin

biyo-analizinin gerçekleştirilmesi amacıyla kullanılan bir cihazdır (Şekil 6)(Seğer ve ark., 2013). HPLC cihazı, artık monomer analizinde araştırmacılar tarafından sıklıkla kullanılan ve güvenilirliği iyi olan bir yöntemdir (Al-Hiyasat ve ark., 2005; Imazato ve ark., 2006; Darmani ve ark., 2007; Imazato ve ark., 2009; Van Landuyt ve ark., 2011). Likit kromatografinin temel birimleri aşağıdaki gibidir (Daş, 2008);

- ✓ Hareketli/taşıyıcı faz
- ✓ Pompa(lar)
- ✓ Enjeksiyon
- ✓ Kolon(lar)
- ✓ Dedektör(ler)
- ✓ Kaydedici, İntegratör
- ✓ Atık Deposu

1) **Hareketli Faz:** Analiz işlemi yapılacak bileşenleri, kolon boyunca taşınmasında yardımcı olan ve kimyasal özelliklere sahip çözelti veya çözücü karışımlarıdır (Altunsoy, 2013).

2) **Pompa:** Hareketli fazın kolon içerisinde hareket etmesine yardımcı olan parçadır. Hareketli faz pompalama sistemi, kesintisiz akış sağlamak üzere çift pistonlu bir pompa içerir. Pistonların biri emerken diğeri bastığından HPLC için çok önemli olan düzgün akış sağlanmış olur (Daş, 2008).

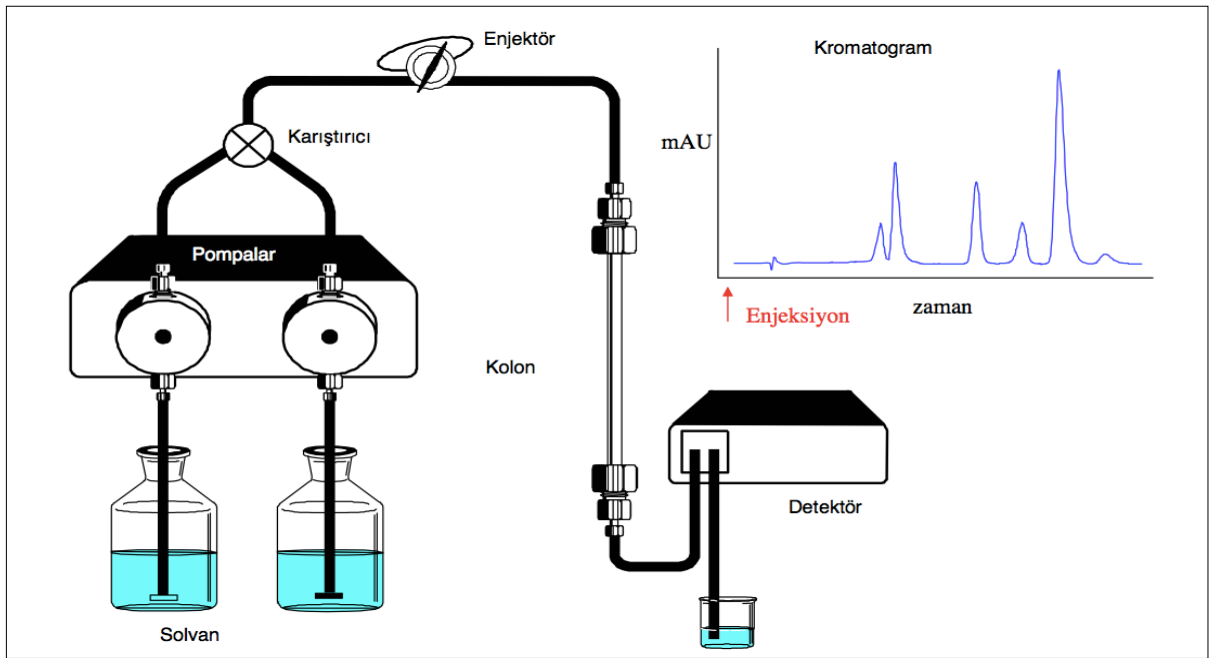
3) **Enjeksiyon:** Hareketli faz deposundan pompa ile alınan çözücü önce enjeksiyon sistemine gönderilir. Örnek maddenin rahat yüklenebilmesi ve hareketli faz akışının enjeksiyon sırasında etkilenmemesi için örnek madde çoklu uçlara sahip vananın içerdiği loop'a gönderilir. Vananın pozisyonu değiştirilerek hareketli fazın loop'tan geçmesi ile enjeksiyon işlemi gerçekleştirilmiş olur (Daş, 2008).

4) **Kolon:** Cihazın ayırma birimi olarak tanımlanır. Hareketli faz enjeksiyon sisteminden geçtikten sonra ayırma için bu bölüme gelir. Kolonların iç çapı 2-8 mm ve uzunluğu 10-100 cm arasında değişebilir (Daş, 2008).

5) **Dedektör:** Kolondaki ayrıştırma işlemlerinden sonra örnek materyaller ölçüm birimi olan bu bölüme taşıyıcı faz yardımı ile gelirler. Dedektör maddenin

derişimini doğru orantılı bir şekilde ölçmelidir. Bu amaçla farklı dedektörler kullanılabilir (Daş, 2008)

- a. Absorbans Dedektörü (UV)
- b. Floresans Dedektörü (FLD)
- c. Kırılma İndisi Dedektörü (RI),
- d. Elektrokimyasal Dedektör (ECD) ve
- e. İletkenlik Dedektörü (TCD)



Şekil 6. HPLC cihazının şematik görünümü (Daş, 2008).

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı ve Veteriner Fakültesi Farmakoloji ve Toksikoloji Anabilim Dalı ile birlikte yürütülmüştür.

3.1. Örneklerin hazırlanması

Çalışma kapsamında aynı üretici firmaya ait indirekt posterior kompozit, posterior kompozit ve mikrohibrit kompozit olmak üzere üç farklı kompozit rezin materyal kullanıldı. İndirekt posterior kompozit materyal için Tescera Dentine (Bisco INC., Richmond, ABD), posterior kompozit için *ÆLITE LS* posterior (Bisco INC., Schaumburg, ABD), mikrohibrit kompozit için *ÆLITE All Purpose Body* (Bisco INC., Schaumburg, ABD) kullanıldı (Şekil 7). Çalışmaya dâhil edilen kompozit rezin materyallerin kimyasal içerikleri Tablo 3'te gösterilmektedir.



Şekil 7. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller

Tablo 3. Kompozit rezin materyallerin kimyasal özellikleri

Materyal	Kimyasal Yapısı
Tescera DENTINE (Bisco, ABD)	Ethoxylated Bis-GMA, Urethane Dimethacrylate, Glass Filler, Amorphous Silica
ÆLITE LS Posterior (Bisco, ABD)	Ethoxylated Bis-GMA, Glass Filler, Amorphous Silica
ÆLITE All Purpose Body (Bisco, ABD)	Ethoxylated Bis-GMA, Triethyleneglycol Dimethacrylate, Glass Filler, Amorphous Silica

3.2. Grupların belirlenmesi

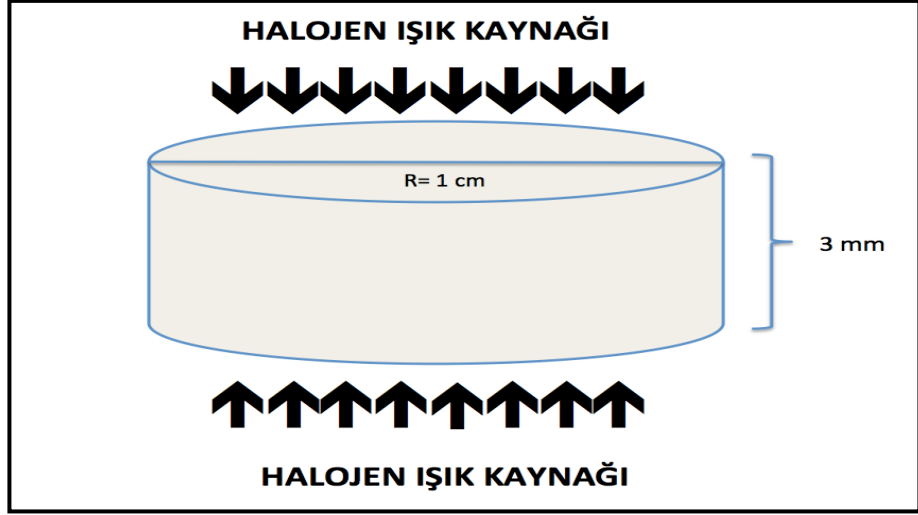
Altintas ve ark. (2012) yaptıkları çalışma referans alındığında, *Oneway ANOVA power* analizine göre her bir grup için 20 örnekten oluşan çalışmamızın gücü 0,99941 olarak belirlendi. Buna göre çalışma grupları üç farklı kompozit rezin materyal her alt grupta 5'er adet örnek olacak şekilde kontrol grubu ile birlikte 4 alt grup oluşturuldu (Tablo 4).

Tablo 4. Oluşturulan kompozit rezin örneklerin gruplandırılması

	İndirekt posterior Kompozit (n)	Posterior Kompozit (n)	Mikrohibrit Kompozit (n)
Kontrol	A1 (5)	B1 (5)	C1 (5)
1000 tur	A2 (5)	B2 (5)	C2 (5)
5000 tur	A3 (5)	B3 (5)	C3 (5)
10000 tur	A4 (5)	B4 (5)	C4 (5)
Toplam	20	20	20

Grup A1, B1, C1; kontrol grubu olarak ısı döngüsü işlemine tabi tutulmadı. **Grup A2, B2, C2;** 1000 kez ısı döngüsü işlemine tabi tutuldu. **Grup A3, B3, C3;** 5000 kez ısı döngüsü işlemine tabi tutuldu. **Grup A4, B4, C4;** 10000 kez ısı döngüsü işlemine tabi tutuldu. **A, B, C** harfleri grupların isimlerini belirtmektedir.

Her kompozit rezin materyalden 1 cm çapında 3 mm yüksekliğinde silindir şeklinde örnekler hazırlandı (Şekil 8). Her örneğin polimerizasyon öncesi ve sonrası ağırlıkları hassas terazide (Shimadzu, Kyoto, JAPONYA) ölçüldü (Şekil 9). Ölçülen değerler Tablo 5'te gösterilmektedir.



Şekil 8. Örneklerin hazırlanmasının şematik görünümü



Şekil 9. Örneklerin hazırlanması işleminde kullanılan hassas terazi

Tablo 5. Örneklerin polimerizasyon işlemlerinden sonraki ağırlıkları (miligram(mg))

Grup_A1		Grup_A2		Grup_A3		Grup_A4	
1	0,5786	1	0,5432	1	0,5145	1	0,5770
2	0,5562	2	0,5717	2	0,6015	2	0,5512
3	0,6288	3	0,5811	3	0,6081	3	0,5553
4	0,5878	4	0,5891	4	0,5823	4	0,5685
5	0,5965	5	0,5788	5	0,5448	5	0,5806
Grup_B1		Grup_B2		Grup_B3		Grup_B4	
1	0,5429	1	0,5132	1	0,5091	1	0,5341
2	0,5244	2	0,4772	2	0,5331	2	0,5037
3	0,5162	3	0,5028	3	0,5022	3	0,5354
4	0,4969	4	0,5406	4	0,4837	4	0,5401
5	0,5171	5	0,5263	5	0,5089	5	0,5389
Grup_C1		Grup_C2		Grup_C3		Grup_C4	
1	0,4382	1	0,5324	1	0,5003	1	0,5046
2	0,4611	2	0,4656	2	0,5073	2	0,4977
3	0,5096	3	0,5068	3	0,5222	3	0,5177
4	0,4482	4	0,5297	4	0,5164	4	0,4977
5	0,4555	5	0,4468	5	0,5096	5	0,5029

A grubunun ağırlık ortalaması= 0,57 mgr, B grubunun ağırlık ortalaması= 0,51 mgr, C grubunun ağırlık ortalaması= 0,49 mgr' dır.

