

# Kompozit Rezin Materyallerin İçeriklerindeki Yeni Gelişmeler

## New Developments in Ingredient of Composite Resin Materials: Review

Nimet ÜNLÜ,<sup>a</sup>  
Ali Rıza ÇETİN<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD,  
Selçuk Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi, Konya

Geliş Tarihi/Received: 14.12.2007  
Kabul Tarihi/Accepted: 27.02.2008

Yazışma Adresi/Correspondence:  
Nimet ÜNLÜ  
Selçuk Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi,  
Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, Konya  
TÜRKİYE/TURKEY  
nunlu@selcuk.edu.tr

**ÖZET** Rezin esaslı kompozit teknolojisinin restoratif dişhekimliğine girmesi geçen yüzyılın dişhekimliğine kattığı en büyük gelişmedir. Adeziv restorasyonların sağlam diş yapısını koruma, mikro sızıntıyı azaltma, postoperatif hassasiyeti önleme, marjinal renklenme ve ikincil çürük oluşumunu önleme ve fonksiyonel streslerin adeziv ara yüzey aracılığıyla dişe iletilmesi gibi avantajları mevcuttur. Bunların yanında adeziv restorasyonlar sayesinde dişin güçlendirilmesi, kozmetik restorasyonlar ve preparasyonsuz veya çok az bir preparasyonla dişin yeniden konturlanması sağlanabilir. Günümüzde kullanılan ticari restoratif kompozitler çeşitli organik rezinlerin karışımından, inorganik dolduruculardan, ara bağlayıcı ajandan oluşurlar. Bu kompozitler görünür ışık ile sertleştirilir. Dolgu maddesi olarak kullanılan rezin kompozitlerdeki yeni gelişmeler temelde polimerizasyon bütülmesini azaltmaya ve biyouyumluluğu, aşınma dayanımını, renk stabilitesini ve üretim özelliklerini artırmaya odaklanmıştır. Rezin esaslı kompozitlerin genel aşınma özellikleri diğer kriterlerle karşılaştırıldıklarında daha az önemlidir. Kullanılan rezin esaslı kompozitlerin en büyük dezavantajları monomer halden polimer hale geçerken oluşan bütülmeleridir. Bu olay diş ve restorasyon arasında stres oluşmasına ve sıklıkla restorasyonun dişe yapışmasında başarısızlığa sebep olmaktadır. Bu marjinal kırılma, marjinal sızıntıyla sonuçlanmaktadır. Polimerizasyon bütülmesini azaltmak amacı ile kompozit rezinlerin doldurucu partikül bileşiminde değişiklikler yapılmaktadır. Bu özellikler iyi yapılmış yeni monomerlerin ve en uygun doldurucu partiküllerin kullanımı ile kısmen sağlanabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Dental kompozit rezin, kalıcı diş restorasyonu

**ABSTRACT** The introduction of resin-based composite technology to restorative dentistry was one of the most significant contributions to dentistry in the last century. The advantages of bonded restorations include conservation of sound tooth structure, reduction of microleakage, prevention of postoperative sensitivity, marginal staining and recurrent caries, transmission and distribution of functional stress across the bonding interface to the tooth. Bonded restorations also offer the potential for tooth reinforcement, cosmetic restoration and recontouring of teeth with little or no preparation. The currently used commercial restorative composites contain a mixture of various organic resins, inorganic fillers, and silans. They are cured by irradiation with visible light. New developments of resin composites for restorative filling materials are mainly focused on the reduction of polymerization shrinkage, and improvement of biocompatibility, wear resistance, color stability and processing properties. The generalized wear behavior of composite based resins has become less and less important compared to other criteria. A major drawback of current composite-based resins is that they contract or shrink during conversion from monomer to polymer. This polymerization stresses the adhesive between the tooth and the restorative material, frequently resulting in failure of this bond. This marginal breakdown results in marginal infiltration. Shrinkage can be reduced by the incorporation of adequate filler particles. These properties can be achieved by using new developed monomers and favorable filler particles.

**Key Words:** Composite dental resin, permanent dental restoration

## KOMPOZİT REZİN NEDİR?

**R**ezin materyaller genellikle üç temel içerikten oluşur. Bunlar organik rezin matris, inorganik doldurucu partiküller ve ara bağlayıcı ajanlardır. Kompozit rezin (KR) materyal içerisinde bulunan diğer bileşenler; renk sabitleyiciler ve renk pigmentleri, polimerizasyon sağlayan aktivasyon sistemleridir.<sup>1</sup>

Organik rezin matris, bisfenol A glisidil metakrilat (bis-GMA) veya urethan dimetakrilat gibi yüksek moleküler ağırlıklı monomerlerden oluşmaktadır. Bis-GMA 1960'ların başında Rafael BOWEN tarafından geliştirilmiş aromatik bir metakrilattır. Terminal metakrilat grupları, serbest radikal polimerizasyonunu sağlayan bölgelerdir ve merkez çevresinde iki benzen halkasına sahip oldukları için nispeten sert polimerler oluştururlar.<sup>2</sup> Bis-GMA'nın iki dezavantajı; sorgulanabilir renk stabilitesi ve yüksek viskozitesidir. Bis-GMA'nın yüksek viskozitesini düşürmek için üreticiler rezin matris içerisine düşük moleküler ağırlıklı (düşük viskoziteli) trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) ve etilenglikol dimetakrilat (EGDMA) monomerlerini ilave etmiş ve böylece viskozite azaltılırken çapraz bağ miktarı ve sertliği artırılmıştır. Organik rezin matris olarak sıklıkla kullanılan bir diğer monomer de urethan dimetakrilat (UDMA)'dır. Bu monomer 1974 yılında düşük viskoziteli bir materyal olarak üretilmiştir. Bis-GMA esaslı rezin materyallerin UDMA esaslı rezin materyaller üzerine üstünlüğü hiçbir çalışmada gösterilememiştir.<sup>3</sup>

İnorganik doldurucu partiküller materyalden materyale değişmekle birlikte; koloidal silika, baryum silikat, stronsiyum/borosilikat cam, kuartz, çinko silikat veya lityum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu moleküller kullanılmaktadır. Bunların her biri diğerlerinden farklı karakteristik özelliklere sahiptir. Koloidal silika inert, 0.1 mikrondan daha küçük çaplı olup ısıl genişleme katsayısı düşüktür. Kompozitin kondansasyon ve cilalanma özelliğini artırır.<sup>4</sup>

Baryum silikat, orta sertlikte ve radyoopaktır. Kuartz, çok stabildir, fakat cilalanması zordur ve

karşıt dişi aşındırabilir. 1970'lerden bugüne en çok kullanılan doldurucu partikül kuartz olmuştur. Çünkü kimyasal olarak inerttir ve yüksek ışık kırıcı indekse sahiptir. Kuartz'ın dezavantajları; ısıl genişleme katsayısının ve aşındırma oranının yüksek olması buna karşın radyoopak olmamasıdır.<sup>5</sup>

Doldurucu partikül büyüklüklerine göre kompozitler şöyle sınıflandırılmaktadır:

1. Makro doldurucular; 10-100 µm büyüklüğünde,
2. Midi doldurucular; 1-10 µm büyüklüğünde,
3. Mini doldurucular; 0,1-1 µm büyüklüğünde,
4. Mikro doldurucular 0.01-0,1 µm büyüklüğünde,
5. Nano doldurucular 0.005-0.01 µm büyüklüğündedirler.

