

Kompozit Rezinler Ve Polimerizasyon Büzülmesi

Resin Composites And Polymerization Shrinkage

Merve ULUAKAY*, Hüseyin İNAN*, Kıvanç YAMANEL**, Neslihan ARHUN***

Özet

Rezin esaslı dental materyallerin geçen yüzyılın ortalarında tanıtılması, restoratif diş hekimliğinde bir devrim niteliğindedir. Dental kompozitler estetik açıdan memnuniyet verici materyaller olmakla birlikte, rutin olarak uygulanmalarını kısıtlayan bazı eksik yönleri mevcuttur. Günümüzde kullanılan restoratif materyallerin en büyük ve çözülemeyen problemleri polimerizasyon büzülmesidir. Bu problem, marjinal sızıntıya sebep olabilir ve tüberkül hareketi, sekonder çürük ve pulpal inflamasyon risklerini artırabilir. Polimerizasyon büzülmesini azaltmaya yönelik girişimler, yeni monomer sistemleri, farklı kompozit yerleştirme ve polimerizasyon teknikleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Yeni düşük büzülmeye sahip monomer sistemlerinin ve polimerizasyon tekniklerinin geliştirilmesine rağmen, kompozit restoratif materyallerin polimerizasyon büzülmesi probleminin çözülmesi için daha çok araştırma ve zamana gerek vardır.

Anahtar Kelimeler: Kompozit rezin, polimerizasyon büzülmesi.

Abstract

The introduction of resin-based dental materials around the middle of the previous century was a revolution in restorative dentistry. Dental composites are esthetically pleasing materials however they still have several shortcomings that limit their applications. The major and unsolved problem for contemporary restorative materials is polymerization shrinkage. This problem may cause marginal leakage and increase the risk of cuspal deflection, secondary caries and pulpal inflammation. Efforts to diminish polymerization shrinkage have been focused on the development of new monomer systems, placement and polymerization techniques. Despite introduction of new low shrinkage monomer systems and polymerization techniques, long time and many new researches are needed to solve polymerization shrinkage problem of composite restorative materials.

Key Words: Resin composite, polymerization shrinkage.

* Stj. Dt., Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dönem V Öğrencisi

** Yrd. Doç. Dr., Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi ve Endodonti Ana Bilim Dalı

*** Doç. Dr., Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi ve Endodonti Ana Bilim Dalı

Restoratif diş hekimliğinin amacı doğru tanı ve eksiksiz bir tedavi sonucunda, doğal diş görünümünün ve fonksiyonun yeniden kazandırılmasıdır. Dişlerin doğal biçimlerinin yanısıra komşu ve karşıt dişlerle olan ilişkileri de çiğneme, estetik ve konuşma gibi işlevlerin ana belirleyicilerindedir. Dişlerdeki çürük ve diğer defektlerin estetik olarak onarılabilmesi estetik diş hekimliği açısından önemlidir¹.

Rezin esaslı kompozit teknolojisinin restoratif dişhekimliğine girmesi geçen yüzyılın dişhekimliğine kattığı en büyük gelişmedir. Adeziv diş hekimliği, asitle pürüzlendirme(acid-etch) tekniğinin 1955 yılında Buonocore tarafından tanıtılmasından sonra gelişmeye başlamıştır. Mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit rezinler; 1962 yılında Dr.Ray Bowen tarafından tanıtılmıştır. Bu tarihsel süreç içerisinde günümüze kadar kullanılan estetik diş rengi dolgu materyalleri; silikat simanlar, cam iyonomer materyaller, akrilik dolgular (doldurucu içeren/içermeyen) ve kompozit rezinlerdir. Günümüzde fiziksel özelliklerinden dolayı kompozit rezinlerin kullanımları ağırlık kazanmıştır². Adeziv diş hekimliği teknolojisindeki sonu gelmeyen gelişmeler ve çalışmalar sayesinde kavite preparasyonu sonrasında kalan mevcut diş yapısının güçlendirilmesi, kozmetik restorasyonlar ve preparasyonsuz veya çok az bir preparasyonla dişin yeniden şekillendirilmesi mümkün olmaktadır. Günümüzde kullanılan ticari restoratif kompozitler yapısal olarak çeşitli organik rezinlerin karışımından, inorganik dolduruculardan ve ara bağlayıcı ajandan oluşurlar.

Organik faz: Monomerler, ko-monomerler, inhibitörler, polimerizasyon başlatıcılar ve ultraviyole stabilizatörlerinden oluşmaktadır.

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin büyük bir kısmı monomer olarak, bisfenol glisidil metakrilat (BisGMA) ile renk değişimine dirençli olan ve daha iyi adezyon sağlayan uretan di metakrilat (UDMA) içermektedir^{1,3-5}.

Bu iki bileşenin de visköz yapıya sahip olması nedeniyle matrikse viskoziteyi azaltıcı bir ko-monomer olan trietilen glikol di metakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir.