3.3. Polimerizasyon işlemleri

Posterior ve mikrohibrit kompozit örneklerinin polimerizasyonu: Kompozit rezin materyallerden 1 cm çapında 3 mm yüksekliğinde silindir şeklinde hazırlanan örnekler halojen ışık kaynağıyla (Lunar Curing Light, Benlioğlu Dental Inc, Ankara, TÜRKİYE) hem üst hem de alt yüzeylerinden 20'şer saniye toplamda 40 sn ışık uygulandı, sertleşme işlemi sonrasında düşük devirde çalışan mikromotor (KaVo 181 M/KaVo Intra 2068, Biberach, ALMANYA) ve polisaj lastikleri (Identoflex-Kerr, Bioggio, İSVİÇRE) kullanılarak polisaj işlemi gerçekleştirildi.

İndirek posterior kompozit örneklerinin polimerizasyonu: Kompozit rezin materyallerden 1 cm çapında 3 mm derinliğinde silindir şeklinde hazırlanan örnekler halojen ışık kaynağıyla hem üst hem de alt yüzeylerinden 20'şer saniye toplamda 40 sn ışık ile polimerize edildi. İlk polimerizasyon işleminden sonra kompozit rezin örnekler indirek kompozit setine ait inley fırınında (Tescera ATL, Bisco Dental Products Richmond, ABD) önce inley cihazının gri *light cup* ışık ve basınç ile polimerizasyonu

sağlandı (Şekil 10). İkinci işlem olarak ise inley cihazının siyah *heat cup* ile ısı, ışık ve basınç ile son polimerizasyon işlemi üretici firma talimatlarına uygun olarak gerçekleştirildi. Sertleşme işlemi sonrasında düşük devirde çalışan mikromotor ve polisaj lastikleri kullanılarak polisaj işlemi gerçekleştirildi.



Şekil 10. Çalışmada kullanılan İnley fırını

3.4. Isı Döngüsü işlemi

Hazırlanan her bir örnek Toplam 60 tane ağzı kapaklı ışık geçirmeyen cam tüplere yerleştirildi (Şekil 11). Tüplerin içine 3 ml %75 etil alkol, %25 ultra saf su konularak homojen karışım elde edildi. Şişelerin kapakları parafinle kaplanarak su sızdırmaları önlendi. Su sızdıran örnekler çalışmadan çıkarılarak yeniden hazırlandı. Kontrol grubundaki örnekler etüvde 37°C’de 24 saat bu karışımının içinde bekletildi.



Şekil 11. Işık geçirmeyen cam tüpte solüsyon içerisinde kompozit rezin örnek

Isı döngüsü cihazı (Dentester, Salubris-Technica, İstanbul, TÜRKİYE)'nin soğuk banyosu 5°C'ye sıcak banyosu 55°C'ye ayarlandı, cihazın banyoda bekletme zamanı 30 sn ve banyolar arasında bekleme zamanı 10 sn olarak belirlendi (Şekil 12) (Gale ve Darvell, 1999). Grup A2, B2, C2 ısı döngüsü cihazında 1000 tur, grup A3, B3, C3 ısı döngüsü cihazında 5000 tur, grup A4, B4, C4 ısı döngüsü cihazında 10000 tur ısı döngüsü işlemine tabi tutuldu. Isı döngüsü işlemleri bittikten sonra şişelerin içinde bulunan kompozit rezin örnekler solüsyon içerisinde çıkarıldı. Örnekleri çıkarılan solüsyonlar analiz işlemine kadar +4°C'de buzdolabında bekletildi.



Şekil 12. Çalışmada kullanılan ısı döngüsü cihazı

3.5. HPLC analiz işlemi

Altıntaş ve Üşümez (2009) kullandığı metot modifiye edilerek kompozit rezin materyallerden salınan artık monomer düzeyleri ölçüldü. Çalışmada kullanılan kompozit rezinlerin HPLC cihazıyla analizinde kullanılan şartlar Tablo 6'da belirtilmektedir;

Tablo 6. HPLC analizinde kullanılan cihazın şartları

Analiz kolonu	Mobil faz	Akış hızı	Detektör ve dalga boyu	Kolon fırın Sıcaklığı	Enjeksiyon hacmi
C18, 5 µm x 250 x 4,6 mm	Asetonitril/Su (75: 25, v/v)	1 ml/dk. (izokrati k)	DAD 205 nm	25°C	20µl

Çalışmada kullanılan HPLC cihazının bölümleri aşağıdaki gibidir.

- a. HPLC cihazı: Shimadzu LC-20AT Prominence (Shimadzu, Kyoto-JAPONYA) (Şekil 13)
- b. HPLC analiz kolonu: C₁₈, 5 µm x 250 x 4,6 mm (GL Science, Inertsil ODS-3V) (Şekil 14)
- c. Detektör: *Diode Array Detector* (DAD) (Shimadzu SPD-M20A, Kyoto-JAPONYA) (Şekil 15)

Çalışmada kullanılan saf monomerler Tablo 7’de gösterilmektedir.

Tablo 7. Örnek analizinde kullanılan saf monomerlerin özellikleri

	Bis-EMA	UDMA	TEGDMA
Ticari Adı	Bisphenol A ethoxylate dimethacrylate	Urethane dimethacrylate	Triethylene glycol dimethacrylate
Üretici Firma	Sigma Aldrich	Sigma Aldrich	Sigma Aldrich
Ürün No.	455059	436909	261548
Formülü	C ₂₁ H ₂₈ O ₆	C ₂₃ H ₃₈ N ₂ O ₈	C ₁₄ H ₂₂ O ₆
Molekül Ağırlığı	376,4 g/mol	470,56 g/mol	286,32 g/mol
CAS No.	41637-38-1	72869-86-4	109-16-0

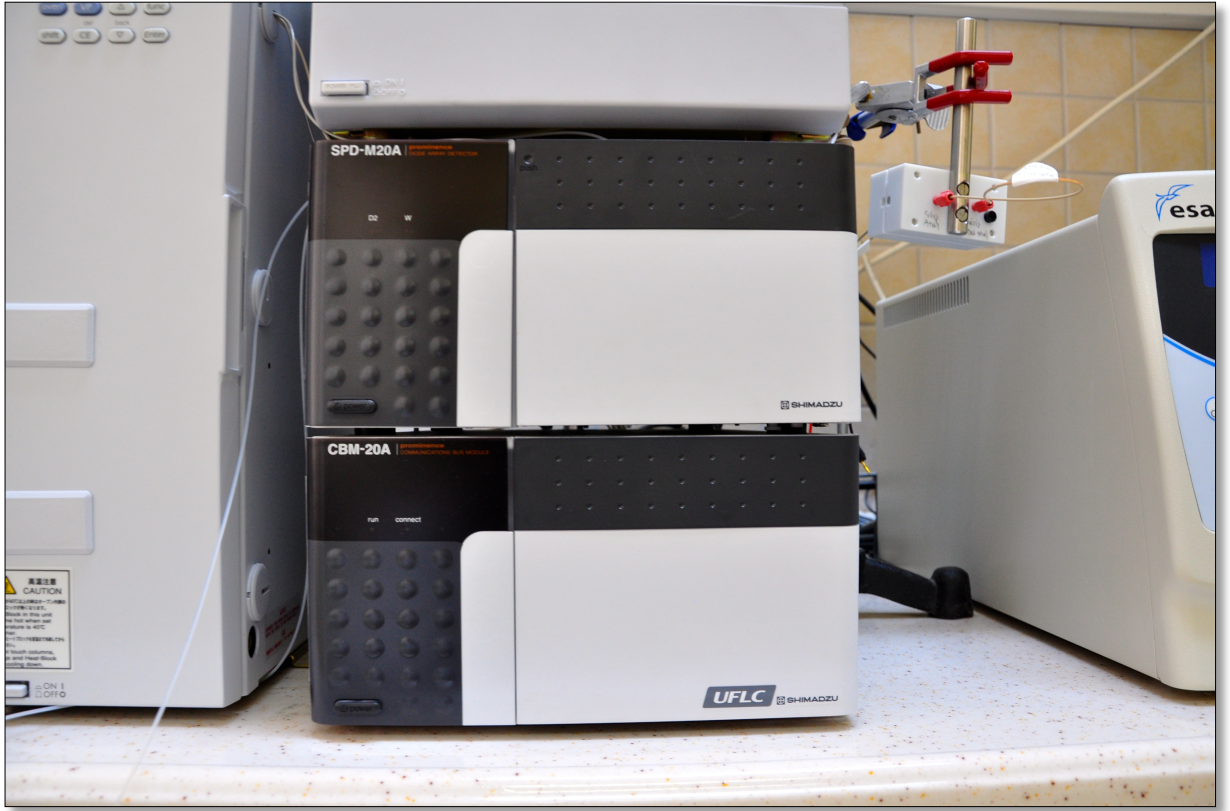
Etanol:su (75:25 v/v) solüsyonundaki örnekler 0,45 µm disk filtrelerden süzülüp HPLC-DAD sistemine enjekte edildi. 0,5, 1, 3, 5, 7 ve 10 µg/ml konsantrasyonlarındaki miks standart çözeltileri HPLC-DAD cihazında analiz edilerek kalibrasyon eğrileri çizdirildi (Şekil 16) ve ölçülen monomere ait piklerin geliş zamanları (*Retention Time*, RT), tespit alt limiti (*Limit of Detection*, LOD) ve hesaplama alt limitleri (*Limit of Quantification*, LOQ) belirlendi (Tablo 8).



Şekil 13. Çalışmada kullanılan HPLC cihazı



Şekil 14. Çalışmada kullanılan HPLC kolonu



Şekil 15. Çalışmada kullanılan HPLC-DAD detektörü

Test edilen örneklerden elde edilen solüsyonlarda, HPLC kullanarak yapılan analizlerde, monomer olarak indirekt posterior kompozit rezin materyalinde Bis-EMA ve UDMA, posterior kompozit rezin materyalinde Bis-EMA, mikrohibrit kompozit rezin materyalinde Bis-EMA ve TEGDMA düzeyleri ölçüldü.

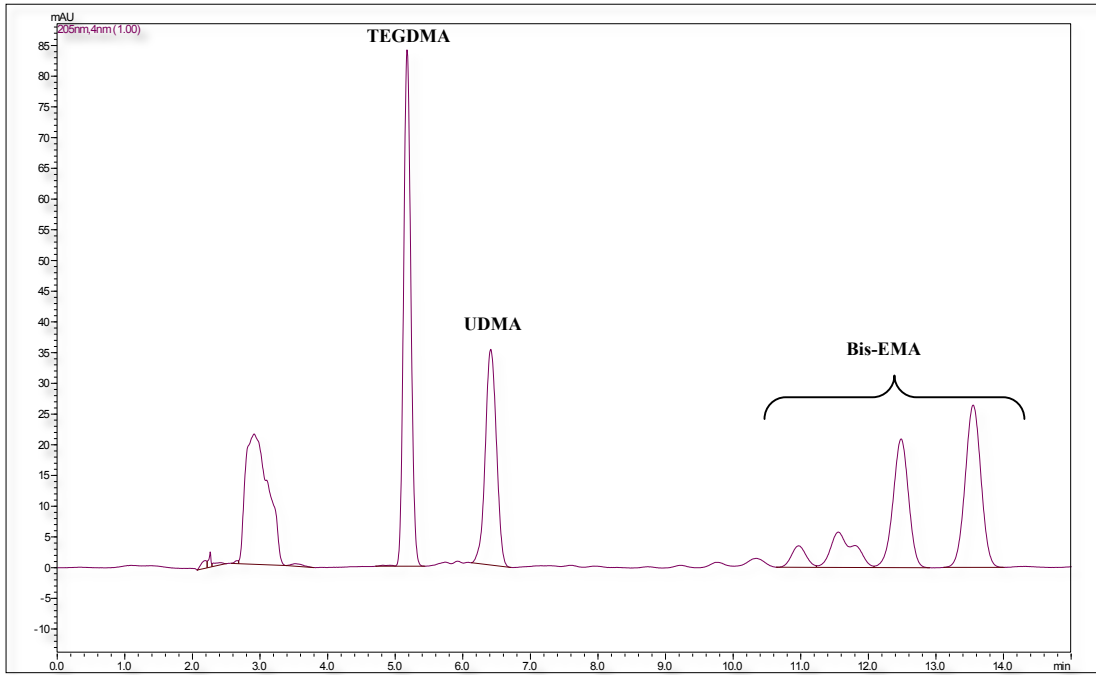
3.6. Sonuçların İstatistiksel Analizi

Verileri istatistiksel olarak değerlendirmeye başlamadan önce normallik varsayımı *Shapiro-Wilk* testi ile kontrol edildi ve verilerin normal dağılış gösterdiği belirlendi. Kompozitler ve ısı döngüsü işlemleri arası farklılıkları ortaya koymak amacı ile tek yönlü varyans analizi ve *Tukey* çoklu karşılaştırma testinden yararlanıldı. Ayrıca, ısı döngüsü uygulamalarına (0, 1000, 5000 ve 10000 devir) göre değişim ortogonal parçalanma tekniği ile ortaya konularak doğrusal, kuadratik veya kübik değişim şekli

belirlendi. Araştırmada verilerin değerlendirmesinde SPSS 20.0 V (IBM, New York, ABD) istatistik paket program kullanıldı. Elde edilen veriler 0,05 önem seviyesinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Ölçüm işlemleri başlamadan önce test edilecek olan solüsyonlardaki artık monomerlere ait standart maddelerin (Bis-EMA, TEGDMA ve UDMA) HPLC cihazı ile kalibrasyon işlemi gerçekleştirildi. Standart maddelere ait kromatogram şekil 16'da, standart olarak kullanılan Bis-EMA, TEGDMA ve UDMA monomerlerine ait ölçülen piklerin geliş zamanları (*Retention Time*, RT), tespit alt limiti (*Limit of Detection*, LOD) ve hesaplama alt limitleri (*Limit of Quantification*, LOQ) Tablo 8'de gösterilmektedir.

