

Kompozit Rezinlerin Polimerizasyon Özellikleri ile İlgili Analiz Yöntemleri

Analysis Methods Regarding the Polymerization Properties of Composite Resins

✉ Merve AĞACCIOĞLU^a,
✉ Fatma AYTAÇ^b

^aRestoratif Diş Tedavisi AD,
Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Tokat, TÜRKİYE

^bRestoratif Diş Tedavisi AD,
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Bolu, TÜRKİYE

Received: 29.10.2017
Received in revised form: 29.01.2018
Accepted: 29.01.2018
Available online: 11.06.2019

Correspondence:
Merve AĞACCIOĞLU
Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi,
Restoratif Diş Tedavisi AD, Tokat,
TÜRKİYE/TURKEY
agacciolumerve@gmail.com

ÖZET Restoratif diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan kompozit rezinler, günümüzde gelişen teknoloji sayesinde birçok yenilikler içermektedirler. Bu gelişmeler kapsamlı klinik ve laboratuvar testleriyle değerlendirilirken, günümüz standartlarıyla kıyaslamalar yapılmaktadır. Kompozit rezin materyallerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen önemli faktörlerden olan polimerizasyon özellikleri bu materyallere ait araştırmaların temel konularındandır. Kompozit rezinlerin başarısını tahmin etmede in vivo çalışmaların gerçekleştirme zorluğu ve yüksek maliyet gerektirmeleri sebebiyle in vitro çalışmalar daha sık tercih edilmektedir. Polimerizasyon etkinliği kapsamında incelenen özellikler; polimerizasyon büzülmesi ve stresleri, dönüşüm derecesi ve polimerizasyon derinliği gibi parametreleri kapsamaktadır. Bu parametrelerden polimerizasyon büzülmesi ve streslerinin incelemesinde tensilometre, tensometre, çatlak analizi, koordinat ölçme cihazı (coordinate measuring machine), optik koherens tomografisi ve dijital görüntü korelasyonu (digital image correlation-DIC) yöntemleri kullanılmaktadır. Polimerizasyon derecesinin incelendiği yöntemler arasında civalı dilatometre, bonded disk, AcuVol ve "Managing Accurate Resin Curing (MARC)" yer almaktadır. Yüksek performanslı sıvı kromatografisi ve "Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR)" artık monomer analiz yöntemleri kapsamında değerlendirilmiştir. Kazıma (scraping) ve penetrasyon yöntemleri ise polimerizasyon derinliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Bu parametrelerin yanında, piknometre ve termal analizler olarak da diferansiyel tarama kalorimetresi (Differential Scanning Calorimetry-DSC) ve termogravimetrik analiz literatürde yer alan analizlerdir. Bu çalışmada, öne çıkan polimerizasyon nitelikleri ve analiz yöntemlerine ait güncel bilgilerin sunulması amaçlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Polimerizasyon; kompozit rezin; analiz yöntemleri

ABSTRACT Due to recent developments in today's technology there are many innovations regarding composite resins which are the most commonly used materials in restorative dentistry. These advances are investigated through clinical trials and laboratory tests, being compared with available standards. Polymerization properties of composite resins, one of the most important factors regarding material's mechanical and physical qualities, are essential study subjects in the literature. In vitro studies are often preferred in order to predict the composite resin materials success, in compare to in vivo trials because of their practical difficulties and high costs. Polymerization efficiency includes properties such as polymerization shrinkage and stresses, degree of conversion and polymerization depth. Tensilometer, tensometer, crack analysis, coordinate measuring machine, optical coherence tomography and digital image correlation are the methods used to examine polymerization shrinkage and stresses. Degree of conversion investigation consists mercury dilatometer, bonded disc, AcuVol and MARC (Managing Accurate Resin Curing) methods. high-performance liquid chromatography and Fourier transform infrared spectroscopy are included as residual monomer analysis techniques. Also scraping penetration methods are used in order to determine polymerization depth. In addition to these parameters pycnometer and thermal analyses are other mentioned topics. Consequently, it was attempted to present collective and comprehensive information about significant polymerization properties and analyzes.

Keywords: Polymerization; composite resin; analysis methods

KOMPOZİT REZİNLER VE POLİMERİZASYON

Kompozit rezin terimi, mine ve dentin gibi sert dokuların restorasyonunda kullanılan, doldurucularla güçlendirilmiş polimer sistemini tanımlamak için kullanılmaktadır.¹ Günümüzde sıklıkla kullanılan kompozit rezinler, 1962 yılında Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılmış ve günümüze kadar geliştirilerek dental materyaller arasında yerini almıştır.²

Işıyla aktive olan polimerizasyon süreci radikal bir süreçtir ve şu aşamalarla tanımlanabilmektedir: (a) başlangıç (polimerizasyonu başlatmak için serbest radikalın oluşması), (b) İlerleme [serbest radikalı muhafaza ederek, daha büyük bir molekül (zincir oluşumu) meydana getirerek metakrilat monomerlerine radikal atağıyla yönetilmektedir], (c) Sonlanma [coupling (iki serbest radikalın birleşmesi) veya “disproportionation” (bir molekülün bir başkasından bir hidrojen atomu alarak C-C çift bağı oluşturması)] gibi çift bağı oluşturan, polimerizasyon sürecini durduran farklı mekanizmalarla tanımlanmaktadır). İlerleme aşaması şu üç alt faza ayrılmaktadır; yarı-statik süreç, jel ve cam fazları. Viskoz bir sıvı hâlden elastik bir jel yapısına geçilen jel fazında, gittikçe büyüyen zincirlerin esneklik ve difüzyon oranları azalmaktadır. Süreç ilerledikçe reaksiyon solüsyonundaki viskozitenin artmasıyla çoğalan sonlanma sayısına bağlı olarak (Jel veya Trommsdorff- Norrish etkisi), reaksiyon oranı yarı-statik süreç ile karşılaştırıldığında artmaktadır.^{3,4}

Reaksiyon ilerledikçe viskozite monomer moleküllerin difüzyonunu sınırlayacak kadar artmakta ve polimerizasyon oranı belirgin şekilde azalmaktadır. Bu süreç elastik formdan vitrifikasyon/cam fazına geçişe karşılık gelmektedir. Vitrifikasyon; ileri reaksiyon oluşumunu önlemekte ve dönüşüm derecesinin optimum koşullarda bile %100'e ulaşmamasına yol açmaktadır. Vitrifikasyonun diğer bir sonucu ise polimer ağ yapısı içinde serbest radikallerin hapsolmesidir. Bu serbest radikaller sistemdeki bir hareketlilik (çözücü sıvılarla şişme, sıcaklık artışı gibi) sonucunda reaksiyona girmemiş rezidüel C=C bağları ile reaksiyona girebilmektedirler.⁵

Kompozit rezinlerin başarısında temel hedef olan, ideal polimerizasyon etkinliğini belirleyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar; intrinsek ve ekstrinsek etkenler olarak sınıflandırılabilir. İntrensek faktörler arasında ko-monomer bileşimi ve oranı, doldurucu içeriği, fotobaşlatıcı tipi ve konsantrasyonu, renklendirici pigment içeriği, materyalin refraktif indeksi; ekstrinsek faktörler arasında ise ışık cihazının özellikleri (emiyon spektrumu, ışık uygulanan ucu vb), ışık uygulama süresi, mesafesi, doğrultusu ve modu (devamlı, soft-start gibi) ve sıcaklık yer almaktadır.⁵

İlk geliştirilen kompozit rezinler kimyasal aktive olur iken, bunları; günümüzde yerini görünür ışıkla aktive olan kompozit rezinlere bırakan, ultraviyole dalga boyunda ışıkla aktive olan kompozitler izlenmiştir. Kompozit rezinlerin ışıkla polimerizasyonunda kullanılan cihazları geleneksel halojen ışık cihazları, plazma ark ışık üniteleri, ışık salan diodlar [light emitting diode (LED)] ve lazer sistemleri (özellikle Argon lazer olmak üzere) şeklinde sınıflandırmak mümkündür.¹