Kompozit dolgu maddesinin ısı, ışık ve diğer kimyasal yollarla kendi kendine polimerize olmasını engellemek için organik matriks içine konan fenol türevi bileşiklere inhibitörler adı verilir^{3,4}.

Otopolimerizan kompozitlerde başlatıcı (initiatör) etki yapan dibenzolperoksit, hızlandırıcı (akseleratör) etki

yapan (N,N-bis(2-hidroksietil)-p-toludin gibi aromatik tersiyer bir amin kullanılır.

Görünür ışık ile polimerize olan kompozitlerde 450-500 nm dalga boyundaki ışığı absorbe ederek polimerizasyonu başlatan initiatörler kullanılmaktadır. Bu iş için en çok kullanılan, bir α -diketon olan kamferokinon'dur. Işığın etkisiyle kamferokinon harekete geçmekte, amin ile reaksiyona girip serbest radikaller oluşturmaktadır^{3,4}.

Otopolimerizan kompozitlerin polimerizasyonlarının ardından reaksiyona girmeyen artık ürünler kalabilir. Bu ürünler ultraviyole ışığının etkisiyle parçalanarak kahverengi renklenmelere neden olabilirler (amin renklenmesi).Bu nedenle otopolimerizan kompozitlerin organik fazına ultraviyole stabilizatörleri (2-hidroksi-4-metoksibenzofenon) ilave edilebilir³.

Organik matriks iyi bir ısı yalıtkanı olmasına rağmen su absorpsiyonunun fazla olması, pulpada irritasyona yol açması ve kolay renklenmesi nedeniyle matriks faz oranı azaltılıp inorganik faz oranı arttırılmaya çalışılmaktadır^{1,5}.

İnorganik faz: Organik matriks fazı içine dağılmış çeşitli büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum aliminyum silikat, stronsiyum, baryum gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Günümüzde fiziksel avantajlarından dolayı cam içerikli materyaller kullanılmaktadır.

İnorganik doldurucu büyüklüğü, şekli, miktarı kompozitlerin fiziksel özelliklerini belirler. Kompozitin doldurucu oranı arttıkça organik matriks oranı düşer. Buna bağlı olarak ısıl genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu azalır; dayanıklılık artar^{1,5,6}.

Bağlayıcı Faz: İnorganik faz ve organik fazın bağlanması, bağlayıcı faz (ara faz) ile sağlanır. Ara faz organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Bunlar iki fonksiyonlu moleküllerdir. Bir taraftan organik matriksteki metakrilat gruplarıyla kovalent bağlar kurarken, diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su veya hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşirler. Bu şekilde organik ve inorganik fazları birbirine bağlayarak suya dirençli kompozit materyallerin oluşumunu sağlarlar^{3-5,7}.

Kompozit rezinlerin sınıflandırılması:

A. İnorganik doldurucu partikül büyüklüklerine göre sınıflandırma:

1. Megafil kompozitler: Bu kompozitlerin partikül büyüklükleri 50- 100 μm . arasında değişir. Günümüzde kullanılmamaktadırlar⁵.

2. Makrofil kompozitler: 1960'lı yıllarda geliştirilen bu kompozitlerin ağırlının %70-80'ini, hacminin ise %10-15'ini doldurucular oluşturmaktadır. İçeriğindeki partiküllerin büyüklükleri 5-75 μm . arasında değişmektedir. Makrofil kompozitler yeterince parlatılamazlar ve gerilme kuvvetleriyle aşınmaya karşı gösterdikleri direnç mikrofil kompozitlerden daha azdır. Polimerizasyon büzülmeleri ise mikrofil kompozitlere göre daha fazladır^{1,6}.

3. Minifill kompozitler: Partikül miktarı makrofil kompozitlere oranla daha fazla olup ağırlıkça %70-85'e ulaşmıştır. Partikül büyüklükleri 0,1 ile 1 μm . arasında deęiřmektedir¹.

4. Mikrofill kompozitler: 1970'li yıllarda geliştirilen mikrofil kompozitlerin partikül miktarı makrofil kompozitlerden hacimce daha az olup (%40-50), partikül oranı ağırlığının %35-60'ını oluşturur. Bu tür kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,03-0,05 μm . arasında değişmektedir. Yüzeyi mine yüzeyine benzer ve makrofil kompozitlere göre daha iyi polisajlanabilirler. İçeriğinde bulunan düşük doldurucu içeriğine rağmen; polimerize olmuş kompozit partikülleri nedeniyle polimerizasyon büzülmesi daha az görülür. Estetiğin önemli olduğu Class III, IV ve V restorasyonlarda tercih edilirler^{1,5,6}.

