



Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review

[Diş Hekimliğinde Artık Monomerler: Bir Literatür Derlemesi]

Veli Alper Gorgen¹, Cigdem Guler²

¹ Inonu University Faculty of Dentistry, Department of Pedodontics, Malatya, Turkey

² Ordu University Faculty of Dentistry, Department of Pedodontics, Ordu, Turkey

Abstract

Residual monomers are including in the structure of many restorative materials using in dentistry. Remaining unreacted these monomers have dissolved in oral fluids and potential risks for mouth, teeth and surrounding tissues. Especially it is necessary to assessment of biocompatibility and toxic effect, the types and amounts presenting in the composition of resin materials and due to insufficient polymerization. In this article provided general information about residual monomers which can be released from restorative materials used in dentistry and types of residual monomers, biological effects, and causes release, factors affecting releasing and presented the test methods used to determine the amount of release.

Key words: Residual monomer, polymerization, restorative materials, biocompatibility.

(Rec. Date: Sep 29, 2014 Accept Date: Oct 09, 2014)

Corresponding Author: Veli Alper Gorgen, İnönü Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, 44280 Malatya/Türkiye.

E-mail: dralper84@hotmail.com



Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review

[Diş Hekimliğinde Artık Monomerler: Bir Literatür Derlemesi]

Veli Alper Gorgen¹, Cigdem Guler²

¹İnönü Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Malatya, Turkey

²Ordu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Ordu, Turkey

Özet

Artık monomerler diş hekimliğinde kullanılan birçok rezin içerikli restoratif materyalin yapısında bulunmaktadır. Reaksiyona girmeden kalan artık monomerler ağız sıvılarında çözünmekte ve ağız, diş ve çevre dokular için potansiyel risk oluşturmaktadır. Özellikle rezin materyallerin yapısında bulunan ve yetersiz polimerizasyondan dolayı polimer zincire katılamayan monomerlerin türlerinin ve miktarlarının belirlenmesi biyoyumluluk ve toksik etkilerin değerlendirilebilmesi için gereklidir. Bu makalede diş hekimliğinde kullanılan restoratif materyallerden salınabilen artık monomer ile ilgili genel bilgiler verilmiş ve artık monomer tipleri, biyolojik etkileri, salım nedenleri, salımı etkileyen faktörler ve salım miktarının belirlenmesinde kullanılan test yöntemleri sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Artık monomer, polimerizasyon, restoratif materyaller, biyoyumluluk.

(Rec. Date: Sep 29, 2014 Accept Date: Oct 09, 2014)

Corresponding Author: Veli Alper Gorgen, İnönü Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, 44280 Malatya/Türkiye.

E-mail: dralper84@hotmail.com

Giriş

Polimerler; çok sayıda aynı veya farklı atomik grupların kimyasal bağlarla, az veya çok düzenli bir biçimde bağlanarak oluşturduğu uzun zincirli-yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Polimerler ‘monomer’ denilen birimlerin bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Polimer materyaller diş hekimliğinde oldukça sık kullanılmaktadır. En çok kullanıldığı alanlar ölçü maddeleri, seramikler ve restoratif materyallerdir. Adeziv sistemlerin ve estetik restoratif materyallerin içerisinde rezin monomerler mevcuttur. Polimerleri diğer klasik kimyasal maddelerden ayıran en önemli özellik, moleküllerinin büyüklüğüdür. Bu nedenle polimer kelimesi bütün yüksek molekül ağırlıklı maddeleri kapsar [1-3].

Monomerler basit olarak çapraz bağlayıcı ve fonksiyonel monomerler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Fonksiyonel monomerler sadece bir polimerize olabilen gruba, çapraz bağlayıcı monomerler ise iki tane polimerize olabilen gruba sahiptir (vinil grup veya C=C grup). Fonksiyonel monomerlerin fonksiyonel grupları monomerin özelliğini vermektedir. Buna ‘fonksiyonalite’ denir [3,4].