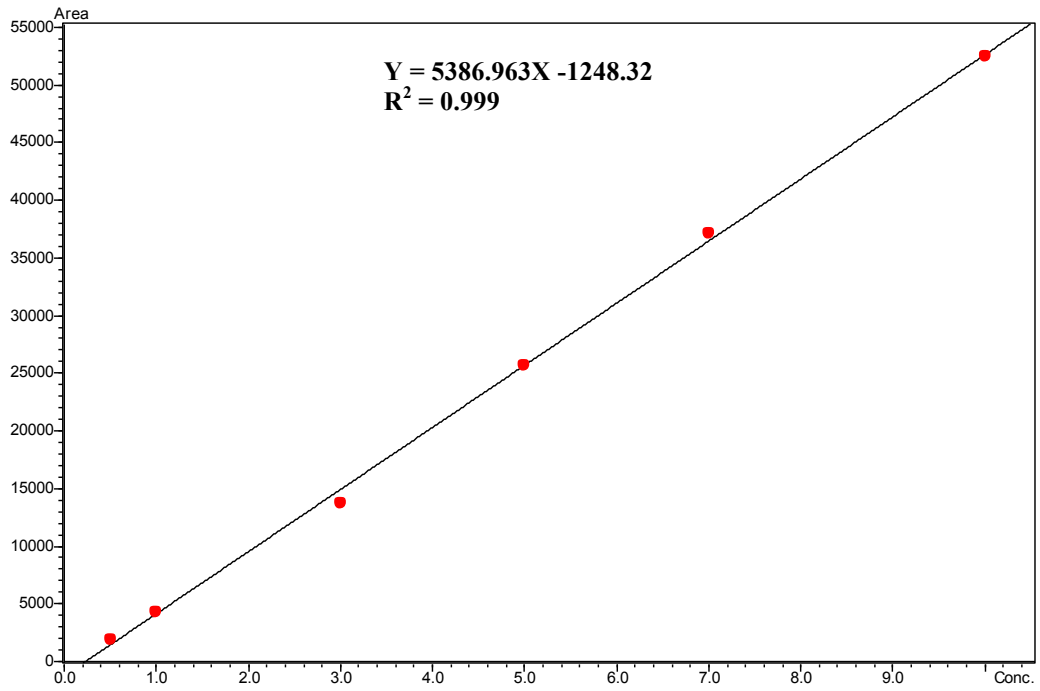


Şekil 16. 10 µg/ml miks standarda ait HPLC-DAD kromatogramı

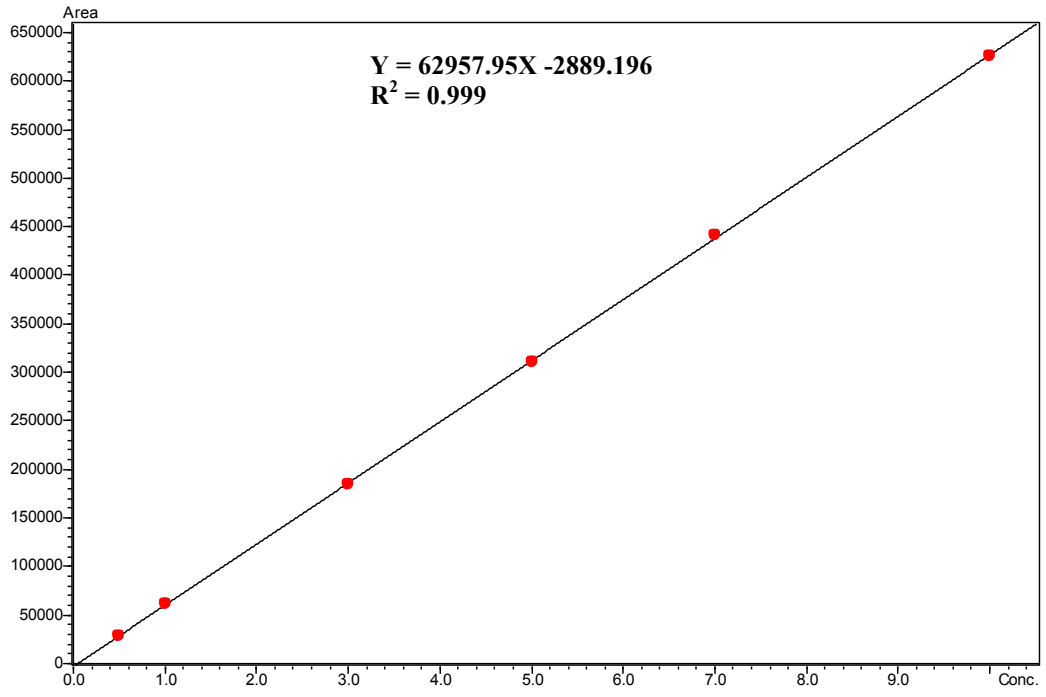
Tablo 8. Ölçülen monomerlere ait piklerin geliş zamanları (*Retention Time*, RT), tespit alt limiti (*Limit of Detection*, LOD) ve hesaplama alt limitleri (*Limit of Quantification*, LOQ)

Monomerler	RT (dk)	LOD (ng/ml)	LOQ (ng/ml)
TEGDMA	5,17	5,2	15,6
UDMA	6,41	8,0	24,1
	10,964		
	11,553		
Bis-EMA	12,481	7,5	22,6
	13,548		

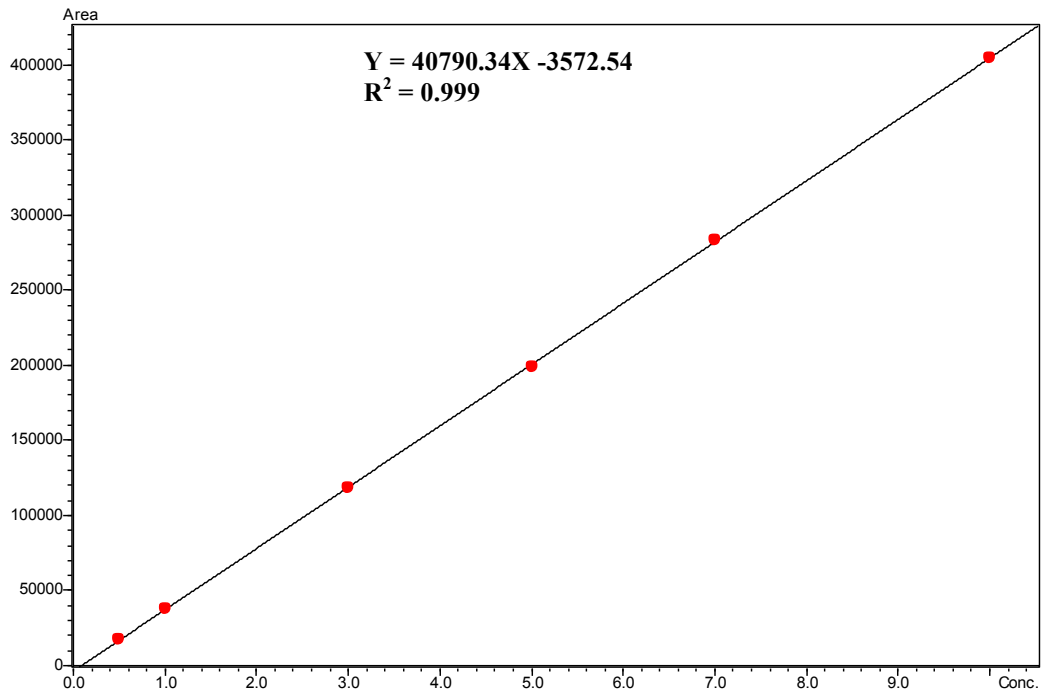
Bis-EMA, TEGDMA ve UDMA monomerlerine ait kalibrasyon eğrileri şekil 17, 18, 19’da gösterilmektedir.



Şekil 17. Bis-EMA monomerine ait kalibrasyon eğrisi



Şekil 18. TEGDMA monomerine ait kalibrasyon eğrisi



Şekil 19. UDMA monomerine ait kalibrasyon eğrisi

İndirekt posterior kompozit, mikrohibrit ve posterior kompozit gruplarına ait örneklerin ısı döngüsü işleminden sonra HPLC cihazında analiz işlemlerinden elde edilen veriler Tablo 9-10-11’ de gösterilmektedir.

Tablo 9 ‘daki veriler incelendiğinde; indirekt posterior kompozit materyalin ısı döngüsüne ait gruplar arasında UDMA artık monomer salınım miktarında anlamlı farklılık gözlenmedi ($p>0,05$). Ancak devir sayısı arttıkça artık monomer salınım miktarında lineer bir artış belirlendi. En fazla artış 5000 devirden sonra izlendi (Şekil 20).

İndirekt posterior kompozit materyalin ısı döngüsüne ait gruplar arasında Bis-EMA artık monomer salınım miktarında anlamlı farklılık gözlenmedi (Tablo 9, Şekil 20).

İndirekt posterior kompozit rezin materyalinde bulunan UDMA ve Bis-EMA monomerlerinin artık monomer salınımları karşılaştırıldığında kontrol ve 1000 devir gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edilmiştir ($p<0,05$). Ayrıca 5000 ve 10000 devir gruplarında UDMA ve Bis-EMA monomerlerinin salınım miktarları arasında anlamlı farklılık gözlenmedi ($p>0,05$). Kontrol ve 1000 devir gruplarında UDMA monomeri Bis-EMA monomerinden miktar olarak daha az salınım yaptığı belirlendi. 5000 devir ve 10000 devir gruplarında ise UDMA monomeri Bis-EMA monomerinden daha fazla salınım yaptığı tespit edildi.

Tablo 9. İndirekt posterior kompozit grubuna ait monomer salınımına ait veriler

Gruplar	İndirekt posterior kompozit		p
	UDMA	Bis-EMA	
	Ortalama±SS (µg/ml)	Ortalama±SS (µg/ml)	
<i>Kontrol</i>	1,29±0,80 ^{b,B}	1,77±1,00 ^{a,A}	0,012
<i>1000 devir</i>	1,77±1,15 ^{a,B}	2,53±1,38 ^{b,A}	0,002
<i>5000 devir</i>	3,09±1,37	2,62±1,15	0,661
<i>10000 devir</i>	3,32±1,78	2,82±1,28	0,409
p	0,073	0,558	
Etkiler	p	p	
<i>Lineer</i>	0,013	0,203	
<i>Kuadratik</i>	0,834	0,61	
<i>Kübik</i>	0,479	0,748	

Aynı sütundaki farklı küçük harfler arasında anlamlı farklılık vardır.
Aynı satırdaki farklı büyük harfler arasında anlamlı farklılık vardır.