5. Nanofill kompozitler: Nano materyaller, 100 nm ($1 \times 10^{-7}\text{m}$) ve daha küçük boyuta sahiptir. Yaklaşık 50 μm olan insan saçının çapı, 1 nm'den 50 000 kat daha kalındır. Nano teknolojinin diş hekimliğinde kullanılmaya başlamasıyla, doldurucu büyüklüğü 20-75 nm arasında değişen nanofill kompozitler geliştirilmiştir. Geliştirilen bu nanofill kompozitlerin; düşük polimerizasyon büzülmesi, artmış mekanik ve optik özellikler ve daha iyi cilalanabilme gibi birçok avantajı vardır. Bu materyallerin aşınma direnci mikrofil ve mikrohibrit kompozitlerden daha iyidir⁸⁻¹⁰.

6. Hibrit kompozitler: 1980'lerin sonunda makrofil ve mikrofil kompozitlerin özelliklerinden yararlanmak amacı ile geliştirilmiştir. Ağırlıklarının %70-80'ini doldurucu içeriği oluşturur. Hibrit olarak adlandırılmasının nedeni içeriğinde 0,1 μm 'den 3 μm 'ye kadar farklı

büyüklükte partikül bulunmasıdır. Partikül büyüklüğü makrofil kompozitlerden küçük, partikül miktarı ise mikrofil kompozitlerden daha fazladır. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır; örneğin; büyük olan partikülün büyüklüğü minifill düzeyinde ise kompozit minifill hibrit olarak adlandırılır. Bu kompozitler dayanıklılıklarının ve aşınma dirençlerinin iyi olması nedeniyle class I ve II restorasyonlarında kullanılabılırler. Ayrıca polisajlanabilirliklerinin mikrofil kompozitler kadar iyi olması nedeniyle estetiğin önemli olduğu class III ve IV restorasyonlarda da tercih edilebilirler^{1,5}.

B. Vizkozitelerine göre sınıflandırma:

1. Kondanse olabilen kompozitler:

Bu tür kompozitlerde inorganik doldurucu oranı ve partikül miktarı arttırılmıştır. Amalgama benzer biçimde kondanse edilebilen bu viskz kompozitlerin doldurucu partikülleri hibrit kompozitlere oranla daha büyüktür. Karving işleminin yapılabilmesi, kaviteye basınç uygulanarak daha kolay yerleştirilebilmesi, kontakt noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi önemli avantajları arasında sayılırken; yüzey özelliklerinin kötü olması ve iyi kondanse edilmediklerinde tabakalar arasında hava kabarcıklarının kalması ise dezavantajdır¹. Yapılan çalışmalarda fiziksel özelliklerinin hibrit kompozitlere oranla üstün olmadığı gsterilmiřtir¹¹.

2. Akışkan kompozitler:

Doldurucu oranı ve viskozitesi azaltılmış hibrit kompozitlerdir. Kompozit restorasyonlarda ve kuronlarda oluşan kenar kırıklarının onarımında, abfraksiyon lezyonlarında, mine defektlerinde kullanılabılır. Ayrıca kondanse edilebilen kompozitlerin altında stres kırıcı olarak da kullanılmaktadırlar. Doldurucu oranları az, organik matriks oranları fazla olduğu için polimerizasyon büzülme yüzdeleri ve polimerizasyon sonrası reaksiyona girmeyen monomer oranları fazladır. Ayrıca basınçlara karşı dirençleri dřktr¹.

C. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinlerin sınıflandırılması

1. Otopolimerizan kompozitler:

Kimyasal olarak aktive olan kompozitler olarak da adlandırılır. Başlatıcı olarak dibenzol peroksit, akseleratör olarak da tersiyer aminler kullanılmaktadır. Otopolimerizan kompozitler genellikle iki pat halinde bulunurlar ve bu patlar karıştırılmaya başlayınca polimerizasyon da başlamış olur⁶.

2. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler:

Bu tip kompozitlerde çeşitli başlatıcı ve katalizörler kullanılmaktadır. Aktivatör madde 420-470 nm dalga boyunda, mavi veya normal renk görünür ışığı emerek başlatıcı maddeyle tepkimeye girer ve polimerizasyonu başlatır. Işıklı polimerize olan kompozitler tek fazdan oluşur ve karıştırılmaları gerekmez^{5,6}.

3. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler:

Hem kimyasal olarak hem de ışıkla polimerize olurlar ve dual-cure kompozitler olarak da adlandırılırlar. Polimerizasyon ışıkla başlar ve kimyasal olarak devam eder⁶.

Dinamik bir ortam olan ağız içinde restorasyonlar; ısı ve pH değişimleri, farklı kuvvet yoğunlaşmaları gibi parametrelerden olumsuz yönde etkilenirler. Seçilecek restoratif materyal bu olumsuzluklardan az etkilenmeli, kaybolan çiğneme fonksiyonunu, fonasyonu ve estetiği tekrar kazanabilecek nitelikte olmalı, okluzal kuvvetlere dayanabilmeli, yüksek aşınma direncine ve düşük polimerizasyon büzülmesine sahip olmalıdır^{12,13}.