Monomerlerden polimer oluşması işlemine ise ‘polimerizasyon’ denilmektedir. Polimerizasyon derecesi, belirli bir zamanda polimerizasyon reaksiyonu içerisinde tekrarlayan birimlerin polimer zinciri oluşturması olarak tanımlanır. Polimer zinciri oluştururken sonlanma tepkimesinin türüne bağlı olarak polimerizasyon derecesi değişir [3,4].

Polimerler genel olarak 4 farklı formda bulunmaktadır. Bunlar çizgisel, dallanmış ve az oranda çapraz bağlı ve yoğun çapraz bağlı yapılar olarak ifade edilmektedir. Çizgisel ve dallanmış formdaki yapılarda atomlar birbirine zayıf fiziksel bağlarla bağlanmıştır. Çapraz bağlantılı yapılar ise kovalent bağlarla bağlanmış atomların bir ağ yapısı oluşturması sonucu oluşur. Çapraz bağlantılı polimerler çizgisel formdaki polimerlerle karşılaştırıldığında daha iyi mekanik özelliklere sahiptir ve dolayısıyla rezin materyallerin dayanıklılığını arttırdığı için önemlidir [4-6].

Polimerler; iyonik, kondenzasyon (basamaklı) ve serbest radikal polimerizasyonu olmak üzere üç farklı yöntemle sentezlenmektedir. Zincirin büyümesini sağlayan aktif merkezler iyonik karakterde ise ‘iyonik polimerizasyon’ adını almaktadır. İyonik polimerizasyon da kendi içerisinde katyonik ve anyonik olarak ayrılır. İyonik polimerizasyonda reaksiyonlar

yüksek hızlarda gerçekleşir. Monomerlerin yapısında bulunan bifonksiyonel gruplardan H₂O, HCl gibi küçük moleküllerin ayrılmasıyla gerçekleşen polimerizasyona ‘basamaklı polimerizasyon’ ya da ‘kondenzasyon polimerizasyonu’ denir. Diş hekimliğinde kullanılan bazı silikon ölçü maddelerinde kondenzasyon tipi polimerizasyon gözlenmektedir [3,6,7].

‘Serbest radikal polimerizasyonu’ ya da ‘katılma polimerizasyonu’ doymamış yapıda olan uygun monomerlerin serbest radikalik başlatıcılarla veya iyonik başlatıcılarla kolayca polimerleşerek uygun zincirlerin oluşmasıyla gerçekleşir. Bu tür polimerizasyonda radikal oluşumu; ısı, radyasyon, fotokimyasal reaksiyon veya çeşitli başlatıcılar tarafından sağlanmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan rezin esaslı materyallerin polimerizasyonu genellikle serbest radikal polimerleşmesiyle gerçekleşmektedir [3,7].

Rezin Esaslı Materyallerin Polimerizasyon Mekanizmaları

Rezin materyaller polimerizasyon yöntemlerine göre 3 başlıkta incelenebilir [4]:

Kimyasal olarak polimerize olanlar (self-cured),

Işık ile polimerize olanlar (light-cured),

Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olanlar (dual-cured).

Kimyasal olarak polimerize olan rezin materyaller çift pat şeklinde üretilmiş olup, polimerizasyon bu patların karıştırılmasıyla gerçekleşmektedir. Patlardan birinde polimerizasyonu başlatıcı ‘benzoil peroksit’, diğesinde hızlandırıcı ‘tersiyer amin aktivatör’ bulunmaktadır. İki patın karıştırılmasıyla polimerizasyon gerçekleşir. Bu tür rezinlerde karıştırma oranı rezinin polimerizasyonunu etkilediğinden; karıştırma zamanı, ortam ısısı, hava kabarcıkları gibi faktörler porozite oluşmasına, karıştırma zamanının kontrol edilememesine, renklenme oluşmasına ve polimerizasyon büzülmesine yol açar [8].

