

Fotoinitatorların Absorbsiyon Spektrumları Ve Karşılaştırılmalarının Grafikselleştirilmesi: Derleme

Absorption Spectra Of Photoinitiators And The Graphical Analysis Of Their Comparison: A Review

ÖZ

Giriş: Işıklı polimerize olan restoratif materyallerin diş hekimliğinde yer edinmesiyle birlikte kullanılan ışık kaynaklarının da önemi artmıştır. Reçine esaslı kompozitler, reçine modifiye cam iyonomer simanlar, kompozitler, fissür örtücüler, geçici dolgu materyalleri ve sayamadığımız birçok restoratif materyalin polimerizasyonu ışık ile sağlanmaktadır. Polimerizasyonun başlaması için bir başlatıcıya ihtiyaç vardır. Bu başlatıcıya fotoinitator denir ve bu fotoinitatorların aktivasyonu için de ışık kaynağı gereklidir. Kullanılan ışık kaynağının fotoinitatorların absorpsiyon spektrumuna uygun olması gerekmektedir. Aksi takdirde spektral uyumsuzluk meydana gelecek ve bu uyumsuzluk durumunda yeterli düzeyde aktifleşmeyen fotoinitatorlar polimerizasyon sürecini tam olarak gerçekleştiremeyecektir. Bu bağlamda diş hekimlerinin kullandıkları malzemelerin içeriklerine dikkat etmeleri, üreticilerin de malzemelerine dâhil ettikleri başlatıcıları belirtmeleri oldukça önemlidir. Çünkü polimerizasyon eksikliği, yapılan restorasyonun klinik başarısını olumsuz yönde etkiler. Yetersiz polimerizasyon aşınma direncinin düşürülmesine ve restorasyonun zayıf mekaniksel özellikler göstermesine neden olmaktadır. Ayrıca monomer yapının polimer yapıya dönüşümünün tam olarak gerçekleşmemesi ile birlikte artık monomer miktarında belirgin bir artışın meydana gelmesi pulpa dokusu üzerinde toksik etkilerin oluşmasına sebep olabilmektedir.

Sonuç: Bu derleme çalışmamızda polimerizasyon sürecinden ve bu sürecin başlamasını sağlayan fotoinitatorlardan bahsedilecektir. Günümüz dolgu materyalleri içerisinde sıklıkla ihtiva eden başlatıcılardan olan kamforokinon, TPO (2,4,6-Trimethyl benzoyl diphenyl phosphine oxide), PPD (1-fenil-1,2-propandion) ve son zamanlarda yeni çıkan ve bazı ürünlerde bulunan Ivocerin®'in özellikleri anlatılacaktır. Bu fotoinitatorların absorpsiyon spektrumları ile tek ve çift pikli LED (light-emitting diode) ışık cihazlarının spektral aralıkları karşılaştırılıp, grafiksel olarak gösterilecektir.

Anahtar Kelimeler: Absorpsiyon Spektrumu, Fotoinitator, Polimerizasyon, Serbest Radikal.

ABSTRACT

Objective: With the use of light-cured restorative materials in dentistry, the importance of light sources has increased. The polymerization of resin-based composites, resin-modified glass ionomer cements, compomers, fissure sealants, temporary filling materials and countless other restorative materials is provided by light. An initiator is needed for polymerization to begin. This initiator is called a photoinitiator and a light source is required for the activation of these photoinitiators. The light source used should be suitable for the absorption spectrum of the photoinitiators. Otherwise, spectral mismatch will occur and photoinitiators that cannot be activated sufficiently in this mismatch will not be able to fully perform the polymerization process. In this context, it is very important for dentists to pay attention to the ingredients of the materials they use, and for manufacturers to specify the initiators they include in their materials as the lack of polymerization negatively affects the clinical success of the restoration. Insufficient polymerization causes poor wear resistance and poor mechanical properties of the restoration. In addition, the inability to fully convert the monomer structure to the polymer structure and the significant increase in the amount of residual monomer may cause toxic effects on the pulp tissue.

Conclusion: In this review, we will talk about the polymerization process and the photoinitiators that enable this process to start. The features of Camphoroquinone, TPO (2,4,6-Trimethyl benzoyl diphenyl phosphine oxide), PPD (1-phenyl-1,2-propandione), which is one of the initiators that often contain in today's filling materials, and Ivocerin®, which is recently released and found in some products, will be explained. The absorption spectra of these photoinitiators and the spectral ranges of single and double peak LED (light-emitting diode) light devices will be compared and displayed graphically.

Key Words: Absorption Spectrum, Photoinitiator, Polymerization, Free Radical.