KR'in cilalanabilirliği, doldurucu partiküllerin boyutu ile ilişkilidir. Genellikle daha küçük partikül içeren KR'lerin cilası daha kolay ve iyi yapılabilmektedir. KR içerisindeki doldurucu partikül oranları, terim olarak ağırlıkça ve hacimce olarak vurgulanır. Ağırlıkça olan doldurucu yüzdesi hacimce olan doldurucu yüzdesinden daha büyüktür. KR'lerin fiziksel özellikleri kompozit içerisindeki doldurucu partiküllerin miktarı ile ilişkilidir. Daha yüksek yüzdede doldurucu partikül içeriği, KR'in daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmasını sağlar. Çünkü daha düşük yüzdede rezin matris barındırır. Yüksek dolduruculu kompozitlerde ısıl genişleme katsayısı, su emilim miktarı ve polimerizasyon büzülmesi azalırken, elastiklik modülü, çekme dayanımı ve kırılma dayanımı artar.<sup>5,6</sup>

Silan ile doldurucu partiküller ve organik rezin matrisi birbirlerine yapıştırmanın temel amacı, KR'in fiziksel özelliklerini artırmaktır. Silan bu özelliği sayesinde doldurucu ile rezin matris arayüzündeki rezin kırılmasına sebep olan hidrolitik kırılmayı önleyerek, doldurucu ile rezin matris arasında stres transferine izin verir. Doldurucu partikülleri rezin matrise yapıştırmada sıklıkla kullanılan ara bağlayıcı veya silanlama ajanları organosilanlardır. En yaygın kullanılan organosilan gamma-metakriloksi-propiltrimetoksi-silan (g-

MPTS)'dır. Bu silan çift fonksiyonlu bir moleküldür. Silan gruplarının sonundaki hidroksil grubu ile doldurucu partiküle, diğer taraftaki metakrilat grup ile de kompozitin polimerizasyonu esnasında rezin matrise bağlanır.<sup>7</sup>

KR içerisinde bulunan diğer içeriklerden biri de polimerizasyon başlatıcılar (tetikleyiciler)'dir. Kimyasal olarak aktive olan kompozitlerde benzoil peroksit ve tersiyer amin, serbest radikal kaynakları olarak bulunur. Tersiyer amin olarak N,N-dimetil-p-toluidin ve N,N-dihidroksiethyl-p-toluidin kullanılır. Işıklı sertleşen kompozitlerde tetikleyici olarak kamforokinon (camphoroquinone) gibi diketon fotoaktivatörler; 4-N,N-dimethylamino-fenithil alkol gibi tersiyer alifatik aminlerle birlikte kullanılır.<sup>8</sup>

KR içerisinde polimerizasyon önleyiciler de bulunur. Çünkü normal saklama koşullarında dimetakrilat monomerler kendiliğinden polimerize olmaktadır. Polimerizasyonu önlemek amacıyla hidrokinon'un monometileter'i kullanılır. Hidrokinon yalnız başına kullanıldığında renklenmeye sebep olduğu gözlenmiştir. KR içerisinde kullanılan diğer polimerizasyon önleyici bütillenmiş hidroksitoluen'dir.<sup>8</sup>

Bunların haricinde kompozit içerisinde ultraviyole radyasyon emiciler de bulunur. Bunlar renklenmeye sebep olan elektromanyetik radyasyonu emerek renk stabilizasyonunu artırmak için KR içerisine ilave edilirler. En sık kullanılan UV emici 2-hidroksi-4-metoksi benzofenon'dur.<sup>8</sup>

KR'ler inorganik partikül büyüklüklerine göre de sınıflandırılırlar:

- Geleneksel (konvensiyonel) KR'ler
- Küçük partiküllü makro dolduruculu (fine particle) KR'ler
- Mikro dolduruculu KR'ler
- Hibrit KR'ler olarak sıralanabilir.

### 1- GELENEKSEL KR'LER

Ağırlıkça %70-%80 (hacimce %60-%70), 20-50µ boyutunda doldurucu partikül içerir. Pürüzlülük, boyanma ve renk değişikliğine uğrama gibi dezavantajları vardır. Renk değişikliği UV ışık ile sarım-

sı bir renk alan tersiyer amin varlığı sebebiyle, genellikle 18-24 ay içerisinde oluşur. Yüzey pürüzlülüğü materyalin ömrüne bağlıdır. Rezin matris içerisindeki doldurucu partiküllerin zamanla kaybedilmesi sonucu oluşan koparma (plucking) etkisi sebebiyle artış gösterir. Cilalanma yetersizliği, boyanma ve renk değişikliğine eğiliminden dolayı günümüzde pek sık kullanılmaz. Genellikle makro doldurucu olarak bilinir. Bu tip KR'lere örnek olarak, Adaptic (J&J) ve Consice (3M Espe) verilebilir.<sup>3,9</sup>

### 2- KÜÇÜK PARTİKÜLLÜ MAKRO DOLDURUCULU (FINE PARTICLE) KR'LER

Ağırlıkça %70-%80 ve 1-5µ boyutunda doldurucu partikül içerir. Çekme ve basma dayanımı, kırılma dayanımı yüksek, cilalanması iyidir. Bu tip KR'lere örnek olarak, PrismaFil (Caulk) ve Command (SDS/Kerr) verilebilir. Bu KR'ler dayanım özelliklerinin iyi olması sebebiyle sınıf IV kavite ve büyük diastemaların kapatılmasında tavsiye edilirler.<sup>3,9</sup>

### 3- MİKRO DOLDURUCULU KR'LER

Ağırlıkça %35-%40 ve önceden polimerize edilmiş 0.02-0.04µ boyutunda silikon dioksit doldurucu partikül içerir. Yüksek oranda cilalanabilir ve mükemmel estetik sonuçlar elde edilir. Ağır stres oluşan bölgelerde kullanılmamalıdır. Çünkü bu tip bölgelerde kullanıldığında sıklıkla marjinal kenar veya kütlede kırılmalar oluşur. Düşük kırılma dayanımları sebebiyle sınıf IV lezyonların restorasyonunda kullanılmamalıdır. Genel olarak fiziksel özellikleri fine partiküllü KR'lerden daha düşüktür. Çünkü doldurucu içerik yüzdeleri daha düşüktür. Diğer kompozitlerle karşılaştırıldığında ısıl genişleme katsayıları ve basma dayanımları yüksek, elastiklik modülleri, çekme dayanımları ve kırılma dayanımları düşüktür. Mikrofil KR'lerdeki başarısızlık genellikle prepolimerize doldurucu partikül ile rezin matris arasında meydana gelir. Çünkü bu iki bileşen ara yüzeyindeki bağlantı sıklıkla daha zayıftır. Mikrofil KR'ler genellikle makro dolduruculu ve geleneksel tip kompozitlerle karşılaştırıldığında azalmış polimerizasyon derinliği gösterirler. Bu tip KR'lere örnek olarak Filtek A110 (3M Espe), Heliomolar RO (Ivoclar Viva-

dent), Epic-TMPT (Parkell), Durafill VS (Heraeus Kulzer), Renamel Microfill (Cosmedent), Matrixx AM (Discus Dental) ve Amelogen Microfill (Ultradent) verilebilir.<sup>3,9</sup>

#### 4- HİBRİT KR'LER

Ağırlıkça %70-%80 ve 0.04µ ile 1-5µ boyutunda doldurucu partikül içerir. Ortalama partikül büyüklüğü genellikle 0,6 µ'dur. Bazı araştırmacılar hibrit ve mikrohibrit olarak ayırım yaparlar.<sup>10</sup> Ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 1µ ve üzeri olanlar *hibrit*; ortalama doldurucu partikül büyüklüğü 1µ'nun altında olanlar *mikrohibrit* olarak tanımlanır. Genellikle radyoopaktırlar. Fiziksel özellikleri, geleneksel KR'lerle, küçük partiküllü makro dolduruculu rezinler arasındadır. Kırılmaya dirençlidir. Herculite XRV, Prodigy (SDS/Kerr), TPH Spectrum (Caulk), Filtek Z250 (3M Espe), Renew (Bisco), Synergy (Coltene Whaledent), Virtuoso (den-Mat), Vitalesence (Ultradent), Charisma (Heraeus Kulzer), Palfique Estelite (J.Morita) ve Glacier (SDI) örnek olarak sayılabilir. Herculite XRV'ın ortalama partikül büyüklüğü 0,6 µ'dur ve partiküllerin %90'ından fazlasının çapı 1µ'dan küçüktür. Ağırlıkça %76 doldurucu içerirler.<sup>3,9</sup>