Tablo 10'daki veriler incelendiğinde; mikrohibrit kompozit rezin materyalin ısı döngüsüne ait gruplar arasında TEGDMA artık monomer salınım miktarında anlamlı farklılık belirlendi ($p<0,05$). Ayrıca devir sayısı arttıkça artık monomer salınım miktarında lineer bir artış belirlendi (Tablo 10, Şekil 20).

Mikrohibrit kompozit rezin materyalin ısı döngüsüne ait gruplar arasında Bis-EMA artık monomer salınım miktarında anlamlı farklılık gözlenmedi ($p>0,05$) (Tablo 10, Şekil 20).

Mikrohibrit kompozit rezin materyalinde bulunan TEGDMA ve Bis-EMA monomerlerinin artık monomer salınımları karşılaştırıldığında bütün gruplar arasında anlamlı farklılık tespit edildi ($p<0,05$). Ayrıca, TEGDMA monomeri Bis-EMA monomerinden miktar olarak bütün gruplarda fazla miktarda salınım yaptığı gözlemlendi.

Tablo 10. Mikrohibrit kompozit grubuna ait monomer salınımına ait veriler

Gruplar	Mikrohibrit kompozit		p
	TEGDMA	Bis-EMA	
	Ortalama±SS (µg/ml)	Ortalama±SS (µg/ml)	
<i>Kontrol</i>	106,61±19,80 ^{a,A}	37,16±7,28 ^{a,B}	0,001
<i>1000 devir</i>	155,63±57,63 ^{a,b,A}	41,14±10,16 ^{a,B}	0,007
<i>5000 devir</i>	172,53±48,31 ^{a,b,A}	29,80±12,62 ^{a,B}	0,025
<i>10000 devir</i>	195,27±28,43 ^{b,A}	40,67±7,53 ^{a,B}	0,006
p	0,024	0,259	
Etkiler	p	p	
<i>Lineer</i>	0,004	0,966	
<i>Kuadratik</i>	0,488	0,436	
<i>Kübik</i>	0,653	0,069	

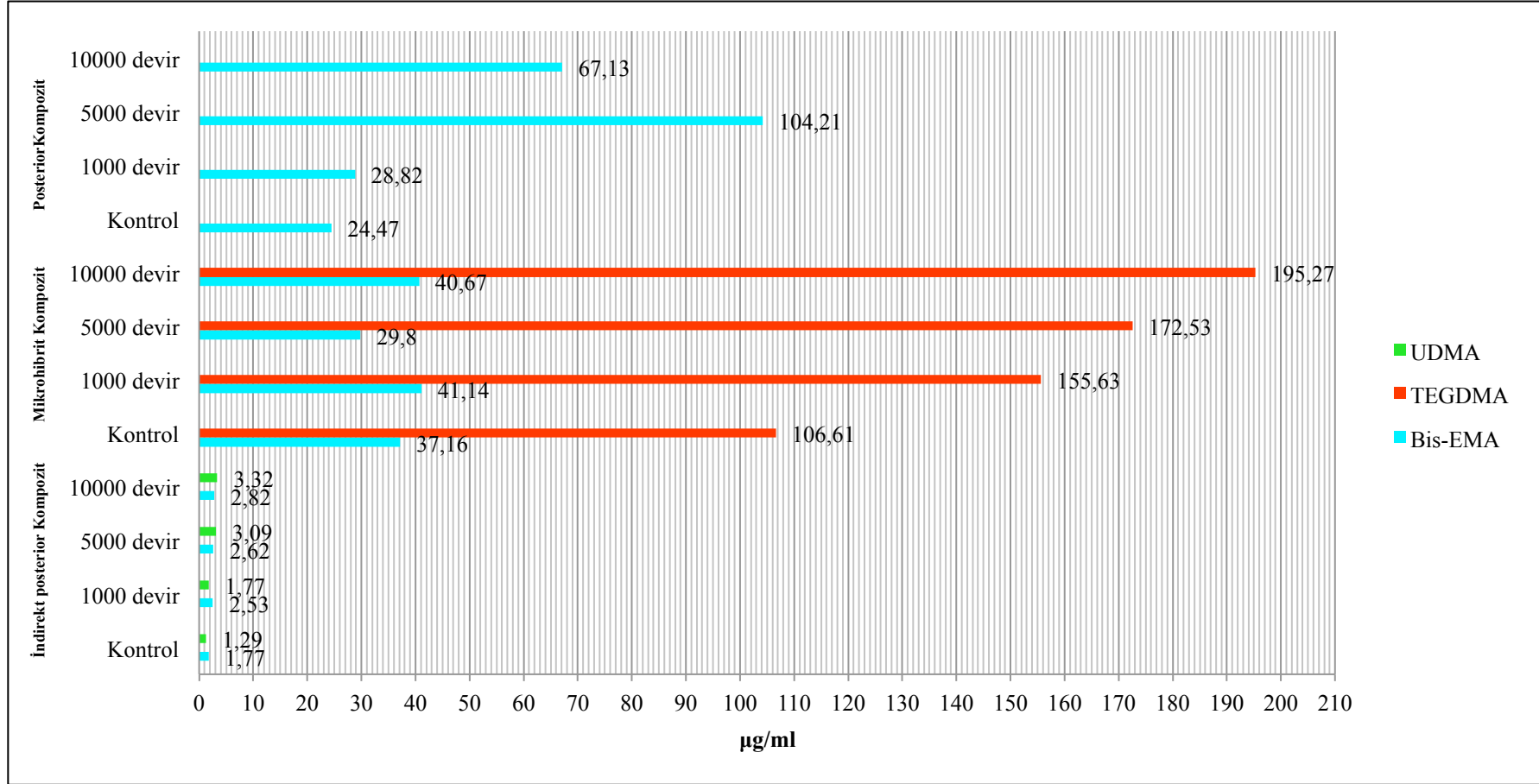
Aynı sütundaki farklı küçük harfler arasında anlamlı farklılık vardır.
Aynı satırdaki farklı büyük harfler arasında anlamlı farklılık vardır.

Tablo 11'deki veriler incelendiğinde; posterior kompozit rezin materyalin ısı döngüsüne ait gruplar arasında Bis-EMA artık monomer salınım miktarında anlamlı farklılık belirlendi ($p<0,05$). Ayrıca devir sayısı arttıkça artık monomer salınım miktarında hem lineer hem de kübik bir artış belirlendi (Tablo 11, Şekil 20). Bu değerlerde 0-5000 devir aralığında bir artış görülürken, 5000 devirden sonra azaldığı gözlemlendi ($p<0,05$).

Tablo 11. Posterior kompozit grubuna ait monomer salınımına ait veriler

Gruplar	Posterior kompozit
	<i>Bis-EMA</i>
	Ortalama±SS (µg/ml)
<i>Kontrol</i>	24,47±3,12 ^b
<i>1000 devir</i>	24,82±7,43 ^b
<i>5000 devir</i>	104,21±30,36 ^a
<i>10000 devir</i>	67,13±27,93 ^a
P	<0,001
Etkiler	p
<i>Lineer</i>	<0,001
<i>Kuadratik</i>	0,064
<i>Kübik</i>	<0,001

Aynı sütundaki farklı küçük harfler arasında anlamlı farklılık vardır



Şekil 20. Kompozit rezin materyallerde bulunan Bis-EMA, TEGDMA ve UDMA artık monomerlerine ait analiz verilerinin grafiği

Çalışmada kullanılan üç kompozit rezin materyali Bis-EMA monomeri içermektedir. Bu nedenle Bis-EMA monomeri ayrı bir tabloda karşılaştırıldı. Tablo 12'deki veriler incelendiğinde; her üç kompozit rezin materyallere ait kontrol ve 1000 devir grupları arasında salınan Bis-EMA artık monomeri miktarı açısından anlamlı derecede farklılık gözlemlendi ($p<0,001$). Kompozitler içindeki Bis-EMA monomeri devir sayılarındaki salınım miktarına göre karşılaştırıldığında; kontrol grubu ve 1000 devirde mikrohibritten, 5000 ve 10000 devirde posterior kompozit rezinlerinden en yüksek oranda salınım yaptığı belirlendi. Her ısı döngüsü grubunda en düşük Bis-EMA monomeri salınım yapan kompozit rezinin, indirekt posterior kompozit rezin olduğu saptandı.

Tablo 12. Kompozit materyallerde bulunan Bis-EMA monomerine ait veriler

Gruplar	Kompozitler			p
	İndirekt	Posterior	Mikrohibrit	
	Ortalama±SS (µg/ml)	Ortalama±SS (µg/ml)	Ortalama±SS (µg/ml)	
<i>Kontrol</i>	1,77±1,00 ^C	24,47± 3,12 ^B	37,16±7,28 ^A	<0,001
<i>1000 devir</i>	2,53±1,38 ^C	24,82±7,43 ^B	41,14±10,16 ^A	<0,001
<i>5000 devir</i>	2,62±1,15 ^B	104,21±30,36 ^A	29,80±12,62 ^B	<0,001
<i>10000 devir</i>	2,82±1,28 ^B	67,13±27,93 ^A	40,67±7,53 ^A	<0,001

Aynı satırdaki farklı büyük harfler arasında anlamlı farklılık vardır.

5. TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kompozit rezin materyallerin kullanımının artması bu materyallerin geliştirilme çalışmalarını artırmıştır (Cramer ve ark., 2011). Çocuk Diş hekimliğinde de kompozit rezinler restoratif materyal olarak sıklıkla kullanılmaktadır (Fleming ve ark., 2001; Pascon ve ark., 2006). Resin bazlı kompozit materyallerde kimyasal ve fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi, çiğneme kuvvetlerin oluşturduğu basınçlara karşı dirençlerinin artırılması, polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, direkt veya indirekt uygulama için farklı çeşitlerin üretilmesi gibi birçok başarılı gelişme meydana gelmiştir (Cramer ve ark., 2011). Kullanılan materyallerin başarı kriterlerinde olması gereken en önemli özelliklerden biri biyolojik uyumluluklarının iyi olması, diş ve çevre dokulara zararlı etkilerinin olmamasıdır (Bertram, 2000; Darmani ve ark., 2007). Resin kompozitlerdeki gelişmelere rağmen polimerize olmayan ya da polimerize olduktan sonra monomer salınımının olması canlı organizmada bir takım sorunlar oluşturabilmektedir (Wataha ve ark., 1999; Kehe ve ark., 2001; Darmani ve ark., 2007). Kompozit materyallerde meydana gelen bu tip sorunlar bu türden materyallerin güvenilirliğinde tartışma konusu oluşturmuştur (Darmani ve ark., 2007). Çocuk hastalarda kooperasyon problemi, genç organizma ve gelişmekte olan hücre yapılarının daha duyarlı olması sebebiyle bu tip materyallerin kullanımı daha da bir önem arz etmektedir (Geurtsen, 2000; Donly ve Garcia-Godoy, 2002; Koupis ve ark., 2004; Nicholson ve Czarnecka, 2008). Çocuk diş hekimliğinde, hastaların uyum zorluğundan dolayı, direkt olarak kullanılan kompozit rezin restorasyonların polimerizasyonunun yetersiz olduğu durumlar gözlenebilmektedir (Koyuturk ve ark., 2013). Ayrıca kullanılan kompozit rezin restorasyonlarının zamanla yıpranmasıyla ağız içine monomer salınımı olabilmektedir (Van Landuyt ve ark., 2011).

Bu tez çalışmasında, farklı içeriklere ve uygulama tekniğine sahip üç farklı kompozit rezin materyalin farklı yaşlandırma sürelerinden sonra yaptıkları artık monomer salınım miktarlarının yüksek performanslı likit kromatografi tekniğiyle analiz edilmesi amaçlanmıştır.