Tüm kompozit rezin materyallerin polimerizasyonunda kullanılabilen halojen ışık cihazları 380-520 nm dalga boyları arasında, 400-800 mW/cm² şiddetinde (daha yüksek ışık şiddetine sahip olanlar da geliştirilmiştir) ışık yaymaktadır; aynı cihazda ışığın gücü ve süresi ayarlanabilmektedir. Bu ışık cihazlarının ışık veriminde zamanla oluşan azalma yetersiz polimerizasyona sebep olabilmektedir; bu sebeple klinik kullanımda düzenli olarak ışık verimi kontrolleri yapılmalıdır.²

Günümüzde sıklıkla tercih edilen LED ışık cihazlarının kullanılması halojen cihazların yüksek ısı oluşumu, zamanla etkinliğinin azalması, soğutma sistemine bağlı gürültülü çalışma gibi dezavantajlarının önüne geçmektedir. İkinci nesil LED ışık cihazları 1.200-1.500 mW/cm²lik ışık şiddetine sahip iken; birinci nesil cihazlar 400 mW/cm²den düşük ışık şiddetine sahip olduğundan halojen ışık cihazları kadar başarılı polimerizasyon oluşturamamışlardır. LED ışık cihazları dar spektrumlu ışık oluşturmaktadırlar; birinci ve ikinci nesil LED ışık cihazları, plazma ark ışık cihazları gibi dalga boyu aralığı uyumlu olmadığından, bazı kompozit rezinleri polimerize edememektedirler. Üçüncü nesil

ışık cihazları, bir mavi diyodun yanında düşük güçte ilave diyot içermektedirler ve bu sayede mor ve mavi diyodu kapsamış olmaktadır. Bu özellikleri kamforokinonun yanında farklı başlatıcıları da etkinleştirebilmelerini sağlamaktadır. LED ışık cihazlarına ait dezavantajlar ise yüksek ışık şiddetinin polimerizasyon streslerinin diş yapısı ve bağlanma yüzeylerine transfer olmasına sebep olabilmesi ve hızlı gerçekleşen polimerizasyonla daha az çapraz bağ yapmış düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşmasıdır. Plazma ark ışık cihazları halojen sistemlere kıyasla daha yüksek yoğunluklu ve yüksek hızlı bir polimerizasyon sağlamaktadır. Ancak, ısı oluşumundan kaynaklı polimerizasyon streslerini ve büzülmesini artırmaktadırlar. Lazer ışık cihazları, polimerizasyon süresini ısı artışına sebep olmaksızın kısaltmaktadırlar, ancak pahalı olmaları yaygın kullanımlarını engellemektedir.^{6,7} Klinikte kullanılacak ışık cihazının dikkatli seçilmesinde teknik koşulların doğruluğu, ışık cihazının ucunun temizliği, ağız içinde doğrultu ve restorasyona yakınlığı gibi manipülasyonu restorasyon başarısını etkilemektedir.

Restoratif diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan kompozit rezin materyaller klinik başarı oranlarının artırılabilmesi amacıyla hızla geliştirilmektedirler.⁸ Kompozitlerin geliştirilmeleri sırasında en çok üstünde durulan konu ise kompozit materyallerin mekanik ve fiziksel temel özelliklerini önemli ölçüde etkileyen polimerizasyon mekanizmasıdır. Kompozit rezin bir materyalin polimerizasyon etkinliği, mekanik özellikleri, biyouyumluluğu, hacimsel büzülmesi ve bu sırada oluşan gerilim kuvvetleri, dönüşüm derecesi (polimerizasyon derecesi) ve polimerizasyon derinliği özelliklerini etkilemektedir.

Günümüzde bu gelişmeler yeni monomer sistemleri ve molekül boyutlu güçlendirici doldurucu fazları başlıkları altında sınıflandırılabilir. Monomer sistemleri; "polycarbonate dimethacrylate" (merkezindeki monomere ürethan bağları yerine karbonat bağları ile bağlanan bir polyester), katı merkezli yüksek molekül ağırlıklı ürethan (high-molecular-weight urethane with rigid central section and flexible end groups) (Bis-GMA'dan yüksek moleküler ağırlığa (895 g/mol ve esnek me-

takrilat uçlara sahip), büyük bir merkezi gruba sahip dimetakrilat [TCDDMA; 4,8-di(methacryloxymethylene)-tricyclodecane], yüksek molekül ağırlıklı dikarbamat (high-molecular-weight phase-seperating dicarbamate with hydrophobic side chains) ve bir epoksi siloksan olan silorandır. Tüm bu monomer sistemlerinin öne çıkan özellikleri, düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek dönüşüm derecesi sağlamalarıdır. Molekül boyutlu güçlendirici doldurucu fazları; sınırlı polimerizasyon büzülmesine sahip, organik olarak modifiye seramik oligomerler (ormoserler) ve polihedral oligomerik silseskioksandır. Bu materyallerin ortak nitelikleri ise manipülasyon kolaylığı, iyi cilalanabilirlik ve gelişmiş estetik özellikleridir.⁹

Yeni geliştirilen materyallerin performanslarının günümüz standartlarıyla karşılaştırılmasında klinik ve laboratuvar çalışmalar gerçekleştirmek mümkündür. Klinik testler hem uzun zaman gerektirmektedir hem de tatbik ve izlemleri güçtür. Kompozit rezinlerin laboratuvar analizlerinde, mekanik özellikleriyle ilgili testlerin yanında polimerizasyon özellikleri ve etkinliklerini inceleyen testler yürütülmektedir. Laboratuvar testleri klinik deneylere yol göstermekle birlikte, bu deneylerin sonuçlarının yorumlanmasına yönelik veri sağlamaktadır. Bu kapsamda gerçekleştirilen analizler, polimerizasyon büzülmesi ve stresleri, dönüşüm derecesi, polimerizasyon derinliği parametrelerini ele almaktadır.

POLİMERİZASYON BÜZÜLMESİ VE POLİMERİZASYON STRESLERİ

Kompozit rezinlerin geliştirilmesinde kullanılan tüm teknolojiye rağmen, temel bileşen olarak polimer matris içermeleri kompozit rezinlerin polimerizasyon sırasında büzülmesine yol açmaktadır.¹⁰ Polimerizasyon büzülmesi, monomerlerin polimerizasyon zincir formasyonu sırasında kendi aralarında etkileşip birbirlerine yaklaşmasının sonucudur.^{10,11} Polimerizasyon öncesinde monomerler arasında Van der Waals bağları mevcuttur ve bu aşamada monomerler arasındaki mesafe $4A^0$ 'dır. Polimerizasyon reaksiyonları ilerlediğinde ise bu bağların yerini kovalent bağlar alır iken, monomerler arası mesafe de $1,54 A^0$ değerlerine düş-

mektedir.¹² Bu aşamada moleküler total bir hacim büzülmesiyle yoğunluk artışı gerçekleşmektedir.^{11,13}

Toplam hacimsel büzülme iki fazda gerçekleşmektedir. Bunlar; pre-jel ve post-jel aşamalarıdır. Pre-jel safhasında kompozit hâlâ akabilen bir formdadır ve bu sayede diş yapısında oluşan stresler azalmaktadır. Post-jel fazında artan viskozite sebebiyle akıcılığı azalan kompozit polimerizasyon streslerini kompanse edememektedir.¹⁴

Kompozit rezinlerde gerçekleşen bu büzülme materyal içeriğine bağlı olarak %1,5-5 arasında değişmektedir.¹⁵ Polimerizasyon büzülmesi kompozit rezinde internal gerilimler oluşturmakta ve materyalin kavite duvarlarına bağlanarak sertleşmesi sırasında diş-restorasyon ara yüzeyi ve diş yapısında stresler artmaktadır.^{16,17}