### KR'LERDEKİ SON GELİŞMELER

Dolgu materyallerinin klinik performansı çoğunlukla endikasyonlarına bağlıdır. Posterior bölgelerde restorasyon üzerine gelen stres (kuvvet) miktarı anterior bölgelerden belirgin olarak daha fazladır. Literatür bilgilerine göre, genel uygulamada posterior MOD kompozit restorasyonun ömrü ortalama dört yıl iken; amalgam restorasyonların ömrü ortalama sekiz yıldır.<sup>11</sup> Kompozit dolgu materyallerinin klinik performanslarını artırmak için birçok araştırma halen yürütülmektedir.<sup>12-14</sup>

Bu araştırmaların temel konuları;

- Marjinal adaptasyonu artırmak ve yeniden çürük oluşumunu önlemek için polimerizasyon büzülmesini azaltmak,<sup>15</sup>
- Yeni çürük oluşumunu önlemek için florid ve diğer iyileştirici ajanların salınımını sağlamak,<sup>16</sup>
- Mekanik özellikleri geliştirmek,<sup>17</sup>

- KR içeriklerinin stabilizasyonu ile biyouyumluluğu artırmaktadır.<sup>12</sup>

### KR MATERYALLER İÇİN YENİ MONOMERLERİN GELİŞTİRİLMESİ

KR'lerde kullanılan ve çoğunlukla dimetakrilat karışımlarından elde edilen monomer matris sistemleri bazı basit gereksinimlere sahip olmalıdır. Bunlar; toksisitesinin olmaması, stabil olması, polimerizasyondan sonra dayanıklılık, sabitlik ve sertlik gibi özelliklerdir. Rezin esaslı kompozit restoratif materyallerin hepsinde rezin matris, polimerizasyon esnasında hacimsel büzülmeye uğramaktadır.<sup>18</sup> Bu sebeple, dolgu materyali olarak geliştirilen yeni monomerlerle çoğunlukla kompozitlerin yetersiz aşınma dayanımı ve polimerizasyon büzülmesine bağlı marjinal sızıntı gibi eksikliklerinin üstesinden gelmek amaçlanmıştır. Burada asıl hedef, florid iyonu salarak anti-karyojenik etki veya anti-plak özellik göstermek gibi yeni fonksiyonları sağlayabilecek kompozitler üretmektir. Bunlardan başka, kompozitlerin mekanik özelliklerini artırmak için çapraz bağlı monomerler sentezlenmiştir. Bu tip kompozitler azalmış su emilimi, artmış radyoopaklık ve mine veya dentine kendiliğinden adezyon gösterirler.<sup>12</sup> Restoratif KR'lerde kullanılan monomerlerde olması gereken bazı basit gereksinimler ve sonuçları Tablo1'de gösterilmiştir.

### RESTORATİF KR MATERYALLER İÇİN GELİŞTİRİLEN YENİ MONOMERLER

- 1) Açık halkalı monomerler: a) spiro ortokarbonat, b) siklik ether, c) siklik asetal ve allil sulfid, d) vinilsiklopropan
- 2) a) likit kristalin, b) dallanmış ve uçlu monomerler
- 3) Kompomer için monomerler
- 4) Ormoserler
- 5) a) Bis-GMA analogları (benzerleri), b) Bis-GMA temsilcileri
- 6) Radyopak monomerler
- 7) Siloranlar olarak gruplandırılabilir.

**TABLO 1:** Restoratif KR'lerde kullanılan monomerlerde olması gereken basit gereksinimler ve sonuçları.

KR'lerin olması gereken gereksinimleri	Bu gereksinimlerin sonuçları
1. Düşük hacimsel büzülme veya polimerizasyon esnasında genleşme	1. Marjinal açıklık oluşumu gözlenmez, kompoziti yerleştirmek kolaylaşır
2. Yüksek derecede polimerize olma	2. Kısa polimerizasyon zamanı gerektirir
3. Çapraz bağ özelliklerine sahip olma	3. Dolgu maddesinde yeterli mekanik özellikler sağlanır
4. Polimerize olmuş materyalin düşük su emilimi ve 60°C sıcaklıktan sonra ısıl genleşme	4. Dolgunun uzun dönem stabilizasyonu sağlanmış olur
5. Oral çevre şartlarına mükemmel direnç	5. Kompozit polimerizasyonunda hata derecesinde düşme olur
6. Dental doldurucu varlığında depolama stabilizasyonu	6. Kompozit hazırlanmasında uzun süre denenmiş doldurucuların kullanılabilmesi sağlanır
7. Polimerize olmuş materyalin yüksek renk ve ışık stabilitesi	7. Uzun dönem estetik sağlanmış olur
8. Düşük oral toksisite ve mutojenik-karyojenik etkinin olmaması	8. Hasta ve hekim için minimum toksikolojik risk olur

## 1. Açık Halkalı Monomerler

### a) Spiro Ortokarbonatlar

Yaklaşık 30 yıl önce, Bailey spiro ortokarbonatlar (SOC), spiro ortoesterler (SOE) veya bisiklik ortoesterler (BOE) gibi polisiklik açık halkalı monomerlerin polimerizasyon patentini almıştır.<sup>19</sup> Bu monomerler polimerizasyon esnasında sifıra yakın büzülme veya genleşme gösterirler ve yüksek dayanım gücüne sahip adezivlerin ve gerilimsiz KR'lerin üretilmesinde kullanılabilirler. Bailey'in çift açık halkalı polimerizasyon konseptini ilk 1972'de rapor etmesi, birçok önemli faydalı çalışmaların ve geliştirilmekte olan monomerlerin sentezlenmesi ve açık halkalı polimerizasyonun üzerine bazı uygulamalı araştırmaların başlamasını sağlamıştır. Dental rezin formülasyonunda ilk araştırılan SOC örneği kristalin 3,9-dimethilen-1,5,7,11-tetraoksaspiro (5.5) undekan'dır. SOC monomerlerinin polimerizasyon davranışları Bis-GMA, EBPDMA veya TEGDMA gibi monomerlerle kombine halde kullanılarak incelenmiştir. Genel olarak, SOC'ın dental KR formülasyonu içerisinde değerlendirilmesinde, serbest radikal polimerizasyonu ile sertleşen KR'lerde metilen vekili SOC monomerlerinin kullanılması birtakım dezavantajlar gösterir.<sup>20,21</sup>

#### Spiro Ortokarbonatlar'ın dezavantajları

- Kristalin SOC limitli bir çözünürlük gösterir; KR formülasyonu içerisine yüksek miktarda SOC içerik eklemek zordur.

- SOC monomerleri metakrilatlardan belirgin olarak daha az reaktiftir. Belirgin olarak daha uzun polimerizasyon süresi gerektirir.

- Oda sıcaklığında tamamlanmayan açık halka varlığı sebebiyle polimerizasyon büzülmesinin azaltıcı potansiyeli düşüktür.

- Su, asidik bileşenler ve doldurucular karşısında hassasiyet sebebiyle polimerize edilmemiş kompozit pastanın depolama raf ömrü azdır.

- SOC'un polimerleri düşük UV stabilitesi gösterir. Polimerize olan KR renklenmeye meyillidir.<sup>12</sup>

### b) Siklik Eterler

Son zamanlarda katyonik fotopolimerize olabilen epoksi monomerleri temel alan rezin dolgu kombinasyonlarının uygulanması üzerine patent çalışmaları artış göstermektedir. Özellikle çapraz bağlı sikloalifatik (sikloalifatik) epoksi bileşikler merak uyandırmaktadır. Çünkü bu monomerler dental metakrilat rezinlerden daha az büzülme gösterirler. Ayrıca bu epoksi rezinler katyonik fotopolimerizasyon ile kabul edilebilir zaman aralığında polimerize olabilecek kadar reaktiftir ve dental görülür ışık cihazları ile yeterli derinlikte polimerize olabilirler. Siklik eterleri temel alan KR'ler dimetakrilat materyallerle karşılaştırıldıklarında bazı avantajlar gösterirler. Fakat bu avantajlara rağmen, siklik eterlerin katyonik açık halkalı polimerizasyonları halen bir takım problemler oluşturur ve bu problemler günümüzde de henüz tamamen çözü-

lememiştir.<sup>12,22</sup> Açık halkalı polimerizasyonu temel alan siklik eterlerin avantaj ve dezavantajları Tablo 2'de gösterilmiştir.

