

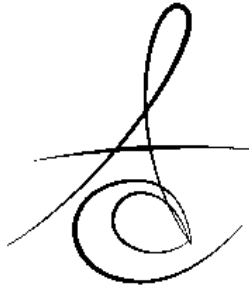
PAPER DETAILS

TITLE: SELF-ETCH ADEZIV SİSTEMLERİN GENEL MONOMER YAPISI

AUTHORS: Neslihan TEKÇE, Mustafa DEMİRCİ, Safa TUNCER, Dilan KARA

PAGES: 443-449

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/558707>



SELF-ETCH ADEZİV SİSTEMLERİN GENEL MONOMER YAPISI

GENERAL MONOMER STRUCTURE OF SELF-ETCH ADHESIVE SYSTEMS

Doç. Dr. Neslihan TEKÇE*
Doç. Dr. Safa TUNCER**

Prof. Dr. Mustafa DEMİRÇİ**
Arş. Gör. Dilan KARA*

Makale Kodu/Article code: 2972

Makale Gönderilme tarihi: 28.07.2016

Kabul Tarihi: 02.11.2016

ÖZ

Dentin bağlayıcı sistemler, diş dokularına bağlanma mekanizmalarına göre sınıflandırılır. Bu sistemlerinin kimyasal formülleri kompozit restorasyonların klinik başarısını etkiler. Dentin bağlayıcı sistemler genel olarak; monomer, başlatıcı, inhibitör, çözücü ve doldurucu içerirler. Monomerler bağlanma mekanizmasındaki en önemli komponentlerden birisidir. Bu nedenle bu makalenin amacı; güncel dentin bağlayıcı sistemlerinin monomer içerikleri ve bu içeriklerin genel özelliklerini incelemektir.

Anahtar Kelimeler: Kendinden asitli (self-etch) bağlayıcı ajan, monomer

ABSTRACT

Dental adhesive systems are classified to bond mechanism to tooth structures. Their chemical formulation effects of clinical success of composite restorations. They generally contain resin monomers, initiators, inhibitors or stabilizers, solvents and filler. Monomers are the most important structure in adhesive composition. Therefore, the aim of this review was to examine the monomer contents of contemporary adhesive systems and general characteristics of these contents.

Keywords: Self-etch adhesives, monomer

GİRİŞ

Dentin bağlayıcı ajan teknolojisi, diş renginde restoratif materyallerin kullanılarak dişlerin restore edilmesine olanak sağlar. Ayrıca tutuculuk alanı oluşturulmasına gerek kalmaksızın, minimum müdahale konsepti ile kompozitin direk olarak diş mine ve dentinine bağlanmasını sağlar.¹ Günümüzde, bağlayıcı ajan uygulamaları farklı operatif, endodontik, protetik ve ortodontik uygulama alanlarında geniş kullanım alanı bulmaktadır. İyi bir bağlayıcı ajan, kompozitten kaynaklanan polimerizasyon büzülme streslerine, ağız içi mekanik kuvvetlere direnebilmeli ayrıca, restorasyon kenar sızıntısını da önleyebilmelidir.² Klinik olarak restorasyonların başarısızlığı, restorasyonlardaki tutuculuk kaybindan çok, restorasyonlarda oluşan kenar sızıntısı ve kavite kenarlarının renklenmesine bağlı olarak gelişmektedir.¹⁻³

Kompozitin mine ve dentine tutunması amacıyla iki farklı yaklaşım kullanılır; bunlar asitlenen ve yıkanan sistemler ile kendiliğinden asitli adeziv sistemlerdir. Dental adeziv teknolojisinde amaç, uygulama aşamalarının kolaylaşmasının sağlanması, minimum teknik hassasiyetin elde edilmesi ve bağlanmanın ömrünün uzatılmasıdır.⁴ Mineye bağlanmada genellikle fosforik asit uygulamasına ihtiyaç duyulur, bunu takiben suyla yıkama ve primer ile infiltrasyonun sağlanması, son olarak da rezin uygulanması ve foto-polimerizasyon işlemi ile mikro boşluklarda kenetlenme gerçekleşir. Mine dokusunda asitlenen ve yıkanan sistemler ile daha sağlam bağlantının elde edildiği kanıtlanmıştır.¹ Mine dokusuna nazaran, dentin dokusunda iyi bir bağlantının sağlanması daha karmaşık ve klinik olarak zor aşamalara sahiptir. Dentin dokusunun inorganik-organik yapısı mineye nazaran daha karmaşık olup, dentin mineden farklı olarak mineralize kollajen içermektedir; bu da kollajenin doğası itibarıyla dentinin ıslak ve geçir-

* Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, Kocaeli.

**İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, İstanbul.



gen bir doku olmasına neden olur.^{5,6} Dentin dokusunda, asit uygulanması ile ortalama 3-5 mikrometre derinliğinde mikroporöz kollajen ağı açığa çıkar. Asit uygulama sonrasındaki aşamada, rezin hibrit tabakası oluşturmak amacıyla açığa çıkan kollajene infiltre olur. Bu hibrit tabakası, ilk olarak 1982'de Nakabayashi tarafından tanımlanmıştır.^{7,8} Asitleme ve yıkama uygulamasını takiben dentinde elde edilen hibridizasyon alanı, minede oluşan hibridizasyon alanına göre daha az güvenilirdir ve yıkıma/bozulmaya yatkındır. Fosforik asit dentine uygulandığı takdirde, kollajenin doğal koruması olan hidroksiapatit (HAP) ortamdan uzaklaşır. HAP'ın ortamdan uzaklaştığı ve kalan organik yapının etrafında gerçekleşen bağlanma, hem rezinin tam olarak bu kollajen doku arasına infiltre olamaması, hem de nemden zengin olan bu ortamın bozulmaya yatkın olması sebebiyle, burada gerçekleşen bağlanma tam olarak stabil değildir.⁸⁻¹⁰

Asitlenen ve yıkanan sistemler ile oluşturulan bağlanmanın geliştirilmesi amacıyla çeşitli teknikler geliştirilmiştir. Ethanol-wet bonding tekniği bunlardan biridir.^{11,12} Bu teknik ile etanol'un suyla yer değiştirmesi sonucu bağlayıcı ajanın daha etkin difüzyonun ve bunun sonucunda da daha etkin bir bağlanmanın elde edilmesi amaçlanır. Bu tekniğin etkin bir sonuç vermesi genellikle birkaç dakika sürer, ancak klinik uygulama aşamalarının azaltılmaya çalışıldığı şu günlerde, klinik olarak bir kaç dakika bağlayıcı uygulama aşamasının uzaması, bu tekniğin klinisyenler tarafından tercih edilmemesine sebep olmaktadır.¹³

Metalloproteinazlar (MMPs) ve katepsin enzimleri ara yüzde aktif rol oynayan enzimlerdir.¹⁴ Kollajen yapısında yer alan bu enzimlerin, enzimatik fonksiyonları sonucu gerçekleşen yıkımın engellenmesi ve bağlanmanın ömrünün geliştirilmesi için bu enzimlerin fonksiyonlarının inhibe edilmesi gereklidir.¹⁴⁻¹⁹ Ancak, enzim fonksiyonlarının önlenmesi de ara yüzde uzun dönemde gerçekleşen bozulmayı tam olarak engelleymemektedir.¹⁷ Bu durumda ara yüzde, hidrolitik yıkımın enzimatik yıkımdan daha etkin bir rol oynadığı düşünülebilir. Tay ve Pahley bir rehber doku remineralizasyon tekniği ile hibrit tabakasının biomimetik olarak tamir edilebilir olduğunu tespit etmişlerdir.^{20,21} Fakat bu çalışmada, hibrit tabakasında açığa çıkan yüksek konsantrasyonlu kalsiyumfosfatın oluşması için birkaç hafta gerekli olmuştur. Dolayısı ile bu biomimetik tamir süreci de, etanol wet bonding tekniği gibi klinik uygulamaya entegre edilememiştir.