Polimerizasyon büzülmesi ve gerilimleri bazı faktörlerden etkilenmektedir. Bunlar; kompozit materyalin toplam hacmi, kompozit tipi, polimerizasyon hızı ve C faktör/diş preparasyonun konfigürasyonudur.¹⁶

C faktör restorasyonların bağlandığı yüzeylerin serbest yüzeylere oranıdır ve büzülen restoratif materyale yüklenen basınç seviyesini ifade etmek için kullanılan bir göstergedir.^{17,18} Her ne kadar konfigürasyon faktörü azaldıkça (<1,0 ise büzülme stresleri azalmakta, <3,0 ise stres değerleri artmaktadır) stres yoğunluğu azalsa da aynı C faktöre sahip iki restorasyon farklı stres dağılımları ve buna bağlı olarak da farklı klinik sonuçlar ortaya koyabilmektedir.¹⁸ Bunun sebebi geride kalan diş yapısı miktarıdır, daha geniş bir restorasyondaki stres miktarı daha fazla olacaktır.¹⁷

Polimerizasyon stresleri, diş-restorasyon ara yüzeyinde boşluklar oluşturabilmektedir. Bunun sonucunda eğer adezyon güçlü değilse restorasyonun yüzeyden ayrılması gerçekleşebilmektedir. Yeterince güçlü bir bağlanma varsa diş deformasyonu ve tüberkül kırıkları ya da ara yüzeydeki boşluklar sebebiyle mikrosızıntı ve bağlanma dayanımının azalmasıyla karşılaşılabilir.^{17,19,20}

Polimerizasyon büzülmesi ve streslerinin minimize edilmesi amacıyla; materyal bileşimindeki modifikasyonların yanında, restorasyonun inkre-

mental teknikle kaviteye yerleştirilmesi, soft-start ışık uygulaması ve stres absorbe eden kavite linerlerinin kullanılması önerilmektedir.²¹ Polimerizasyon büzülmesinin azaltılmasında materyale ait faktörlere yönelik gelişmeler belirli konulara odaklanmaktadır. Bunlar; jelasyon öncesi ağ yapısının gevşemesine imkân sağlamak için polimerizasyon protokolü ve süresine müdahale edilmesi; monomer veya fonksiyonel grup yoğunluğundaki değişiklikler sırasında oluşan büzülme miktarının değiştirilmesi; nihai ağ yapısını değiştirmek için geleneksel zincir oluşumu mekanizmasından farklı polimerizasyon mekanizmalarının kullanılması olarak sıralanabilmektedir.²²

Kompozitlerin polimerizasyon büzülmesi ve streslerinin kontrol altına alınması için, 2008 yılından bu yana farklı çeşit metakrilat monomerleri kullanılmaktadır. Düşük büzülme gösteren monomerlerin geliştirilmesinde genel yaklaşım, metakrilat grupları arasındaki mesafenin artırılmasıyla daha düşük zincir yoğunluğu elde etmeyi veya monomerlerin sertliğini artırmayı temel almaktadır. Örnek olarak; sikloalifatik birimlerle birlikte dimer asitler ve polimerizasyon sonrası streslerin hafifletilmesi için ışıkla bölünebilen (photocleavable) birimlerin kullanılması verilebilmektedir.¹ Düşük büzülme gösteren metakrilat monomerlerinin yanında, siloran adında oksiran ve siloksan moleküllerinin birleşiminden oluşan ve aktif katyonik iyonların rol aldığı halka açılma reaksiyonu ile polimerize olan yeni bir monomer sistemi de geliştirilmiştir. Siloranlar, rezin matris bileşeni olarak metakrilatlara alternatif olarak kabul edilmektedir; yapısındaki siloksan iskelet hidrofobisite özelliğini, oksiran kısımları ise düşük polimerizasyon büzülmesi ve yüksek reaktivite özelliklerini taşımaktadır.²³

Thiol-ene polimerizasyonu; oksijen ile inhibe olmayan yüksek fonksiyonel grup dönüşümü sağlayan, ilerleme ve zincir reaksiyonlarına alternatif bir basamaklı polimerizasyon mekanizmasıyla ilerleyen reaksiyonlardır. Basamaklı polimerizasyon dar cam dönüşüm bölgesi ve azalmış kırılma hızına sahip düzenli bir polimer ağ yapısıyla sonuçlanmaktadır; ayrıca jel-dönüşüm noktası metakrilat sistemlerden daha yüksektir. Bu sayede jelasyon

öncesi aşamada gerçekleşen büzülme, stres oluşumlarından ziyade akıcılık özelliği ile dengelenmektedir.²² Yapılan çalışmalarda, thiol-ene sistemlerinin dimetakrilat rezinlere kıyasla kısıtlı esneme modülü ve dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir. Metakrilat sistemlerle kombine edildiklerinde oluşan, hem basamaklı hem de zincir polimerizasyon reaksiyonları içeren metakrilat-thiol-ene sistemleri ise artmış metakrilat fonksiyonel grup dönüşümü, azalmış büzülme stresleri ve kontrol dimetakrilat gruplarıyla yakın mekanik özellikler göstermiştir.²⁴

Polimerizasyon büzülmesini değerlendirmek için kullanılan yöntemler iki gruba ayrılabilir. Bunlar; yoğunluk ve hacimdeki değişikliği değerlendirenler (dilatometre ve piknometre) ve lineer ölçüm alanlardır (linometre, interferometre, optik koherens tomografisi).^{15,25} Bu yöntemlerin bazılarında örnekle direkt temas varken [doğrusal değişken diferansiyel transformatör "lineer variable differential transformar (LVDT)", dilatometre, piknometre ve gerilim ölçerler (strain gauge lar) gibi], bazıları ise nonkontakt [3D mikrotomografisi, dijital görüntü korelasyonu "digital image correlation (DIC)"] tekniklerdir.²⁶

Polimerizasyon gerilimleri testlerinde temel prensip aynıdır; kompozit rezin iki yüzeye bağlanmakta, polimerize edilmektedir. Büzülme iki bağlanma yüzeyini birbirine çekmekte ve kuvvet örneğin başlangıç kesit alanı kullanılarak hesaplanmaktadır.¹⁷

Polimerizasyon büzülmesi ve streslerinin değerlendirilmesinde kullanılan yöntemler şöyledir.

TENSİLOMETRE

Bu yöntemde materyal iki çubuk arasına yerleştirilmektedir, bu çubuklar geri bildirimli bir kontrol ile üniversal bir test cihazı ya da sisteme bağlıdır. Çubuklardan biri piston başına bağlı iken, diğeri sabittir, iki yüzey arasında devamlı bir mesafe sağlamak için bir ekstansometrenin örneğe bağlı olduğu tek sistemdir. Üniversal test cihazı polimerizasyon sırasında oluşan kuvveti kaydetmektedir, gerilim değeri bu kuvvetin örneğin başlangıç kesit alanına bölünmesiyle hesaplanmaktadır.^{17,19,27}

TENSOMETRE

Tensometrede iki cam çubuktan biri cihazın tabanına sabitlenmekte ve ikinci çubuk kaldıraç sütununa bağlanmaktadır, örnek de iki çubuğun arasına yerleştirilmektedir.²⁸ Materyalin polimerizasyonu sırasında sütunda bir defleksiyon gerçekleşmekte ve LVDT ile kaydedilmektedir. Kuvvet kaydetme sistemi bulunmamakta, bir formülasyon ile hesaplanmaktadır.^{17,28,29}

ÇATLAK ANALİZİ (CRACK ANALYSIS)