Hatun BAL¹

ORCID: 0000-0002-7918-4759

Oktay YAZICIOĞLU¹

ORCID: 0000-0002-6139-802X

Ayşe Dina ERDİLEK¹

ORCID: 0000-0002-7988-5678

¹İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, İstanbul, Türkiye



Geliş tarihi / Received: 01.06.2023

Kabul tarihi / Accepted: 17.07.2023

İletişim Adresi /Corresponding Address:

Hatun BAL

İstanbul Üniversitesi,

Diş Hekimliği Fakültesi, Restoratif Diş Tedavisi AD, İstanbul, Türkiye

E-posta/e-mail: bal.hatun@istanbul.edu.tr

Günümüzde estetik diş hekimliğine artan talep, ışık ile polimerize olan restoratif materyallerin kullanımını vazgeçilmez bir hale getirmiştir. Reçine esaslı kompozitler, reçine modifiye cam iyonomer simanlar, kompomerler, fissür örtücüler, ormoserler, dentin bağlayıcı ajanlar, yapıştırma simanları ve geçici restoratif materyaller gibi daha birçok materyal görünür ışık kaynakları kullanılarak polimerize edilmektedir (1).

Reçine esaslı kompozitlerin (Resin Based Composite, RBC) polimerizasyonu, fotoinitiatörü aktive eden ışık cihazı ile başlamaktadır. Farklı marka ve model RBC'leri polimerize etmek için farklı enerji seviyelerine sahip ışık uygulanması gerekir. Üreticiler, RBC'lere birden fazla initiatör ekleyerek üretmeye başlamışlardır. Bunun nedeni, mavi LED ışık ile bazı initiatörlerin polimerizasyon işleminde aktif olmayacağından kaynaklıdır. Ayrıca üreticiler, malzemelerindeki fotoinitiatör tipini, her zaman belirtmemektedir (2).

Tipik ışıkla sertleşen reçine esaslı kompozitlerin formülasyonu iki ayrı bileşen içerir: Organik reçine matrisi ve inorganik doldurucu parçacıkları (3). Reçine matrisi ana bileşendir. Malzemenin davranışında ve özelliklerinde önemli bir rol oynar. Direkt restoratif amaçlı reçineler için farklı monomer varyantları kullanılır. Bunlara bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) komonomeri dâhildir. Ek olarak, yeni RBC ürünlerinde aromatik üretan dimetakrilat (UDMA) ve etoksile bisfenol-A dimetakrilat (Bis-EMA) gibi yeni formülasyonlar kullanılmaktadır (4,5)

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan RBC'in ikinci önemli bileşeni, inorganik oksitler ve camlar içeren doldurucu maddelerdir (6,7). Hem doldurucu tipi hem de miktarı reçine matrisinde asılı olan RBC'in mekanik özelliklerini ve dolayısıyla uygulamasını doğrudan etkileyebilir (8). Kullanılan en yaygın doldurucu türleri arasında silika ve zirkonya parçacıklarının yanı sıra baryum cam ve iterbiyum triflorür bulunur. Bu dolgu maddeleri, bi-polar silan birleştirme maddesi ile reçine matris bileşenlerine bağlanır (9). Polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için, fotobaşlatıcı olarak bilinen ışığa duyarlı bir ajan bulunmalıdır (10). Bu ajanlar, materyalin fotopolimerizasyon davranışının belirlenmesinde çok önemlidir. Bununla birlikte, klinik uygulama, saklama ve taşıma sırasında erken bir reaksiyonu önlemek için bütil hidroksitoluen (BHT) gibi inhibitörler kullanılır. Malzemenin gölgesini ve radyo opaklığını sırasıyla modüle eden pigmentler ve radyoopaklaştırıcılar gibi

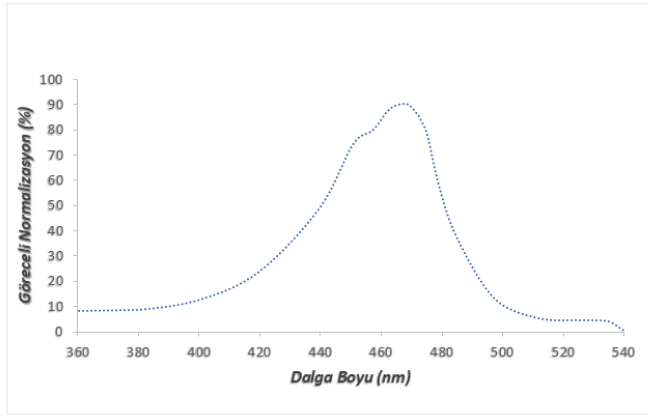
ışıkla sertleşen RBC'de ilave katkı maddeleri de bulunur (11).