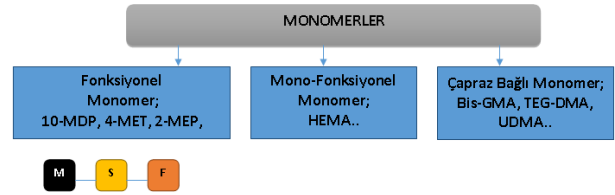
Asitlenen ve yıkanan sistemlere alternatif olarak geliştirilen kendinden asitli sistemler, fosforik asit uygulaması ve yıkama fazının ortadan kalkması ile adezinin uygulanması esnasında olan teknik hassasiyetin azalmasına sebep olmuştur.^{1,2,8}

Bu sistemlere genellikle fosforik asit ya da asidik fosfataz gibi fosfor içeren monomerler eklenmiştir. Bu monomerler dentini asitleyerek monomer difüzyonunu arttırmırlar. Fosfor içeren monomerler içinde polimerize olabilen asidik fosfatazlar en çok kullanılanlardır. Günümüzde kullanılan bağlayıcılar, bu fosforik asit türevlerinin farklı oranlarda karışımlarından oluşmaktadır.²²

Self-etch Adezivlerdeki Monomerlerin Kimyasal Kompozisyonu

Genel olarak, kendinden asitli bağlayıcı sistemler 3 tip monomer içerirler (Şekil 1);²²⁻²⁴

- 1. Fonksiyonel monomer**
- 2. Mono-fonksiyonel monomer**
- 3. Çapraz bağlı monomer**



Şekil 1. Kendinden asitli bağlayıcı sistemlerinin genel monomer yapısı.^{22,25}

M: Metakrilat Grup, polimerizasyonu sağlar.

S: Spacer/Ara Grup, metakrilat grup ile fonksiyonel grubu bir arada tutar.

F: Fonksiyonel Grup, hidroksiapatit ile bağlanmayı sağlar.

10-MDP: 10-methacryloxydecyl dihydrogen phosphate monomer; 4-MET :4-Metakriloksietil trimellitik asit; 2-MEP : Methacryloxy ethyl phenyl hydrogen phosphate; Phenyl-P : Phenyl hydrogen phosphate; HEMA: 2-Hidroksietil metakrilat; Bis-GMA: Bisfenol glisidil metakrilat; TEGDMA: Trietilen glikol dimetakrilat, UDMA : Ürethan dimetakrilat.

1-) Fonksiyonel monomer: 2-MEP, 4-MET, 10-MDP, phenyl-P gibi etkin asidik monomerlerdir ve bu monomerler mine ve dentin dokusu ile etkileşime girerler.^{23,24} Fonksiyonel monomerler bir ya da daha fazla metakrilat grubuna sahip olabilirler. Fonksiyonel monomerler kendi içinde 3 bileşene sahiptir;

1-a) Metakrilat (M) gruplar: Polimerizasyon işlemini sağlar.^{23,24} Akrilat ve özellikle metakrilat monomerler yaygın olarak kullanılan yapılardır. Genel olarak akrilik sistemlerin avantajları; kolay bir radikal polimerizasyon reaksiyonu sağlaması, renksiz ve tatsız olmasıdır. Akrilat ve metakrilat arasındaki ana fark reaktiviteleridir. Metakrilatların tersine, akrilatların çift bağları daha fazla reaktiftir ve bu reaktivite biyoyumluluğu bozabilir ve adeziv raf ömrü kısaltabilir. Buna ek olarak, metakrilatlar oksijen inhibisyonundan daha az oranda etkilenirler. Hem akrilat hem metakrilatların ester grupları suda gerçekleşen yıkıma karşı dayanıksızdır.²⁶ Yeni geliştirilen monomerlerden olan metaakrilamitler bu problemin üstesinden gelebilmek için üretilmiştir. Metaakrilamitler ester grubu yerine suya çok daha dayanıklı bir amid grubuna sahiptirler.^{22,27,28} Polarite açısından bakıldığında, fonksiyonel monomerlerin metakrilat grupları genellikle daha hidrofobik bir davranış sergilerler.²²