Bir materyale ait lokalize büzülme kuvvetlerinin başka kırılğan bir materyalde oluşturduğu çatlak ilerlemesinin analizini temel alan bir yöntemdir.¹⁷ Diş minesini taklit eden kırılğan bir materyalde cam veya seramik bir kavite açılmakta ve bu kavitenin çevresinde çatlak izleri oluşturulmaktadır (örneğin; Vickers mikrosertlik veya nanosertlik gibi yöntemlerle).^{17,30,31} Kaviteye test edilecek kompozit materyali yerleştirilmekte ve kompozitin polimerizasyon büzülmesi ile oluşan çekme gerilimleri sonucunda çatlakların boyutu artmaktadır. Sonuçta polimerizasyon kuvvetleri çatlak boyutlarındaki değişim ve kırılğan substratın bilinen kırılma dayanım değerinden hesaplanmaktadır.³² Bunun yanında, çatlak analizinin ışık uygulamasından birkaç dakika sonra polimerizasyon streslerinde meydana gelen küçük değişimleri saptandığı da bildirilmiştir.³⁰

KOORDİNAT ÖLÇME CİHAZI

(COORDINATE MEASURING MACHINE)

Bu yöntemdeki amaç, katı bir yüzey üzerindeki bir noktanın kartezyen koordinat değerlerini elde etmektir. Bu sistem birbirleriyle ilişkili dört parçadan oluşmaktadır; bunlardan üçü mobil (OX-köprü, OY-kabin, OZ-prob), biri sabittir (sabit çalışma tablası). Sonuçta, elde edilen değerler bir bilgisayar programıyla matematiksel olarak işlenmektedir.²⁵

OPTİK KOHERENS TOMOGRAFİSİ

Optik koherens tomografisi noninvaziv bir teşhis görüntüleme aracıdır. Temel prensibi; bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans ve ultrasona benzerdir; ancak görüntüleme sistemi nonkontakt biçimde ışık kullanmaktadır.³³

DİJİTAL GÖRÜNTÜ KORELASYONU (DIGITAL IMAGE CORRELATION)

Polimerizasyon büzülmesinin ölçülmesinde kullanılan nonkontakt bir yöntemdir; gözlem altında deforme olan materyalden seriler hâlde elde edilen görüntülerin karşılaştırılmasını temel almaktadır.³⁴ Aynı zamanda yöntem, polimerizasyon derinliği ve büzülme gerilimleri belirlenmesinde kullanılabilir. ³⁵ DIC'deki bir kısıtlama, sertleşme sırasında uygulanan ışığın polimerizasyon sırasındaki görüntülemeyi dolayısıyla bu andaki büzülmeyi görüntüleyememesidir.³⁴

POLİMERİZASYON DERECEŚİ

Dönüşüm derecesi, multifonksiyonel monomerlerin polimer rezin oluşturmak için tek karbon bağına dönüşen çift bağların yüzdesinin ölçülmesidir.^{16,36} Kompozit rezinlerin yapısında bulunan karbon çift bağların dönüşüm hızı ne kadar yüksek ise materyal basma dayanımı, aşınma direnci ve sertlik gibi fiziksel ve mekanik özellikleri de o derecede yüksek olmaktadır.³⁷ Dönüşüm derecesinin az olması; sitotoksositeye, sertliğin azalmasına, aşınmaya, marjinal bozulmalara, mikrosızıntının artmasına ve sonuç olarak sekonder çürüklere ve pulpal irritasyonlara sebep olabilmektedir.³⁸

Dönüşüm derecesini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Bunlar; rezinin içeriği (doldurucu tipi, büyüklüğü, başlatıcı konsantrasyonu, monomer bileşeni gibi), ışık cihazına ait faktörlerdir (ışık yoğunluğu, absorpsiyonu), sıcaklık, operatörle ilişkili faktörler (kompozit tabakası kalınlığı, ışık cihazı ucunun rezin restorasyona mesafesi).^{16,36}

İdeal olarak polimerizasyon reaksiyonu sırasında, kompozit rezin içindeki tüm monomerler polimere dönüşmüş olmalıdır, ancak materyalin son hâlinde %55-75 arasında değişen dönüşüm dereceleriyle rezidüel çift karbon bağları sergilemektedir.³⁶

CİVALI DİLATOMETRE (MERCURY DILATOMETER)

Civalı dilatometre; kompozit büzülmesinin sebep olduğu, bir civa kolonundaki yükseklik değişikliğini kullanarak hacimsel büzülmeyi hesaplamaktadır. Hacim değişikliği civa kolonunun üstünde duran bir LVDT'ye bağlanmış teflon piston ile gö-

rüntülenmektedir.³⁹⁻⁴¹ Bu yöntemin bir dezavantajı civanın sıcaklık hassasiyetidir.¹⁷ Ayrıca, örnek hazırlama aşaması zor olan civa dilatometrede akışkan kompozitler gibi düşük viskoziteye sahip materyallerde ölçüm yapılamayacağı bildirilmiştir.¹³

BONDED DİSK

Bonded disk yöntemi için kompozit rezin diski (8x1.5 mm boyutlarında) cam bir tabakaya bağlanmış pirinç bir halka (16 mm çap ve 1,5 mm yükseklikte) içine yerleştirilmektedir. Pirinç halkayla temas etmeyen kompozit yaklaşık 0,1 mm kalınlıkta bir mikroskop örtücüyle (cover slip) kaplanmaktadır. Bir LVDT probu üstü kaplanan alanın merkezi ile temas ettirilmelidir.²⁰ Kompozit örneği alt yüzeyden ışıkla sertleştirilmektedir. Kompozit sertleştikçe büzülme ve üstünü kaplayan tabakayı aşağıya çekmektedir. Yer değiştirme LVDT probu ile monitörize edilmektedir. Büzülme değeri ise yer değiştirme miktarının kompozit yüksekliğine bölünmesiyle elde edilmektedir. Bu yöntem büyük oranda post-jel büzülmesini ölçmektedir. Ancak, kaydedilen değerler genellikle diğer post-jel yöntemlerinde elde edilenlerden daha yüksektir.^{17,20,42} Bonded disk yönteminde, kompozitin iki tabaka arasına yerleştiği geometrik tasarımındaki sürtünmeye bağlı oluşan kısıtlamalar bu durumun sebebi olarak düşünülebilmektedir.¹³

ACUVOL

AcuVol, kompozit büzülmesini ölçmek için geliştirilmiş bir video görüntüleme cihazıdır.⁴³ Cihazın kaydettiği polimerizasyon öncesi ve sonrası hacim değerlerine göre yüzdesel hacimsel büzülme otomatik olarak hesaplanmaktadır, bu yöntemle elde edilen değerler civa dilatometresine benzerdir.^{17,43}

MARC (MANAGING ACCURATE RESIN CURING)

MARC cihazında fantom çene kullanılarak klinik koşullar laboratuvar ortamında taklit edilmektedir. Bu modelde bir fantom çenedeki yapay dişler içinde yer alan sensörler, ışık cihazından alınan ışığı kaydeden yapay hasta başına yerleştirilmiş spektrometreye bağlanmıştır.⁴⁴ Spektromet-

reden çıkan bilgiler, bilgisayar yazılımı aracılığıyla eş zamanlı olarak karşılaştırılmaktadır.^{44,45} Bu yöntem, diş hekimliği eğitimi sırasında yardımcı olabilir iken, aynı zamanda farklı koşullar altında etkili ışıkla sertleştirme sağlayabilme çalışmalarında da kullanılmaktadır.^{3,44,46}

ARTIK MONOMER DEĞERLENDİRME YÖNTEMLERİ

Günümüzde dental kompozitlerde en sık kullanılan monomerler, bisfenol A diglicidil metakrilat (BisGMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), ürethan dimetakrilat (UDMA) ve etoksilenmiş bisfenol A dimetakrilat (BisEMA) tır. Yüksek molekül ağırlıklı (512 g/mol) Bis-GMA yüksek viskoziteye (500.000-800.000 mPa-s) sahiptir ve bu sebeple seyreltici monomerlerle birlikte kullanılmaktadır. TEGDMA (molekül ağırlığı, 286 g/mol ve 100 mPa-s viskozite) ve UDMA (molekül ağırlığı, 470 g/mol ve 5.000-10.000 mPa-s viskozite) tek başlarına ya da Bis-GMA ile birlikte kullanılmaktadır.¹² Bis-EMA (molekül ağırlığı, 540 g/mol) ise hidroksil grupları içermediği için düşük viskoziteye sahip bir Bis-GMA analogudur.²

