

# Işık Kaynakları, Polimerizasyon ve Klinik Uygulamalar

## Curing Units, Polymerisation and Clinical Application

Özden ÖZEL BEKTAŞ

Şeyda HERGÜNER SİSO

Diğdem EREN

Cumhuriyet Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD, SİVAS

### Özet

Işıkla polimerize olan kompozit rezinlerin klinik performanslarını kullarılan ışık kaynağının özelliğı etkilemektedir. Piyasada bulunan ışık kaynakları spektrumları ve ışık yoğunlukları açısından çeşitlilik gösterirler. Işık kaynakları teknolojisi geleneksel halojen ışıklardan daha karmaşık sistemlere (lazerler, plazma ark ve LED ışık kaynakları) kadar uzanır. Bu derlemenin amacı dişhekimliğinde kullanılan ışık kaynakları ve özelliklerini daha önce yapılmış çalışmalar ışığında incelemektir.

**Anahtar sözcükler:** Işık kaynağı, halojen, LED, plazma ark, argon lazer, ışık uygulama teknikleri

### Abstract

*Clinical performance of light-curing composite restorations is greatly influenced by the quality of the curing light. Curing lights on the market vary in their spectral emission and power density. The technology utilized for curing lights range from conventional halogen bulbs to more complicated systems such as: lasers, plasma arc and LED units. The aim of this review was to examine the different curing units used in dental practice and their properties.*

**Keywords:** Curing Light, Halogen, LED, Plasma arc, Argon ion laser, Curing methods

### Giriş

Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonunu sağlayan ışık kaynakları restorasyonun mekanik özelliklerini büyük ölçüde etkiler. İyi bir polimerizasyon için gerekli olan şartlardan biri; yüzey sertliği ve üzerine gelen kuvvetlere direnç gösterebilecek mekanik özelliklere sahip olabilecek bir materyali polimerize edebilecek minimum dozun oluşturulmasıdır. Diğer bir şart ise istenilmeyen yan etkilerden korunmak için ışık kaynağının kullanım süresinin yeterli olmasıdır. Dental uygulamalarda son yıllarda estetiğe verilen önemin artmasıyla kullanılan tekniklerdeki değişiklikler üretici firmalarında kullanılan malzeme ve cihazlarda yenilik ve değişiklik arayışına yöneltmiştir. En büyük değişikliklerden biri rezinin polimerizasyonunda meydana gelmiştir.

### Polimerizasyon

Polimerizasyon; monomer adı verilen çok sayıda molekülün bir seri kimyasal reaksiyonla birleşerek bir makromolekül oluşturmasıdır. Kısacası monomer-

lerin polimerlere dönüşmesine polimerizasyon denir.<sup>1,2</sup> Polimerizasyon süreci birbirini izleyen aktivasyon, başlama, ilerleme, bitiş olmak üzere 4 safhadan oluşur.<sup>1-4</sup>

#### 1. Aktivasyon Safhası

Polimerizasyonu başlatmak için serbest radikallerin oluşması gerekmektedir. Bunlar; doymamış, tek elektrona sahip reaktif moleküllerdir.<sup>4</sup> Serbest radikaller oldukça zayıf bir bağ içeren başlatıcıların çeşitli aktivatörler (ısı, kimyasal bileşikler, ışık) vasıtası ile parçalanmasıyla oluşur.<sup>1</sup>

Işık uygulama yönteminde aktivatör olarak ultraviyole ya da görünür ışık kullanılmaktadır. Dental materyallerde genellikle kullanılan ışık emici bileşik kamforokinondur (CQ).<sup>5-7</sup> CQ uygun dalga boyu ve şiddetteki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları abzorbe eder ve molekül aktive olur. Aminle bir araya geldiğinde elektron transferi oluşur. Böylece dış yüzeyinde tek bir elektron içeren serbest radikali oluşturur.<sup>1,7</sup> Serbest radikal başka bir bileşenle kovalent bağ yapma eğilimindedir.<sup>7</sup>

## 2. Başlama Safhası

Polimerizasyon, aktivasyon sonucu oluşan serbest radikalın monomer ile reaksiyona girmesi ile başlar. Serbest radikaller çift bağ içeren monomere saldırarak tekrar reaktif gruplar oluştururlar.<sup>1</sup>

## 3. İlerleme Safhası

Oluşan reaktif gruplar başka monomerlere bağlanarak yeni bir reaktif grup oluştururlar. Böylece bütün moleküller birbirlerine bağlanarak zincirin büyümesine yol açarlar.