Kimyasal olarak polimerize olan rezinlerin bu tür dezavantajlarından dolayı firmalar tarafından tek pat şeklinde üretilen, ışıkla polimerize olan rezin materyaller piyasaya

sunulmuştur. Başlarda polimerizasyon için ultraviyole ışık kullanılırken daha sonraları ultraviyole ışığın zararlarından dolayı görünür ışık kaynağı kullanılmaya başlanmıştır. Işıkla sertleşen rezin materyallerde başlatıcı olarak ‘kamforokinon’, hızlandırıcı olarak ‘alifatik amin’ kullanılmıştır. Işıkla polimerize olan rezinlerin kimyasal olarak polimerize olanlara göre birtakım üstünlükleri bulunmaktadır. Çalışma zamanının hekim tarafından kontrol edilebilmesi, karıştırma işlemi yapılmadığı için hava kabarcığı ve dolayısıyla poroziteye daha az rastlanması, polimerizasyon reaksiyonu şekil verildikten sonra başlatılması ve tam bir polimerizasyon gerçekleşmesi ve buna bağlı olarak rengin daha stabil olması gibi avantajları vardır [8].

Işıkla sertleşen rezin materyaller başlarda sadece ön bölge restorasyonlarında ve fissür örtücülerde kullanılırken, sonraları bu avantajlarından dolayı posterior bölgede de kullanılmaya başlanmıştır [4].

Işıkla polimerize olan materyallerde polimerizasyonun derinliği üç farklı parametreye bağlıdır;

- Güç,
- Yoğunluk,
- Dalga boyu.

Işık kaynağının gücü ışığın birim zamanda yaydığı enerji miktarıdır ve mW ile ifade edilir. Işık yoğunluğu birim alana uygulanan ışığın gücü demektir ve mW/cm^2 ile ifade edilir. Yeterli bir polimerizasyon için ışık cihazının en az $300 mW/cm^2$ 'lik ışık yoğunluğuna sahip olması gerekmektedir. Dalga boyu ise; ışığın yaydığı elektromanyetik dalga boyunu ifade eder. Resin materyallerde fotoaktivatör olarak kullanılan kamforokinon 420 ile 470 nm arasındaki dalga boyunda aktifleşir. Bu üç parametreden herhangi birindeki yetersizlik rezinin yetersiz polimerizasyonuna sebep olarak yetersiz polimerizasyona sebep olmakta, fiziksel ve mekanik özelliklerini olumsuz etkilemektedir [8,9].

Işıkla polimerize olan rezinlerin üstün başarılarına rağmen, polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen ortamlarda kullanılmak amacıyla hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan rezin materyaller üretilmiştir. Bu materyaller derin kaviteelerde, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında, giriş ve uygulamanın zor olduğu interproksimal alanlarda yeterli polimerizasyon sağlamak amacıyla kullanılmıştır [10].

Reaksiyona Girmemiş Artık Monomerler

Tam olarak gerçekleşen bir polimerizasyon işleminde monomerlerin tüm karbon çift bağları reaksiyona girerek polimer zincirinde yer almaktadır. Ancak polimerizasyon sırasında moleküllerin polimer zincire katılmasıyla viskozite artmakta ve monomer-polimer dönüşümü yavaşlamaktadır. Bu durum materyalin içerisinde reaksiyona girmemiş monomer miktarının reaksiyonun başlangıç anına göre azalmış olmasına ve artmış viskoziteden dolayı monomerlerin hareketliliğini kaybederek, polimerizasyon alanlarına difüzyonunun yavaşlamasına bağlı olabilmektedir. Sonuç olarak bir miktar monomer, reaksiyona katılamayıp 'artık monomer' olarak kalabilmektedir [7,11].

Rezin esaslı materyallerde oluşan karbon çift bağlarının (C=C) karbon tek bağlarına (C-C) çevrilme oranına dönüşüm oranı adı verilmektedir. Yüksek oranda çapraz bağlı polimer ağının oluşumu sırasında meydana gelen jel yapı nedeniyle moleküler mobilite gittikçe azaldığı için, polimerizasyon hızı da büyük oranda düşmektedir ve bütün çift bağlar reaksiyona girmeden önce reaksiyon durmaktadır. Bu yüzden monomerlerin ya da oligomerlerin serbest radikal polimerizasyonu bütün çift bağların reaksiyona girmesiyle sonuçlanmaz [12,13]. Dönüşüm oranı polimerin fiziko-mekanik özelliklerini belirlemede önemlidir. Reaksiyonda oluşan polimer oranı düşük olduğu zaman düşük dayanıklılık, yüksek geçirgenlik, sızıntı ve artık monomer salımı gibi istenmeyen durumlar meydana gelmektedir [1,14,15].