Dental materyallerin polimerizasyonu sürecine monomer çift bağların sadece %32-76'sının katıldığı bildirilmektedir. Çalışmalar kompozit materyallerden kimyasal bileşenlerin salındığını doğrulamıştır.⁴⁷ Bu sebeple kompozit rezinlerin sitotoksitesini belirlemenin yollarından biri polimerize olmuş materyalden salınan reaksiyona girmemiş monomerlerin konsantrasyonunun ölçülme sidir.⁴⁸

Monomer salınımına ilişkin bir çalışmada, 25 çeşit çözünen madde saptanmıştır. Bunların içinde en sık araştırılan maddeler olan monomerlerin yanında başlatıcılar, inhibitörler, farklı katkı maddeleri yer almıştır. İncelenen monomerler arasında ise, küçük boyut ve düşük molekül ağırlığına sahip HEMA, en yüksek miktarda salınan monomer olarak izlemiştir. HEMA'yı sırasıyla TEGDMA ve Bis-GMA takip etmiştir. UDMA'nın salınımı ise 24 saat sonraki ölçümlerde saptanamayacak oranlarda düşük bulunmuştur.⁴⁹

Reaksiyona girmemiş monomer ve degradasyon ürünlerinin niteliksel ve nicel analizinde gaz

kromatografisi, gaz kromatografisi/kütle spektrometresi ve [High Performance Liquid Chromatography "yüksek performanslı sıvı kromatografisi (HPLC)"] kullanılmaktadır.⁵⁰

YÜKSEK PERFORMANSLI SIVI KROMATOĞRAFİSİ

HPLC yöntemi değerli ve sık kullanılan bir monomer analizidir.^{50,51} HPLC'de gaz kromatografisinden farklı olarak, bileşen ayrılmasında monomerlerin hareketli sıvı fazı kullanılmaktadır.⁵² Bunun yanında, hem nicelik hem de niteliksel değerlendirmeler elde edilmektedir.⁵³

HPLC ve gaz kromatografisi, tekniğin hassasiyet ve seçiciliğini artırmak amacıyla bir detektör olarak kütle spektrometresiyle birlikte kullanılabilmektedir.⁵¹ HPLC'nin tespit limiti gaz kromatografisi/-kütle spektrometresinden de düşük olmasına rağmen, daha düşük maliyetli ekipman gerektirmesi ve daha kolay ulaşılabilen bir cihaz olması sebepleriyle en sık kullanılan yöntem olduğu bildirilmiştir.⁴⁹

FOURIER DÖNÜŞÜMLÜ KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ (FOURIER TRANSFORM INFRARED SPECTROSCOPY)

Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi [Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR)] ölçümü moleküler özelliklerin değerlendirilmesi ve kimyasal reaksiyonların izlenmesi için oldukça kullanışlıdır. Materyalin atomları arasındaki her kimyasal bağ yüksek spesifik dalga boylarında, elektromanyetik dalgalarda bir parazit oluşturan spesifik bir vibrasyon karakteristiği sergilemektedir.¹⁷ Rezin materyallerin polimerizasyon öncesi ve sonrasında direkt olarak C=C çift bağlarının vibrasyonlarını belirlemek mümkündür, ancak örnek toz hâline getirildiğinden polimerizasyon derinliği belirlenmemektedir.⁵⁴ Rezin materyalin dönüşüm dereceleri metakrilat çift karbon bağlarının pik değerlerinin absorbans yoğunluklarının oranlarını içeren bir yüzde hesaplanmasıyla belirlenmektedir.^{55,56}

Bir çalışmada, FTIR yönteminin spektrogramın değerlendirilmesinin zor olması ve molekül duyarlı olmamasından dolayı, günümüzde popülerliği azalmış bir yöntem olarak kabul edildiği bildirilmiştir.⁴⁹

POLİMERİZASYON DERİNLİĞİ (DEPTH OF CURE)

Kompozit rezinlerdeki gelişmeler sayesinde bu materyallerin daha geniş ve derin kaviteelerde kullanımları yaygınlaşmaktadır. Bu durum, kompozit rezinlerin kısıtlı polimerizasyon derinliği sebebi ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amacıyla rezin materyallerin tabakalanmasını gerektirmektedir. Her ne kadar belirli kalınlıktaki kompozit rezinlerin her tabakadan sonra sertleştirilmesi yöntemi altın standart olarak kabul edilse de bu yöntemde tabakalar arası boşluklar ya da kontaminasyon oluşma riski ve zaman kaybı gibi dezavantajları bulunmaktadır.⁵⁷

Polimerizasyon derinliği, genellikle yeterli polimerizasyonun gerçekleştiği kompozit rezin kalınlığını ifade eden bir terimdir.⁵⁸ Polimerizasyon derinliği bazı faktörlerden etkilenmektedir. Bunlar; ışık absorpsiyonu, materyal içindeki skatter, doldurucu miktarı, boyutu ve tipi, kompozit rezinin rengi, başlatıcı tipi ve konsantrasyonu, reaktif indeks uyumsuzluğu, ışık kaynağı ve ışınlama süresidir.²³

Kompozit rezinin tek seferde 4 mm'ye kadarki kalınlıklarda yığılabilesinin mümkün kılındığını iddia eden "bulk-fill" materyaller piyasaya sürülmüştür. Bulk-fill kompozitler klinisyenlere kullanım kolaylığı, geliştirilmiş polimerizasyon derinliği (≥ 4 mm) ve artırılmış fiziksel nitelikleri gibi bazı önemli özellikler sağlamaktadır.⁵⁹ Bulk-fill materyallerin ise kendi içlerinde geliştirmeler de devam etmektedir; sonik aktivasyon uygulanarak kaviteye yerleştirilen ve 5 mm'lik tabakalarda yeterli polimerizasyon sağladığı belirtilen bulk-fill kompozit geliştirilmiştir.⁶⁰ Bunun yanında, uygulanan ışığın materyalin alt kısımlarına yetersiz miktarda ulaşmasını telafi ederek polimerizasyon etkinliğini artırmayı hedefleyen "dual cure" polimerizasyonla sertleşen bir bulk-fill kompozit rezin de piyasaya sürülmüştür.⁵⁹

Yetersiz polimerizasyon rezin kompozitlerin degradasyonu, zayıf fiziksel özellikler ve rezin içindeki monomer bileşenlerin etkilerine bağlı olarak biyolojik yan etkilerle sonuçlanabilmektedir.⁶⁰

Polimerizasyon derinliğinin belirlenmesinde kazıma, penetrasyon ve bunlara alternatif olarak belli aralıklarla dönüşüm derecesi veya sertlik ölçümü yöntemleri kullanılmaktadır.