## 4. Bitiş Safhası

İlerleme reaksiyonunun kitle içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan diğer reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluştururlar. İlave reaksiyona uğramazlar.<sup>1,2</sup>

Polimerizasyon sonunda elde edilen polimerin, fiziksel özellikleri üzerinde, moleküler ağırlığının, çapraz bağların ve zincir dallanmasının etkisi büyüktür.<sup>1</sup>

## Polimerizasyonun Derecesi (Konversiyon)

Kompozit rezinlerin polimerizasyonu boyunca monomerlerin polimere dönüşüm miktarı konversiyon ya da polimerizasyon derecesi olarak adlandırılır.<sup>8</sup> Kompozit rezinlerin uygulanması sırasında polimerizasyon derecesinin yüksek olması gerektiği genel bir kanıdır.<sup>8</sup> Polimerizasyon derecesi artarken rezinde reaksiyona katılmayan artık monomer miktarı azalır ve buna bağlı olarak fiziksel özellikler gelişir.<sup>5</sup> Büzülme streslerini azaltmak için polimerizasyon derecesini düşürmek ilk bakışta yararlı gibi görünmekle birlikte hatalıdır, çünkü polimerizasyon derecesini düşürmek kompozitin mekaniksel özelliklerini olumsuz yönde etkiler. İdeal bir kompozit rezin, en yüksek polimerizasyon derecesi oluştururken düşük miktarda büzülme meydana getirmelidir.<sup>8</sup>

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 açabilir.<sup>9,10</sup>

## Işık Uygulama Teknikleri

Işıkla polimerizasyonun anlaşılabilmesi için bazı kavramların bilinmesi gerekmektedir.

**Işık Gücü:** Işık kaynağının birim zamanda yaydığı toplam enerji miktarına ışığın gücü denir ve mW (miliwatt) cinsinden ifade edilir.<sup>11</sup>

**Işık Şiddeti:** Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi mW/cm<sup>2</sup>'dir. Polimerizasyonda kullanılan ışık kaynakları için önemli bir özelliktir.<sup>12</sup> Işık kaynağının gücünün uygulama ucu alanına oranlanması ile hesaplanır. Işık şiddetini artırmak amacı ile ya cihazın gücü artırılır, ya da uygulama ucunun çapı küçültülür. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken ışık yoğunluğu minimum 400 mW/cm<sup>2</sup> olarak önerilmiştir.<sup>13,14</sup>

**Toplam Enerji Yoğunluğu:** Polimerizasyon boyunca kompozit rezine uygulanan toplam enerji miktarıdır. Işık şiddetinin (mW/cm<sup>2</sup>), uygulama süresi (sn) ile çarpılması ile hesaplanır. Birimi mJ/cm<sup>2</sup> ya da J/cm<sup>2</sup>'dir.<sup>7,15</sup> Toplam enerji yoğunluğu kompozit rezinlerin özelliklerini belirleyen en önemli faktördür.<sup>12,15-17</sup> Bu görüş doğrultusunda yüksek ışık şiddetinin kısa süre uygulanması ile orantılı olarak düşük ışık şiddetinin uzun süre kullanımı eşit polimerizasyon derecesi oluşturduğu düşünülmektedir.<sup>7,12</sup>

**Dalga Boyu:** Elektromanyetik dalgaların saniyede yaptığı salınım sayısına yani kendilerini tekrarlama sıklığına frekans denir. Bir ışığın bir salınımda aldığı yola da dalga boyu adı verilir.