Işıkla sertleşen RBC malzemesinin polimerizasyon reaksiyonundaki ilk adımı, ışık kütleme cihazı (Light Curing Unit, LCU) tarafından sağlanan ışık enerjisi ile aktif serbest radikal türlerinin oluşturulmasıdır (12). Bu reaktif moleküle bir fotobaşlatıcı bileşik denir ve aktive edildikten sonra reçine monomerindeki çift bağlara saldırır ve bunları bir monomerik birimin daha fazla reaksiyonu için mevcut elektronlarla tekli bağlara dönüştürür. Serbest radikallerin, monomerin karbon-karbon (C=C) çift bağına saldırması, polimerizasyon başlatma adımı olarak adlandırılır ve bunu ilave monomer birimleri içeren polimer zincirinin yayılması izler. Aktive edilen her bir monomer birimi sırayla ilave reaksiyona girmemiş karbon-karbon çift bağları arayan serbest radikal bir türe dönüştürülecektir (8,9). Polimerizasyon reaksiyonu devam eder ve polimer zincirinin uzunluğu, reçine matris ortamının genel viskozitesini artırarak büyümeye devam eder (13). Bu durum, sonuç olarak serbest radikallerin difüzyonunu azaltır ve reaksiyona girmemiş monomeri tüketerek polimerizasyon hızının düşmesine neden olur. Büyüyen polimer zincirinin iki ucu birbiriyle reaksiyona girdiğinde, polimerizasyon reaksiyonu sona erer. Polimerizasyon reaksiyonunun sonunda, elde edilen polimer içinde tekli bağ zincirlerine dönüştürülmeyen bir C=C yüzdesi kalır. Dönüştürülen monomerin (C-C), reaksiyona girmemiş monomere (C=C) oranı, dönüşüm derecesi olarak adlandırılır ve bu parametre, elde edilen reçine kompozit polimerin mekanik ve reolojik özelliklerini büyük ölçüde etkiler (14,15). Genellikle, RBC malzemeleri için dönüşüm derecesi değerleri % 50 ile % 75 arasında değişir, düşük dönüşüm derecesi değerleri düşük mekanik özellikler ve daha fazlasıyla ilişkilendirilir (16,17). Polimerizasyonun başarısı, LCU'in spektral emisyonunun, monomerleri bir polimer ağa dönüştürmek için fotoinitiatör sistem ile eşleşmesine dayanır. Aktifleştirilen fotoinitiatör miktarı, fotonların enerjisine (dalga boyu), materyaldeki fotoinitiatörün konsantrasyonuna, materyalin maruz kaldığı foton sayısına ve ikinci sertleştirme ışığına bağlı olarak değişir (2).

Fotoinitiatörler

1972'de Dart ve Nemcek tarafından icat edilmesinden bu yana, RBC'lerde en yaygın fotoinitiatör sistem kamforokinon/üçüncül amindir (CQ/TA) (2). Kamforokinon, Norrish tip II bir fotobaşlatıcıdır. Bu sınıflandırma, serbest radikaller oluşturmak ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için bir indirgeyici madde ile birleştirilme ihtiyacından kaynaklanmaktadır (18,19). CQ durumunda, en yaygın

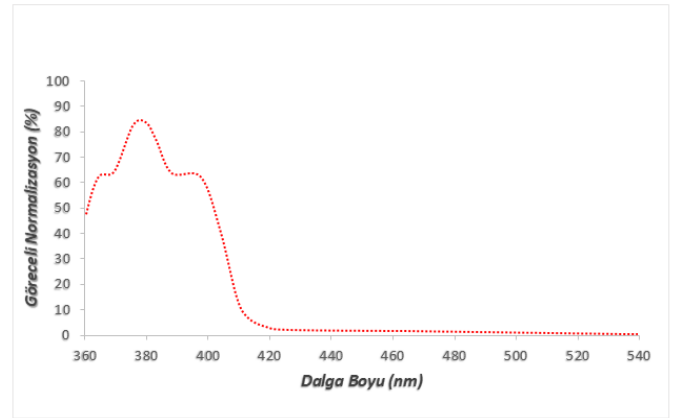
olan indirgeyici ajanlar üçüncül aminlerdir (20). CQ, ışığı absorbe ettiğinde (maksimum absorpsiyon dalga boyu: 468 nm) tersiyer aminleri uyarır ve etkileşime girer, ardından uyarılmış bir kompleks form oluşur (21). Bu durumda CQ, TA'lerden bir hidrojen atomu koparır ve hem CQ hem de TA'ler serbest radikaller üretir. Oluşan serbest radikaller, monomerlerin C=C bağlarını yakalar, bu da öncekinden çok daha uzun zincire sahip yeni radikallerin oluşmasına neden olur (radikalleri çoğaltır). Aynı işlem, reaksiyon süreci sonlanana kadar, zincir reaksiyonu boyunca devam eder (22). CQ'un pik hassasiyeti, mavi dalga boyu aralığında 470 nm'ye yakındır (Şekil 1) (11).



Şekil 1. Kamforokinon'un absorpsiyon spektrumu.