Günümüzde piyasada bulunan hiçbir kompozit rezin materyal ideal biyomalzeme özelliklerini tam olarak taşımamaktadır. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu sırasında polimerize olamamış artık monomerlerin yanı sıra yapısında bulunan ve ağız sıvılarında çözünen komponentlerinin insan vücuduna toksik etkileri vardır. Çözünen kısım pulpa nekrozu ve gingival hücrelerde apoptozise neden olmakta ayrıca allerjik reaksiyonlara da sebep olabilmektedir¹⁴.

Kompozitlerin ağız sıvılarında renklenmeleri de önemli bir sorun oluşturmaktadır. Ağız içinde oluşan termal değişiklikler ve nem nedeniyle kompozitlerin yapısal rengi, renkli sıvıların adsorpsiyonu ve absorpsiyonu nedeniyle de kompozitin dış renginde değişiklikler oluşmaktadır¹⁵.

Kaybolan çiğneme fonksiyonunun, fonasyonun ve estetiğin yeniden kazandırılması restoratif diş hekimliğinin amaçlarının başında gelmektedir. Bu nedenle restoratif materyallerle ilgili ilerlemelerde elde edilen son nokta, hiç bir zaman bu yöndeki gelişmelerin sonu olamaz. Dolayısıyla, kabul görmüş, yerleşmiş ve kullanılmakta olan materyallerin bu yöndeki gelişimi ile ilgili çalışmalar, adeziv sistemlerin ve polimer bazlı restoratif materyallerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaya yönelik olarak devam etmektedir. Kompozitlerin bu özelliklerini geliştirmek için sürekli çalışmalar yapılmaktadır ve yeni kompozitler üretilmektedir.

Dolgu maddesi olarak kullanılan rezin kompozitlerdeki yeni gelişmeler temelde polimerizasyon büzülmesini azaltmaya, biyouyumluluğu, aşınma dayanımını, renk stabilitesini ve üretim özelliklerini artırmaya odaklanmıştır.

Kompozit rezinlerde polimerizasyon büzülmesi:

Kompozit rezinlerin üretildikleri günden günümüze kadar tam olarak çözülememiş en büyük problemlerinden biri, monomerlerin polimer zincire dönüşmesi sırasında hacimsel olarak %1.5-3 oranında büzülmeye uğramalarıdır^{16,17}.

Bu olay diş ve restorasyon arasında streslerin oluşmasına, sıklıkla restorasyonun dişe yapışmasında başarısızlığa, kompozit-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak mikrosızıntı, post-operatif hassasiyet, renklenme ve sekonder çürük gelişimi gibi bir takım sorunlara sebep olmaktadır^{16,18}.

Dental kompozitlerde polimerizasyon büzülmesine etki eden birçok faktör mevcuttur. Bu faktörler, materyal formülasyonuna bağlı faktörler ve polimerizasyona bağlı faktörler olmak üzere iki ana başlık altında toplanabilir:

1. Materyal formülasyonuna bağlı faktörler:

a. Kompozit rezinin doldurucu içeriği

Polimerizasyon reaksiyonu sırasında, organik matrikste bulunan monomerler, polimer haline geçerken birbirlerine yaklaştıkları için yapı, hacimce küçülür. İnorganik fazda ise herhangi bir değişim meydana gelmez. Bu nedenle, kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik doldurucuların oranı arttırıldığında, rezindeki organik matriks oranı azalacağından polimerizasyon büzülme miktarı da azalacaktır^{19,20}.

Doldurucu oranının arttırılması, daha küçük doldurucu partiküllerin yapıya katılmasıyla mümkün olabilmektedir. Son yıllarda kompozit rezinlerin yapısına katılan nanofill silika partikülleri, hibrid ve mikrofil kompozitlerde polimerizasyon büzülmesi ve streslerini önemli ölçüde azaltmıştır. Diğer tip kompozitlere oranla daha fazla doldurucu içeriğine sahip olan nanofill kompozitler, doldurucu tipi farklı kompozitlerden daha düşük polimerizasyon büzülmesi oranları sergilemektedir^{9,10}.

Kompozit restorasyonların rezin matriks oranlarını azaltmak amacıyla son yıllarda kullanılmaya başlanan diğer bir metod da restorasyon içerisine blok halinde yerleştirilen quartz insertlerdir. Bu yapılar, restorasyonun hacimce % 50-75'ini kaplayarak organik matriks oranını düşürürler ve polimerizasyon büzülmesini azaltırlar¹.