KAZIMA (SCRAPING) YÖNTEMİ

ISO 4049; polimerize olmamış yumuşak kompozit materyalin bir spatula yardımıyla kaldırılmasından sonra, geride kalan polimerize olmuş rezin kalınlığının mikrometre ile ölçülmesini kapsayan kazıma yöntemini tanımlamaktadır.^{57,61,62} Kazıma testinin uygulanması nispeten kolaydır ancak gerçek polimerizasyon derinliğinden yüksek tahmin değerleri veren bir yöntemdir.^{14,58}

PENETRASYON YÖNTEMİ

Penetrasyon yönteminde, polimerizasyon derinliğini ölçmek için kompozit rezin örneğinin alt tabakasına doğru bir iğneyle devamlı bir kuvvet uygulanmasını temel alan bir penetrometre kullanılmaktadır.^{63,64}

Bu iki yönteme alternatif olarak, belli aralıklarla sertlik değerleri ile polimerizasyon derinliği incelenirken genellikle bir alt/üst yüzey (B/T ratio) ortalama oranı hesaplanmaktadır.^{65,66} Birçok araştırmacı, 0,80 bu oran için kritik minimum değer olarak tavsiye etmektedir.^{57,67} Aynı şekilde, örnek alt/üst yüzey dönüşüm dereceleri oranları polimerizasyon derinliği yorumlamalarında kullanılmıştır.^{58,67}

PİKNOMETRE

Piknometre, materyal yoğunluklarının belirlenmesinde kullanılan bir tekniktir. Su piknometresi Arşimed prensibini temel almakta ve materyalin su üstünde yüzmesi esasına dayanmaktadır.¹⁷ Bu testte, materyal ağırlığına eşit bir yük uygulanmaktadır; cisim bu yük altında yüzmekte, batmakta ya da aynı seviyede kalmaktadır. Bununla birlikte, cisim iki farklı ortamda tartılmaktadır; ilk ortam olarak hava kullanılmakta, ikinci ortam olarak civa, su veya silikon yağından biri seçilebilmektedir. Koordinat ölçme cihazı (Coordinate measuring machine) ve optik koherens tomografisi gibi alternatif yöntemler arasında daha çok bilinen sıvı piknometresidir.^{13,25} Materyal içinde hapsolmuş küçük

porlar su molekülleri tarafından çevrilmediği ve çözünmüş oksijen örneklerden çıkarılmadığı için sonuçlar olmaları gereken değerden daha düşük elde edilmektedir.¹⁷

Gaz piknometresi ise hacmi bilinen bir bölme içinde helyum gazı molekülleri ve materyalin kapladığı hacim değişikliğini kullanmaktadır. Eğer materyalin kütlesi biliniyorsa yoğunluk şu basit ilişki ile hesaplanmaktadır; $d=m/V$ (d: yoğunluk, m: kütle, V: hacim). Çünkü helyum molekülleri suda çok daha küçüktür; materyal içindeki boşlukları doldurabilmektedirler ve çözünmüş oksijen ve nemin bir miktarını uzaklaştırabilmektedir. Bu yolla, doğru bir gerçek yoğunluk ölçümü sağlamış olmaktadır.¹⁷ Piknometre ile ilgili temel hata, kaynak gaz basıncının belirlenmesiyle ilişkilidir; bunun yanında, bu yöntem sadece polimerizasyon öncesi ve sonrası ölçüm yapabilmektedir.¹⁵

Aynı zamanda, monomerik ve polimerik hâllerdeki materyal yoğunlukları eşitleyerek, polimerizasyonlardaki hacimsel büzülme hesaplamak da mümkündür.^{14,68}

KOMPOZİT REZİNLERİN TERMAL ANALİZLERİ

Çoğu polimerik materyal, ağız içinde de maruz kaldığı sıcaklığa karşı hassas olduğundan, fonksiyon sırasındaki sıcaklıkların bu materyallerin mekanik davranışı üzerine etkilerinin değerlendirilmesi önemlidir. Bu nedenle, sıcaklık ve ağız ortamında beklenen klinik performans arasındaki ilişkinin anlaşılmasında mekanik nitelik belirlenmesi anahtar bir noktadır.⁶⁹

Oda sıcaklığı ve oral kavitedeki sıcaklık arasındaki fark, yüksek sıcaklıklardaki artmış monomer hareketliliğine bağlı olarak farklı bir polimerizasyon oranı ile polimerizasyon derecesine ve buna bağlı olarak farklı büzülme özelliklerine sebep olabilmektedir; jel-noktasına ulaşmadan önce daha fazla polimerizasyon reaksiyonu gerçekleşmesine izin vermiş olmaktadır.²⁷

Dental kompozitlerin ısıl degradasyon sürecinin araştırılması, internal yapılarına yönelik daha spesifik bilgi sağlayabilmektedir. İlave olarak, direkt kompozitlerin ısıl değerlendirilmesi oluşan ilk po-

limer yapısında bir bozulma olmadan ilave polimerizasyonun (sekonder sertleşme) gerçekleştirilebileceği güvenli sıcaklığın belirlenmesinde gereklidir.⁷⁰

Diferansiyel tarama kalorimetresi [differential scanning calorimetry (DSC)], termogravimetrik (TG) analiz ve dinamik mekanik termal analiz (DMA) dental kompozitlerin ısıl davranışlarının belirlenmesinde tipik olarak kullanılan tekniklerdir.⁷¹

DİFERANSİYEL TARAMA KALORİMETRESİ (DIFFERENTIAL SCANNING CALORIMETRY)

DSC, materyallerin cam dönüşüm sıcaklığı (T_g), camsı geçiş sıcaklığı “glass transition temperature (GTT)” ve erime sıcaklığı (T_m) gibi sıcaklığa bağlı niteliklerinin belirlenmesini sağlayan bir araçtır.¹⁷ Cam dönüşüm sıcaklığı (T_g) bir polimerin sert cam benzeri safhadan lastik benzeri bir aşamaya geçtiği sıcaklıktır.⁷² Kalorimetre ya bir ısı alışverişi sırasında (polimerizasyon gibi) ya da non-izotermal bir durum gerçekleşirken (metallerin erimesi gibi) örnek ve boş referans arasındaki sıcaklık akışını ölçmektedir. Dinamik ekzotermik reaksiyonlar için, aktif polimerizasyonlar gibi izotermal deneyler sırasında materyalden açığa çıkan ısı, reaksiyona giren vinil çift bağların miktarı ve polimerizasyon derecesiyle ilişkilendirilebilmektedir. Bu yöntem; reaksiyonun (entalpi) indirekt bir yansımalarını ölçmektedir, bu yüzden kimyasal yapının değerlendirilmesinde doğru değerdir.¹⁷

TERMOGRAVİMETRİK ANALİZ

Polimer materyallere yönelik olarak kompozisyon değerlendirmesi; termal stabilite, bozulma davranışı ve nem absorpsiyonu gibi uygulama alanlarını içeren termal bir tekniktir.⁷³ Kompozisyon değerlendirilmesi kapsamında, temel olarak kimyasal bilgi sağlamamasına rağmen ağırlıkça inorganik doldurucu içeriğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır.⁷³⁻⁷⁵ TG analiz ile materyale ait kütle kaybı (mass loss) değeri elde edilmektedir, bu değer materyalin birim zamandaki sıcaklık değişimlerinde (başlangıçta $\sim 20-30^\circ\text{C}$ 'den $\sim 650-900^\circ\text{C}$ 'ye ısıtma ve aynı değerlere soğutma şeklinde) görülen kütle kaybını yüzde olarak ifade etmektedir.^{71,76}

DİNAMİK MEKANİK ANALİZ (DYNAMIC MECHANICAL ANALYSIS)

Dinamik mekanik testler, özellikle viskoelastik materyaller için uygundur ve döngüsel çiğneme kuvvetlerini oldukça iyi taklit eden yöntemlerdir.⁷⁷ DMA ile polimerlerin dinamik elastik modül ve cam dönüşüm sıcaklığı ölçülebilmektedir.⁷⁸ Bu testte, sıcaklık değerleri çoğu polimer için -50-220°C, çoğu cam ve seramik için 25-600°C ve metaller için 50-600°C arasında artırılıp azaltılabilirken, belli bir frekansta sinüzoidal bir gerilim uygulanmaktadır. Süreç ilerledikçe sonuç kuvveti bir güç çevirici ile kaydedilmekte ve kuvvet-gerilim taslağı oluşturulmaktadır. Elde edilen eğriden kompleks modül (E*), storage (depolama) (E') ve loss (kayıp) (E'') modülleri; E' ve E'' arasındaki orandan ise loss faktörü yani tanδ hesaplanmaktadır.¹⁷

Tanδ düştükçe materyal kuvvete daha çabuk yanıt vermekte, orijinal şekline geri dönmektedir.⁷¹ Sonuç olarak, dinamik testlerle materyalin elastik ve viskoz yanıtları (davranışları) belirlenmektedir.⁷⁷

Her ne kadar diş hekimliğinde kullanılan tüm materyaller oda ve vücut sıcaklığının üzerinde T_g'ye sahip olsalar da diğer mekanik özellikler ve T_g arasındaki iyi korelasyon, materyallerin dayanıklılık ve yapısı için kullanışlı belirleyicilerdir.¹⁷

SONUÇ

Hızla artan yenilikler sayesinde geniş ve derin kaviteelerde kullanımları yaygınlaşan kompozit rezin-

lerle başarılı restorasyonlar elde edebilmek yüksek bir polimerizasyon etkinliği sağlamakla mümkün olmaktadır. Bu bağlamda klinisyen posterior dişlerde teknik hassasiyete sahip kompozit restorasyonlar yaparken çalışılan bölgenin manipülasyona izin vermesi, ışık cihazının optimum koşullarda yaklaştırılabilmesi gibi koşulları göz önünde bulundurmalıdır. Dolayısıyla hekimin bu parametreler hakkında genel bilgilere hakim olmasının yanında, kullandığı materyale has özelliklerin de bilincinde olmalıdır.