Reaksiyona giren monomer çift bağlarının yüzdesi ışıkla polimerize olan sistemlerde %55-80 arasında değişmektedir [12,16]. Kalan artık monomer miktarı; rezin materyalin kompozisyonuna, kullanılan çözücü miktarı ve çözücü konsantrasyonuna, ışığa duyarlı başlatıcıların ve inhibitörlerin tipi ve oranlarına, ışık yoğunluğu ve süresine, ortamın ısısına ve ortamdaki oksijen varlığına bağlıdır [17,18].

Polimerize olmamış artık monomerlerin salımı rezin materyalden dışarıya doğru olmaktadır. Rezin materyallerden artık monomer salımı materyalin yüzeyinde ve iç yapısında oluşan deformasyonlar sonucu zaman içerisinde gerçekleşmektedir. Reaksiyona girmeyen monomerler polimer matriks içerisinde dağılmış halde bulunmaktadır. Materyalin yapısını oluşturan monomerlerin tipi, büyüklüğü ve birbirleriyle kombinasyonu, materyalin yüzeyinde oluşan aşınma miktarı ve tükürük kompozisyonundaki değişiklikler gibi faktörlere bağlı

olarak rezin materyalden değişen miktarlarda artık monomer salımı gerçekleştirilmektedir [11].

Rezin materyallerden en çok salım yapan monomerler şunlardır;

- a) Hidroksietil Metakrilat (HEMA)
- b) Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (BIS-GMA)
- c) Tri Etilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)
- d) Üretan Dimetakrilat (UDMA)

Hidroksietil Metakrilat (HEMA)

HEMA, sadece diş hekimliğinde değil, diğer alanlarda da yaygın olarak kullanılan küçük monomerlerdendir. Medikal uygulamalarda popüler kullanımı, polimerize edilmemiş monomerlerin yüksek alerjik potansiyelinin olmasına rağmen biyouyumluluğunun iyi olmasından kaynaklanır [19-21].

HEMA, insanlardan ve hayvanlardan elde edilen immün sistem hücrelerinde apoptozisi artırma gücüne sahip bir moleküldür. Hatta sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında hassas bireylerden alınan periferik tek çekirdekli kan hücrelerinde daha düşük konsantrasyonlarda apoptotik hücre ölümlerine neden olabilme yeteneğine sahiptir. Bu özelliği ile alerjik reaksiyonlar oluşturduğu düşünülmektedir [21].

Bisfenol-A Glisidil Metakrilat (BIS-GMA)

Rezin materyallerde kullanılan birden fazla çift bağ içeren metakrilatlardan biridir. BIS-GMA molekülü 1960 yılında Bowen tarafından Bisfenol A ve glisidil dimetakrilatın epoksi reçineye eklenmesiyle sentezlenmiştir. BIS-GMA oldukça viskoz bir monomerdur ve molekül ağırlığı yüksek olduğu için polimerizasyon büzülmesi düşüktür. Ayrıca, sertleşmenin hızlı olmasını ve yüksek mekanik özellikte polimerin oluşmasını sağlamaktadır. BIS-GMA yapısında epoksi

grubu içermemektedir. Bu molekülde epoksi gruplarının yerine metakrilat grupları bulunmaktadır ve bu sayede ağız ortamında daha çabuk polimerizasyon gerçekleşmektedir [12,22].

Polimerizasyon büzülmesini azaltması ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı kurabilmesi BIS-GMA'nın avantajları arasında sayılabilir. BIS-GMA molekülü oda sıcaklığında çok visközdür. Yüksek viskoziteye sahip olmasından dolayı monomere doldurucu eklenmesini güçleştirmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır [7]. BIS-GMA'nın viskozitesini azaltmak için düşük molekül ağırlığına sahip olan TEGDMA kullanılmaktadır.