Yüksek dansiteli küresel polietilen partiküllerinin ağırlıkça % 20 oranında hibrit kompozitlere eklenmeleriyle de polimerizasyon büzülmesi azalmaktadır fakat bu girişim, elastisite modülünü önemli ölçüde düşürdüğü için rutin olarak kullanılamamaktadır²¹.

b. Monomerin kimyasal yapısı:

Kompozit rezinlerin organik matriksinde uzun yıllardır Bis-GMA ve TEGDMA monomerleri kullanılmaktadır. Bu monomerlerin hacimsel büzülme değerleri sırasıyla % 5.2 ve % 12.5 olup yapıya doldurucuların eklenmesi sonucunda bu değerler % 2 ve % 6'ya düşmektedir²².

Bu değerlerin klinik başarı açısından yeterli bulunması sonucu birçok yeni monomer geliştirilmiştir. Yeni monomerlerin en önemli özellikleri, çift halkalı (bicyclic) bileşimler içermeleridir. Bu monomerler, spiroortoester, spiroortokarbonat, bisikloketakton, trioksabisikloaktan ve benzokin gibi doymamış diketallerdir. Bunlar arasında, üzerinde en çok çalışılan monomerler, spiroortokarbonatlarıdır. Ortokarbonat, ortokarboksilik asidin bir esteridir ve tek bir karbona bağlı 4 oksijen atomu içerir. Bu monomerin, kompozit rezinin bir komponenti şeklinde kullanılmasıyla polimerizasyon büzülmesi ve asit uygulanmış mineye bağlanmada başarılı sonuçlar alınmıştır. Fakat yapılan incelemelerde yapı içinde spiroortokarbonatların büyük bir kısmının polimerize olmadığı gözlenmiştir. Bunun üzerine bu monomerin erime noktasını düşürmek ve daha fazla reaksiyona sokabilmek için yapılan girişimler başarılı sonuçlar sergilese de bu durumda kompozitin polimerizasyon büzülme miktarının çok fazla değişmediği bulunmuştur²³.

Epoksi rezinlerin de polimerizasyon büzülmesini azaltmak amacıyla kullanılmaları düşünülmüş fakat polimerizasyon süresini arttırdıkları için klinik ihtiyaçlara cevap verememişlerdir²⁴.

Oksibismetakrilatlar da son 20 yıl içerisinde yeni sentezlenen bir difonksiyonel monomerdir. Oksibismetakrilatların dişhekimliği alanında kullanımı sonucu kompozit rezinlerde yüksek monomer dönüşüm dereceleri ve düşük polimerizasyon büzülmeleri elde edilmiştir. Dişhekimliğinde sıklıkla kullanılmakta olan dimetilakrilatlara kıyasla oksibismetakrilat monomerlerinin %30-40 oranında daha az büzülme gösterdikleri bildirilmiştir. Polimerizasyon büzülmesindeki azalmanın karbon-karbon çift bağından köken alan yalancı bir halkanın oluşumu sonucu meydana geldiği düşünülmektedir²⁵.

1999 yılında diş hekimliği pratiğine, 'organically modified ceramics' kelimelerinin ilk hecelerinden oluşan ormocer adı verilen yeni bir materyal sunulmuştur.¹ Ormocerler ile geleneksel kompozitler arasındaki en önemli farklardan biri, organik matrikste esas komponent olarak metakrilat polisiloksan kullanılması neticesinde dimetakrilat monomerlerinin azaltılmış olmasıdır.²⁶ Silanlanmış inorganik doldurucu partiküllere ilaveten ormocerler inorganik-organik kopolimer içerirler. Ormocerlerin avantajları arasında düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek aşınma direnci, biyouyumlu bir materyal olmaları ve çürüklere karşı koruyucu olmaları sayılabilir²⁷.

Diş hekimliğinde kullanılan monomerler üzerinde yapılan son çalışmaların büyük kısmı, oksiran bazlı ring-opening (halka açıcı) sistemlere odaklanmıştır. Oksiran rezinler, arttırılmış polimerizasyon derinliği, düşük polimerizasyon büzülmesi, yüksek dayanıklılık ve yüzey sertliği gibi birçok pozitif özelliğe sahiptir^{28,29}.

Weinmann ve ark³⁰, oksiran ve siloksan moleküllerinin reaksiyonu sonucu oluşan silorane isimli yeni monomer sistemlerini geliştirmişlerdir. Bu yeni rezin, oksiran monomerinin düşük polimerizasyon büzülmesini, siloksanın yüksek hidrofobitesi ile birleştirmiştir. Bu monomer aynı zamanda oksirandan daha düşük mutajenisiteye sahiptir³¹. Silorane monomer sistemlerinde oksiran halkası, polimerizasyon sırasında açılmakta ve böylece polimerizasyon büzülmesi önemli oranda kompanze edilmektedir³⁰.

Üretici firma verilerine göre Silorane %1 polimerizasyon büzülmesi göstermektedir ve bu da polimerizasyon stresini %80 oranında azaltmaktadır. Böylece dimetilmetakrilat esaslı kompozitlere göre daha iyi marjinal adaptasyon sağlanabilmektedir³².