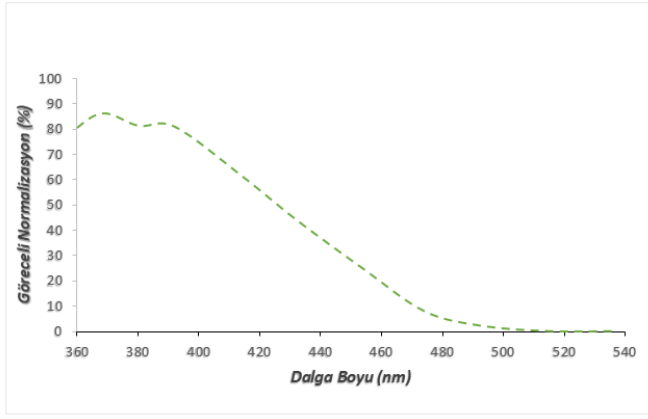
En yaygın fotobaşlatıcı olarak kullanılan kamforokinon (CQ) (1,7,7-trimetilbisiklo[2.2.1]heptan-2,3 dion), parlak kanarya sarısı rengindedir ve içeriğin sadece bir kısmı diş sistemlerinin fotokürlenmesinde kullanılmaktadır (13). Çok küçük miktarlarda (ppm) kullanılsa bile CQ'un sarı rengi, kompozit rengini etkiler (2). Bir başka önemli problem, CQ'dan türetilen α -diketon grubunun görünür ışıkta pik emilimine sahip olması, ortam ışığı (dental lambalar ve floresan lambalar) altında hızlı fotopolimerizasyon ile sonuçlanması ve sonucunda kısa bir terapötik çalışma süresi vermesidir (23). CQ/TA ile ilgili yukarıda bahsedilen sorunların çözülmesi adına şirketler artık başka başlatıcıları da bünyesine katmaktadır. Lucirin® TPO (2,4,6-Trimethyl benzoyl diphenyl phosphine oxide) ve PPD (1-fenil-1,2-propandion) bunlar arasındadır (2). TPO, bir asil fosfin oksittir. TPO, diş hekimliğinde iyi bilinen, test edilmiş bir Norrish tip I fotobaşlatıcıdır (10,18). Norrish tip I fotobaşlatıcılar, fotoaktivasyondan sonra bir indirgeme maddesine ihtiyaç duymadan serbest radikaller üretebilir. Serbest radikallerin üretilmesi, fotobaşlatıcı molekülün kendi kendine bölünmesiyle gerçekleşir ve bu kendi kendine bölünmeden en az iki serbest radikal oluşturur. Mono-

alkil fosfin oksit, iki aktif serbest radikal üretebilir. Polimerizasyon reaksiyonunu başlatabilir. Bir indirgeyici madde ile birleştirilen kamforokinon bazlı sistem, sadece bir aktif serbest radikal üretebilir (10,24). Öte yandan, kamforokinon mavi dalga boyu spektrumu ile aktive edilirken, mono-alkil fosfin oksit, mor dalga boyu spektrumu ile aktive edilir. Mavi dalga boyu spektrumu, mor dalga boyu spektrumuna kıyasla kompozit boyunca daha derine nüfuz edebilir (25). Halojen ya da poli dalga boyuna sahip dental LCU ile sertleştirildiğinde TPO'nin daha yüksek dönüşüm derecesi ile sonuçlandığı gösterilmiştir (26,27). Ayrıca TPO, CQ/TA'e kıyasla daha fazla renk stabilitesi sergiler. Bu nedenle TPO, beyazlatma uygulanmış dişlerde RBC'lerin ekstra beyaz tonlarında olabilmekte, CQ/TA'in istenmeyen sarı etkisini ortadan kaldırmaktadır (28). Absorpsiyon spektrumu, 380-425 nm arasında değişim gösterir (Şekil 2) (2).



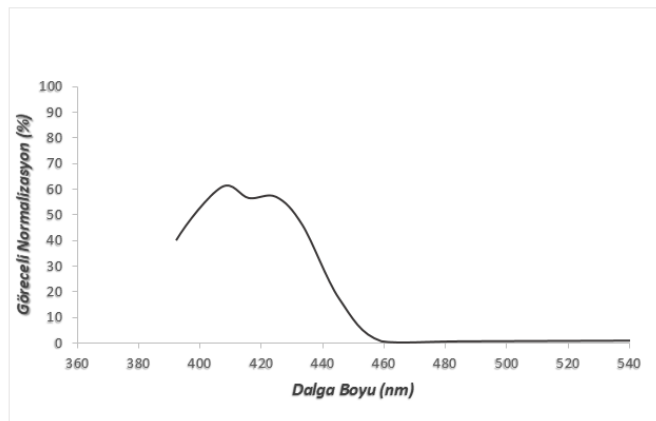
Şekil 2. Lucirin TPO'nin absorpsiyon spektrumu.

Son çalışmalar, Norrish tip I ve II fotobaşlatıcıların kombinasyonunun, Norrish tip I fotobaşlatıcılara kıyasla daha verimli olabileceğini göstermiştir (25,29). Bu gerçek, iki fotobaşlatıcı sistemin birleşmesiyle oluşan sinerjik etki ile ilişkili görünmektedir. Ancak, Norrish tip I ve II fotobaşlatıcıyı birleştirmenin etkisi üzerine daha fazla araştırma henüz yapılmamıştır (25). Mavi spektral bölgede daha fazla soğurma değerlerine sahip olan daha geniş bantlı bir soğurucu fotobaşlatıcı da geliştirildi. Bu bileşik, 1-fenil-1,2 propandion anlamına gelen ve aynı zamanda bir Tip 2 başlatıcı olan "PPD" olarak adlandırılır. Bu fotobaşlatıcının absorpsiyon spektrumu 350 nm'den yaklaşık 490 nm'ye kadar uzanmaktadır (Şekil 3). Bu başlatıcı, sinerjik bir etki ile sonuçlanmak üzere genellikle CQ ile birleştirilir, reçine polimerizasyonu artarken, aynı zamanda genel reaksiyon hızını yavaşlatır ve restoratif materyalin kalan sarı rengini azaltır (30).