Tri Etilen Glikol Dimetakrilat (TEGDMA)

BIS-GMA ve Üretan dimetakrilat (UDMA) monomerlerinin viskozitesini azaltmak amacıyla rezin matrikse TEGDMA ilave edilmektedir. Ayrıca bu monomer, oluşan polimerin çekme kuvvetlerine karşı dayanımında artış, kırılma kuvvetlerine karşı dayanımında ise azalma meydana getirmektedir. Ancak polimerizasyon büzülmesini arttırması bu monomerin dezavantajıdır [12].

Üretan Dimetakrilat (UDMA)

UDMA'nın polimer matriks içerisinde kullanılma amacı BIS-GMA ile aynıdır. 2-hidroksil metakrilat ve 2,4,4-trimetilheksametilenediisosiyanatın reaksiyon ürünüdür. Üretan, daha az hidrofilik monomer sistemin elde edilmesi için BIS-GMA'nın ikincil hidroksil gruplarının izosiyonatlarla reaksiyonuyla sentezlenir [1]. Resin materyallere UDMA monomerinin eklenmesi ile yapının adezyon kapasitesinin arttığı, ağız ortamındaki renk değişikliklerinden daha az etkilendiği, aşınma dayanımının ve sertliğinin daha fazla olduğu bildirilmektedir [11]. UDMA, BIS-GMA'ya yakın moleküler ağırlığa sahip olmasına rağmen daha düşük viskoziteye sahiptir. UDMA'daki eter bağı Bis-GMA'daki iki büyük aromatik halka ile karşılaştırıldığında rotasyona izin vermektedir. Bu esnekliğinden dolayı adeziv sistemlerde tercih edilen bir monomer olmaktadır [12].

Rezin materyallerde polimerizasyon çeşitli faktörler tarafından engellenebilmektedir. Oksijen varlığında serbest radikaller oksijenle reaksiyona girmeye daha eğilimli olduğundan, bu radikaller oksijenle reaksiyona girerek reaktif olmayan peroksi radikalleri oluştururlar ve oksijenle temas eden yüzeylerde polimerizasyon gerçekleşmez. Bu olaya ‘polimerizasyonun oksijen tarafından inhibisyonu’, yüzeyde oluşan tabakaya da ‘oksijen inhibisyon tabakası’ adı verilmektedir [23]. Ayrıca dentin tübüllerinden dışarıya doğru olan sıvı akışı ve adeziv içerisindeki çözücüler polimerizasyonu olumsuz şekilde etkileyebilmektedir [15,24].

Yapılan çalışmalarda, rezin esaslı restoratif materyallerden, fissür örtücülerden ve adeziv sistemlerden artık monomerlerin ve bozulma ürünlerinin salımının gerçekleştiği gözlemlenmiştir [7,25-27]. Ağız ortamına bu artık monomerlerin salımı ise biyolojik dokularda bazı riskler ortaya çıkarmaktadır [13,28].

Artık Monomerlerin Biyolojik Etkileri

Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan dental kompozit materyallerin zengin kimyasal içerikleri bu materyallerin biyoyumluluk açısından sorgulanmasına neden olmuştur. Bu nedenle birçok araştırmacı kültür ortamlarında rezin materyallerden salınan monomerlerle sitotoksikite arasında bir bağlantı kurmaya çalışmış ve pozitif sonuçlar elde etmişlerdir. Kültür ortamlarına yerleştirilen rezin materyallerden oluşmuş diskler etrafında hücre ölümleri meydana gelmiştir [4,21,29-32].

Yapılan birçok in vitro çalışma ile rezin materyallerdeki özellikle monomer matriks komponentlerin genotoksik, mutajenik ve östrojenik etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir [4, 19-22,31-36].