**Elektromanyetik Spektrum:** Çeşitli enerji tipleri dalga boylarına göre en uzundan en kısaya doğru elektromanyetik spektrum diye adlandırılır. Bu sıralama; radyo, televizyon dalgaları, mikrodalga, kızıl-ötesi radyasyon, görünür ışık, ultraviyole radyasyon, X ışınları, gama ve kozmik ışınlardır. Dışkekimliğinde sadece görünür ışık alanı olarak adlandırdığımız dar enerji bandı kullanılmaktadır.<sup>7,11</sup> Gözlerimiz bu dar enerji bandı içerisinde farklı dalga boylarına sahip elektromanyetik enerjiyi fark edebilmektedir. Bu bant kırmızı renkle (yaklaşık 700 nm dalga boyunda) başlar ve turuncu, sarı, yeşil, mavi ve mora (yaklaşık 400 nm) doğru dalga boyu azalarak ilerler.<sup>7</sup> Dental materyallerde genellikle reaksiyon başlatıcı olarak

kullanılan bileşik kamforokinondur.<sup>7</sup> Bu bileşik oda sıcaklığında sarı ve katı bir maddedir ve görünür ışık spektrumunun mavi bölgesi içerisinde 450 nm–500 nm arasında dalga boyunda mavi ışığa duyarlıdır.<sup>5,7</sup> CQ uygun dalga boyu ve şiddetindeki elektromanyetik enerjiye maruz kaldığında fonksiyonel gruplar fotonları abzorbe eder ve molekül aktive olarak aminle bir araya gelir ve elektron transferi oluşturur. Işık enerjisi ne kadar yüksek olursa o kadar çok foton olacaktır. Foton sayısının artması aminle reaksiyona giren CQ oranını dolayısı ile serbest radikal oluşumunu arttıracaktır. Bu nedenle polimerizasyon derecesini artırmak amacı ile yüksek ışık şiddetinde kaynaklar kullanılmaktadır.<sup>5,7</sup> Kompozit rezinlerin polimerizasyonunun tam olarak yapılabilmesi dolgunun başarısı açısından önemli bir faktördür, çünkü kompozit rezin restorasyonunun yetersiz polimerizasyonu sızıntının artmasına, mekanik özelliklerin azalmasına neden olurken diş yüzeyine bağlanmasını zayıflatır.<sup>18</sup>

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 stresleri diş yapısına veya bağlanma yüzeyine transfer olur.<sup>7</sup> Yüksek ışık şiddeti kullanılmasıdaki diğeri bir endişe, oluşan polimerin kalitesidir. Polimerizasyon reaksiyonunun başlangıç aşaması lineer polimer oluşmasıdır. Zincir uzadığında kendi arasında veya diğeri zincirlerle karışır ve halka şeklini alır. Yalnızca dönüşümün son safhalarında çapraz bağlar arasındaki uzaklık azaldığında büyük çapraz bağ oluşur. Serbest radikaller arttığında monomerler daha fazla oranda kullanılır. Monomer kullanım oranının artması, yavaş polimerize olan sistemlerden daha kısa polimer zinciri oluşturur. Hızlı polimerizasyon gerçekleştiğinde daha az çapraz bağ yapmış düşük molekül ağırlıklı kısa zincirler oluşur. Fiziksel özellikler polimerin molekül ağırlıkları ve yaptıkları çapraz bağlarla alakalı olduğu için hızlı polimerizasyon kompozit rezinin fiziksel özelliklerini etkileyecektir.<sup>7</sup> Eğer polimerizasyon reaksiyonunun yavaş olarak oluşmasına izin verilirse kompozitin serbest yüzeyden diş yüzeyine doğru akması için

zaman sağlanır. Böylece polimerizasyon sırasında oluşacak stresin azaltılacağı ileri sürülmüştür.<sup>7,19</sup> Gerçekten de dişhekimliğinde yavaş polimerizasyon yararlı olduğu, hatta posterior dişlerin restorasyonlarının ilk katmanında kimyasal olarak sertleşen kompozitlerin kullanılmasının bağlanmayı olumlu etkileyeceği düşünülmektedir.<sup>7</sup>