Şekil 3. FenilPropandion'un absorpsiyon spektrumu.

Son olarak, kısa dalga boyu emiliminin daha da geniş bir spektrumda gerçekleşmesini sağlamak için yeni bir başlatıcı olan Ivocerin® geliştirilmiştir. Bu patentli ürün, yalnızca tek bir üreticinin (Ivoclar Vivadent) belirli ürünlerinde mevcuttur (13). Ivocerin, yüksek bir absorpsiyon katsayısına sahip olan ve bu nedenle, sadece küçük miktarlarda kullanılsa bile oldukça etkili olan yeni bir initeördür. Germanyum bazlı bir initeördür ve mevcut standart fotoiniteörleri tamamlar, kuantum verimliliğini artırır. Bu nedenle CQ/TA veya TPO'den çok daha etkilidir. Bu fotoiniteör maddenin yüksek oranda reaktif polimerizasyon ürettiği söylenir ve sadece çok az miktarda aktivasyon enerjisi gereklidir. Ivocerin'in absorpsiyon spektrumu 390-445 nm'dir ve optimum absorpsansı 415 nm'dir (Şekil 4) (31,32). Fotoiniteör rengi (CQ/TA ile karşılaştırıldığında) bir problem değildir ve mineye benzer yarı saydamlığa sahip dış rengindeki malzemelerde rahatlıkla kullanılabilir (2).

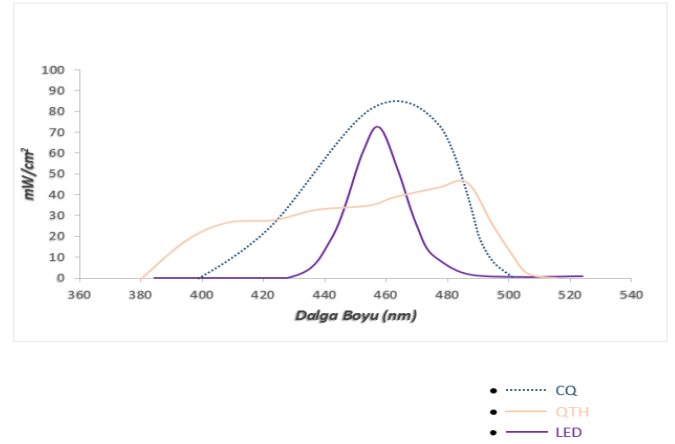


Şekil 4. Ivocerin'in absorpsiyon spektrumu.

Spektral Uyumsuzluk

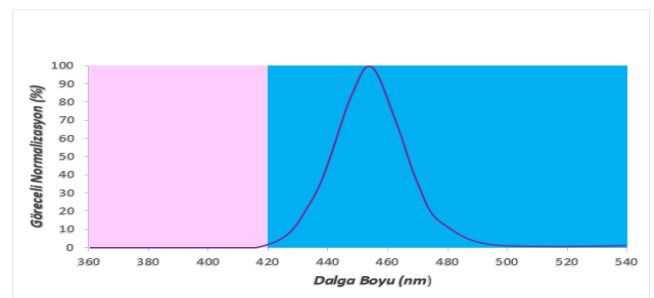
Farklı reçine esaslı kompozitler, uygun sertleştirme için farklı ışık renklerini gerektirir ve bu malzemelerde bulunan fotoiniteörlere bağlıdır.

Üreticiler farklı initeörlere sahip malzemeler üretmelerine rağmen bu malzemelerin tümü mavi LED ışıkları ile düzgün bir şekilde polimerize edilememektedir. Bununla birlikte başka bir problem de üreticilerin malzemelerine dâhil ettikleri fotoiniteör tipini belirtmemeleri olarak söylenebilir. Sadece CQ/TA sistemi içeren RBC'ler, yalnızca mavi spektral ışık aralığını (420-540 nm) gerektirir ancak RBC'ler CQ'a ilave olarak TPO ve/veya PPD içeriyorsa, polimerizasyon süreci için hem mavi (420-540 nm) hem de mor (360-420 nm) aralıklarda ışık gerektirmektedir. Tüm polimerizasyon ışık kaynakları, gerekli ışık renk(ler)ini sağlamaz. Birbiri ile uymayan LCU ve RBC kombinasyonunu kullanmak olasıdır. Quartz Tungsten Halojen (QTH) ışık cihazları, kamforokinon (CQ) spektral emilimine karşılık gelen geniş bir spektral aralığa sahiptir (Şekil 5) (2).



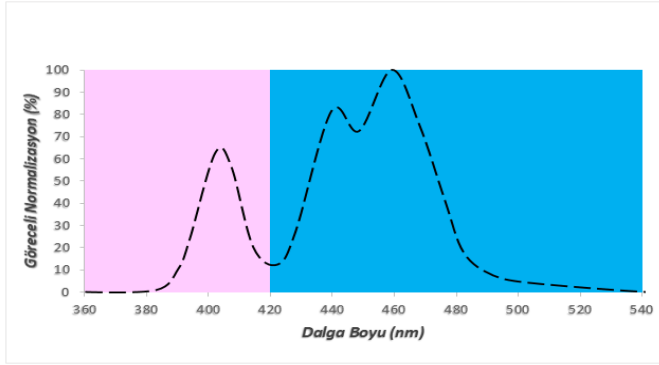
Şekil 5. CQ'un absorpsiyon spektrumu, LED ve QTH LCU'lerin ışık güçleri.