Kompozit materyallerin en güncel sınıflandırılması içerdiği partikül boyutuna göre yapılmaktadır (Lutz ve Phillips, 1983; 1983; Dayangaç, 2010; Yegin, 2013). Kompozit materyaller farklı partikül büyüklüklerine göre sınıflandırma yapılmasına

rağmen kullanım amaçlarına göre de sınıflandırılmalar yapılmıştır (Hervas-Garcia ve ark., 2006). Ayrıca kompozit materyallerin içerisindeki monomerler materyalin karakteristik özelliklerini belirlemektedir. Sıklıkla kullanılan bu monomerler Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA ve TEGDMA'dır (Sideridou ve Achilias, 2005). Bu çalışmada farklı kullanım alanlarına sahip üç ayrı kompozit rezin materyal [posterior kompozit rezin (ÆLITE LS Posterior; Bisco, ABD), mikrohibrit kompozit rezin (ÆLITE All Purpose Body; Bisco, ABD) ve indirekt kompozit rezin (Tescera DENTINE; Bisco, ABD)] kullanılmıştır. Ayrıca bu materyaller seçilirken aynı markaya ait olma, içeriklerinde bulunan monomerlerin miktarının ve türünün farklı olması ve ilave sertleştirme metotlarını içermeleri gibi kriterler göz önünde bulundurulmuştur. Çalışmada kullanılan kompozit rezin materyaller ise Bis-EMA, UDMA, TEGDMA monomerlerini içermektedir. Ayrıca literatürdeki artık monomer analiz çalışmaları incelendiğinde çalışmada kullanılan indirekt kompozit rezin materyallerin kullanımına rastlanmamıştır. Bununla birlikte bu materyalin polimerizasyonu için artık monomer salınımını azaltacağı düşünülen ısı, ışık ve basınç altında sertleştirme yöntemi kullanılmıştır.

Daha önceki yapılan çalışmalarda, kompozit rezin materyallerden salınan artık monomerlerin analizinde kullanılan örneklerin şekilleri ve ebatları farklılık göstermektedir. Hamid ve Hume (1997) 0,5-1-2 mm yüksekliğinde ve 6 mm çapında, Tuna (2006) 4 mm yüksekliğinde ve 2-4-6 mm çapında, Ferracane ve ark. (1994) 2 mm yüksekliğinde ve 4 mm çapında, Munksgaard ve ark. (2000) 2 mm yüksekliğinde ve 5mm çapında, Ak ve ark. (2010) 1 mm yüksekliğinde ve 10 mm çapında, Polydorou ve ark. (2009b) 2 mm yüksekliğinde ve 4,5 mm çapında ve Filipov ve ark. (2006) 2 mm yüksekliğinde ve 4 mm çapında örnekler kullanmışlardır. Literatüre göre bu çalışmadaki örnek boyutları 3 mm yükseklik ve 1 cm çap olacak şekilde belirlenmiştir.

Öztürk ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada farklı ışık kaynaklarının polimerizasyon derecesine etkilerini karşılaştırdıklarında QTH, LED ve plazma ark ışık kaynaklarının arasında anlamlı bir farklılık olmadığını rapor etmişlerdir. Ganglianone ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada farklı adeziv sistemler üzerine uyguladıkları QTH ve LED ışık kaynaklarının konversiyon derecelerini karşılaştırmışlar ve QTH ışık kaynağının daha iyi konversiyon derecesine sahip olduğu rapor etmişlerdir. Yapılan çalışmalarda QTH ışık cihazlarının polimerizasyon derecesinin ve mikro-sertlik

açısından LED cihazlara göre daha iyi değerlere sahip oldukları bildirilmiştir (Zorba ve ark., 2011; Lima ve ark., 2012). Bu çalışmada da kompozit rezinler standart QTH ışık kaynağı ile sertleştirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda yaşlandırma işlemi gerçekleştirilmek için farklı sıcaklık ve süreler kullanılmıştır (Ferracane ve Condon, 1990; Gerzina ve Hume, 1996; Imazato ve ark., 2006; Imazato ve ark., 2009; Van Landuyt ve ark., 2011). Tuna (2006) 24 saat, Mazzaoui ve ark. (2002) 3 ay, Ortengren ve ark. (2001) 6 ay, Polydorou ve ark. (2009c) 12 ay, bekleme sürelerinden sonra analiz işlemi gerçekleştirmiştir. Araştırmacılar yapay yaşlandırma işleminde ortamda bekletilme süresinin etkili olacağını savunmaktadırlar (Imazato ve ark., 2006; Imazato ve ark., 2009; Van Landuyt ve ark., 2011). Isı döngüsü işlemi birçok çalışmacı tarafından yapay yaşlandırma metodu olarak kullanılmıştır (Thordrup ve ark., 1994; Gale ve Darvell, 1999; Koyuturk ve ark., 2006; Casselli ve ark., 2013). Bu yapay yaşlandırma metodunun örnekler üzerine etkisinin olduğu rapor edilmiştir (Gale ve Darvell, 1999). Ayrıca araştırmacılar bu metodun ağız içi ortamı taklit edebilmelerinin diğer metotlara göre daha iyi olacağını savunmaktadırlar (Gale ve Darvell, 1999). Bazı araştırmacılar ise ısı döngüsü işlemindeki 10 tam devirin ağız içi ortamda yaklaşık olarak 1 güne eşit olacağını savunmaktadırlar (Brown ve ark., 1972; Gale ve Darvell, 1999). Daha önceki çalışmalarda kullanılan ısı döngüsü yöntemi ağızdaki ısı değişimini taklit etmesi amacıyla uygulanmıştır. Ayrıca farklı devir süreleri uygulanarak farklı zaman dilimleri taklit edilmeye çalışılmıştır (Gale ve Darvell, 1999). Çalışmamızda da 1000 devir ısı döngüsü işlemi ağız içi ortamda yaklaşık olarak 3,5 aya, 5000 devir ısı döngüsü işlemi 1,5 yıla ve 10000 devir ısı döngüsü işlemi ise yaklaşık 2,5 yıla denk gelmektedir.

Kompozit materyallerin rezin matriksinde bulunan başlıca monomerler Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA'dır (Ortengren ve ark., 2001). Bu monomerlerin polimerizasyon esnasında reaksiyona girmeme oranları %40-75 arasında değişmektedir (Manojlovic ve ark., 2011). Reaksiyona girmeyen bu monomerlerin yaklaşık olarak %10'u bulunduğu ortama salınmaktadır (Ferracane, 1994; Altunsoy, 2013). Bu monomerleri analiz etmek için farklı metotlar kullanılmıştır. Bunlardan sıklıkla kullanılanları HPLC, LC, GC'dir. Bu metotlar çözücüler içerisinde bulunan maddeleri ayırma yöntemi ile analiz etme işlemine dayanmaktadır (Van Landuyt ve ark., 2011).

GC yüksek sıcaklıklarda vaporize edebildiği için düşük moleküllü maddelerin analizinde daha stabil bir yöntem olarak kullanılmaktadır (Rogalewicz ve ark., 2006). Ancak HPLC ve LC yüksek molekül ağırlığına sahip monomerler için doğru analiz metotları olduğu bildirilmektedir (Michelsen ve ark., 2008). Van Landuyt ve ark. (2011) yaptıkları literatür derlemesinde araştırmacıların sıklıkla HPLC metodunu kullandığını ve LC/MS veya GC/MS metotları ile karşılaştırıldığında daha ucuz ve güvenilir bir metot olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada monomer analiz işlemi için, sıklıkla kullanılması ve güvenilirliğinin yüksek olması sebebiyle HPLC metodu kullanılmıştır.

Literatürdeki çalışmalarda monomer analizi yapmak için farklı bekletme ortamları kullanılmıştır. Monomer analizinde, Darmani ve ark. (2007) Dulbelco modifiye solüsyonu ve %96'lık etanol/su solüsyonu, Imazato ve ark. (2009) distile su, Tuna (2006) yapay tükürük, Nalçacı ve ark. (2006) metanol ve HPLC-grade solüsyonu, Polydorou ve ark. (2007; 2009b; 2009c) %75'lik etanol/su solüsyonu, Pulgar ve ark. (2000) su, Yap ve ark. (2004) asetonitril solüsyonlarını bekletme ortamı olarak kullanmıştır. Van Landuyt ve ark. (2011) yaptıkları literatür derlemesinde su veya su-bazlı çözücülerde UDMA, TEGMA, Bis-GMA gibi monomerlerin daha az çözündüklerini veya hiç çözünmediklerini rapor etmişlerdir. Darmani ve ark. (2007) yaptıkları çalışmalarında Bis-GMA, TEGDMA, UDMA ve Bis-EMA monomerlerin farklı ortamlardaki salınım miktarlarını karşılaştırıldığında etanol/su solüsyonunda daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. Organik çözücülerde monomerlerin daha fazla çözüldüğü bildirilmiştir (Van Landuyt ve ark., 2011). Bu çalışmada kullanılan kompozit rezin materyallerin artık monomer salınım miktarını daha iyi saptamak için organik çözücü olan %75'lik etanol/su solüsyonu kullanılmıştır.

HPLC cihazlarında genellikle C4 ve C18 kolonları kullanılmaktadır. C4 kolonu protein yapıların analizinde ve C18 kolonu ise daha küçük monomerlerden oluşan dental komponentlerin analizinde kullanılmaktadır (Tuna, 2006; Altıntaş, 2007; Polydorou ve ark., 2007; Polydorou ve ark., 2009a; Manojlovic ve ark., 2011; Altunsoy, 2013). Bu çalışmada da diğer dental materyal analiz işlemlerinde kullanılan C18 kolonu kullanılmıştır.

HPLC cihazında analiz işlemi için gerekli olan dalga boyu ve akış hızı monomerlerin tam olarak saptanabilmesi, ölçülebilmesi ve analitik değerlendirilebilmesi için önem taşımaktadır (Van Landuyt ve ark., 2011). Munksgaard ve ark. (2000) 0,25 ml/dk akış hızı ve 205 nm dalga boyunda, Silikas ve Watts (2000) 2 ml/dk akış hızı ve 254 nm dalga boyunda, Ak ve ark. (2010) 1,5 ml/dk akış hızı ve 254 nm dalga boyunda, Altıntaş ve Üşümez (2009) 1 ml/dk akış hızı ve 208 nm dalga boyunda analiz işlemini gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada da diğer çalışmalardaki veriler göz önünde bulundurularak, hazırlanan örnekleri analiz etmek için akış hızını 1 ml/dk ve dalga boyunu ise 205 nm olarak belirlenmiştir.

Ak ve ark. (2010), Bis-GMA ve TEGDMA'nın standardizasyonunda HPLC'deki tutunma sürelerini sırasıyla 2,44 ve 3,59 dk olarak belirlemişlerdir. Imai ve ark. (2000) farklı kimyasal formüllere sahip Bis-GMA monomerlerinin analiz çalışmasında Bis-GMA'nın tutunma süresini 7,9 dk olarak rapor etmişlerdir. Silikas ve ark. (2000) primer ve bonding ajanlarının içerisindeki monomerlerin analizlerinde TEGDMA ve UDMA standartlarının tutunma zamanlarını sırasıyla 2,85 ve 2,90 dk olarak bildirmişlerdir. Altıntaş (2007) farklı tipteki kompozit materyallerden salınan artık monomerlerin analizinde Bis-GMA, TEGDMA ve UDMA'nın tutunma zamanlarını sırasıyla 4,14, 3,44 ve 3,83 dk olarak saptamıştır. Bu çalışmada standartların tutunma zamanları Bis-EMA için 10,96, 11,55, 12,48, 13,54 dk'lar, TEGDMA için 5,17 dk ve UDMA için 6,41 dk olarak belirlenmiştir.

Ak ve ark. (2010) QTH ışık kaynağı kullanarak yaptıkları çalışmalarında polimerize ettikleri örneklerden (*Leaddent Composite*) zamanla TEGDMA ve Bis-GMA'nın 1., 3., 7. günlerde salınım miktarlarının arttığını, fakat gruplar arasında anlamlı derecede farklılık olmadığını rapor etmişlerdir. Manojlovic ve ark. (2011) polimerizasyon işlemi LED ve QTH ışık kaynağı kullanmışlar ve LED ışık kaynağı kullanılan örneklerin miktar olarak daha fazla salınım yaptığını rapor etmişlerdir. Tuna (2006) örneklerin hazırlanmasında QTH ve LED ışık kaynakları kullandığı çalışmasında LED ışık kaynağıyla sertleştirilen örneklerin daha az salınım yaptıklarını rapor etmiştir. Moharamzadeh ve ark. (2007) yaptıkları kısa süreli (7 gün) analiz çalışmalarında kompozit rezin materyallerden Bis-GMA ve UDMA salınımının olmadığını TEGDMA monomerinin de miktar olarak az salınım yaptığını bildirmişlerdir. Polydorou ve ark.