1-b) Ara (Spacer/ S) grup: Bu grup bileşenleri, iki faz arasında (metakrilat grup ile fonksiyonel grup) bağlanmayı sağlayan bileşenlerdir. Hareket edebilen fonksiyonel grup, kolaylıkla ara gruptan uzaklaşarak diş dokuları ile (HAP) ilişkiye girebilir. Burada oluşan bağlanma esas olarak kendinden asitli sistemlerin fonksiyonel monomer yapısı olan fonksiyonel grup ile diş dokusunun iyonları arasında gerçekleşmektedir.²⁹ Fonksiyonel monomerlerin ara (Spacer/ R) grupları, monomerin polimerize olması aşamasında önemli rol oynar. Spacer grupların polimerizasyondan önce metakrilat grup ile fonksiyonel grupları ayrı tutmak gibi bir fonksiyonu da vardır. Ara (Spacer/ R) gruplar genellikle akrilik zincirlerdir, fakat ester, amid ya da aromatik gruplar gibi bazı diğer grupları da içerebilirler. Ara (Spacer/ R) grupların polaritesi, monomerlerin su ve diğer çözücülerde çözünmesi ile belirlenir. Spacer gruplar, hidrofilik özelliktedir ve bu hidrofilitesi zaman içerisinde su alımına yol açabilir, bu da monomerlerin şişmesine ve restorasyon kenarlarının renklenmesine neden olur. Spacer grupların boyutları, monomerlerin akışkanlığını, ıslatabilirliğini ve dolayısıyla penetrasyon kabiliyetini belirler. Ayrıca, küçük boyutlu spacer monomerleri, büyük moleküllerden daha fazla uçucudurlar. Monomerlerin spacer/ ara grupları aynı zamanda monomerlerin esneyebilme veya eğilebilme kabiliyetinin de belirleyicisidir.³⁰ Ayrıca, spacer/ara gruplar, fonksiyonel ve/veya polimerize

grupların (metakrilatlar) da reaktivitesini etkiler. Monomerlerin reaktivitesi, metakrilat gruplar arası mesafenin artması ve spacer grupların hareket edebilme kabiliyetinin artmasına bağlı olarak değişir.³⁰

1-c) Fonksiyonel (F) gruplar (Asidik gruplar): HAP ile bağlanmayı sağlayan esas elamanlardır. Fonksiyonel monomerlerin içindeki fonksiyonel grup, genellikle hidrofilik özelliktedir. Bu grup ıslatabilirliği sağlarken, diğer yandan dentinin demineralizasyonunu artırır, ayrıca florid salınımını da yapabilir veya monomere antibakteriyel özellik kazandırabilirler.³¹ Günümüz monomerlerinde en yaygın kullanılan fonksiyonel gruplar; fosfat, karboksil asit ve alkol gruplarıdır. Bunlara ilaveten sülfonik asit veya fosfonat grupları da kullanılabilir. Sülfonik asit, fosfat, fosfonat ve karboksil grup sulu solüsyonları protonları serbest bırakarak ayrıştırır ve asit baz reaksiyonlarının oluşumunu sağlayacak ortamı oluşturur. Asit işleminin agresifliği bu asidik grupların asiditesine göre belirlenir.²⁷ Dihidrojen asitleri her zaman monohidrojenlerden daha asidiktir, bu yüzden daha fazla proton ayrıştırır.³² Bazen özel fonksiyonel gruplar bir tek monomer yapı oluşturabilir. N,N-Dimetilamino Etil Metakrilat (DMAEMA) suda çözünebilir monomerdur, amin kısmı aynı zamanda kamforokinon için başlatıcı olarak görev görür.³³ Bütün bu moleküller polimer ağı oluştuğunda sabit bir yapıda kalacak ve iyi bir biyoyumluluk sağlayacaktır. Yine fonksiyonel bir monomer olan met-hacryloyloxy dodecylpyridinium bromid (MDPB) Kuraray tarafından üretilmiş bir monomerdur ve antibakteriyel özelliğe sahiptir. MDPB, dodecylpyridinium bromid ve metakril grubundan oluşmuş bir monomerdur.³⁴