Fissür örtücülerde yapılan tükürük analizlerinde Bisphenol-A (BPA)’nın geçici bir süre arttığı ve bunun östrojenik aktiviteyi artırdığı gözlenmiştir. BPA in vitro deneylerde xenoöstrojen olarak görev görür ve östrojen resptörlerine bağlanarak östrojene hassas hücrelerin büyümesini aktive eder [37]. Bununla birlikte bir diğer çalışmada BPA monomerlerinin östrojene duyarlı hücreleri etkilediği fakat kısa süreli uygulamaların östrojenik etki açısından önemsiz olduğu belirtilmiştir [22]. Laboratuvar ortamında yapılan bir çalışmada TEGDMA ve HEMA monomerlerinin HgCl₂ ile canlı hücrelerde birbirine yakın sitotoksik potansiyele sahip

olduğu ortaya çıkarılmıştır. Monomer difüzyon sonrasında tükürkten alınan örneklerde TEGDMA, HEMA ve BIS-GMA monomerlerine rastlanmıştır. Aynı şekilde dentin dokusu üzerinde yapılan çalışmalarda dentin ve pulpada sitotoksik etkide bulunabileceği bildirilmiştir [31].

Rezin esaslı materyallerle ilgili sitotoksosite çalışmalarında monomer içeriklerin herhangi bir sistemik etkiye sebep olmadığı, bunun için çok yüksek miktarlarda salınmaları gerektiği öne sürülmüştür. Sistemik olarak kabul edilebilir bir risk oluşturmazken, birçok araştırma monomer materyallerin sitotoksik olduğunu ortaya çıkarmıştır [30-32,38,39].

Kimyasal materyallerin hücre DNA'sını direk olarak etkilemesine 'genotoksosite' ve bunun bir sonraki hücre nesillerine aktarılmasına 'mutajenite' adı verilmektedir. Mutajenite 'karsinojenite' ile yakın ilişkilidir. Bu da bahsedilen kimyasal materyalin kanser oluşturma potansiyeli anlamına gelmektedir. Yapılan bir in vitro deneyde BIS-GMA ve UDMA gibi monomerlerin memeli hücrelerinde herhangi bir mutajenik etkisi gözlenmezken, TEGDMA ve GMA'nın orta derecede mutajenik etki gösterdiği saptanmıştır [32].

Artık monomer materyallere allerji açısından baktığımızda; diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin çoğuyla ilgili olarak allerjik reaksiyon potansiyellerinin bulunduğu ve bu materyallerle çalışanlarda (diş hekimi ve yardımcı personel) allerjik kökenli aşırı duyarlılık olgularına rastlandığı bildirilmiştir. Özellikle allerjik kontak dermatit ve iritan kontak dermatit gibi cilt hastalıkları sıklıkla rapor edilmiştir [40].

Artık Monomerlerin Salım Nedenleri

Rezin materyalleri oluşturan iki ana bölümün polimer matriks ve doldurucu partiküller olduğu belirtilmektedir. Materyale eklenen monomer yapının, kompozisyonu ya da kimyasındaki değişikliklerin, materyalin fiziksel özelliklerini değiştirdiği düşünülmektedir. Materyalin içerisindeki polimetakrilat ağ yapısında TEGDMA oranının artırılmasının materyalin su emiliminde artış, dayanıklılığında ve sertliğinde ise değişiklik oluşturduğu belirtilmektedir. BIS-GMA ve TEGDMA dental materyaller içine en sık eklenen monomerler olup, rezin sistemine UDMA'nın da eklenmesi ile yapıda sertlik ve dayanıklılığın arttığı bildirilmiştir [11].

Genel olarak artık monomerlerin ağız ortamına salım nedeni yetersiz polimerizasyondur. BIS-GMA, UDMA, TEGDMA ve HEMA gibi monomerlerin tamamı iyonik partiküllerle sert bir yapı oluşturmadığından; reaksiyona girmeden kalan monomer moleküller ağız ortamında belirli nem ve ısı altında proteaz ve esteraz enzimlerinin de etkisiyle ortama serbestleşirler [33].