(2009b) çalışmalarında 1 gün ila 1 yıl arasında sürede solüsyonlarda bekletilen materyallerin salınım miktarlarını ölçmüşlerdir ve Bis-GMA monomerinin (*Filtek Supreme XT*) en fazla salınım miktarını ilk 24 saatte gerçekleştirdiğini rapor etmişlerdir. Bu çalışmada da mikrohibrit kompozit rezinde bulunan TEGDMA salınım miktarı ısı döngüsü devir sayısı arttıkça artmış ve gruplar arasında kontrol ve 10.000 devir arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık belirlenmiştir ($p<0,05$), diğer gruplar arasında anlamlı farklılıklar gözlenmemiştir ($p>0,05$). Bütün kompozitlerde bulunan Bis-EMA salınım miktarı en az indirekt posterior kompozit rezinden elde edilen örneklerden salınmıştır ve diğer gruplar ile kıyaslandığında anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p<0,001$). Çalışmadaki bu farklılık ısı döngüsü işleminin süre olarak uzun olmasından kaynaklanmış olabilir. Çünkü diğer çalışmalarda (Moharamzadeh ve ark., 2007; Ak ve ark., 2010; Manojlovic ve ark., 2011) örneklerin yaşlanma aralığının 0-7 gün arasında değişen kısa süreler olduğu görülmektedir. Bu çalışmada sıvı içinde bekletmekten ziyade hem ısı döngüsü gibi yapay yaşlandırmaya hem de devir sayısının fazlalığına bağlı olarak kompozit rezinlerden daha fazla artık monomer salınımının gerçekleştiği düşünülmektedir.

Polydorou ve ark. (2009b), yaptıkları çalışmada farklı kompozitlerden Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin ilk 24 saat içinde en fazla salınımı yaptıkları ve 7. ve 28. Günlerde ise bu salınım miktarının azaldığını rapor etmişlerdir. Tuna (2006) TEGDMA, UDMA, Bis-GMA ve Bis-EMA monomerlerinin 30. dk ve 24. saat arasında salınım miktarları zamanla arttığını ve ayrıca kullanılan örneklerin çaplarının büyüklüğü ile artık monomer salınımının doğru orantılı şekilde artacağını bildirmiştir. Danesh ve ark. (2012), UDMA monomerinin salınım miktarlarının 1., 3. ve 7. günlerde artış gösterdiğini fakat gruplar arasında anlamlı farklılıklarının olmadığını rapor etmişlerdir ($p>0,05$). Botsali ve ark. (2014), farklı kompozitlerden salınan TEGDMA monomerinin 4 dk- 24 saat arasında zamanla miktarının arttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada da mikrohibrit kompozit rezinden elde edilen örneklerde Bis-EMA salınım miktarı kontrol ve 1000 devir arasında artış gösterirken 5000 devirde azalış ve 10.000 devirden sonra tekrar artış göstermektedir. Gruplar arasındaki farklılıkların nedeni başlatıcı moleküllerin C=C arası bağların oluşması için yeterli miktarda aktive olamamasına bağlanabilir. Ayrıca, doldurucular arasındaki bağları artırmak için TEGDMA kullanılmasına rağmen (Kramer ve ark., 2008), çalışmada tam polimerize

olmayan ve miktar olarak en fazla salınım yapan artık monomer TEGDMA'nın olması dikkat çekicidir.

Polydorou ve ark. (2007) 40 sn süre ile polimerize edilen farklı kompozit materyallerden Bis-GMA ve TEGDMA monomerlerinin salınımı kıyaslandığında Bis-GMA monomerinin daha fazla salındığını rapor etmişlerdir. Van Landuyt ve ark. (2011) ise en fazla salınım yapan birinci monomerin HEMA ve ikinci monomerin TEGDMA olduğunu göstermişlerdir. Munksgaard ve ark. (2000) TEGDMA monomerinin analiz çalışmasında farklı kompozit rezinlerin içeriklerinde değişik oranlarda olmasına rağmen Bis-GMA monomerinden miktar olarak daha fazla salınım yaptığını bildirmişlerdir. Botsali ve ark. (2014) HEMA ve TEGDMA monomerlerinin salınım miktarları karşılaştırıldığında HEMA'nın miktar olarak fazla salındığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda ise TEGDMA monomeri bekletme solüsyonlarına en fazla salınım yapan monomerdir ve daha önce yapılan çalışmaları desteklemektedir (Gerzina ve Hume, 1995; Pelka ve ark., 1999; Munksgaard ve ark., 2000; Polydorou ve ark., 2007; Van Landuyt ve ark., 2011). TEGDMA'nın diğerlerine göre daha fazla salınım yapması saklama solüsyonun çeşidi, molekül ağırlığının ve viskozitesinin az olmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Altintas ve Usumez (2008) çalışmalarında farklı sürelerde saklama solüsyonlarındaki analiz işlemi TEGDMA ve Bis-GMA monomerlerinin miktar olarak UDMA monomerinden fazla salınım yaptığını rapor etmişlerdir. TEGDMA monomerinin 21. Gün sonundaki salınım miktarı 203.8 ± 55.4 $\mu\text{g/ml}$ olarak ölçmüşlerdir. Bizim çalışmamızda 10.000 (yaklaşık 2,5 yıl) devir grubunda TEGDMA için bu miktar $195,27 \pm 28,43$ $\mu\text{g/ml}$ olarak tespit edilmiştir. Bu çalışmadaki bekletme süresinin fazla olması ve ısı döngüsü uygulanmasına rağmen ölçülen değerlerin az olması, kullanılan kompozit miktarına ve kompozit rezindeki monomer hacmi ile açıklanabilir.

Çalışmadaki Bis-EMA monomerinin posterior kompozit rezin grupları arasındaki farklılık (kontrol, 1000 ve 5000 devirde artış, 10.000 devirde azalma), ve mikrohibrit kompozit rezin grupları arasındaki farklılık (kontrol ve 1000 devir artış, 5000 devir ve 10.000 devirde azalma) Bis-EMA monomerinin etanol/su çözeltisinde *bisphenol A diglycidyl ether*'e parçalanması sonucu (Schmalz ve ark., 1999) HPLC cihazında Bis-EMA olarak tespit edilememesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca

dimetacrylate'ların hidrolizi sonucunda Bis-GMA veya Bis-EMA'nın *metacrylic acid* oluşturma eğiliminin artması ile açıklanabilir (Munksgaard ve Freund, 1990; Hanks ve ark., 1991; Schwengberg ve ark., 2005; Altintas ve Usumez, 2008).

Sıklıkla kullanılan monomerlerin salınım yapma oranları şöyle sıralanabilir; HEMA > TEGDMA > Bis-GMA > UDMA (Van Landuyt ve ark., 2011). Çalışmamızdaki en yüksek konsantrasyondaki salınım miktarları TEGDMA için 195,27 µg/ml, BisEMA için 104,21 µg/ml ve UDMA için 3,32 µg/ml'dir. Önceki çalışmalardaki sonuçlara göre bu değerler insan hücreleri için yan etkilere veya reaksiyonlara neden olabilir (Geurtsen ve ark., 1998; Van Landuyt ve ark., 2011).

Bu çalışmada artık monomerlerin salınım miktarlarına büyükten küçüğe; TEGDMA, Bis-EMA ve UDMA'dır. TEGDMA monomerinin miktar olarak fazla salınım yapması daha önce yapılan çalışmaların sonuçları ile örtüşmektedir (Munksgaard ve ark., 2000; Polydorou ve ark., 2007; Altintas ve Usumez, 2008; Van Landuyt ve ark., 2011). Çalışmanın artık monomerlerinin analiz sonuçları diğer çalışmaların sonuçlarına benzemektedir, fakat miktarların değişikliği çalışmada kullanılan örneklerin ebatları, kullanılan ışık kaynağının çeşidi, uygulanma sürelerinin ve bekletilen ortamların farklılığı ile açıklanabilir.

Bu araştırmada TEGDMA monomerinin Bis-EMA ve UDMA ile karşılaştırıldığında miktar olarak daha fazla salındığı ve ısı döngü işleminde tur sayısı arttığında salınımda lineer bir artış olduğu belirlendi. Bu sonuçların elde edilmesi, materyalin ısı döngü işlemi ve zamanla yıpranmasına bağlanabilir.

Daha önceki araştırmacıların (Hamid ve Hume, 1997; Darmani ve ark., 2007; Michelsen ve ark., 2008; Tabatabaee ve ark., 2009; Van Landuyt ve ark., 2011) kullandıkları yapay yaşlandırma metotları çalışmadaki ısı döngüsü işleminden farklı olduğu için sonuçlarda farklılıklar mevcuttur. Ayrıca çalışmada en az salınım, kullanılan indirek kompozit materyal örneklerinden elde edilmiştir. Bu miktarın az olması ışıkla sertleştirme işlemlerine ilave olarak yapılan ısı, ışık ve basınç kombinasyonu olan fırınlama işleminin olması ile ilişkilendirilebilir. İndirek kompozitler, direkt kompozitlere göre daha az monomer salınımı yapması ile biyouyumluluk açısından çalışmamızdaki sonuçlar ışığında daha üstün özelliklere sahip olduğu söylenebilir.

Çocuk hastalarda kompozit materyallerin ideal şartlara uygun olarak yerleştirilmesi yetişkin hastalara göre daha zordur. Çocuk hastalarda indirekt kompozitlerin kullanılması ile ağız içine salınacak olan artık monomer miktarının azalacağından azalmasıyla, artık monomerlerin insan vücudu için belirtilen zararlı etkilerinin en aza indirgenmesi için önemli bir yöntem olabilir. Ayrıca çocuk hastalarda kooperasyon güçlüğü, işlem sürelerinin yetişkin hastalara göre kısıtlı olması ve işlem basamaklarının uzun olması, ağız içinde çalışma süresini kısaltması nedeniyle indirekt kompozit materyaller daha iyi bir seçenek olduğu düşünülebilir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

- 1.** Çalışmamızdaki bütün gruplarda kullanılan kompozit rezin materyallerden artık monomer salınımı gözlenmiştir.
- 2.** Kompozit rezin materyallerden en fazla salınımı gerçekleştiren artık monomer TEGDMA'dır ve ısı döngüsü sayısı arttıkça salınım miktarı da artmaktadır.
- 3.** Kompozit rezin materyallerden en az salınımı gerçekleştiren artık monomer UDMA'dır ve devir sayısı arttıkça salınım miktarı da artmaktadır.
- 4.** Bis-EMA içeren kompozit rezin materyallerden en az salınım gerçekleştiren indirekt posterior kompozit rezin (Tescera DENTINE, Bisco-ABD)'dir.
- 5.** Kompozit rezinlerin artık monomer salınım miktarı karşılaştırıldığında, indirekt yöntemde kullanılan ilave polimerizasyon işleminin artık monomer salınımının azalmasına olumlu etki yaptığı gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

- Ak AT, Alpoz AR, Bayraktar O, Ertugrul F. Monomer Release from Resin Based Dental Materials Cured With LED and Halogen Lights. *Eur J Dent.* 2010;4(1):34-40.
- Al-Hiyasat AS, Darmani H, Elbetieha AM. Leached components from dental composites and their effects on fertility of female mice. *Eur J Oral Sci.* 2004;112(3):267-272.
- Al-Hiyasat AS, Darmani H, Milhem MM. Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. *Clin Oral Investig.* 2005;9(1):21-25.
- Altintas SH, Usumez A. Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008;86(2):523-529.
- Altintas SH, Usumez A. HPLC analysis of HEMA released from two different adhesive systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;91(2):924-929.
- Altintas SH, Usumez A. Evaluation of TEGDMA leaching from four resin cements by HPLC. *Eur J Dent.* 2012;6(3):255-262.
- Altıntaş SH. Farklı Rezin Simanların Artık Monomer Salınımının In Vitro Şartlarda İncelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Doktora Tezi, 2007;1-156.
- Altunsoy M. Farklı Sürelerde Polimerize Edilen Adeziv Sistemlerin Yapılarından Salınan Artık Monomer Miktarının Araştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Doktora Tezi, 2013;1-148.
- Arenholt-Bindslev D, Breinholt V, Preiss A, Schmalz G. Time-related bisphenol-A content and estrogenic activity in saliva samples collected in relation to placement of fissure sealants. *Clin Oral Investig.* 1999;3(3):120-125.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand.* 2002;60(3):146-150.
- Atai M, Watts DC. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dent Mater.* 2006;22(8):785-791.
- Atkinson JC, Diamond F, Eichmiller F, Selwitz R, Jones G. Stability of bisphenol A, triethylene-glycol dimethacrylate, and bisphenol A dimethacrylate in whole saliva. *Dent Mater.* 2002;18(2):128-135.
- Barucci-Pfister N, Gohring TN. Subjective and objective perceptions of specular gloss and surface roughness of esthetic resin composites before and after artificial aging. *Am J Dent.* 2009;22(2):102-110.