Ayrıca QTH ışık cihazlarının spektral menzili mor aralığa uzanır ve RBC'lere TPO gibi fotoiniteörler dâhil edilmiş olsa bile aktive edebilir. Ticari olarak kolayca temin edilebilecek 420-490 nm dalga boyundaki standart LCU'ler uygulama sırasında bir kez pik değerine ulaşır (Şekil 6). Bu aralık CQ/TA içerikli RBC'lerin aktivasyonunda yeterlidir (33,34). Ancak RBC içinde TPO tipi fotoiniteörler mevcut ise aktivasyon başarısızlık ile sonuçlanmaktadır (28,33,35).



Şekil 6. Tek pikli LED ışık kaynağı.

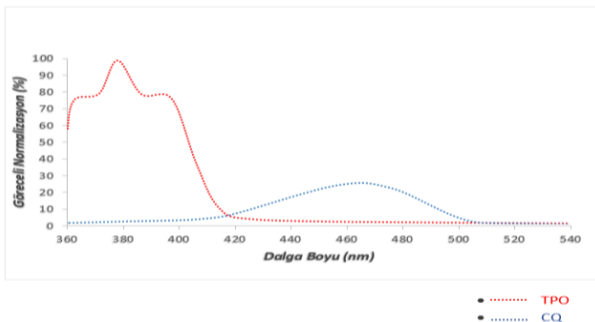
TPO ve PPD içeren malzemelerin, emisyon-absorbsiyon uyumsuzluğu sorununun üstesinden gelmek amacıyla iki kez pik değerine ulaşan LED LCU'ler geliştirilmiştir (Şekil 7) (2). Bu LCU'ler içinde CQ/TA'yi aktive eden bir adet LED ampül ve diğer fotoinitatorleri aktive eden daha düşük güçte chip kullanılan viyole spektrumunda ışık üretebilen dört adet LED ampül bulunmaktadır. CQ/TA'in absorbsiyon spektrumunu karşılamak için yaklaşık 460 nm'de birincil emisyon pik değerine ve TPO ve PPD'un uyması için yaklaşık 400 nm'de ek bir pik değerine sahiptir (34).



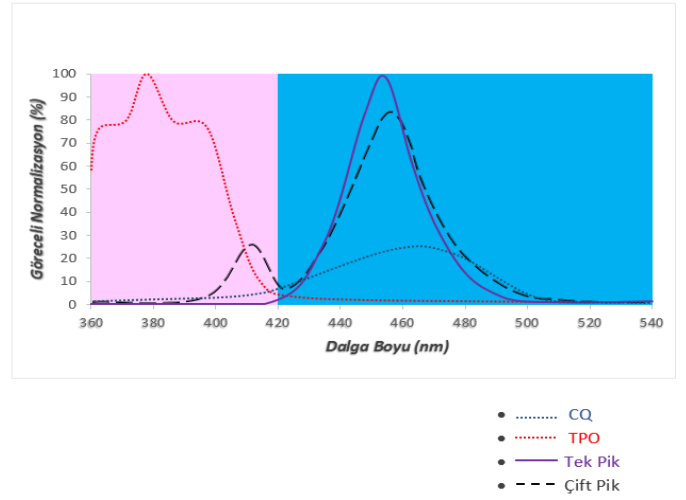
Şekil 7. Çift pikli LED ışık kaynağı.

Fotoinitatorlerin tamamı aynı duyarlılığa sahip değildir. TPO, CQ'dan yaklaşık beş kat daha duyarlıdır (Şekil 8) (2). Hem tek hem de çift pik LCU'lerin spektral çıktısı, CQ ve TPO'in absorbsiyon spektrumlarında üst üste geldiğinde aşağıdaki noktalar belirgin hale gelir:

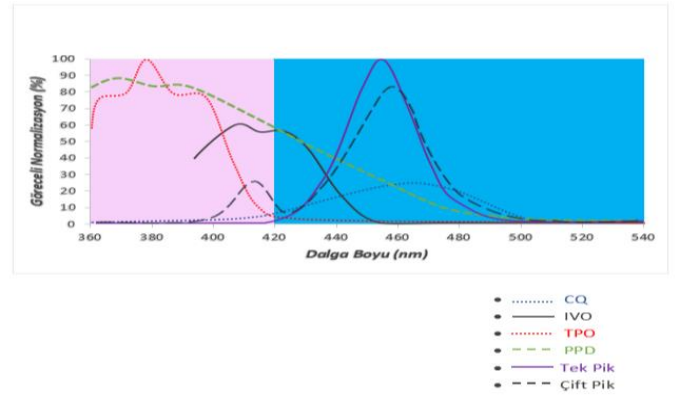
- Tek pik LCU'ler esas olarak mavi spektral aralıkta ışık enerjisi sağlar.
- Çift pik esas olarak mavi ve mor spektral aralıkta ışık enerjisi sağlar.
- Mor ışık iletilmesine rağmen, pik iletimi hâlâ TPO'in pik absorbsiyonuyla uyuşmuyor ve fotonların TPO tarafından emiliminin düşük olduğu dalga aralığında yer alıyor. Bu PPD ve Ivocerin için de benzerdir (Şekil 9,11) (2).