Fonksiyonel monomerlerin fonksiyonel gruplarının asiditesi bağlayıcı sisteminin de asiditesinin belirleyicisidir. Esas olarak kendinden asitli sistemler asiditelerine göre iki ana sınıfa ayrılırlar: "güçlü" asidik ve "hafif" asidik sistemler. Güçlü asidik kendinden asitli sistemlerin pH'sı düşüktür (pH<1.5). Bu sistemlerde oluşan hibrit tabakası asitlenen ve yıkanan sistemler ile oluşan hibrit tabakasına benzerdir, dentinde ortalama asitlenen ve yıkanan sistemler gibi birkaç mikrometre kalınlığında dentin hibridizasyon derinliği sağlarlar.^{9,24} Bu sistemlerde temel problem özellikle dentin dokusunda kollajenin korunaksız kalması ve bu nedenle de düşük hidrolitik stabilitede olmalarıdır.^{8,9,35}



Hafif (mild) veya ultra hafif asidik kendinden asitli bağlayıcı sistemler, dentin yüzeyini sub-mikron düzeyde, çok yüzeysel olarak çözerler.³⁶ Ayrıca, kollarların etrafında önemli miktarda HAP kristallerinin kalmasını sağlarlar.⁹ Böylece, hafif asiditede olan bu monomer sistemler, dentinde çözünmeden kalan HAP kristalleri ile kimyasal etkileşime girebilirler, kollajeni çepeçevre sararak daha korunaklı ve sağlam bir ara yüz oluşmasına katkıda bulunabilirler. Hafif pH'lı adezivlerdeki asitleme işlemi, mine ve dentin dokusunda önemli bir mikrotutuculuk alanı sağlar,³⁷ ayrıca kavite preperasyonu sırasında oluşan smear tabakasına bağlayıcının başarılı bir şekilde penetre olabilmesine olanak verir. İlave olarak, mikromekanik etkileşim sonucu submikron boyutta hibrit tabakasının oluşumu ve fonksiyonel monomerin HAP ile etkileşimi sonucu bağlanma dayanıklılığı önemli ölçüde gelişir.³⁸

Adezyon-dekalsifikasyon konseptine göre dentin bağlayıcı sistemlerin içeriğindeki spesifik fonksiyonel monomerler iyonik olarak hidroksiapatitle bağ kurabilirler. Bu tür bir iyonik bağlanma, kendi kendine çöken nano tabaka oluşumu şeklinde 10-MDP monomerinde gözlenmiştir. MDP içeren bağlayıcı ajanlar dentin yüzeyine sürüldüğü zaman yüzey submikron boyutlarda demineralize olur. Kısmen demineralize olmuş hidroksiapatitten salınan kalsiyum iyonları hibrit tabaka içine difüze olur ve MDP molekülleri salınan kalsiyum iyonları ile nano tabakalar halinde bir araya gelir. Bu süreç MDP-kalsiyum tuzu oluşumu olarak devam eder. MDP içeren bağlayıcılar, formüllerine bağlı olarak farklı derecelerde bu nano tabaka oluşumlarını yaparlar.³⁹ Ara yüzde nano-tabakalar şeklinde MDP-kalsiyum tuz komplekslerinin çökmesi, *in vivo* ve *in vitro* çalışmalarda kanıtlanmış olan MDP esaslı bağlayıcıların yüksek bağlanma dayanımını açıklar.³⁹ Su emiliminin biyomateryal-diş bağlanmasının bozulmasının temel nedeni olduğu düşünülmektedir.⁴⁰ MDP-hidroksiapatit ara yüzeyinde gözlemlenen kendi kendine çökelmiş nano-tabakalı yapı, ara yüzeyde bağlanma sürekliliğine direkt olarak katkı sağlayan, çok fonksiyonlu bir özellik kazandırır. Nano-tabakalı yapının güçlü hidrofobik özelliği, oluşmuş hibrit tabakayı hidrolitik yıkım sürecine karşı da korur.⁴⁰