- Bertram JS. The molecular biology of cancer. *Mol Aspects Med.* 2000;21(6):167-223.
- Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007;23(1):51-59.
- Botsali MS, Kusgoz A, Altintas SH, Ulker HE, Tanriver M, Kilic S, Basak F, Ulker M. Residual HEMA and TEGDMA release and cytotoxicity evaluation of resin-modified glass ionomer cement and compomers cured with different light sources. *ScientificWorldJournal.* 2014;2014:218295.
- Bowen RL. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res.* 1956;35(3):360-369.
- Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66:57-64.
- Bowen RL, Marjenhoff WA. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res.* 1992;6:44-49.
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005;21(10):962-970.
- Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res.* 1972;51(2):461-467.
- Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002a;24(5):465-479.
- Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. *Compend Contin Educ Dent.* 2002b;23(10):889-892, 894, 896 passim; quiz 908.
- Burgoyne AR, Nicholls JI, Brudvik JS. In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. *J Prosthet Dent.* 1991;65(2):206-214.
- Burke FJ, Watts DC, Wilson NH, Wilson MA. Current status and rationale for composite inlays and onlays. *Br Dent J.* 1991;170(7):269-273.
- Candan Ü. Pediatik Dişhekimliğinde Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Aşırı Kron Harabiyeti Gösteren Dişlerdeki Başarısının İncelenmesi. *Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, Doktora Tezi, 2007;1-164.*
- Casselli DS, Faria-e-Silva AL, Casselli H, Martins LR. Marginal adaptation of class V composite restorations submitted to thermal and mechanical cycling. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(1):68-73.

- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials*. 1991;12(8):737-740.
- Christensen GJ. The light-curing mania. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(4):461-463.
- Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res*. 2011;90(4):402-416.
- Danesh G, Hellak T, Reinhardt KJ, Vegh A, Schafer E, Lippold C. Elution characteristics of residual monomers in different light- and auto-curing resins. *Exp Toxicol Pathol*. 2012;64(7-8):867-872.
- Darmani H, Al-Hiyasat AS, Milhem MM. Cytotoxicity of dental composites and their leached components. *Quintessence Int*. 2007;38(9):789-795.
- Daş YK. Temel Kromatografi Türleri ve Prensipleri. Temel Kromatografi ve Separasyon Teknikleri ile Uygulamalı Gaz Kromatografisi Kursu. Samsun. 2008
- Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*. 1984;63(12):1396-1399.
- Dayangaç GB. Kompozit Restorasyonlar. İstanbul, Quintessence Yayıncılık. 2010.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*. 2005;84(2):118-132.
- de Souza FB, Guimaraes RP, Silva CH. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int*. 2005;36(1):41-48.
- Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*. 2012;28(1):87-101.
- Dietschi D, Scampa U, Campanile G, Holz J. Marginal adaptation and seal of direct and indirect Class II composite resin restorations: an in vitro evaluation. *Quintessence Int*. 1995;26(2):127-138.
- Donly KJ, Garcia-Godoy F. The use of resin-based composite in children. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):480-488.
- Drummond JL, Botsis J, Zhao D, Samyn J. Fracture properties of aged and post-processed dental composites. *Eur J Oral Sci*. 1998;106(2 Pt 1):661-666.

- Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM. Residual monomer leaching from chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(3):316-321.
- Emami N, Soderholm KJ. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2003;111(6):536-542.
- Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil.* 1994;21(4):441-452.
- Ferracane JL, Condon JR. Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater.* 1990;6(4):282-287.
- Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986;20(1):121-131.
- Filipov IA, Vladimirov SB. Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation. *Braz Dent J.* 2006;17(1):34-38.
- Finer Y, Santerre JP. The influence of resin chemistry on a dental composite's biodegradation. *J Biomed Mater Res A.* 2004a;69(2):233-246.
- Finer Y, Santerre JP. Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *J Dent Res.* 2004b;83(1):22-26.
- Fleming GJ, Burke FJ, Watson DJ, Owen FJ. Materials for restoration of primary teeth: I. Conventional materials and early glass ionomers. *Dent Update.* 2001;28(10):486-491.
- Frankenberger R, Roth S, Kramer N, Pelka M, Petschelt A. Effect of preparation mode on Class II resin composite repair. *J Oral Rehabil.* 2003a;30(6):559-564.
- Frankenberger R, Strobel WO, Kramer N, Lohbauer U, Winterscheidt J, Winterscheidt B, Petschelt A. Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003b;67(2):712-721.
- Gaglianone LA, Lima AF, Goncalves LS, Cavalcanti AN, Aguiar FH, Marchi GM. Mechanical properties and degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems cured by a quartz tungsten halogen lamp and a light-emitting diode. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;12:139-143.
- Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.

- Gerzina TM, Hume WR. Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. *J Oral Rehabil.* 1994;21(4):463-468.
- Gerzina TM, Hume WR. Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin in vitro. *J Dent Res.* 1995;74(1):369-373.
- Gerzina TM, Hume WR. Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentine in vitro. *J Dent.* 1996;24(1-2):125-128.
- Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(2 Pt 2):687-695.
- Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000;11(3):333-355.
- Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. *J Biomed Mater Res.* 1998;41(3):474-480.
- Giannini M, Seixas CA, Reis AF, Pimenta LA. Six-month storage-time evaluation of one-bottle adhesive systems to dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(1):43-48; discussion 49.
- 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(4):413-419; quiz 516.
- Gladwin MA, Bagby MD. *Clinical Aspects of Dental Materials: Theory, Practice, and Cases.* Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins. 2004.
- Gopferich A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials.* 1996;17(2):103-114.
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. An energy conversion relationship predictive of conversion profiles and depth of cure for resin-based composite. *Oper Dent.* 2003;28(3):307-314.
- Hamid A, Hume WR. A study of component release from resin pit and fissure sealants in vitro. *Dent Mater.* 1997;13(2):98-102.
- Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG. Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *J Dent Res.* 1991;70(11):1450-1455.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *Journal of Dental Research.* 2000;79(6):1385-1391.

- Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, Oguchi H, Araki Y, Kubota M. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2002;63(3):306-311.
- Hayashi M, Tsubakimoto Y, Takeshige F, Ebisu S. Analysis of longitudinal marginal deterioration of ceramic inlays. *Oper Dent*. 2004;29(4):386-391.
- Heil J, Reifferscheid G, Waldmann P, Leyhausen G, Geurtsen W. Genotoxicity of dental materials. *Mutat Res*. 1996;368(3-4):181-194.
- Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fosalve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11(2):E215-220.
- Ho SP, Sulyanto RM, Marshall SJ, Marshall GW. The cementum-dentin junction also contains glycosaminoglycans and collagen fibrils. *J Struct Biol*. 2005;151(1):69-78.
- Imai Y, Watanabe M, Ohsaki A. Analysis of major components and bisphenol A in commercial Bis-GMA and Bis-GMA-based resins using high performance liquid chromatography. *Dent Mater J*. 2000;19(3):263-269.
- Imazato S, Horikawa D, Nishida M, Ebisu S. Effects of monomers eluted from dental resin restoratives on osteoblast-like cells. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;88(2):378-386.
- Imazato S, Horikawa D, Ogata K, Kinomoto Y, Ebisu S. Responses of MC3T3-E1 cells to three dental resin-based restorative materials. *J Biomed Mater Res A*. 2006;76(4):765-772.
- İlhan İA. Direkt Kompozit İnley, İndirekt Kompozit İnley ve İndirekt Porselen İnley ile Restore Edilen Dişlerin, Kırılma Dayanımları Açısından Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diyarbakır, Doktora Tezi, 2005;1-69.
- Jaffer F, Finer Y, Santerre JP. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials*. 2002;23(7):1707-1719.
- Kehe K, Reichl FX, Durner J, Walther U, Hickel R, Forth W. Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells. *Biomaterials*. 2001;22(4):317-322.
- Kerby RE, Knobloch LA, Schricker S, Gregg B. Synthesis and evaluation of modified urethane dimethacrylate resins with reduced water sorption and solubility. *Dent Mater*. 2009;25(3):302-313.

- Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dent Mater.* 2003;19(7):584-588.
- Koin PJ, Kilislioglu A, Zhou M, Drummond JL, Hanley L. Analysis of the degradation of a model dental composite. *J Dent Res.* 2008;87(7):661-665.
- Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent.* 1998;11(1):17-22.
- Koupis NS, Vercruyse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. *Dent Mater.* 2004;20(10):908-914.
- Koyuturk AE, Akca T, Yucel AC, Yesilyurt C. Effect of thermal cycling on microleakage of a fissure sealant polymerized with different light sources. *Dent Mater J.* 2006;25(4):713-718.
- Koyuturk AE, Ozmen B, Tokay U, Tuloglu N, Sari ME, Sonmez TT. Two-year follow-up of indirect posterior composite restorations of permanent teeth with excessive material loss in pediatric patients: a clinical study. *J Adhes Dent.* 2013;15(6):583-590.
- Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 2008;21(3):135-142.
- Krejci I, Hausler T, Sagesser, Lutz F. New adhesives in Class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dent Mater.* 1994;10(5):331-335.
- Lee SY, Greener EH, Menis DL. Detection of leached moieties from dental composites in fluids simulating food and saliva. *Dent Mater.* 1995;11(6):348-353.
- Lee SY, Huang HM, Lin CY, Shih YH. Leached components from dental composites in oral simulating fluids and the resultant composite strengths. *J Oral Rehabil.* 1998;25(8):575-588.
- Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *J Am Dent Assoc.* 1995;126(5):663-664, 667-668, 671-662 passim.
- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *Journal of Dental Research.* 2002;81:A390-A390.
- Lima AF, de Andrade KM, da Cruz Alves LE, Soares GP, Marchi GM, Aguiar FH, Peris AR, Mitsui FH. Influence of light source and extended time of curing on microhardness and degree of conversion of different regions of a nanofilled composite resin. *Eur J Dent.* 2012;6(2):153-157.

- Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater.* 2005;21(7):608-615.
- Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983;50(4):480-488.
- Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. [Composites--classification and assessment]. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1983;93(10):914-929.
- Lynde TA, Schulman LB, Meiers JC, Whitehill JM. Dimensional stability of two visible light-cured indirect inlay/onlay resin composite materials. *Am J Dent.* 1996;9(4):153-156.
- Manabe A, Kaneko S, Numazawa S, Itoh K, Inoue M, Hisamitsu H, Sasa R, Yoshida T. Detection of bisphenol-A in dental materials by gas chromatography-mass spectrometry. *Dent Mater J.* 2000;19(1):75-86.
- Manojlovic D, Radisic M, Vasiljevic T, Zivkovic S, Lausevic M, Miletic V. Monomer elution from nanohybrid and ormocer-based composites cured with different light sources. *Dent Mater.* 2011;27(4):371-378.
- Mazzaoui SA, Burrow MF, Tyas MJ, Rooney FR, Capon RJ. Long-term quantification of the release of monomers from dental resin composites and a resin-modified glass ionomer cement. *J Biomed Mater Res.* 2002;63(3):299-305.
- Michelsen VB, Moe G, Strom MB, Jensen E, Lygre H. Quantitative analysis of TEGDMA and HEMA eluted into saliva from two dental composites by use of GC/MS and tailor-made internal standards. *Dent Mater.* 2008;24(6):724-731.
- Mills RW. Blue light emitting diodes--another method of light curing? *Br Dent J.* 1995;178(5):169.
- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 1999;186(8):388-391.
- Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J.* 2002;193(8):459-463; discussion 455.
- Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(10):1382-1390.
- Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM. HPLC analysis of components released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *J Mater Sci Mater Med.* 2007;18(1):133-137.