### c) Siklik Asetal'ler ve Allil Sülfid'ler

Bütün heterosiklik monomerler polimerizasyon esnasında hiç hacimsel değişiklik göstermezler veya çok az gösterirler. Siklik keten asetal'ler daha büyük ilgi duyarlar. Çünkü bu monomerler serbest radikallerle veya katyonik açık halkalı olarak polimerize olabirler. Çeşitli 1,3-dioksolan'ları, fotoinitiyator sistemle birlikte EBPDMA temelli, görünür ışıkla sertleşen kompozitlerin bir bileşeni olarak ilk değerlendiren Reed'dir. EBPDMA ve difonksiyonel siklik vinil asetal karışımını temel alan KR, kontrol örneği olan sadece EBPDMA içeren KR'e benzer çekme dayanımı göstermiştir. Gelecekte dental cam doldurucular ve 2-methilen-1,3-dioksepanlar içeren KR'lerin depolama stabilitesi yoktur ve birkaç gün içerisinde kendiliğinden sertleşmektedir. Bu olayın cam doldurucu partiküllerin asidik silanol yüzey gruplarından kaynaklandığı düşünülmektedir. Sonuç olarak 2-methilen-1,3-dioksepanlar belirgin olarak metakrilatlardan daha az reaktiftir. Ve bu olay kabul edilemez uzun polimerizasyon zamanı ile sonuçlanır. Siklik keten asetal'in aksine siklik allil sülfidler su varlığında stabildir. Siklik allil sülfidlerin dental materyal olarak uygulanamamasındaki temel problem metakrilatlarla karşılaştırıldıklarında bu monomerlerin daha az reaktif olmaları ve sertleşmiş polimerlerin amorf yapılarının yüksek fleksibilitesidir.<sup>12,23,24</sup>

### d) Vinilsiklopropan'lar

2-vinilsiklopropan iyi bilinen, düşük polimerizasyon büzülmesine sahip serbest radikal polimerizasyonu sağlanabilen monomerdir. Çapraz bağlı vinilsiklopropan'ların metakrilatlardan daha az reaktif olduğu bulunmuştur. Bu sebeple vinilsiklopropan ve metakrilat içeren hibrit monomerler sentezlenmiştir. Çapraz bağlı vinilsiklopropan düşük oral toksisite göstermiştir. Mutajenik etkisi yoktur ve sıklıkla kullanılan metakrilatlardan daha az sitotoksiktir. Çapraz bağlı vinilsiklopropan'lar nem, asit veya inorganik doldurucuların varlığında stabil kalmışlardır. Çapraz bağlı vinilsiklopropan'ların bu özellikleri ve polimerizasyon esnasında düşük hacimsel büzülmesi dental dolgu materyali içerisinde kullanılabilen monomer olarak dikkat çekicidir. Bu monomerle dental KR'nin büzülme kinetikleri modifiye edildiğinde *in vitro* çalışmalarda marginal hata ve mikrosızıntı miktarında azalma sağlanmıştır.<sup>25</sup>

## 2. Likit Kristalin, Dallanmış ve Uçlu Monomerler

### a) Likit Kristalin Monomerler

Siklik monomerlerin açık uçlu polimerizasyonlarına ilaveten önceden düzenlenmiş likit kristalin veya dallanmış çapraz bağlar kullanımı ışık ile polimerizasyon esnasında düşük büzülme sağlamanın ikinci basit yoludur. Nematik likit kristal monomere başarılı bir örnek diakrilatlardır ve polimerizasyon sırasında sadece %1.3 hacimsel büzülme gösterir.<sup>12</sup> Likit kristalin çapraz bağlı monomerler düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olmaları, düşük viskozite ve yüksek monomer dö-

**TABLO 1:** Katyonik açık halkalı polimerizasyonu temel alan siklik eterlerin avantaj ve dezavantajları.

Avantajları	Dezavantajları
Siklik eterlerin düşük polimerizasyon büzülmesi vardır.	Polimerizasyon hızı oda sıcaklığında oldukça düşüktür.
Epoksitlerin oksijen hassasiyetlerinin olmaması veya az olması görülmektedir.	Aminler, üretanlar, pigmentler veya doldurucular gibi temel bileşikler karşısında hassasiyetleri vardır.
Oluşan polimerlerin mükemmel adezyon özellikleri vardır.	Nem hassasiyeti vardır ve su zincir transfer ajanıdır.
Oluşan polimerlerin iyi kimyasal rezistansları vardır.	Asidik içerikler depolama stabilitesini etkiler, oluşan polimerlerin su emilimi vardır.
Metakrilatlarla hibrit sistemler oluşturmak mümkündür.	Epoksitlerin ve polimerizasyon başlatıcıların toksikolojik etkileri vardır ve bu materyaller uzun dönem tecrübe edilmemiştir.

nüşümleri sebebiyle polimerize edilebilen KR'lerde matris monomer olarak umut vericidirler. Ancak KR içerisindeki izotropik likit komonomerler ve doldurucular gibi diğer bileşikler likit kristal oluşumunu etkilemektedir. Bu sebeple likit kristal monomer sentezi daha pahalıdır.<sup>26</sup>

#### *b) Dallanmış ve Uçlu Monomerler*

Monomer sentezi basit olduğu için dallanmış likit olmayan kristalin monomerler dental kompozitler için sentezlenmiştir. Bu kompozitler düşük viskozite ve düşük polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Basit olarak bu dallanmış veya uçlu monomerler düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren KR hazırlamada, düşük vizkozite ve oluşan polimer ağlarında verimli birleşme sebebiyle çok umut vericidir. Ancak dişhekimliğinde başarılı uygulanabilmesi için mekanik özellikleri yüksek polimer oluşturabilen monomerler sentezlenmelidir.<sup>12,27</sup>

### 3. Kompomer İçin Monomerler

Işıkla sertleşen dental kompozitlerin bir çeşidi kompomerlerdir ve poliasit modifiye KR'ler olarak da bilinir. Kompomer terimi kompozit ve cam iyonomerin kombinasyonundan türetilmiştir. Kompomer, cam iyonomerlerden iyi bilinen aluminofluorosilikat cam partikülleri, baryum veya stronsiyum ve silanize kalsiyum ile güçlendirilmiş asit modifiye dimetakrilat içeren, su içermeyen, tek komponentli, ışıkla sertleşen KR'dir. Kompomerler cam iyonomer simanların fiziksel özelliklerini ve klinik dayanımlarını artırmak için geliştirilmiştir.<sup>28</sup> Kompomerler oligomerik poliakrilik asidin glicidil metakrilat ile reaksiyonu sonucu üretilmiş oligomerik poliasitleri temel alır. Kompomerler her ne kadar KR'lerin ve cam iyonomerlerin olumlu özelliklerini birleştirmek için geliştirilmiş olsa da kompomerlerin özellikleri cam iyonomerden çok kompozitlere benzerdir.<sup>29</sup>