Fonksiyonel monomerlerin fonksiyonel gruplarının HAP ile kimyasal etkileşimi, X-ray Photo-elektron Spectroscopy ile tespit edilir. Genel olarak, materyalin kendi içinde kimyasal bağlanma potansiyeli yetersiz olsa da, oluşturduğu iyonik bağ formu, sıvı çevrede

stabil olmalıdır. 10-MDP'nin kimyasal bağlanma potansiyeli oldukça yüksektir. 10-MDP ile elde edilen kimyasal bağlanma; 4-MET ve phenyl-P ile karşılaştırıldığında sadece daha etkin değil, ayrıca suya karşı daha stabildir. Monomerin yüksek kimyasal bağlanma potansiyeli, diş yapısından daha az Ca tuzunun çözünmesiyle olur. Inoue ve arkadaşları,¹⁰ 10-MDP'nin oluşturduğu kimyasal bağlanmanın, başlangıç dönemindeki bağlanma dayanım gücünü artırmadığını, ancak bağlayıcının uzun dönem bağlanma dayanıklılığının artırdığını bildirmişlerdir. Hafif asidik kendinden asitli adeziv sistemler dentine bağlanmanın güçlenmesinde gelecek vaat etmesine rağmen, mineye bağlanma potansiyelinin düşük olması sebebiyle, mine dokusunda hala fosforik asit uygulanmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

2-) Mono-fonksiyonel monomer (HEMA):

Islatıcı, infiltrasyonu sağlayıcı solvent gibi davranan bu monomer, aynı zamanda faz ayrımını önleyerek, hidrofobik ve hidrofilik öğelerin tek bir şişede kalabilmesini sağlar.⁴¹⁻⁴³ Çok küçük bir monomer olan HEMA'nın yüksek allerjen potansiyeli vardır. İşlem görmemiş HEMA sıvıdır, su, etanol ya da asetonda çözünür. HEMA'nın önemli karakteristik özelliği yüksek oranda hidrofilik olmasıdır.⁴¹⁻⁴⁴ HEMA'nın diş dokularını demineralize edici bir özelliği yoktur.⁴¹ Yüksek oranda uçucudur.⁴¹ HEMA ıslatılabilirliği artırması sebebiyle, bağlanma gücünü önemli oranda geliştirir. Bununla birlikte bir dezavantaj olarak HEMA, polimerizasyondan önce ya da sonra, her türlü ara yüze su çeker. Su alımının dışında HEMA, bağlayıcının mekanik gücünü düşürür, yapının içerisinde ki yüksek miktarda HEMA, polimer zincirlerin rijiditesini bozar.³²

Karmaşık monomer yapısında hidrofilik yapıda olan grupların varlığı, daha katı ve hidrofobik yapıda olan diğer monomer uçları olan metakrilat gruplarını; hidrofilik grupların yapıya su çekme ve hidrolize etme riski sebebiyle rahatsız eder. Sadece akrilatların ester grupları değil, aynı zamanda fonksiyonel monomerlerin fosfat ve karboksil grupları da ortamda su varlığında hidrolitik bozulmaya uğrar.

3-) Çapraz bağlı monomerler (non-asidik monomerler): Bis-GMA, TEGDMA, UDMA en sık kullanılan çapraz bağlı monomerlerdir. Bu monomerler polimerizasyonu sağlayan monomer yapısıdır. Fonksiyonel monomerler çizgisel (lineer) polimerden oluşurken, çapraz bağlı monomerler çapraz bağlardan