Finansal Kaynak

Bu çalışma sırasında, yapılan araştırma konusu ile ilgili doğrudan bağlantısı bulunan herhangi bir ilaç firmasından, tıbbi alet, gereç ve malzeme sağlayan ve/veya üreten bir firma veya herhangi bir ticari firmadan, çalışmanın değerlendirme sürecinde, çalışma ile ilgili verilecek kararı olumsuz etkileyebilecek maddi ve/veya manevi herhangi bir destek alınmamıştır.

Çıkar Çatışması

Bu çalışma ile ilgili olarak yazarların ve/veya aile bireylerinin çıkar çatışması potansiyeli olabilecek bilimsel ve tıbbi komite üyeliği veya üyeleri ile ilişkisi, danışmanlık, bilirkişilik, herhangi bir firmada çalışma durumu, hissedarlık ve benzer durumları yoktur.

Yazar Katkıları

Fikir/Kavram: Fatma Aytaç; **Denetleme/Danışmanlık:** Fatma Aytaç; **Veri Toplama ve/veya İşleme:** Merve Ağaccioğlu; **Kaynak Taraması:** Merve Ağaccioğlu; **Makalenin Yazımı:** Merve Ağaccioğlu, Fatma Aytaç; **Eleştirel İnceleme:** Merve Ağaccioğlu, Fatma Aytaç

KAYNAKLAR

1. Sakaguchi RL, Powers JM. Restorative materials-composites and polymers. Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. Philadelphia: Mosby; 2012. p.161-98. [Crossref]
2. Dayangaç B. [Composite resins]. Kompozit Restorasyonlar. 1. Baskı. İstanbul: Quintessence Yayıncılık; 2011. p.2-25.
3. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. J Dent. 2013;41(8):695-702. [Crossref] [PubMed]
4. Ilie N, Durner J. Polymerization kinetic calculations in dental composites: a method comparison analysis. Clin Oral Investig. 2014;18(6):1587-96. [Crossref] [PubMed]
5. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. Dent Mater. 2012;29(2):139-56. [Crossref] [PubMed]
6. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. J Esthet Restor Dent. 2010;22(6):363-77. [Crossref] [PubMed]
7. Soares CJ, Rodrigues MP, Oliveira LRS, Braga SSL, Barcelos LM, Silva GRD, et al. An evaluation of the light output from 22 contemporary light curing units. Braz Dent J. 2017;28(3):362-71. [Crossref] [PubMed]
8. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. Dent Mater. 2011;27(1):29-38. [Crossref] [PubMed]
9. Anusavice K, Shen CRH. Restorative resins and cements. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. Missouri: Saunders; 2013. p.275-306.
10. Ishikiriama SK, Valeretto TM, Franco EB, Mondelli RF. The influence of "C-factor" and light activation technique on polymerization contraction forces of resin composite. J Appl Oral Sci. 2012;20(6):603-6. [Crossref] [PubMed] [PMC]

11. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005;21(10):962-70. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
12. Mantri SP, Mantri SS. Management of shrinkage stresses in direct restorative light-cured composites: a review. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(5):305-13. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
13. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):304-14. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
14. Amore R, Pagani C, Youssef MN, Anauate Netto C, Lewgoy HR. Polymerization shrinkage evaluation of three packable composite resins using a gas pycnometer. *Pesqui Odontol Bras.* 2003;17(3):273-7. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
15. Weig KM, Magalhães Filho TR, Costa Neto CA, Costa MF. Evaluation of polymerization shrinkage of dental composites by an optical method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015;47:70-6. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
16. Anusavice KJ, Shen C, Rawls RH. Mechanical properties of dental materials. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. Missouri: Saunders; 2013. p.48-68.
17. Sakaguchi R. Fundamentals of materials science. In: Sakaguchi RL, Powers JM, eds. *Craig's Restorative Dental Materials.* 13th ed. Philadelphia: Mosby; 2012. p.33-81.
18. Ölmez A, Tuna D. [The factors affecting polymerisation shrinkage]. *Cumhur Dent J.* 2002;5(1):52-7.
19. Gonçalves F, Azevedo CL, Ferracane JL, Braga RR. BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dent Mater.* 2011;27(6):520-6. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
20. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater.* 2012;28(7):801-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
21. Al Sunbul H, Silikas N, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dent Mater.* 2016;32(8):998-1006. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
22. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 2011;90(4):402-16. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
23. Kusgoz A, Ülker M, Yesilyurt C, Yoldas OH, Ozil M, Tanriver M. Silorane-based composite: depth of cure, surface hardness, degree of conversion, and cervical microleakage in Class II cavities. *J Esthet Restor Dent.* 2011;23(5):324-35. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
24. Cramer NB, Couch CL, Schreck KM, Boulden JE, Wydra R, Stansbury JW, et al. Properties of methacrylate-thiol-ene formulations as dental restorative materials. *Dent Mater.* 2011;26(8):799-806. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
25. de Melo Monteiro GQ, Montes MA, Rolim TV, de Oliveira Mota CC, de Barros Correia Kyotoku B, Gomes AS, et al. Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. *Dent Mater.* 2011;27(8):e176-85. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
26. Van Ende A, Van de Castele E, Depypere M, De Munck J, Li X, Maes F, et al. 3D volumetric displacement and strain analysis of composite polymerization. *Dent Mater.* 2015;31(4):453-61. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
27. Jongsma LA, Kleverlaan CJ. Influence of temperature on volumetric shrinkage and contraction stress of dental composites. *Dent Mater.* 2015;31(6):721-5. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
28. Wang Z, Landis FA, Giuseppetti AA, Lin-Gibson S, Chiang MY. Simultaneous measurement of polymerization stress and curing kinetics for photo-polymerized composites with high filler contents. *Dent Mater.* 2014;30(12):1316-24. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
29. Chiang MY, Giuseppetti AA, Qian J, Dunkers JP, Antonucci JM, Schumacher GE, et al. Analyses of a cantilever-beam based instrument for evaluating the development of polymerization stresses. *Dent Mater.* 2012;27(9):899-905. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
30. Yamamoto T, Nakamura Y, Nishide A, Kubota Y, Momoi Y. Contraction stresses in direct and indirect composite restorations compared by crack analysis. *J Adhes Dent.* 2013;15(1):47-54.
31. Braga RR, Yamamoto T, Tyler K, Boaro LC, Ferracane JL, Swain MV. A comparative study between crack analysis and a mechanical test for assessing the polymerization stress of restorative composites. *Dent Mater.* 2012;28(6):632-41. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
32. Yamamoto T, Kubota Y, Momoi Y, Ferracane JL. Polymerization stresses in low-shrinkage dental resin composites measured by crack analysis. *Dent Mater.* 2012;28(9):e143-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
33. Baek JH, Na J, Lee BH, Choi E, Son WS. Optical approach to the periodontal ligament under orthodontic tooth movement: a preliminary study with optical coherence tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(2):252-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
34. Lau A, Li J, Heo YC, Fok A. A study of polymerization shrinkage kinetics using digital image correlation. *Dent Mater.* 2015;31(4):391-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
35. Li J, Fok AS, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater.* 2009;25(5):582-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
36. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC. Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the degree of conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater.* 2015;31(10):1207-13. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
37. Erdemir U, Sancaklı HS, Yıldız E, Özel S. [Effects of different light curing units on surface hardness of nanocomposites]. *On Dokuz Mayıs Uni Dis Hek Fak Derg.* 2011;12(1):1-7.
38. Barutçigil Ç, Ahmetoğlu F, Turgut H, Dayı B, Yalçın M. [Degree of conversion of novel low-shrinkage composites and methacrylate-based resin composite]. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2014;24(1):39-43.
39. Jongsma LA, de Jager N, Kleverlaan CJ, Pallav P, Feilzer AJ. Shear bond strength of three dual-cured resin cements to dentin analyzed by finite element analysis. *Dent Mater.* 2012;28(10):1080-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
40. Chen Q, Zhao Y, Wu W, Xu T, Fong H. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing halloysite nanotubes. *Dent Mater.* 2012;28(10):1071-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
41. Yücel T, Benderli Y. [A study about polymerization shrinkage of composite resins by using dilatometric technique]. *IU Dis Hek Fak Derg.* 1991;25(1):21-4.
42. Alnazzawi A, Watts DC. Simultaneous determination of polymerization shrinkage, exotherm and thermal expansion coefficient for dental resin-composites. *Dent Mater.* 2012;28(12):1240-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
43. Tiba A, Charlton DG, Vandewalle KS, Ragain JC Jr. Comparison of two video-imaging instruments for measuring volumetric shrinkage of dental resin composites. *J Dent.* 2005;33(9):757-63. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
44. Seth S, Lee CJ, Ayer CD. Effect of instruction on dental students' ability to light-cure a simulated restoration. *J Can Dent Assoc.* 2012;78:c123.
45. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Bonding and bonding agents. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. Missouri: Saunders; 2013. p.257-74.
46. Bayne SC. Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater.* 2012;28(1):52-71. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
47. Malkiewicz K, Owoc A, Kluska M, Grzech-Leśniak K, Turło J. HPLC analysis of potentially harmful substances released from dental filling materials available on the EU market. *Ann Agric Environ Med.* 2014;21(1):86-90.