1. Kompozit rezinin elastisite modülü:

Yüksek elastisite modülüne sahip kompozit rezinler, polimerizasyon sırasında daha fazla büzülme stresine sebep olmaktadır³⁶. Bununla birlikte yüksek elastisite modülü, restorasyonun fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi yönünden tercih edilen bir özelliktir³⁷.

Hangi faktörlerin polimerizasyon büzülmesi üzerinde etkili olduğunun bilinmesine rağmen ideal bir kompozit karışımı elde etmek oldukça güçtür. Örneğin elastisite modülünü değiştirmek amacıyla doldurucu içeriğini modifiye etmek mümkündür fakat bunun sonucunda rezin miktarı da değişeceğinden büzülme değerleri yine etkilenecektir³⁸.

2. Polimerizasyona bağlı faktörler:

a. Kavite geometrisi:

Restorasyonlarda kaviteye bağlanan yüzeylerin bağlanmayan yüzeylere oranı konfigürasyon faktörü (c faktör) olarak adlandırılmaktadır. Bağlanan yüzeylerin bağlanmayan yüzeylere oranı arttıkça büzülme stresleri de artar³⁹. Bir örnekle anlatmak gerekirse Klas 4 bir kavitenin c faktör değeri $\frac{1}{4}$ yani 0.25'tir. Klas 1 kavitede ise bu değer 5/1 yani 5'tir. Dolayısıyla Klas 1 kavitedeki stres, Klas 4 kaviteden çok yüksektir.

Kavitenin derinliği ve genişliği de polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörlerdendir. Kavitenin tüm yönlerde küçük olması büzülme değerini azaltır. Kavide materyallerinin kullanımı, kompozit yerleştirilecek hacmi küçülteceğinden polimerizasyon büzülmesini de azaltacaktır³⁹.

b. Kompozit yerleştirme tekniği:

Bulk tekniği, kimyasal olarak polimerize olan kompozitlerin kaviteye tek tabaka halinde yerleştirilmesi esasına dayanır. Işıkla polimerize olan kompozitlerde bu tekniğin kullanımı, ışık cihazlarının 2 mm.'den kalın kompozit tabakalarını tam olarak polimerize edemediklerinin gösterilmesinden dolayı tavsiye edilmemektedir⁴⁰. Tabakalama (inkremental) tekniği adı verilen teknik ise 2 mm kalınlığındaki kompozit tabakalarının ayrı ayrı polimerizasyonuna dayalı bir tekniktir ve polimerizasyon büzülmesini azaltmasının yanı sıra restorasyonun kenar uyumunu artırma, polimerizasyon streslerine bağlı oluşan kasp hareketlerini azaltma ve monomer dönüşüm derecesini artırma gibi olumlu özellikleri de beraberinde getirmektedir^{41,42}.

İki ve üç yüzlü Klas 2 kaviteelerde gingival duvara akışkan kompozitlerin veya kimyasal yolla polimerize olan kompozitlerin yerleştirilmesinin de polimerizasyon nedeniyle bu bölgede meydana gelen boşlukları azalttığına dair araştırmalar mevcuttur⁴³⁻⁴⁵. Akışkan kompozit tabakaları ve kavite taban maddeleri aynı zamanda büzülme streslerine karşı elastik bir bariyer oluştururlar, stres kırıcı olarak görev görürler ve adeziv yüzeyinde oluşan stresleri de eşit miktarda dağıtırlar⁴⁶.

c. Işıkla polimerizasyon tekniği:

Günümüzde diş hekimliği pratiğinde kullanılan ışıkla polimerize olan kompozit rezinler, quartz tungsten halojen, LED, plazma ark ve argon lazer ışık cihazlarıyla polimerize edilebilmektedirler. Polimerizasyon süresini

azaltmak ve bir seferde daha kalın kompozit tabakalarını polimerize edebilmek amacıyla her geçen gün yeni bir ışık cihazı geliştirilmektedir.

Geleneksel ışık cihazları 450-500 mW/cm² yoğunluğunda ışık üretirken, yüksek ışık şiddetine sahip cihazlar, 1000 mW/cm²'nin üzerinde ışık üretme kapasitesine sahiptir. Yüksek ışık şiddetinde kaynakların kullanımı geleneksel ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında bazı avantajlar sağlamaktadır. Bunlardan biri uygulama süresini kısaltması diğeri ise daha derin polimerizasyon sağlamasıdır. Bununla birlikte, bu ışık kaynaklarının kullanımında bazı endişeler mevcuttur. Polimerizasyon çok hızlı olacağından kompozit diş yüzeyine akamaz. Bu yüzden polimerizasyon büzülme değerleri artar ve büzülme stresleri diş yapısına veya bağlanma yüzeyine iletilir⁴⁷.