### 4. Ormocerler

Geleneksel kompozit dolgu materyallerine ilave olarak ormocer olarak adlandırılan yeni bir grup inorganik ve organik dental materyal geliştirilmiştir.<sup>30</sup> Ormocerler (organically modified ceramic) karbon yerine uzun "backbone" silikondan oluşur. Bu silikonun karbon-karbon çift bağları içeren ke-

nar zincirleri işlenmiştir. Geleneksel polimerizasyon başlatıcılar ile polimerizasyonu sağlar. Monomer molekülünün büyük boyutu sayesinde bu sistem polimerizasyon büzülmesini ve aşınmayı azaltıp monomer salınımında azalmaya sebep olduğundan KR'ler için matris olarak kullanımı ilgi çekici olmaktadır.<sup>31</sup> Bunda amaç polimerizasyon büzülmesini azaltmak, biyouyumluluğu, abrazyon dayanımını ve marjinal adaptasyonu artırmaktır.<sup>32</sup> Ancak laboratuvar çalışmalarında bu özelliklerinin hepsi doğrulanmamıştır. Piyasada bulunan ormocer restoratif rezinlerin hiç biri, klinik çalışmalarla karşılaştırmalı olarak incelenmemiştir<sup>(31)</sup>. Ormocer teknolojisini temel alan ve şu anda piyasada bulunan kompozit dolgu maddeleri katıksız ormocer sistemleridir. Yoğun olan materyalin viskozitesini ayarlamak için dilüe edici monomerler kullanılır. Reaksiyona girmeyen bileşenlerin uzaklaşmasını önlemek için en az monomerle biyouyumlu bir formülasyon hazırlamak gerekir. Geleneksel dental kompozitlerle karşılaştırıldığında abrazyon dayanımı gibi fiziksel özelliklerinde memnun edici bir gelişme henüz sağlanamamıştır. Saf metakrilat sistem ile polimerizasyon büzülmesinde belirgin azalma oluşturmak mümkün değildir. Açık halkalı polimerize olabilen gruplarla kombinasyonu gerekmektedir. Ancak açık halkalı vinilsiklopropanlar sol-jel sistemlerle kombine edilebilecek kadar reaktif değildir.<sup>12</sup>

### 5. Bis-GMA Analogları (Benzerleri) ve Bis-GMA Yerine Kullanılanlar

#### *a) Florlanmış Bis-GMA Analogları*

Florokarbon içeren polimerler düşük yüzey enerjisine sahiptir. Bu polimerler yüksek derecede hidrofobiktir ve birçok kimyasal yumuşatma etkisine mükemmel direnç gösterir. Bu sebeple renklenme ve mikroorganizma yapışmasına direnç potansiyeli olması ve genel olarak biyouyumluluğunun iyi olması, florlanmış polimerlerin dental uygulamalarda kullanımını çekici kılmaktadır. Monomerin çekirdek yapısında bisfenol-A veya onun florlanmış analoglarını kullanmak kompoziti güçlendirmekte ve yüksek mekanik dayanıklılık sağlamaktadır. Ancak genişlemiş perfluoroalkil zincirleri içerisine florin yerleştirmek su emilimini azalt-

mamış ve diğer alternatif florlanmış terminal gruplarla karşılaştırıldığında düşük mekanik dayanım oluşmasını sağlamıştır. Sonuç olarak florlanmış Bis-GMA analoglarına alternatif bir yaklaşım florlanmış dimetakrilat-reaktif çözücü kullanımınıdır. Buna örnek florlanmış trietilenglikol dimetakrilat olup göreceli olarak su emilimini ve polimerizasyon bütülmesini azaltır.<sup>33</sup>

#### b) Bis-GMA Yerine Kullanılanlar

Dental kompozitler içerisinde Bis-GMA yerine kullanılacak yeni bir üretilen dimetakrilat sentezlenmiştir. Bu monomer ticari olarak kullanılabilen  $\alpha,\alpha,\alpha',\alpha'$ -tetramethyl-*m*-ksililen diisosiyanat (TMXDI)'ın 2-hidroksiethyl veya hidroksipropil methakrilat gibi OH<sup>-</sup> grubu içeren monomerler ile reaksiyonu sonucu sentezlenmiştir.<sup>34</sup> TMXDI aromatik (sertlik) ve alifatik (renklenmeye düşük meyil) diisosiyanat'ların avantajlı özelliklerini birleştirir. Bu sebeple uretan dimetakrilatın ışıkla polimerizasyonunda Bis-GMA'ya benzer özellikte polimer bağları oluşur. Ancak bu monomeri temel alan ışıkla polimerize olmuş materyalin mekanik özellikleri sudan ve depolama ömründen daha az etkilenir.<sup>35</sup>

#### 6. Radyopak Monomerler

Posterior bölgede kullanılan restoratif materyaller, dişhekiminin sekonder çürük varlığını, marjinal kırıkları ve diğer eksiklikleri kesin bir şekilde tespit edebilmesi için iyi derecede radyoopasite sergilemelidir. Yeterli radyoopasite aynı zamanda kontakt noktasını ve aproksimal konturu izlememize de olanak verir.<sup>36</sup> KR'leri radyografla tespit edebilmek için radyoopasitesinin %300 Al'den yüksek olması gerekmektedir.<sup>37</sup> Genellikle kompozit dolgu materyallerinin radyoopasiteleri X ışınlarını emen ya da yansıtan doldurucularla sağlanır. Akışkan KR'ler gibi doldurucusuz ya da düşük doldurucu KR'ler, radyoopasite gereksinimini yeterince karşılayamazlar.<sup>38</sup> Bu sebeple radyoopasite radyopak polimer matrisler sayesinde sağlanmalıdır.

Radyopak polimer matris elde etmenin iki yolu vardır, ağır metal içeren monomerler ya da iyodin-bromin artıklar içeren monomerlerdir. Metal temelli monomerlerin dezavantajı materyalin

mekanik özelliklerinde azalmaya neden olmasıdır. Aynı olay çinko veya baryum akrilat kullanıldığında da gözlenmiştir.<sup>39</sup>

#### 7. Siloranlar

Dental kompozit rezinlerdeki polimerizasyon bütülmesini azaltmak amacı ile geliştirilen bir diğer monomer de silorandır. Siloranlar, siloksan ve oksiranların kimyasal yapılarının birleşmesi ile oluşurlar. Bu monomer sistem ile düşük bütülmeli, yüksek oranda reaktif ve biyouyumlu kompozitler üretilmesi amaçlanmıştır. Siloksan kısmı ile kompozitlerin su emilimi ve renk stabilizasyonu gibi fiziksel özellikleri için önemli olan hidrofobik özellik kazanılmış olup; Siklo alifatik oksiran kısmı ile de katyonik açık halkalı polimerizasyon oluşturularak polimerizasyon bütülmesinin azalması sağlanmıştır. Weinmann ve ark. yaptıkları çalışmada siloran teknolojisi sayesinde polimerizasyon bütülmesi ve streslerinin en aza indirildiğini ve yüksek reaktifliği sebebiyle klinik olarak başarılı kompozitlerle karşılaştırılabilir mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir.<sup>40</sup>

### KR MATERYALLERİNİN DOLDURUCU İÇERİKLERİNDEKİ GELİŞMELER

#### 1. Biyoaktif Restoratiflerdeki Gelişmeler

Dental dolguları yenilemenin en sık rastlanan sebebi, dolgu materyaline bağlı olmaksızın tekrarlayan çürüklerdir.<sup>41</sup> Dolgu çevresinde zamanla oluşan boşluklara plak birikimi bazı vakalarda ikincil çürüklerin oluşumu ile sonuçlanmaktadır. Tekrarlayan çürük miktarını azaltmanın bir yolu da dolgu materyali ile bitişik diş yapısında remineralizasyonu desteklemek ve demineralizasyonu önlemek amacıyla dolgu materyali içerisine ilave koruyucu maddeler eklemektir.