Artık Monomerlerin Salımını Etkileyen Faktörler

Rezin materyallerde reaksiyona girmemiş monomerlerin salımını çeşitli faktörler etkilemektedir:

Çözücü maddenin yapısı; çözücü materyallerin çözme kapasitesine bağlıdır. Agresif çözücülerde daha çok ve daha hızlı serbestleşme gerçekleşmektedir. Çözücü materyalin polimerler içerisindeki hidrofilik yapılara bağlanma kapasitesine bağlı olarak ortamdan daha çok veya daha az monomer serbestleşmesine neden olur.

Doygunluk oranı; polimerize olan materyalde polimerizasyon için uygun şartlar sağlanmışsa daha çok çapraz bağlanmalarla daha az artık monomer oluşumuna neden olmaktadır. Böylelikle monomer yapısı içerisindeki hareketlilik azalır. Bu da çözücü içerisinde daha az ve daha yavaş monomer salımına neden olmaktadır.

Oksijen inhibisyon tabakası; birçok araştırmacı tarafından polimerizasyon sonrası materyalin yüzeyinde monomerlerden zengin oksijen inhibisyon tabakası varlığı saptanmıştır. Araştırmaların çoğunda bu tabaka kaldırıldıktan sonra yapılan monomer analizlerinde monomer miktarlarının yaklaşık %90 azaldığı belirtilmiştir.

Fiziksel ve kimyasal özellikler; düşük kutupsal gruplar içeren moleküllerin kompleks moleküllere göre daha çabuk serbestleştiği bildirilmektedir.

Doldurucu tipi; doldurucu inorganik partiküllerle organik matriks monomerler arasında polimerizasyon sırasında büzülme-genleşme ve yüzeylerde oluşan bağların kuvvetliliğine bağlı olarak değişmektedir [11,25,41,42].

Artık Monomer Miktarının Belirlenmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Rezin esaslı materyallerin polimerizasyon derecesini belirlemek veya fikir yürütebilmek için günümüzde birçok teknik kullanılmaktadır. Bu tekniklerden bazıları şunlardır:

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

Ancak rezin esaslı materyallerden salınan artık monomerlerin analizi için en uygun yöntemler kromatografik yöntemlerdir [43]. Rezin esaslı materyallerden salınan bileşenlerin ayırt edilebilmesi için en sık kullanılan kromatografik yöntemler HPLC ve GC/MS'dir. Ayırıştırma sürecinde monomerler mobil faz içerisinde çözünmediğinden kontrolün daha kolay sağlanması, tekrarlanabilir, sonuçlarının güvenilir, hızlı, ekonomik ve seçici olmasından dolayı HPLC en çok tercih edilen ölçüm yöntemidir [25, 44].

Sonuç olarak artık monomer salımına sebep olan en önemli faktör yetersiz polimerizasyondur. Klinik olarak polimerizasyon faktörlerini maksimum seviyede oluşturmanın yanında, rezin materyallerden artık monomer salımını azaltmak için daha ileri çalışmalar gerekmektedir.

Kaynaklar

1. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A., Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomater. 2007;28(26):3757-85.
2. Çökeliler D. Polimer Kimyası. Başkent Üniversitesi Yayınları, Ankara, 2010:8-9.
3. Saçak M. Polimer Kimyası. Gazi Kitabevi, Ankara, 2002:14-21.
4. Altunsoy M. Farklı sürelerde polimerize edilen adeziv sistemlerin yapılarından salınan artık monomer miktarının araştırılması. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 2012.
5. Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. J Dent. 1999;27(3):209-14.
6. O'Brein WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing Co, Illinois. 3rd edition. 2002;75-91.
7. Botsalı MS. Resin esaslı fissur örtücülerin farklı ışık kaynakları ile polimerizasyonu sonrasında açığa çıkan artık monomer miktarının, yüzey sertliğinin ve bağlanma dayanımının araştırılması. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 2008.
8. Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. Güneş Kitabevi, Ankara, 2000:15-9.
9. Özel E, Soyman M. LED ışık kaynakları. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg, 2003;13(3):13-7.
10. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi, 2005.47(1):77-82.
11. Tuna EB. Süt ve sürekli dişlerde kullanılan dört farklı kompozit materyalden monomer salınımının karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 2006.
12. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci. 1997;105(2):97-116.
13. Komurcuoglu E, Olmez S, Vural N. Evaluation of residual monomer elimination methods in three different fissure sealants in vitro. J Oral Rehabil. 2005;32(2):116-21.
14. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Contardo L, Breschi L. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. Eur J Oral Sci 2005;113(6):525-30.
15. Cardoso Pde C, Loguercio AD, Vieira LC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. J Adhes Dent. 2005;7(2):143-9.