Araştırmacılar polimerizasyon büzülmesini azaltabilmek amacı ile polimerizasyonu yavaşlatması gerektiğini, bunun için yavaş başlayan (*soft-start*) polimerizasyon tekniklerinin kullanılmasını önermişlerdir.<sup>14,20</sup> *Soft-start* tekniğinde polimer içerisinde oluşan stresin kompozitin akışkanlığı ile azaltılması amacı ile düşük ışık şiddeti kullanılmaktadır.<sup>20</sup> Yani sertleşme oranını yavaşlatarak kompozitin viskoelastik fazını artırıp kompozit rezinin büzülme stresinin kontrol edilmesi sağlanacaktır.<sup>21</sup> Işık şiddetinin azaltılmasının polimerizasyon stresini azalttığı düşünülmekle beraber alt katmanlardaki kompozitin yeterli derecede polimerize olmaması fiziksel ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilediği de düşünülmektedir.<sup>22</sup> Bununla birlikte, son yıllarda bazı çalışmalar kompozit rezin restorasyonların önce düşük ışık şiddetiyle polimerize edilmesini takiben yüksek ışık şiddetiyle son ışık uygulanmasının yapılarak polimerizasyonun kontrol edilmesiyle materyalin özelliklerinde bir kayıp olmaksızın polimerizasyon büzülmesinde azalma sağlanabileceğini göstermiştir.<sup>23-25</sup> Kompozit rezinlere başlangıçta düşük ışık şiddeti uygulayarak jel aşamasına gelene kadar maksimum polimer akışı sağlanmış olacağından bu aşamadan sonra yüksek düzeyde ışık verilir. Böylece fiziksel özelliklerin artırılması için gereken polimerizasyon derecesi sağlanmış olur.

*Soft-start* tekniğinin uygulanabilmesi için kullanılan ampül üniteleri otomatik olarak düşük şiddette ışık oluşturur, bunu yüksek ışık şiddeti takip edecek şekilde dizayn edilmiştir. Buna ek olarak, ışık şiddetinin azaltılması, uzaklığın arttırılmasıyla<sup>20</sup> ve ışık kaynağının ucu ile kompozit rezin yüzeyi arasına nötral yoğunluk filtrelerinin<sup>26</sup> yerleştirilmesiyle de sağlanabilmektedir.

Sabit ışık şiddetinin devamlı uygulanması dışında dört farklı ışık uygulama tekniği vardır:

**a. Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama tekniği (Step-curing):** Başlangıçta belirli bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir. İlk uygulama ile polimerizasyon stresleri ve polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılır.

**b. Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği (Ramped-curing, Exponential):** Başlangıç ışık yoğunluğu ayrı bir basamak değildir. Polimerizasyon işlemi ilk olarak düşük ışık şiddeti başlar, daha sonra süreyle orantılı olarak ışık şiddeti artarak en yüksek seviyeye ulaşır. Bu teknikle kompozitin yavaş sertleşmesi sağlanır ve böylece polimerizasyon stresleri azalır.

**c. Ara verilmiş kademeli ışık tekniği (Pulse-delay):** Düşük ışık şiddeti kısa süreli olarak kompozite uygulanır, ardından bir süre beklendikten sonra yüksek şiddette ve daha uzun süre ışık uygulanır. Polimerizasyon büzülmesi birinci uygulama boyunca meydana gelir. Duraklamadan sonraki uygulama ise kompozitin polimerizasyonunun son aşamasına getirir.

**d. Aralıklı ışık uygulama tekniği (Intermittent):** Bir saniyelik periyotlar içerisinde, ışığın kompozite uygulandığı süre boyunca 0,5 saniye ışık tam güç açık, 0,5 saniye ışık kapalı olacak şekilde yüksek güçte ışık uygulama tekniğidir.