Flor iyonlarının diş yapısını değiştirdiği (fluorohidroksiapatit) bilinir ve diş yapısını karyojenik bakteriler tarafından üretilen asitlere karşı daha dirençli kılar.<sup>42</sup> Flor iyonu salınımı kompozit restoratif materyalin organik ve inorganik bileşiminden sağlanabilir. Birçok vakada, flor iyonu salınımı KR'in inorganik kısmından sağlanır. Baryum veya stronsiyum fluorosilikat camlar sıklıkla kullanılır.<sup>43</sup> Bazı vakalarda flor iyonu salınımı ilave stronsi-



yum-sodyum florid veya potasyum heksafluorotitanat gibi flor tuzları ile sağlanır.<sup>44</sup> En çok sorgulanan flor salan restoratif materyaller cam iyonomerlerdir. Flor iyonu salınımı, test edilen materyalin içerisinde bulunduğu çözücüye ve pH değerine bağlı değişir. Deiyonize su içerisinde flor iyonu salınım miktarı, deneysel tükürük içerisinde salınan flor iyonu miktarından iki kat fazladır.<sup>45</sup> Düşük pH değerlerinde nötral şartlardan daha fazla flor iyonu salınımı gerçekleşir. Bunun manası, karyojenik bakteriler tarafından asit üretildiğinde flor iyonu salınımı talep edilmektedir. Birçok durumda flor salan restoratif materyaller florlu oral hijyen ajanları kullanımı sayesinde tekrar flor kazanmaktadır. Birçok çalışmada flor iyonu salınımının komşu diş yapıları üzerine etkileri üzerine yoğunlaşmış ve mine ile dentinin flor alınımı veya florun demineralizasyon önleyici ve remineralizasyon sağlayıcı etkileri incelenmiştir.<sup>46</sup> Özellikle cam iyonomerlerin diş yapılarının demineralizasyonunda koruyucu etkileri olduğuna yönelik *in-vitro* çalışmalara zıt olarak yapılan karşılaştırılmalı *in vivo* ve *in vitro* test çalışmaları cam iyonomerin *in vivo* faydası olmadığını göstermiştir. Bu bulgular dişhekimlerince yerleştirilen restoratif materyallerin klinik davranışları üzerine yapılan çalışmalarla doğrulanmıştır.<sup>41</sup> Yaptıkları klinik çalışmada Klorheksidin içeren cam iyonomer siman ile geleneksel cam iyonomer simanı antibakteriyel etkileri açısından karşılaştırmışlar ve klorheksidin içeren cam iyonomer simanın geleneksel cam iyonomer simandan daha fazla antimikrobiyal etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir.<sup>47</sup>

Klorheksidin gibi antimikrobiyal ajanlar da restoratif materyallere eklenmiştir.<sup>48</sup> Fiziksel olarak materyal içine katılmış antimikrobiyallerdeki problem, bu ilaçların ihtiyaç anında değil de başlangıçta yüksek değerlerde salınmasıdır.

Imazato ve ark. adezivlerin içine katılabilen antibakteriyel bir monomer olan Methakriloksido-desilpiridiniumbromid (MDPB)'i üretmişlerdir.<sup>49</sup> MDPB bir methakriloil ile antibakteriyel ajan olan kuaterner ammonium'un birleşmesi ile oluşturulmuştur. *Streptococcus mutans*'a karşı önemli antibakteriyel etki gösterir ve dental monomerler ile ko-polimerize olabilir. Bu tür rezinlerin dezavan-

tajı antibakteriyel etkilerini yalnızca bakteri yüzeyi ile direkt temas halinde iken göstermektedir.<sup>49</sup>

Sonuç olarak, klinikte sekonder çürük oluşumunu önleyecek materyallere ihtiyaç vardır. Biyoaktif materyallerin bu gereksinimi yerine getirme potansiyelleri mevcuttur, ancak aktif içeriğin etkin bir şekilde salınımı ve kalan materyalin dayanıklılığı arasında iyi bir denge sağlanması önemlidir. Türkün ve ark.<sup>50</sup> yaptıkları çalışmada klorheksidin içeren cam iyonomer simanın içermeyen simana göre sıkışma dayanımının daha düşük olduğunu bulmuşlardır. Bu dengeye ihtiyaç anında salınımın sağlanması yardımcı olacaktır. Bu yeni konseptin bir diğer dezavantajı da uzun dönem klinik sonuçların çok az olmasıdır.<sup>12</sup>

## 2. KR'leri Güçlendirmek İçin Yapılan Çalışmalar ve Nanopartiküller

Günümüzde yapılan çalışmaların büyük bir çoğunluğu kompozit materyalin aşınma direnci gibi fiziksel veya mekanik özelliklerini artırmaya yoğunlaşmıştır. Örneğin, doğal şekilli silikat nano doldurucular akrilik nano kompozitlerin dayanıklılığını ve sertliğini artırmaktadır. 5-200 nm çapında organo-polisiloksan partiküller, dental kompozitlerin yoğunlaştırıcıları olarak tarif edilmiştir. Partiküller arasındaki düşük etkileşimden dolayı KR'e yüksek oranda doldurucu yüklenebilmekte ve sonuç olarak da polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanmaktadır. Dental kompozitlerde çoğunlukla çeşitli partikül büyüklüğünde doldurucular kullanılır.<sup>51</sup>

Bir KR'i güçlendirmek için fiber ve kısa fiberlerin kompozit içerisine katılması denenmiştir. Silanlanmış kısa kesilmiş cam fiberlerin aşamalı bir şekilde Bis-GMA/TEGDMA esaslı kompozit içerisine ilave edilmesi elastiklik modülünde artma ve çekme dayanımında azalma ile sonuçlanmaktadır.<sup>17,52</sup>

Xu ve ark.<sup>53</sup> KR'i güçlendirmek için doldurucu olarak seramik tek kristalli kısa fiberler kullanmışlardır. Doldurucu miktarı %0-%70 arasında değişmektedir. Mikrofil ve hibrid KR'lerle karşılaştırıldığında, kısa fiberlerle güçlendirilmiş materyal be-

lirgin olarak daha yüksek bükülme dayanımı gösterir. Kısa fiberler kompozit dolgu materyallerini güçlendirmede birtakım potansiyeller sergilerler fakat özellikle bahsedilen kısa fiberleri temin etmek oldukça zordur.<sup>53</sup>

### 3. Büzülme Streslerini Azaltmak İçin Yapılan Çalışmalar

Kompozit restoratif materyalin polimerizasyon büzülmesi restoratif dişhekimliğinde yalnız başına bir problem oluşturmamaktadır. Ancak büzülme stresleri sonucunda, dolgu materyali ve kavite duvarları arasında oluşan marjinal açıklık problem olmaktadır. Polimerizasyon büzülme stresleri, KR'in iyi bir akıcılıkla kavitenin bütün kenarlarına ulaşması ile tolere edilebilir.<sup>54</sup> Polimerizasyon streslerindeki azalma metakrilated stiren allil alkol kopolimerinin materyale ilave edilmesi ile de sağlanabilir. Ancak methakrilat- fonksiyonize silan ile karşılaştırıldığında materyalin mekanik özelliklerinde hafif bir azalma oluşturmaktadır.<sup>55</sup>

Polimerizasyon büzülmesini azaltmanın bir diğer yolu KR'in inorganik bölümüne amonyum ile modifiye edilmiş montmorillonit (NH<sub>3</sub>/MMT) ilave edilmesi veya pöröz doldurucular kullanılmasıdır. Amonyum ile modifiye edilmiş montmorillonite (NH<sub>3</sub>/MMT) KR'in polimerizasyon esnasında sıcaklığının artmasına neden olur. Polimerizasyon (NH<sub>3</sub>/MMT) partiküllerinin şişmesine yol açar ve böylece polimerizasyon büzülmesi tolere edilir. Pörözite boyutu 20-120 nm arasında değişen 0.5-50 µm partikül büyüklüğünde pöröz silikon dioksit cam partiküller kompozit materyalin aşınma direncini artırır ve polimerizasyon büzülmesini azaltır.<sup>56</sup> Bu yolla doğrusal polimerizasyon büzülmesinde %50 azalma, aşınma direncinde de %100 artma sağlanmaktadır.<sup>57</sup>