48. Łagocka R, Jakubowska K, Chlubek D, Buczkowska-Radlińska J. Elution study of unreacted TEGDMA from bulk-fill composite (SDRTM Dentsply) using HPLC. *Adv Med Sci*. 2015;60(2):191-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
49. Van Landuyt KL, Nawrot T, Geebelen B, De Munck J, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater*. 2011;27(8):723-47. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
50. Cebe MA, Cebe F, Cengiz MF, Cetin AR, Arpag OF, Ozturk B. Elution of monomer from different bulk fill dental composite resins. *Dent Mater*. 2015;31(7):e141-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
51. Tabatabaee MH, Arami S, Ghavam M, Rezaei A. Monomer release from nanofilled and microhybrid dental composites after bleaching. *J Dent (Tehran)*. 2014;11(1):56-66.
52. Mc Nally L, O'Sullivan DJ, Jagger DC. An in vitro investigation of the effect of the addition of untreated and surface treated silica on the transverse and impact strength of poly(methyl methacrylate) acrylic resin. *Biomed Mater Eng*. 2006;16(2):93-100.
53. Alshali RZ, Salim NA, Sung R, Satterthwaite JD, Silikas N. Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured bulk-fill and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry. *Dent Mater*. 2015;31(6):711-20. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
54. Tonetto MR, Pinto SC, Rastelli Ade N, Borges AH, Saad JR, Pedro FL, et al. Degree of conversion of polymer-matrix composite assessed by FTIR analysis. *J Contemp Dent Pract*. 2013;14(1):76-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
55. Czasch P, Ilie N. In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Investig*. 2013;17(1):227-35. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
56. Oei JD, Mishriky M, Barghi N, Rawls HR, Cardenas HL, Aguirre R, et al. Development of a low-color, color stable, dual cure dental resin. *Dent Mater*. 2013;29(4):405-12. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
57. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüslér J, Lussi A. Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater*. 2012;28(5):521-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
58. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G. New insight into the "depth of cure" of dimethacrylate-based dental composites. *Dent Mater*. 2012;28(5):512-20. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
59. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G. Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent*. 2014;42(8):993-1000. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
60. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC. Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater*. 2014;30(2):149-54. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
61. Erickson RL, Barkmeier WW. Curing characteristics of a composite. Part 2: the effect of curing configuration on depth and distribution of cure. *Dent Mater*. 2014;30(6):e134-45. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
62. Aljabo A, Xia W, Liaqat S, Khan MA, Knowles JC, Ashley P, et al. Conversion, shrinkage, water sorption, flexural strength and modulus of re-mineralizing dental composites. *Dent Mater*. 2015;31(11):1279-89. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
63. Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, et al. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dent Mater*. 2011;27(2):157-64. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
64. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater*. 2004;20(1):72-9. [[Crossref](#)]
65. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G. Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent*. 2014;39(4):441-8. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
66. Agrawal A, Manwar NU, Hegde SG, Chandak M, Ikhar A, Patel A. Comparative evaluation of surface hardness and depth of cure of silorane and methacrylate-based posterior composite resins: an in vitro study. *J Conserv Dent*. 2015;18(2):136-9. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
67. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. *Oper Dent*. 2004;29(6):698-704.
68. Maia RR, Reis RS, Moro AF, Perez CR, Pessôa BM, Dias KR. Properties evaluation of silorane, low-shrinkage, non-flowable and flowable resin-based composites in dentistry. *Peer J*. 2015;3:e864. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)] [[PMC](#)]
69. Ramalho A, Braga de Carvalho, Antunes PV. Effects of temperature on mechanical and tribological properties of dental restorative composite materials. *Tribol Int*. 2013;63:186-95. [[Crossref](#)]
70. Miyazaki CL, Medeiros IS, Matos JDR, Rodrigues Filho LE. Thermal characterization of dental composites by TG/DTG and DSC. *J Therm Anal Calorim*. 2010;102(1):361-7. [[Crossref](#)]
71. Kantürk Figen A, Yılmaz Atali P, Pişkin MB. Thermal properties and kinetics of new-generation posterior bulk fill composite cured light-emitting diodes: TG, DSC, DMA. *J Therm Anal Calorim*. 2014;118(1):31-42. [[Crossref](#)]
72. Qidwai M, Sheraz MA, Ahmed S, Alkhuraif AA, ur Rehman I. Preparation and characterization of bioactive composites and fibers for dental applications. *Dent Mater*. 2014;30(10):e253-63. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
73. Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Post-irradiation hardness development, chemical softening, and thermal stability of bulk-fill and conventional resin-composites. *J Dent*. 2014;43(2):209-18. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
74. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MI, et al. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech*. 2012;75(6):758-65. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
75. Beun S, Bailly C, Devaux J, Leloup G. Physical, mechanical and rheological characterization of resin-based pit and fissure sealants compared to flowable resin composites. *Dent Mater*. 2012;28(4):349-59. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
76. Sampath S, Girish SR. Thermal studies on different classes of clinical dental composites. *J Therm Anal Calorim*. 2013;(111):219-25. [[Crossref](#)]
77. Sideridou ID, Karabela MM, Spyroudi CS. Dynamic mechanical analysis of a hybrid and a nanohybrid light-cured dental resin composite. *J Biomater Sci Polym Ed*. 2009;20(12):1797-808. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
78. Sideridou ID, Vouvoudi EC, Adamidou EA. Dynamic mechanical thermal properties of the dental light-cured nanohybrid composite Kalore, GC: effect of various food/oral simulating liquids. *Dent Mater*. 2015;31(2):154-61. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]