#### **Işıklı Sertleşen Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonda Kullanılan Işık Kaynakları** *Kuartz-Tungsten-Halojen Işık Kaynakları*

Kuartz-tungsten-halojen, dental işlemlerde yaygın olarak kullanılan ışık kaynaklarıdır.<sup>7,21,27</sup> Bu kaynaklar, 380 nm- 520 nm dalga boyları arasında mavi ışık üretirler. Halojen ışık kaynakları elektrotların birleştiği tungsten bir bobin içerir. Bobin, havayla temasın engellenmesi amacı ile çok yüksek sıcaklıklara dayanabilen aynı zamanda da filamentlerden yayılan ışığa şeffaf bir geçiş sağlayan kuartz bir yapı ile sarılmıştır.<sup>6,7</sup> Kuartz yapı içerisinde inert, halojen bazlı bir bileşik bulunmaktadır. Farklı lambalar farklı inert gazlar içerirler. Bu gazlar değişik ısılarda yanarlar böylece çeşitli seviyelerde enerji çıkışı elde edilmiş olur. Çalışma sırasında tungsten filamentlerde yüksek ısı oluşur, ışık kaynağı kapatıldığında kuartz yapı

tekrar soğur ve oluşan tungsten buharı kuartz yapının duvarında yoğunlaşır. Zamanla, bu tortu koyu ve opak bir tungsten tabakası oluşturur. Halojen gazı bu tabakayı uzaklaştırıp tekrar filamentlere çökeltir. Böylece filamentin ömrünü artırarak filamentlerden yüksek enerji çıkışı sağlar. Bu gazın uzaklaştırılması halinde kuartz duvar içerisinde tungstenin birikimi engellenemez ve enerji çıkışı azalır. Halojenin kaybı normal koşullarda oluşmaz kullanıcı hatası ile olabilir. Yüksek voltajlı lambalar kullanılarak yüksek ışık şiddetinde halojen kaynaklar da üretilmiştir. Burada kullanılan inert gazlar farklıdır çoğunlukla kripton kullanılmaktadır.<sup>6,7</sup> Yüksek ısıya ulaştığı zaman lambanın soğutulması sağlanmaz ise içeriye hava girer. Oksijen, lambanın ömrünü hızla azaltır. Bu yüzden soğutmaya çok önem verilmelidir. Bu amaçla halojen ışık kaynaklarında fan bulunmaktadır. Sistem içerisinde fan bulunması ayrı enerji gereksinimi demektir. Ayrıca üzerindeki havalandırma delikleri kontaminasyona olanak sağladığı için dezenfeksiyonlarını zorlaştırır.<sup>7,11,27</sup> Halojen ışık kaynaklarından kızılötesi enerji elde edilir. Kızılötesi, materyal tarafından absorbe edildiğinde moleküler vibrasyon oluşur ve moleküller çarpışarak ısı oluştururlar. Kızılötesi enerjinin dişe ulaşmasını engellemek amacı ile kullanılan kalın, ısı absorbe edici filtreler halojen ışık kaynaklarının önemli bir parçasıdır. Filtreler, kızılötesi ışığı tutarak bize gereken görünür ışık elde edilmesini sağlar.<sup>7,28</sup> Halojen ışık kaynaklarının en pahalı parçası filtre mekanizmasıdır. Bu filtreler özelliklerini kaybetmelerinde diş yüzeyine daha fazla enerji ulaşır. Bu fazla enerji pulpa içerisindeki ısıyı artırabilir. Filtre edilemeyen kızılötesi ışık pulpa ve mukozada ısı oluşumuna neden olur. Bu nedenle halojen ışıkların bütün aksamı ve ışık verimi periyodik olarak kontrol ettirilmelidir.<sup>7</sup>