Sonuç olarak, kompozit materyalin inorganik bölümü, polimerizasyon büzülme streslerini azaltmada kuvvetli bir potansiyele sahiptir. Ancak bu potansiyeli doğrulamak için ileri in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç vardır.<sup>12</sup>

### 4. Radyopak Doldurucular

Dental kompozitlerde radyoapasite X ışınlarını yansıtan ya da emen, baryum ve stronsiyum gibi ağır metal içeren temel doldurucular ile sağlan-

maktadır. Nano boyutlu silikon dioksit doldurucu içeren mikro dolduruculu KR'ler radyopak değildir. Ytterbium triflorit gibi doğada nadiren bulunan, nano boyutlu metal bileşiklerini KR'e eklemekle mikro dolduruculu KR'lerde ISO 4049 standartlarında radyoapasite sağlanabilmektedir.<sup>58</sup> Ytterbium triflorit hibrit KR'lere de radyoapasite değerini %300 Al'nin üzerine çıkartmak için eklenmektedir. Böylece dolgu maddelerinde ihtiyaç duyulan gereksinimler yerine getirilmektedir.<sup>37</sup>

Günümüzde radyoapasiteyi artırmak ya da şeffaf materyaller elde etmek için tantalyum veya zirkonyum oksit gibi nano partiküller kompozit içerisine eklenmektedir.<sup>59</sup> Ancak bu doldurucuların yüzey modifikasyonlarında metakrilat silanlar daha az etkilidir.<sup>60</sup> Bu sebeple tantalyum oksit nano partiküllerinin yüzeylerinin işlevselleştirilmesi fosfat metakrilatlarla yapılır.<sup>59</sup>

Nano partiküller bir araya yığılma eğilimindedir. Bu sebeple translüsent bir materyal elde etmek için partiküllerin ışık kırma indeksleri polimer matrisin ışık kırma indeksine göre ayarlanmalıdır.<sup>61</sup>

### 5. Özel İlaveler

UV ışık altında bile doğal diş görünümünü sağlayabilmek için kompozit içerisine florasan boyalar ilave edilmektedir. Bu sebeple diş rengindeki kompozitleri doğal diş yapılarından ayırt etmek çok zordur. Estetik sebeplerden dolayı bu özellik çok önemlidir. Ancak, KR'in uzaklaştırılması gerektiğinde, diş hekimi için dolgu materyali ve doğal diş yapısını ayırt etmek oldukça zordur. Bu ayırımı elde etmenin bir yolu, kompozit içerisine 360-480 nm dalga boyu aralığındaki ışığı emebilen floresan boyalar ilave etmektir. Böylece 360-480 nm dalga boyunda ışık filtre edilerek görünürlük sağlanır. Diğer bir yaklaşım fotokromik boyalar kullanmaktır. Fotokromik boyaların ışık altında görünümü renksiz (şeffaf)'den kırmızıya değişir. Bu sistemler geri dönüşümlü ve geri dönüşümsüz olmak üzere ikiye ayrılır. Genel olarak fotokromik boyalar geri dönüşümlü olmalıdır. Fotokromik dental KR'lerde kullanılan bazı fotokromik boyalar radikal polimerizasyonu esnasında özelliklerini kaybeder. Fotokromik kompozit siman ile tam seramik kron yapı-

tırılırken kırmızı renkli siman kolayca ayırt edilir ve fazlalıkları uzaklaştırılır. Polimerizasyondan sonra kırmızı renk tamamen kaybolur.<sup>12</sup>

## SONUÇ

KR materyallerinin uygulama ve klinik performanslarını artırmaya yönelik çabalar polimerizasyon büzülmesinin azaltılması, biyouyumluluğun ve aşınma dayanımının artırılmasına odaklanmıştır. Marjinal adaptasyonun bozulmasına sebep olan polimerizasyon büzülmesi siklik monomerlerin açık halkalı polimerizasyonları ile azaltılabilir. Serbest radikal polimerizasyonu sağlanabilen siklik monomerlerin temel dezavantajı metakrilatlarla karşılaştırıldığında düşük reaktivitesidir. Katyonik polimerize edilebilen siklik monomerlerde monomerin reaktivitesinin artırılması, toksikolojik problemlerinin ve doldurucuların su karşısındaki hassasiyetinin çözülmesi gerekmektedir.

Likit kristalin, dallanmış ve uçlu monomerlerin polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasına katkısı siklik monomerlerle karşılaştırıldığında oldukça sınırlıdır. Bu sebeple bu monomerlerin açık halkalı gruplarla kombine edilmesi daha fazla umut vericidir. Ayrıca bu monomerler KR materyalin uygulama özelliklerini artırmaya da yardımcı olur.

Geliştirilmiş biyouyumluluk ve aşınma dayanımı ormoser ve flor içeren monomerlerle sağlanabilmektedir. Polimerize edilebilen siklik gupların bu monomerle içerisine ilave edilmesi daha çekicidir. Bazı durumlarda az dolduruculu ya da doldurucusuz rezin sistemler gerekmektedir. Bu durumlarda radyoopasite halojen içeren monomerler veya yüksek derecede X-ışını emebilen nano partiküllü doldurucularla sağlanmaktadır.

Biyoaktif KR'ler temelde tekrarlayan çürükleri azaltmak ya da çürükten kaçınmak için dizayn edilmiştir. Diş yapılarının demineralizasyonunu önlemek ve remineralizasyonu artırmak veya bakteriyel üremeyi azaltmak için flor salınımının yanında KR'lere özel doldurucular veya monomerler eklenmiştir.

Fiberlerle veya kısa fiberlerle KR'i güçlendirmek halen araştırılmaktadır. Özel floresan veya fotokromik boyalar diş rengindeki KR'lerin uygulanması esnasında geçici görünürlük sağlamaktadır.

Günümüzdeki KR formülasyonundaki yenilikler ve yeni KR yerleştirme tekniklerindeki gelişmeler direkt KR uygulamalarını daha güvenilir kılacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Khatri CA, Stansbury JW, Schultheisz CR, Antonucci JM. Synthesis, characterization and evaluation of urethane derivatives of Bis-GMA. *Dent Mater.* 2003;19:584-8.
2. Ruyter IE, Oysaed H. Composites for use in posterior teeth: composition and conversion. *J Biomed Mater Res* 1987;21:11-23.
3. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105:97-116.
4. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6:302-18.
5. Ferracane JL. In Vitro Evaluation of Resin composites. Structure-property relationships, development of assessment criteria. *Trans Acad Dent Mater* 1989;2:6-35.
6. Fortin D, Vargas MA. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 2000;131 (Suppl):26S-30S.
7. Tyas MJ, Alexander SB, Beech DR, Brockhurst PJ, Cook WD. Bonding--retrospect and prospect. *Aust Dent J* 1988;33:364-74.
8. Nadarajah V, Neiders ME, Cohen RE. Local inflammatory effects of composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 1997;18:367-8.
9. Burgess JO, Norling BK, Rawls HR, Ong JL. Directly placed esthetic restorative materials--the continuum. *Compend Contin Educ Dent* 1996;17:731-2.
10. Venhoven BA, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials* 1996;17:735-40.
11. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 1998;48:3-16.
12. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci* 2001;26:535-76.
13. Fan Y, Sun Z, Wang R, Abbott C, Moradian-Oldak J. Enamel inspired nanocomposite fabrication through amelogenin supramolecular assembly. *Biomaterials* 2007;28:3034-42.
14. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leleup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 2007;23:51-9.
15. Chen MH, Chen CR, Hsu SH, Sun SP, Su WF. Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater* 2006;22:138-45.
16. Can G, Kalaycı Ş, Kaplan R. Üç farklı kompozitin yapay tükürük ortamında flor salınım değerlerinin incelenmesi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 2006;33:33-8.
17. Xu HH, Quinn JB, Giuseppetti AA. Wear and mechanical properties of nano-silica-fused whisker composites. *J Dent Res* 2004;83:930-5.
18. Cattani-Lorente M, Godin Ch, Bouillaguet S, Meyer JM. Linear polymerization shrinkage of new restorative composite resins. *European Cells and Mater.* 2003;5: 40-1.