Bu problemleri azaltmak amacıyla farklı polimerizasyon teknikleri geliştirilmiştir. Bilindiği gibi geleneksel polimerizasyon tekniğinde 2 mm kalınlığındaki kompozit tabakasına 450-500 mW/cm² yoğunluğunda ışık 40 sn süreyle uygulanmaktadır. Işığın kompozit yüzeyine ilk geldiği andaki enerji düzeyinin düşürülmesinin, restorasyonun polimerizasyon büzülmesi ve internal streslerini azalttığından bulgulanmasından sonra soft start ve pulse delay adı verilen teknikler geliştirilmiştir. Soft start polimerizasyon tekniğinde polimerizasyon düşük ışık yoğunluğunda başlar ve yavaş yavaş artarak en yüksek seviyesine ulaşır. Pulse delay tekniğinde ise önce kısa süreli, düşük yoğunluklu ışık uygulanır ve bu süre sonrasında ışık söner, yaklaşık 3 dakika sonra yüksek enerjili ışık daha uzun süre uygulanır^{48,49}.

Polimerizasyon tekniği değiştirildiğinde monomer dönüşüm derecesi de değişime uğramaktadır. Braga ve Ferracane⁵⁰, uzun ışık uygulama sürelerinin, polimer matrikste yüksek monomer dönüşüm derecelerine sebep olduğu için daha fazla polimerizasyon büzülmesine neden olduğunu göstermişlerdir. Büzülme streslerini azaltmak için polimerizasyon derecesini düşürmek ilk bakışta yararlı gibi görünmekle birlikte hatalıdır, çünkü polimerizasyon derecesini düşürmek kompozitin mekaniksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler. Yetersiz polimerizasyon, polimerize olmayan toksik monomerlerin pulpa üzerindeki olumsuz etkilerine, restorasyon-diş bağlantısında defektlerin oluşmasına ve bağlanmadaki başarısızlığa bağlı olarak da kenar sızıntısına, postoperatif hassasiyete, renklenmeye, aşınmaya ve sekonder çürüğe yol açabilir⁴⁷.

Günümüzde kompozit rezinler üzerine yapılan çalışmaların genel hedefi, daha az polimerizasyon büzülme ve stresine, daha iyi fiziksel özelliklere sahip, güvenle kullanılacak restoratif materyallerin üretilmesidir. Bununla birlikte, kompozit rezinlerin karmaşık

yapıları nedeniyle materyalin bir özelliği iyileştirilmeye çalışılırken diğer özelliklerinde gerilemeler söz konusu olabilmektedir. İdeal özelliklerde restoratif materyallerin üretimi için uzun zaman ve birçok yeni araştırmaya gerek duyulmaktadır.

Kaynaklar

1. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar Ankara: AÜ yayınları, 2000.
2. Furuse A. Y. , Gordon K. , Rodrigues F. P., Silikas N., Watts D. C. Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. J. Dent. 36: 945-952, 2008.
3. Surdevant CM., Roberson TM., Heymann HO., Sturdevant JR. The Art and Science of Operative Dentistry. St. Louis: Mosby-Year Book, Inc., 1995, 252-263.
4. Charbeneau GT. Principles and Practice of Operative Dentistry. Philadelphia: Lea&Febiger, 1988, 269-272.
5. Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. İzmir: Eüdhf Yayınları, 2001, 47-68
6. Gladwin M., Bagby M. Clinical Aspects of Dental Materials Theory, Practice, and cases. USA: Lippincott Williams & Wilkins, 2004, 60-72
7. Baum L, McCoy RB. Advanced Restorative Dentistry. Philadelphia: WB Saunders Co., 1984, 142-146.
8. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental-composites. Int. J. Nanotechnology 1: 130-156, 2004
9. Terry DA. Direct applications of a nanocomposite resin system: Part 1-The evolution of contemporary composite materials. Pract. Proced. Aesthet. Dent. 16:417-422, 2004
10. Mitra SB., Wu D., Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. JADA 134:1382-1390, 2003
11. Chen H. Y., Manhart J., Hickel R., Kunzelmann K. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. Dental Materials, 17: 254-259, 2001
12. Gökçe K., Özel E. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Der. 15:52-60, 2005.
13. Palin W. M., Fleming J. P., Burke F. J., Marquis P. M., Randall R C. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. J. Dent. 31: 549-557, 2003
14. Goldberg M. In vitro and in vivo studies on the toxicity of dental resin components: a review. Clin. Oral Investig. 12: 1-8, 2008
15. Villalta P., Lu H., Okte Z., Garcia-Godoy F., Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. J. Prosthet. Dent.. 95: 137-42, 2006
16. Yap A.U.J., Ng S.C., Siow K.S. Soft start polymerization influence effectiveness of cure and post gel shrinkage. Oper. Dent. 26:260-266, 2001
17. Yap A.U.J., Senevirante C. Influence of light energy density on effectiveness of composite resin. Oper Dent. 26:460-466, 2001
18. Noort RV. Introduction to Dental Materials. London : Mosby, 1994,89-105.
19. Aw T.C., Nicholls J.I. Polymerization shrinkage of densely filled resin composites. Oper. Dent. 26:498-504, 2001
20. Condon JR., Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. J. Am. Dent. Assoc. 131:497-503, 2000.
21. Ferracane JL., Ferracane LL., Braga RR. Effect of admixed high-density polyethylene (HDPE) spheres on contraction stress and properties of experimental composites. J. Biomed. Mater. Res. (Appl Biomed) 66:318-23, 2003.
22. Labella R., Lambrechts P., Van Meerbeek B., Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent. Mater. 15: 128-37, 1999.
23. Kostoryz EL., Tong PY., Chappelow CC., Glaros AG., Eick JD., Yourtee DM. In vitro toxicity of spiroorthocarbonate monomers designed for non-shrinking dental restoratives. J. Biomater. Sci. Polym. Ed. 11:187-96, 2000.
24. Papadogiannis D., Kakaboura A., Palaghias G., Eliades G. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. Dent. Mater. 25:1509-16, 2009.
25. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur. J. Oral Sci. 105:97-116, 1997.
26. Parazio M. A., Mendes L. C., Gomes A. S. Miranda M. S., Amaral A. C. F. Degradation of a dental filling material after high caries challenge. Mater. Res. 7;639-642, 2004