Soğutma problemi yüksek ışık şiddetine sahip halojen ışık kaynaklarının gelişimini kısıtlamaktadır.<sup>27</sup> Bununla birlikte yeni geliştirilen bazı halojen ışık kaynaklarının etkinliğinin artırılması amacı ile iki farklı uygulama yöntemi sunulmuştur. Birincisi polimerizasyonun yavaşlatılmasını sağlayan 'soft-start' ışık uygulama yöntemlerinin ışık kaynaklarına eklenmesidir. Önerilen diğer seçenek ise 'turbo' ışık ucu kullanımıdır. Işığı yoğunlaştıran turbo ışık uçları ışık kaynaklarının şiddetini 1200mW/cm<sup>2</sup>'ye kadar yüksel-

tebilir. Böylelikle klinik kullanım sırasında plazma ark ışık kaynakları kadar olmamakla birlikte ışık uygulama süresi kısaltılabilir.<sup>21</sup>

Halojen ışık kaynakları uzun yıllardır dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılmasına rağmen ömürlerinin kısa olması, halojen lambaların, reflektörün, filtrenin kullanıma bağlı olarak zamanla etkinliğini kaybetmesi, yüksek ısı oluşturması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu yüzden son yıllarda farklı ışık kaynakları arayışına gidilmiştir.<sup>11,28-31</sup>

### LED (Light -Emitting Diodes) Işık Kaynakları

Kuartz tungsten halojen lambalarının bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile LED ışık kaynakları geliştirilmiştir.<sup>30,31</sup> Kelime anlamı 'ışık yayan diyotlar' demektir. Yapılarında elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bulunur.<sup>27,28</sup> LED'ler 1-4 volt arasında değişik voltaj ve 10-40 miliamper arasında elektrik enerjisi ile ışık üretebilmektedir.<sup>32</sup> Mavi LED ışık kaynakları yaklaşık 455-486 nm dalga boyunda sadece görünür ışık sağlar, bu dalga boyu çoğu kompozit maddeleri içerisinde başlatıcı olarak bulunan kamforokinonun aktivasyonu için yeterlidir.<sup>21,33</sup>

LED ışık kaynakları ışık üretimi sırasında ısı açığa çıkarmazlar buna bağlı olarak da uygulandıkları objelerde ısı artışı çok az olur. Gereken dalga boyunda enerji ürettiklerinden halojen lambalar gibi filtre edilmesine gerek yoktur.<sup>28</sup> Bu tip ışık kaynakları filtre gerektirmeyen tek kaynaklardır. Ayrıca fanları olmadığı için sessizdirler ve küçük, taşınabilir şekilde üretilebilmektedirler.<sup>21,30</sup> LED ışık lambaları oldukça uzun ömürlü ve değişmez ışık şiddetine sahiptirler.<sup>11,30</sup>

Bütün bu avantajlarının yanı sıra LED ışık kaynaklarının iki önemli dezavantajı bulunmaktadır. Birincisi LED ışık kaynaklarının enerji spektrumu dar olduğu için başlatıcı olarak sadece CQ içeren kompozitleri polimerize edebilir. Daha kısa dalga boylarında aktive olan başlatıcılar içeren bazı kompozit ve adeziv sistemlerin polimerizasyonunda yetersiz kalırlar.<sup>27</sup> Diğer bir dezavantajı ise enerji çıkış gücüne rağmen kompozit rezinlerin koyu renklerinde uygulama süresinin artırılmasına rağmen diğer kaynaklarla elde edilen polimerizasyon oranı sağlanamamaktadır. Bu problem son zamanlarda üretilen daha güçlü LED ışık