(cross-linking) oluşur. Çizgisel polimerle karşılaştırıldığında, çapraz bağlı monomerler daha iyi mekanik dayanıklılık sergilerler ve bu nedenle çapraz bağlı monomerlerin güçlendirilmesi ve geliştirilmesi önemlidir. Geleneksel olarak, iki aşamalı sistemlerin primerleri, hidrofilik fonksiyonel monomer içerir. Hidrofobik çapraz bağlar genellikle bondingin içinde yer alır.⁴⁵ Asidik olmayan bu monomerler; bağlayıcı sistemin akışkanlığını, ıslatabilirliğini, film kalınlığını, monomer penetrasyon oranını ve polimerizasyon reaktivitesini etkilerler. En sık kullanılan dimetakrilat monomeri Bis-GMA çok küçük çapta, yüksek moleküler ağırlıkta, düşük toksitede ve düşük büzülme oranındadır. Aynı zamanda, suda düşük oranda çözünürlük sergileyen çok katı bir monomerdir. Düşük moleküler ağırlıklı TEGDMA ve yüksek moleküler ağırlıklı Bis-GMA monomerinin her ikisinde, polimerizasyondan sonra belirli miktarda serbest monomerin (unreacted free monomers) ortamda kalmasına sebep olur. Ancak TEGDMA, Bis-GMA'ya göre daha fazla oranda artık/serbest monomer kalmasına neden olur. Ortamda kalan bu serbest monomerler çevre dokulara zarar verir.^{46,47} UDMA da Bis-GMA gibi oldukça katı yapıda bir monomerdir.⁴⁸ Genellikle indirekt kompozitlerin içeriğinde yer alır. TEGDMA genellikle Bis-GMA ve UDMA gibi çok katı olan monomer yapısını seyreltmek amacıyla kullanılır (TEGDMA=düşük vizköziteli seyreltici (diluent) monomer).⁴⁷ Bütün bu monomerlerin bir dezavantajı asidik solüsyonlarda çözünmeye dayanıksız olmalarıdır.²²

Monomerin polimere dönüşüm oranı, polimerin fiziko-mekanik direncini önemli ölçüde etkiler.^{23,49} Bağlayıcı ajanlarda, monomerin polimere dönüşümü genellikle tamamen gerçekleşmez (konversiyon oranı genelde %35-77). Bağlayıcı ajanlardaki dönüşüm oranı, kompozitlerde gerçekleşen dönüşüm oranına göre daha düşüktür.^{50,51} Özellikle basitleştirilmiş bağlayıcı sistemlerde dönüşüm oranı daha da azdır. Monomerin düşük dönüşüm oranı, bağlayıcının mekanik direncini azaltmasının yanı sıra, ara yüzde geçirgenlik oranının da artmasına sebep olur, böylece dentin dokusundan ara yüze daha çok su geçişi olur.

Sonuç olarak; monomer yapı hem kompozitlerin hem de dentin bağlayıcı ajanların esas bileşenlerinden birisidir. Bu nedenle, monomer yapısının klinisyenler tarafından daha iyi bilinmesi ve özelliklerinin tanınması yapılan restorasyonların klinik başarısının gelişmesine katkı sağlayacaktır.

Neslihan Tekçe: ORCID ID: 0000-0002-5447-3159
Mustafa Demirci: ORCID ID: 0000-0002-9297-6945
Safa Tuncer: ORCID ID: 0000-0003-2101-3225
Dilan Kara: ORCID ID: 0000-0003-2979-6068

KAYNAKLAR

1. Meerbeek BV, Munck JD, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Landuyt KLV, Lambrechts P, Vanherle G. Adhesion to enamel and dentin: Current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215-35.
2. Meerbeek BV, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Landuyt KLV. State of the art of self etch adhesives. *Dent Mater* 2011;27:17-28.
3. Brackett MG, Brackett WW, Haisch LD. Microleakage Class V resin composites placed using self-etching resins: Effect of prior enamel etching. *Quintessence Int* 2006;37:109-13.
4. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo EDS. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24:90-101.
5. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue A Review. *J Adhes Dent* 2010;12:343-71.
6. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010;26:1176-84.
7. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-73.
8. Munck JD, Landuyt KV, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Meerbeek BV. A critical review of durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118-32.
9. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21:864-8.
10. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, Munck J. De, Nagakane K, Suzuki K, Sano H, Meerbeek BV. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2005;84:1160-4.



11. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;27:1-16.
12. Sadek FT, Braga RR, Muench A, Liu Y, Pashley DH, Tay FR. Ethanol wet-bonding challenges current anti-degradation strategy. *J Dent Res* 2010;89:1499-504.
13. Liu Y, Tjaderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, Pashley DH, Tay FR. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *J Dent Res* 2011;90:953-68.
14. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 2004;83:216-21.
15. Tekçe N. Matriks metalloproteinaz (MMPs) enzimlerinin adezivlerin bağlanma etkinliği üzerinde ki rolü . *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014;24:326-35.
16. Tjaderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldini S, Tezvergil-Mutluay A, Carrilho MR, Carvalho RM, Tay FR, Pashley DH. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dent Mater* 2013;29:116-35.
17. Breschi L, Martin P, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Thaderhane L, Visintini E, Cadenaro M, Tay FR, De Stefano Dorigo E, Pashley DH. Use of a specific MMP-inhibitor (galardin) for preservation of hybrid layer. *Dent Mater* 2010;26:571-8.
18. De Munck J, Van den Steen PE, Mine A, Van Landuyt KL, Poitevin A, Opdenakker G, Van Meerbeek B. Inhibition of enzymatic degradation of adhesives-dentin interfaces. *J Dent Res* 2009;88:1101-6.
19. Heblig J, Pashley DH, Tjaderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrids layers in vivo. *J Dent Res* 2005;84:741-6.
20. Tay FR, Pashley DH. Guided tissue remineralization of partially demineralize human dentin. *Biomaterials* 2008;29:1127-37.
21. Tay FR, Pashley DH. Biomimetic remineralization of resin-bonded acid-etched dentin. *J Dent Res* 2009;88:719-24.
22. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater* 2005;21:895-910.
23. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28:3757-85.
24. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;83:454-8.
25. Yoshihara K. Nano-molecular interaction at the adhesive interface with hydroxyapatite and tooth tissue. Doctoral thesis. Leuven: 2104. p.5.
26. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 2005;7:107-16.
27. Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 2004;25:965-9.
28. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent* 2005;7:7-17.
29. Atai M, Nekoomanesh M, Hashemi SA, Amani S. Physical and mechanical properties of an experimental dental composite based on a new monomer. *Dent Mater* 2004;20:663-8.
30. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2002;23:1819-29.
31. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994;73:1212-20.
32. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17:296-308.
33. Lapp CA, Schuster GS. Effects of DMAEMA and 4-methoxyphe- nol on gingival fibroblast growth, metabolism, response to inter- leukin-1. *J Biomed Mater Res* 2002;60:30-5.



34. Imazato S, Russell RR, McCabe JF. Antibacterial activity of MDPB polymer incorporated in dental resin. *J Dent* 1995;23:177-81. [SEP]
35. Brackett WW, Covey DA, St-Germain HA Jr. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Oper Dent* 2002;27:218-22.
36. Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. *J Dent Res* 1996;75:1706-15.
37. Yoshioka M, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Vanherle G, Nomura Y, Okazaki M, Shintani H, Van Meerbeek B. Adhesion/ decalcification mechanisms of acids interactions with human hard tissues. *J Biomed Mater Res* 2002;59:56-62.
38. Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 2001;14:205-10.
39. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Meerbeek BV. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *J Dent Res* 2012;91:376-81.
40. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A, Nakamura M, Minagi S, Osaka A, Suzuki K, Van Meerbeek B. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater* 2010;6:3573-82.
41. Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater* 1998;14:6-10.
42. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 1992;8:125-30.
43. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater* 1992;8:259-64.
44. Burrow MF, Inokoshi S, Tagami J. Water sorption of several bonding resins. *Am J Dent* 1999;12:295-8.
45. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26:1-20.
46. Mohsen NM, Craig RG, Hanks CT. Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching. *J Biomed Mater Res* 1998;39:252-60.
47. 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;108:341-5.
48. Floyd CJ, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* 2006;22:1143-9.
49. 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;20:121-31.
50. Nunes TG, Garcia FC, Osorio R, Carvalho R, Toledano M. Polymerization efficacy of simplified adhesive systems studied by NMR and MRI techniques. *Dent Mater* 2006;22:963-72.
51. Rueggeberg FA, Ergle JW, Lockwood PE. Effect of photo initiator level on properties of a light-cured and post-cure heated model resin system. *Dent Mater* 1997;13:360-4.

Yazışma Adresi

Doç. Dr. Neslihan TEKÇE
Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Yuvacık Yerleşkesi, Başiskele
KOCAELİ
Tel: 0262 344 21 11
Faks: 0262 344 22 02
e-mail: neslihan_arslann@hotmail.com