16. Üşümez S, Büyükyılmaz T, Karaman Aİ, Gündüz B. Degree of conversion of two lingual retainer adhesives cured with different light sources. *Eur J Orthod.* 2005;27(2):173-9.
17. Stansbury JW, Dickens SH. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater.* 2001;17(1):71-9.
18. Holmes RG, Rueggeberg FA, Callan RS, Caughman F, Chan DC, Pashley DH, Looney SW. Effect of solvent type and content on monomer conversion of a model resin system as a thin film. *Dent Mater.* 2007;23(12):1506-12.
19. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2000;11(3):333-55.
20. Goossens A. Contact allergic reactions on the eyes and eyelids. *Bull Soc Belge Ophtalmol.* 2004;2(292):11-7.
21. Paranjpe A, Bordador LC, Wang MY, Hume WR, Jewett A. Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. *J Dent Res.* 2005;84(2):172-7.
22. Söderholm KJ, Mariotti A. Bis-GMA-based resins in dentistry: Are they safe? *JADA.* 1999;130(2):201-6.
23. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res.* 1990;69(10):1652-8.
24. Nunes TG, Ceballos L, Osorio R, Toledano M. Spatially resolved photopolymerization kinetics and oxygen inhibition in dental adhesives. *Biomaterials.* 2005;26(14):1809-17.
25. 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):617-26.
26. Altıntaş S, Üşümez A. Evaluation of monomer leaching from a dual cured resin cement. *J Biomed Mater Res Part B:Appl Biomater.* 2008;86(2):523-9.
27. 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):191-6.
28. Eliades T, Eliades G, Brantley WA, Johnston WM. Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure. *Am J Orthod Dentofacial Orthoped.* 1995;108(3):294-301.
29. Al-Hiyasat AS, Darmani H, Milhem MM. Cytotoxicity evaluation of dental resin composites and their flowable derivatives. *Clin Oral Investig.* 2005;9(1):21-5.
30. Mohsen NM, Craig RG, Hanks CT. Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching. *J Biomed Mater Res.* 1997;39(2):252-60.
31. 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):317-22.
32. Schmalz G. The biocompatibility of non-amalgam dental filling materials. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(2 Pt 2):696-706.

33. 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):128-35.
34. 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):1838-43.
35. Wada H, Tarumi H, Imazato S, Narimatsu M, Ebisu S. In vitro estrogenicity of resin composites. *J Dent Res.* 2004;83(3):222-6.
36. Schafer TE, Lapp CA, Hanes CM, Lewis JB, Wataha JC, Schuster GS. Estrogenicity of bisphenol A and bisphenol A dimethacrylate in vitro. *J Biomed Mater Res.* 1999;45(3):192-7.
37. 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 Invest.* 1999;3(3):120-5.
38. 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):474-80.
39. Olea N, Pulgar R, Pérez P, Olea-Serrano F, Rivas A, Novillo-Fertrell A, Pedraza V, Soto AM, Sonnenschein C. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environ Health Perspect.* 1996;104(3):298-305.
40. Büyüközer ŞT. Farklı ışık kaynakları ile polimerize edilen çeşitli adeziv sistemlerden farklı dentin kalınlıkları altında salınan artık monomerlerin yüksek basınçlı likit kromatografisiyle incelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 2009.
41. 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):341-5.
42. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci.* 1998;106(2 pt 2):687-95.
43. 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):1106-15.
44. 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):133-7.