27. Ajlouni M.A., mendes L.C., Soliman MM., Oosombat C., Laffoon J.F., Warren J. The use of ormocer as an alternative material for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 75: 106-108, 2005
28. Tilbrook DA, Clarke RL, Howle NE, Braden M. Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. *Biomaterials.* 21: 1743-1753, 2000.
29. Eick JD., Kostoryz EL., Rozzi SM., Jacobs DW., Oxman JD., Chappelow CC. In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dent. Mater.* 8: 413-421, 2002.
30. Weinmann W., Thalacker C., Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent. Mater.* 21: 68-74, 2005.
31. Schweikl H., Schmalz G., Weinmann W. The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro. *J. Dent. Res.* 83: 17-21, 2004.
32. 3M ESPE Filtek Silorane Manual
33. Bagis YH., Baltacıoğlu İH., Kahyaogulları S. Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. *Oper. Dent.* 34:578-85, 2009.
34. Hahnel S., Henrich A., Bürgers R., Handel G., Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper. Dent.* 35: 412-9, 2010.
35. Schmidt M, Kirkevang LL, Horsted-Bindslev P, Poulsen S. Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial. *Clin. Oral Investig.* 15:291-295, 2011.
36. Sagaguchi RL., Ferrecance JL. Stress transfer from polymerization shrinkage of a chemical cured composite bonded to a pre-cast composite substrate. *Dent. Mater.* 14; 106-111:1998.
37. Unterbrink GL., Liebenberg WN. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 30; 249-257, 1999.
38. Ferrecance JL. Developing a more complete understanding of stressed produced in dental composites during polymerization. *Dent. Mater.* 21; 36-42: 2005.
39. Tarle Z., Meniga A., Ristic M., Sutalo J., Pichler G. The effect of photopolimerization method on the quality of composite resin samples. *J. Oral Rehabil.* 25; 436-442: 1998.
40. Rueggeberg FA., Ergle JW., Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light curing units using microhardness. *J. Esthet. Dent.* 12; 340-349: 2000.
41. Davidson CL. Resisting the curing contraction with adhesive composites. *J. Prosthet. Dent.* 55; 446-447: 1986.
42. Lutz F., Krejci., Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent. Mater.* 7:107-113, 1991.
43. Bertolotti RL. Posterior composite technique utilizing directed polymerisation shrinkage and a novel matrix. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* 3:53-58, 1991.
44. Fusayama T. Indications for self-cured and light-cured composite resins. *J. Prosthet. Dent.* 67:46-51, 1992.
45. Garberoglio R., Coli P., Brannstrom. Contraction gaps in Class II restorations with self-cured and light-cured resin composites. *Am. J. Dent.* 8:303-307, 1995.
46. Davidson CL., Feilzer AJ. Polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J. Dent.* 25:499-505, 2000.
47. Bektaş ÖÖ., Siso ŞH., Eren D. Işık kaynakları polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Diş Hek. Fak. Derg.* 27:117-124, 2006.
48. Kanca J., Suh BI. Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am. J. Dent.* 12:107-112, 1999.
49. Wang Y., Suh BI. The effect on microstrain in a composite of time interval in a two-step curing procedure. *J. Dent. Res.* 78:395, 1999.
50. Braga RR., Ferrecane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J. Dent. Res.* 81:114-118, 2002.

Yazışma Adresi:

Dr. Kıvanç YAMANEL
Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi ve Endodonti Ana Bilim Dalı, 11. Sokak No:26 06490 Bahçelievler/Ankara
Tel: 0312 215 1336 / 105 • Faks no: 0312 215 2962 • E-mail: yamanel@baskent.edu.tr