19. Bailey WJ, Sun RL. The Polymerization of Spiro Orthoesters," in American Chemical Society, Div. of Polymer Chem. Polym prepr.1972;13: 281-6.
20. Thompson VP, Williams EF, Bailey WJ. Dental resins with reduced shrinkage during hardening. J Dent Res 1979;58:1522-32.
21. Moszner N, Zeuner F, Rheinberger V. Polymerization of Cyclic Monomers. VII. Synthesis and Radical Polymerization of 1,3-Bis[(1-alkoxycarbonyl-2-vinylcyclopropane-1-yl)carboxy]benzenes, J of App. Poly.Sci.en.1998; 72: 1775-82.
22. Crivello JV, Lohden G. The preparation of novel 1-propenyl ethers and their cationic photopolymerization. J of Polym. Sci.en.1996;34: 2051-62
23. Bailey WJ. Ring-opening polymerization. Comprehensive polymer science. 1989; 3:283-320.
24. Reed B, Stansbury J, Antonucci J. Radical ring - opening characteristics of cyclic vinyl monomers. Amer. Chem. Soc,1991; 33: 520-1.
25. Moszner N, Völkel T, Zeuner F, Rheinberger V. Polymerization of cyclic monomers, Synthesis and radical polymerization of hybrid 2-vinylcyclopropanes. Polym Prepr. 1997;38:86-7.
26. Rawls HR, Wellinghoff VT, Norling BK et al. Low shrinkage resins from liquidcrystal diacrylate monomer. Polym Prepr.1997;38:167-8.
27. Klee JE, Neidhart F, Flemmersheim H-JMühlhaupt R. Monomers for low shrinking composites, 2. Synthesis of branched methacrylates and their application in dental composites. Macromol Chem Phys. 1999; 200: 517-23.
28. McLean JW, Wilson AD. Glass ionomer cements. Br Dent J 2004;196:514-5.
29. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. Biomaterials 1998;19:529-39.
30. Rosin M, Steffen H, Kenschake C, Greese U, Teichmann D, Hartmann A, et al. One-year evaluation of an Ormocer restorative-a multi-practice clinical trial. Clin Oral Investig 2003;7:20-6.
31. Bottenberg P, Alaerts M, Keulemans F. A prospective randomised clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: three-year results. J Dent 2007;35:163-71.
32. Bauer CM, Kunzelmann K-H,Hickel R. Simulated food wear. of resin composites and ormocers. Dtsch Zahnarztl Z. 1995;50:335-8.
33. Wang G, Culbertson BM, Xie D, Seghi RR. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. J Macromol Sci -Pure Appl Chem. 1999;36:225-36.
34. Moszner N, Völkel T, Fischer UK, Klester A, Rheinberger V. Polymerization of Cyclic Monomers. VII. Synthesis and Radical Polymerization of 1,3-Bis[(1-alkoxycarbonyl-2-vinylcyclopropane-1-yl)carboxy]benzenes. Angew Makromol Chem. 1999;265: 31-5.
35. Culbertson BM, Xu J, Tiba A: Synthesis, characterization and polymerization characteristics of new dimethacrylates, derived from 3,3,5-trimethylcyclohexan-1-one-phenol adducts, as monomers for dental composites. Polym Adv Technol. 1999;10:206-14.
36. Bouschlicher MR, Cobb DS, Boyer DB. Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. Oper Dent 1999;24:20-5.
37. Noack MJ. The radiopacity of tooth-colored inlay materials and luting composites. J Dent Res. 1993;72:178.
38. Murchison DF, Charlton DG, Moore WS. Comparative radiopacity of flowable resin composites. Quintessence Int 1999;30:179-84.
39. Davy KW, Causton BE. Radio-opaque denture base: a new acrylic co-polymer. J Dent 1982;10:254-64.
40. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater 2005;21:68-74.
41. Burke FJT, Cheung SW, Mjör IA, Wilson NHF. An Audit on The Placement and Replacement of Restorations in a General Dental Practice. Quintessence Int, 1999;30:234-42.
42. Ten Cate JM. Fluorides in caries prevention and control: empiricism or science. Caries Res 2004;38:254-7.
43. Geurtsen W, Leyhausen G, Garcia-Godoy F. Effect of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four polyacid-modified composite resins ("compomers"). Dent Mater 1999;15:196-201.
44. Nakabo S, Torii Y, Itota T, Yoshiyama M, Ishikawa K, Suzuki K. Effects of polysiloxane coating of NaF on the release profile of fluoride ion from Bis-GMA/TEGDMA resin containing NaF. Dent Mater J 2001;20:53-62.
45. Carvalho AS, Cury JA. Fluoride release from some dental materials in different solutions. Oper Dent 1999;24:14-9.
46. Francci C, Deaton TG, Arnold RR, Swift EJ Jr, Perdigão J, Bawden JW. Fluoride release from restorative materials and its effects on dentin demineralization. J Dent Res 1999;78:1647-54.
47. Frencken JE, Imazato S, Toi C, Mulder J, Mickenautsch S, Takahashi Y, et al. Antibacterial effect of chlorhexidine- containing glass ionomer cement in vivo: a pilot study. Caries Res 2007;41:102-7.
48. Sehgal V, Shetty VS, Mogra S, Bhat G, Eipe M, Jacob S, et al. Evaluation of antimicrobial and physical properties of orthodontic composite resin modified by addition of antimicrobial agents--an in-vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2007;131:525-9.
49. Imazato S, Ebi N, Tarumi H, Russell RR, Kaneko T, Ebisu S. Bactericidal activity and cytotoxicity of antibacterial monomer MDPB. Biomaterials 1999;20:899-903.
50. Türkün LS, Türkün M, Ertuğrul F, Ateş M, Brugger S. Long-term antibacterial effects and physical properties of a chlorhexidine-containing glass ionomer cement. J Esthet Restor Dent 2008;20:29-44.
51. Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. Braz Oral Res 2007;21: 16-21.
52. Krause WR, Park SH, Straup RA. Mechanical properties of BIS-GMA resin short glass fiber composites. J Biomed Mater Res 1989;23: 1195-211.
53. Xu HH, Smith DT, Schumacher GE, Eichmiller FC, Antonucci JM. Indentation modulus and hardness of whisker-reinforced heat-cured dental resin composites. Dent Mater 2000;16: 248-54.
54. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J Dent Res 1984;63:146-8.
55. Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. J Am Dent Assoc 2000;131: 497-503.
56. Liu CF, Collard SM, Armeniades CD. Constant-volume polymerization of composites by addition of ammonia-modified montmorillonite. Am J Dent 1990;3:44-50.
57. Luo J, Lannutti JJ, Seghi RR. Effect of filler porosity on the abrasion resistance of nanoporous silica gel/polymer composites. Dent Mater 1998;14:29-36.
58. Miyawaki H, Taira M, Toyooka H, Wakasa K, Yamaki M. Hardness and fracture toughness of commercial core composite resins. Dent Mater J 1993;12:62-8.
59. Chan DC, Titus HW, Chung KH, Dixon H, Wellinghoff ST, Rawls HR. Radiopacity of tantalum oxide nanoparticle filled resins. Dent Mater 1999;15:219-22.
60. Furman B, Rawls HR, Wellinghoff S, Dixon H, Lankford J, Nicoletta D. Metal-oxide nanoparticles for the reinforcement of dental restorative resins. Crit Rev Biomed Eng 2000;28: 439-43.
61. Taira M, Toyooka H, Miyawaki H, Yamaki M. Studies on radiopaque composites containing ZrO<sub>2</sub>-SiO<sub>2</sub> fillers prepared by the sol-gel process. Dent Mater 1993;9:167-71.