- Moon HJ, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Effects of various light curing methods on the leachability of uncured substances and hardness of a composite resin. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):258-264.
- Mopper KW. Contouring, Finishing, and Polishing Anterior Composites. *Inside Dentistry.* 2011;7(3):62-70.
- Morgan DR, Kalachandra S, Shobha HK, Gunduz N, Stejskal EO. Analysis of a dimethacrylate copolymer (bis-GMA and TEGDMA) network by DSC and ¹³C solution and solid-state NMR spectroscopy. *Biomaterials.* 2000;21(18):1897-1903.
- Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci.* 2001;26(4):535-576.
- Munksgaard EC, Freund M. Enzymatic hydrolysis of (di)methacrylates and their polymers. *Scand J Dent Res.* 1990;98(3):261-267.
- Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci.* 2000;108(4):341-345.
- Nakamura S, Mukai T, Senoh M. Candela-Class High-Brightness Ingan/Algan Double-Heterostructure Blue-Light-Emitting Diodes. *Appl Phys Lett.* 1994;64(13):1687-1689.
- Nalcaci A, Ulusoy N, Atakol O. Time-based elution of TEGDMA and BisGMA from resin composite cured with LED, QTH and high-intensity QTH lights. *Oper Dent.* 2006;31(2):197-203.
- Neumann MG, Schmitt CC, Correa IC, Goi BE. The Effect of using Mixed Initiator Systems on the Efficiency of Photopolymerization of Dental Resins. *J Braz Chem Soc.* 2008;19(7):1413-1417.
- Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Correa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater.* 2006;22(6):576-584.
- Nicholson JW, Czarnecka B. The biocompatibility of resin-modified glass-ionomer cements for dentistry. *Dent Mater.* 2008;24(12):1702-1708.
- Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater.* 2002;18(3):269-275.

- Olea N, Pulgar R, Perez 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. *Environ Health Perspect.* 1996;104(3):298-305.
- Opdam NJ, Roeters JJ, Loomans BA, Bronkhorst EM. Seven-year clinical evaluation of painful cracked teeth restored with a direct composite restoration. *J Endod.* 2008;34(7):808-811.
- Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil.* 2001;28(12):1106-1115.
- Oysaed H, Ruyter IE, Sjøvik Kleven IJ. Release of formaldehyde from dental composites. *J Dent Res.* 1988;67(10):1289-1294.
- Ozturk B, Cobanoglu N, Cetin AR, Gunduz B. Conversion degrees of resin composites using different light sources. *Eur J Dent.* 2013;7(1):102-109.
- Pascon FM, Kantovitz KR, Caldo-Teixeira AS, Borges AF, Silva TN, Puppim-Rontani RM, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of composite and compomer restorations in primary teeth: 24-month results. *J Dent.* 2006;34(6):381-388.
- Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil.* 1989;16(1):57-61.
- Pelka M, Distler W, Petschelt A. Elution parameters and HPLC-detection of single components from resin composite. *Clin Oral Investig.* 1999;3(4):194-200.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.
- Polydorou O, Beiter J, König A, Hellwig E, Kummerer K. Effect of bleaching on the elution of monomers from modern dental composite materials. *Dent Mater.* 2009a;25(2):254-260.
- Polydorou O, Hammad M, König A, Hellwig E, Kummerer K. Release of monomers from different core build-up materials. *Dent Mater.* 2009b;25(9):1090-1095.
- Polydorou O, König A, Hellwig E, Kummerer K. Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *Eur J Oral Sci.* 2009c;117(1):68-75.
- Polydorou O, Trittler R, Hellwig E, Kummerer K. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. *Dent Mater.* 2007;23(12):1535-1541.
- Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, Rivas A, Pazos P, Pedraza V, Navajas JM, Olea N. Determination of bisphenol A and related aromatic compounds

- released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environ Health Perspect.* 2000;108(1):21-27.
- Rocca GT, Krejci I. Bonded indirect restorations for posterior teeth: the luting appointment. *Quintessence Int.* 2007;38(7):543-553.
- Rogalewicz R, Batko K, Voelkel A. Identification of organic extractables from commercial resin-modified glass-ionomers using HPLC-MS. *J Environ Monit.* 2006;8(7):750-758.
- Sakaguchi RL, Powers, J.M. *Craig's Restorative Dental Materials.* Philadelphia, Elsevier. 2012.
- Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001a;12(2):136-151.
- Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001b;12(2):136-151.
- Santerre JP, Shajii L, Tsang H. Biodegradation of commercial dental composites by cholesterol esterase. *J Dent Res.* 1999;78(8):1459-1468.
- Schmalz G, Preiss A, Arenholt-Bindslev D. Bisphenol-A content of resin monomers and related degradation products. *Clin Oral Investig.* 1999;3(3):114-119.
- Schweikl H, Schmalz G. Glutaraldehyde-containing dentin bonding agents are mutagens in mammalian cells in vitro. *J Biomed Mater Res.* 1997;36(3):284-288.
- Schwengberg S, Bohlen H, Kleinsasser N, Kehe K, Seiss M, Walther UI, Hickel R, Reichl FX. In vitro embryotoxicity assessment with dental restorative materials. *J Dent.* 2005;33(1):49-55.
- Seger C, Sturm S, Stuppner H. Mass spectrometry and NMR spectroscopy: modern high-end detectors for high resolution separation techniques--state of the art in natural product HPLC-MS, HPLC-NMR, and CE-MS hyphenations. *Nat Prod Rep.* 2013;30(7):970-987.
- Shajii L, Santerre JP. Effect of filler content on the profile of released biodegradation products in micro-filled bis-GMA/TEGDMA dental composite resins. *Biomaterials.* 1999;20(20):1897-1908.
- Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives--influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil.* 1995;22(5):337-342.

- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*. 2002;23(8):1819-1829.
- 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. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;74(1):617-626.
- Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*. 2000;16(4):292-296.
- Silikas N, Watts DC. High pressure liquid chromatography of dentin primers and bonding agents. *Dent Mater*. 2000;16(2):81-88.
- Soares CJ, Martins LR, Fernandes Neto AJ, Giannini M. Marginal adaptation of indirect composites and ceramic inlay systems. *Oper Dent*. 2003;28(6):689-694.
- Soares LE, Martin AA, Pinheiro AL, Pacheco MT. Vicker's hardness and Raman spectroscopy evaluation of a dental composite cured by an argon laser and a halogen lamp. *J Biomed Opt*. 2004;9(3):601-608.
- Soderholm KJ, Mariotti A. BIS-GMA--based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc*. 1999;130(2):201-209.
- Soh MS, Yap AU, Yu T, Shen ZX. Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Raman spectroscopy. *Oper Dent*. 2004;29(5):571-577.
- Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig*. 2004;8(2):81-85.
- Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*. 1998;26(2):137-145.
- Stanislawski L, Soheili-Majd E, Perianin A, Goldberg M. Dental restorative biomaterials induce glutathione depletion in cultured human gingival fibroblast: protective effect of N-acetyl cysteine. *J Biomed Mater Res*. 2000;51(3):469-474.
- Strydom C. Prerequisites for proper curing. *SADJ*. 2005;60(6):254-255.
- Suzuki S. Does the wear resistance of packable composite equal that of dental amalgam? *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(6):355-365; discussion 365-357.

- Tabatabaee MH, Mahdavi H, Zandi S, Kharrazi MJ. HPLC analysis of eluted monomers from two composite resins cured with LED and halogen curing lights. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(1):191-196.
- Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M. Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehabil.* 1991;18(4):353-362.
- Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Effectiveness of polymerization of a prosthetic composite using three polymerization systems. *J Prosthet Dent.* 1999;82(3):336-340.
- Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Matsuo M, Ebisu S. Estrogenicity of fissure sealants and adhesive resins determined by reporter gene assay. *J Dent Res.* 2000;79(11):1838-1843.
- Terry DA, Leinfelder KF, Blatz MB. A comparison of advanced resin monomer technologies. *Dent Today.* 2009;28(7):122-123.
- Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J Dent.* 1994;22(3):147-153.
- Thordrup M, Isidor F, Horsted-Bindslev P. A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. *Quintessence Int.* 2001;32(3):199-205.
- Thormann J, Lutz F. [The type testing of light-polymerization equipment, II: the 1998 status]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1999;109(12):1299-1323.
- Tuna EB. Süt ve Daimi Dişlerde Kullanılan Dört Farklı Kompozit Materyalden Monomer Salınımının Karşılaştırılması Olarak İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi, 2006;0-131.
- Van Landuyt KL, 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. *Dent Mater.* 2011;27(8):723-747.
- Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent.* 1998;23(2):87-93.
- Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. *J Calif Dent Assoc.* 2009;37(6):389-398.
- Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins. *Biomaterials.* 1993;14(11):871-875.

- Viljanen EK, Langer S, Skrifvars M, Vallittu PK. Analysis of residual monomers in dendritic methacrylate copolymers and composites by HPLC and headspace-GC/MS. *Dent Mater.* 2006;22(9):845-851.
- Wada H, Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Ebisu S. In vitro estrogenicity of resin composites. *J Dent Res.* 2004;83(3):222-226.
- Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2001;45(1):7-29.
- Wataha JC, Hanks CT, Strawn SE, Fat JC. Cytotoxicity of components of resins and other dental restorative materials. *J Oral Rehabil.* 1994;21(4):453-462.
- Wataha JC, Rueggeberg FA, Lapp CA, Lewis JB, Lockwood PE, Ergle JW, Mettenburg DJ. In vitro cytotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in artificial saliva. *Clin Oral Investig.* 1999;3(3):144-149.
- Willershausen B, Schafer D, Pistorius A, Schulze R, Mann W. Influence of resin-based restoration materials on cytotoxicity in gingival fibroblasts. *Eur J Med Res.* 1999;4(4):149-155.
- Witzel MF, Calheiros FC, Goncalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent.* 2005;33(9):773-779.
- Xu HH. Dental composite resins containing silica-fused ceramic single-crystalline whiskers with various filler levels. *J Dent Res.* 1999;78(7):1304-1311.
- Yap AU, Han VT, Soh MS, Siow KS. Elution of leachable components from composites after LED and halogen light irradiation. *Oper Dent.* 2004;29(4):448-453.
- Yegin Z. Rezin Esaslı Dental Materyallere Nanopartikül İlavesinin Antibakteriyel Etkinliğe ve Mekanik Özelliklere Etkisinin *İn-vitro* olarak Araştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 2013;
- Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil.* 2002;29(12):1165-1173.
- Zhou M, Wu C, Edirisinghe PD, Drummond JL, Hanley L. Organic overlayer model of a dental composite analyzed by laser desorption postionization mass spectrometry and photoemission. *J Biomed Mater Res A.* 2006;77(1):1-10.
- Zorba YO, Erdemir A, Ahmetoglu F, Yoldas O. Effect of different light sources in combination with a light-transmitting post on the degree of conversion of resin composite at different depths of simulated root canals. *Dent Traumatol.* 2011;27(3):195-198.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Uğur TOKAY

Doğum Yeri: Niğde

Doğum Tarihi: 06.11.1986

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

İlköğrenim: Gazi Paşa İlköğretim okulu, 1992-1997/ Aksaray Anadolu Lisesi, 1997-2001

Ortaöğrenim: Kanber Demir Lisesi, 2001-2004

Üniversite: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2004-2010

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl: Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, 2010-2014

E-posta: dtugurtokay@gmail.com, ugur.tokay@omu.edu.tr

Yayımlar;

1. Koyuturk AE, Ozmen B, **Tokay U**, Tuloglu N, Sari ME, Sonmez TT. Two-year follow-up of indirect posterior composite restorations of permanent teeth with excessive material loss in pediatric patients: a clinical study. J Adhes Dent. 2013Dec;15(6):583-90. DOI: 10.3290/j.jad.a30897
2. Koyuturk AE, Ozmen B, Cortcu M, **Tokay U**, Tosun G, Erhan Sari M. Effects of Er:YAG laser on bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin. Microsc Res Tech. 2014 Apr;77(4):282-8. DOI: 10.1002/jemt.22340.
3. Sari ME, Ozmen B, Koyuturk AE, **Tokay U**. A retrospective comparison of dental treatment under general anesthesia on children with and without mental disabilities. Niger J Clin Pract. 2014 May-Jun;17(3): 66-70.
4. Sari ME, Ozmen B, Koyuturk AE, **Tokay U**, Kasap P, Güler D. A retrospective evaluation of traumatic dental injury in children applied the dental hospital, Turkey. Niger J Clin Pract. 2013Jul-Aug. Ahead of print.