Şekil 8. CQ ile TPO'in duyarlılık karşılaştırması.



Şekil 9. Üst üste bindirilmiş tek ve çift tepe LCU'lerin spektral çıktısı ile CQ ve TPO'in absorbsiyon spektrumları.



Şekil 10. Üst üste bindirilmiş tek ve çift tepe LCU'lerin spektral çıktısı ile CQ, İvocerin, TPO ve PPD'un absorbsiyon spektrumları.

LCU tarafından üretilen ışığın kalitesi, restoratif materyallerin polimerizasyonu üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir. Ayrıca bu ışığın kalitesi; ışığın yoğunluğuna veya gücüne, tepe dalga boyu emisyonuna, bu fonksiyonlar arasındaki etkileşimlere ve bunların restoratif materyal ile uyumluluğuna büyük ölçüde bağlıdır. Daha koyu ve daha opak malzemeler genellikle daha sığ bir kürlenme derinliği üretir veya daha uzun kürlenme sürelerine ihtiyaç duyar. Çünkü alttaki başlatıcılara ulaşan RBC katmanından daha az ışık geçer. Malzeme yüksek derecede yarı saydam değilse veya sadece sınırlı miktarda ışık kırıcı dolgu maddesi içermiyorsa, kalınlık artışlarını güvenilir şekilde polimerize etmek çoğu zaman mümkün değildir. Mine benzeri yarı saydımlığa sahip diş renginde malzemelerde kullanılan geleneksel initator sistemleri, 2 mm'den daha kalın artışlarla hızlı ve güvenilir bir tedavi talebi ile karşı karşıya kaldıklarında hızla sınırlarına ulaşırlar. Bunun nedeni, kısmen mor ışık iletilmesine rağmen, pik iletiminin hâlâ TPO'in pik absorbsiyonuyla uyumsuz olması ve

fotonların TPO tarafından absorpsiyonunun düşük olduğu dalga aralığında yer almasından kaynaklıdır (2).

SONUÇ

Reçine esaslı materyaller kullanılarak yapılan restorasyonların başarısını etkileyen primer faktörlerden birisi de polimerizasyon sürecinin tam olarak gerçekleşmesidir. Bu sürecin eksiksiz tamamlanabilmesi hususunda kullanılan ışık kaynağının özelliği, ışık çıkışı, spektral menzili ve restoratif materyalin hangi fotobaşlatıcıyı içerdiğini bilmek çok önemlidir. Etkili ve yeterli polimerizasyonun sağlanabilmesi için kullanılan ışık kaynağı ile fotobaşlatıcının absorpsiyon spektrumları birbirine uyumlu olmalıdır. Derlememizde de bahsettiğimiz gibi PPD ve TPO gibi fotoinitiatörlerin absorpsiyon spektrumları dar ve pik absorpsiyonları mor menzilde olduğu için tek ve çift pikli led lambalar bu başlatıcıları ihtiva eden restoratif materyalleri polimerize etme durumunda yetersiz kalabilmektedir. Tam olarak aktifleşemeyen başlatıcılar bu süreci tamamlayamayacaktır. Bu durum mekanik direnci zayıf, başarısız restorasyonlara sebep olacaktır. Ayrıca polimer dönüşümünü sağlayamayan artık monomerler, toksik etkilere neden olabilmektedir. Dolayısıyla ışık kaynağı ve başlatıcının önemi bir restorasyonun klinik başarısında yadsınamaz bir faktördür. Üreticinin de materyal içeriğindeki bileşenleri eksiksiz bir şekilde broşüründe belirtmesi gerekmektedir. Bir diğer önemli konu ise fotobaşlatıcıların rengidir. Fotobaşlatıcı olarak sıklıkla karşımıza çıkan kamforokinonun ekstra sarı rengi, beyazlatma sonrası yapılan restorasyonlarda estetik anlamda birtakım sorunlar oluşturabilir. Ancak farklı başlatıcı sistemlerin tercih edilmesiyle bu gibi olumsuz durumlardan kaçınılabılır.

KAYNAKLAR

1. Çelik Ç, Özel Y. Rezin Restoratif Materyallerin Polimerizasyonunda Kullanılan Işık Kaynakları. ADO Klinik Bilimler. 2008; 2(2): 109-15.
2. Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. Prim Dent J. 2013;2(4):30-3.
3. Randolph LD, Palin WM, Leprince JG. Composition of dental resin-based composites for direct restorations. In: Miletic V, editors. Dental Composite Materials for Direct Restorations. 1st ed., Springer; 2018. pp. 11-24.