kaynakları ile ortadan kaldırılmaktadır. LED cihazlarının dişhekimliğinde kullanımı yeni olmakla birlikte piyasaya yeni çıkan 1. nesil LED'ler yerlerini daha yüksek ışık şiddeti içeren 2. nesil LED'lere bırakmışlardır. 1. nesil LED ışıklarının ışık şiddeti (400 mW/cm<sup>2</sup>'den az) sınırlıdır. Buna bağlı olarak da 40 saniye veya daha uzun polimerizasyon süresi gerektirmektedir. Geleneksel halojen ışık kaynaklarıyla karşılaştırıldığında çok iyi performans göstermemektedirler.<sup>21,34</sup> Günümüzde yeni geliştirilen 2. nesil LED'ler yüksek şiddette (600-1000 mW/cm ) mavi ışık üretebilen ileri teknoloji ürünleridir. 390-490 nm arasında geniş dalga boyu spektrumuna sahip olduklarından tüm kompozit rezinlerin polimerizasyonunda etkilidirler.<sup>34</sup> Bu nedenle 1. nesil LED'lerden daha iyi performans gösterirler ve polimerizasyon için gereken uygulama süresini de 20 saniyenin altına indirebilmektedir. Bununla birlikte ışık şiddetinin artması kaynak içerisinde ısı oluşmasına sebep olmaktadır. Isıyı dağıtmak için bu modellerine fan eklenmesi gerekmektedir. Fan ilave edilmesi ile halojenler gibi ses düzeyi, boyut ve enerji artışı gibi dezavantajlar da oluşmaktadır. 2. nesil LED'lerin polimerizasyon açısından performansı halojen ışık kaynakları ile karşılaştırılacak güçtedir ve yavaş yavaş halojenlerin yerini almaktadır.

Son yıllarda halojen ışık kaynakları ve LED ışık kaynaklarının etkinliklerini karşılaştırmak amacı ile birçok çalışma yapılmıştır. Mills ve ark.<sup>35</sup> LED ışık kaynaklarının farklı üç tip kompozit rezinde oluşturdukları polimerizasyon derinliğinin halojenlerden daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Oberholzer ve ark.<sup>36</sup> restorasyon LED ışık kaynağı ile yapıldığında standart halojenlere göre mikrosızıntının daha az olduğunu belirtmişlerdir.

Günümüzde LED ışık kaynağı üreticileri de *soft-start* polimerizasyon tekniklerini de cihazlarına dahil etmektedirler.<sup>33</sup>

LED ışık kaynakları kullanım açısından avantaj sağlamakla birlikte halojenler kadar tüm kompozit rezinlerde tam olarak etkin olmadıklarından dişhekimleri kullandıkları kompozitte ışık kaynağı ve süresinin yeterli polimerizasyon sağlayıp sağlamadığını kontrol etmelidirler.<sup>34</sup>

### Plazma Ark Işık Kaynakları

Uzun zamandan beri başka alanlarda kullanılmakta olan bu kaynak dişhekimliği kullanımına yeni girmiştir.<sup>7</sup> Plazma ark ışık kaynaklarında, inert gaz dolu basınçlı bir hazne içerisinde birbirinden ayrı iki tungsten elektrot bulunur. Bu elektrotlar aralarındaki boşlukta yüksek elektrik potansiyeli oluştururlar. Elektrotlar arasında yüksek voltajlı elektrik oluştuğunda bir kıvılcım meydana gelir ve bu kıvılcım çevresindeki Ksenon gazı (iyonize ederek plazmayı oluşturur).<sup>7,21</sup> 'Plazma' kelimesi yüksek ısıda, pozitif iyonlardan ve elektronlardan oluşmuş iyonize gazı ifade eder.<sup>7</sup> Böylece çok yüksek seviyelerde enerji oluşturulur.<sup>7</sup> PAC üniteleri 2000 mW/cm<sup>2</sup>'den daha yüksek şiddette ışık üreterek kompozitin polimerizasyonunu çok kısa sürede sağlayabilirler.<sup>21</sup> Bu ışık kaynaklarının enerji spektrumu halojen lambalardan daha geniştir ve ultraviyole (UV), görünür ve kızılötesi ışık içerirler. Fakat bazı yeni modeller bu enerji spektrumunu önemli ölçüde azaltmıştır. Bu ışık kaynakları elektromanyetik enerjinin büyük miktarını üretirler. Bu nedenle oluşan gereksiz ve zararlı dalga boylarını engellemek için daha fazla filtrasyon gereklidir.<sup>7,21</sup> En etkili filtre içerisi su dolu ışık uçlarıdır. Bu uçlar sert olarak büküldüğünde kırılabilen cam fiberli uçlardan daha da dayanıklıdır.<sup>7</sup>