4. Aminoroaya A, Neisiany RE, Khorasani SN, Panahi P, Das O, Madry H, Gucchiarini M & Ramakrishna S. A review of dental composites: Challenges, chemistry aspects, filler influences, and future insights. Composites Part B: Engineering 2021;216: 108852.

5. D'Ovidio TJ, Roberts RM, Gautam D, Marks ZD, Saraswathy M, Stansbury JW, Nair DP. Photopolymerization kinetics of methyl methacrylate with reactive and inert nanogels. J Mech Behav Biomed Mater. 2018;85:218-24.

6. Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. Dent Mater. 2016;32(12):1586-99.

7. Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC & Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: characterizing discrete filler particles and agglomerates using a micromanipulation technique. Dent Mater. 2009; 25:180-87.

8. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2010;120(11):972-86.

9. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. Aust Dent J. 2011;56 Suppl 1:59-66.

10. Neumann MG, Miranda Jr WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA & Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. J Dent. 2005;33:525-32.

11. Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed., St. Louis, Saunders; 2003.pp.25-36.

12. 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: 695-702.

13. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. Braz Oral Res. 2017;31(suppl 1):e61.

14. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J & Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. Dent Mater. 2013;29:139-56.

- 15.** Opdam NJM, Van De Sande FH, Bronkhorst E, Cenci MS, Bottenberg P, Pallesen U, Huysmans MCDNJM & Van Dijken JW. Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* 2014;93:943-49.
- 16.** Alshali RZ, Silikas N & Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dent Mater.* 2013;29:213-17.
- 17.** Tarle Z, Knezevic A, Demoli N, Meniga A, Sutalo J, Unterbrink G, Ristic M & Pichler G. Comparison of composite curing parameters: effects of light source and curing mode on conversion, temperature rise and polymerization shrinkage. *Oper Dent.* 2006;31:219-26.
- 18.** de Oliveira DC, Rocha MG, Gatti A, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoret MA. Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *J Dent.* 2015; 43(12):1565-72.
- 19.** Neumann MG, Schmitt CC, Ferreira GC, Correa IC. The initiating radical yields and the efficiency of polymerization for various dental photoinitiators excited by different light curing units. *Dent Mater.* 2006;22:576-84.
- 20.** Camargo FM, Della Bona A, Moraes RR, Coutinho de Souza CR, Schneider LF. Influence of viscosity and amine content on CC conversion and color stability of experimental composites. *Dent Mater.* 2015;31:109-15.
- 21.** Abate PF, Zahra VN, Macchi RL. Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J Prosthet Dent.* 2001;86(6):632-35.
- 22.** Lee DS, Jeong TS, Kim S, Kim HI, Kwon YH. Effect of dual-peak LED unit on the polymerization of coinitiator containing composite resins. *Dent Mater J.* 2012;31:656-61.
- 23.** Ikemura K, Ichizawa K, Jogetsu Y, Endo T. Synthesis of a novel camphorquinone derivative having acylphosphine oxide group, characterization by UV-VIS spectroscopy and evaluation of photo polymerization performance. *Dent Mater J.* 2010;29: 122-31.
- 24.** Neumann MG, Schmitt CC, Correa IC & Goi BE. The effect of using mixed initiator systems on the efficiency of photopolymerization of dental resins. *J Braz Chem Soc.* 2008;19:1413-17.
- 25.** Rocha MG, De Oliveira DCRS, Correa IC, Correr-Sobrinho L, Sinhoret MAC, Ferracane JL & Correr AB. Light-emitting diode beam profile and spectral output influence on the degree of conversion of bulk fill composites. *Oper Dent.* 2007; 42:418-27.
- 26.** Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G & Palin WM. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dent Mater.* 2011;27: 157-64.
- 27.** Miletic V, Santini A. Micro-Raman spectroscopic analysis of the degree of conversion of composite resins containing different initiators cured by polywave or monowave LED units. *J Dent.* 2012; 40: 106-13.
- 28.** Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dent Mater J.* 2009;28:454-60.
- 29.** Oliveira DC, Rocha MG, Correa IC, Correr AB, Ferracane JL, Sinhoret MA. The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. *Dent Mater.* 2016;32: 1209-17.
- 30.** Schneider LF, Cavalcante LM, Consani S, Ferracane JL. Effect of co-initiator ratio on the polymer properties of experimental resin composites formulated with camphorquinone and phenyl-propanedione. *Dent Mater.* 2009; 25:369-75.
- 31.** Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, Furlan M, de Oliveira JE & Saad JR. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dent Mater.* 2007;23:1245-49.
- 32.** Silami FDJ, Mundim FM, Garcia LDFR, Sinhoret MAC & Pires-de-Souza FDCP. Color stability of experimental composites containing different photoinitiators. *J Dent.* 2013;41: e62-e66.
- 33.** Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update.* 2010;37(4):214-6, 218-20, 223-7.

34. Ilie N, Hickel R. Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives? *Dent Mater J.* 2008;27:221-28.

35. Ikemura K, Ichizawa K, Yoshida M, Ito S & Endo T. UV-VIS spectra and photoinitiation behaviors of acylphosphine oxide and bisacylphosphine oxide derivatives in unfilled, light-cured dental resins. *Dental Mater J.* 2008;27:765-74.