Plazma arklarda akım elektrotlardan geçerken ısı üretirler bu da restore edilen dişte intrapulpal ısı artışına sebep olur. Bu nedenle özellikle dentin bağlayıcıların polimerizasyonu sırasında pulpayı koruyacak kadar yeterli dentin ve kompozit rezin kalınlığı olmadığından plazma ark ışık kaynakları 3 sn'den az süre ile kullanılmalıdır.<sup>21</sup>

Üretici firmalar genellikle kompozit rezinin polimerizasyonu için 3 sn. PAC kullanımının yeterli olduğunu belirtmektedirler. Bununla birlikte Danesh ve ark.<sup>37</sup> 3 sn. plazma ark kullanılarak polimerize edilen farklı kompozit rezinlerde yeterli mekanik özelliklerin sağlanmadığını belirtmişlerdir. Gagliani ve ark.<sup>38</sup> PAC ile kısa sürede ışık uygulanmasının sadece kompozit rezinin üst tabakalarında etkili olduğunu, daha derinlerde yeterli polimerizasyon oluşturulmadığını belirtmişlerdir. Peutzfeldt ve ark.<sup>39</sup> plazma ark ışık kaynaklarının kısa süre kullanımının polimerizasyon derecesini azalttığını, Munksgaard ve ark.<sup>40</sup> ise daha fazla artık monomer kaldığını bildirmişlerdir.

Plazma ark ışık kaynaklarının ömrü halojen lambalarına oranla daha uzundur. Üretici firmalar bu ışık kaynaklarının ömrünün genellikle 5 yıl olduğunu belirtmektedirler.<sup>7</sup> Bununla birlikte bu tip ışık kaynaklarında halojen kaynaklarda olduğu gibi zamanla ışık güçlerinde azalmalar meydana gelmektedir. Plazma arklar en hızlı polimerizasyon gerçekleştiren ışık kaynaklarıdır. Fakat restorasyon ile diş yapıları ara yüzeyinde oluşan polimerizasyon büzülme streslerini artırma gibi dezavantajları vardır.<sup>21</sup>

Günümüzde piyasada çok farklı çeşit plazma ark ışık kaynakları bulunmaktadır ve yenileri de sunulacaktır. Bu ürünler oluşturdukları ısının sonuçları, büzülme stresi geliştirmesi, polimerize ettikleri rezinin kalitesi açısından detaylı olarak değerlendirilmelidir.<sup>7</sup>

### Argon Lazer Işık Kaynakları

'Lazer' kelimesi İngilizce '*light amplification by stimulated emission of radiation*'un kısaltmasıdır.<sup>7</sup> Lazerlerde ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldıdığı enerjiyi soğurur, ardından bu enerjiyi elektromanyetik bir ışığa ile geri verir.<sup>41</sup> Lazerle üretilen ışık çeşitli özelliklere sahiptir; fotonlar eşvrelidirler (hepsi aynı fazda ve aynı frekansıdır) ve birbirlerinden uzaklaşmazlar.<sup>7</sup> Gün ışığında 7 ayrı dalga boyu bulunmaktadır ve her bir dalga boyu birbiri ile çakışır. Lazerde ise ışık tek bir dalga boyunda oluşur.<sup>41</sup> Böylece, belli bir frekansdaki yoğun enerji miktarı küçük bir alana yönlendirilebilir.<sup>7</sup> Işığın dalga boyu içerdiği elemente göre değişir.<sup>42</sup> Lazer sistemleri, ışığı oluşmasında rol oynayan bu aktif elemente göre adlandırılırlar. Argon lazerler 457- 502 nm dalga boyunda, gözle görülebilir spektrumda, devamlı ışın veren lazerlerdir. Hemen hemen hiç kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve oral dokularda ısı artışı en aza indirilmiştir.<sup>7</sup> Işık fiber-optik sistemlerle iletilir. Kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanıldığı gibi beyazlatma işlemlerinde, oral ülserlerin tedavisi ve yumuşak doku cerrahisinde de kullanılmaktadır.<sup>43-45</sup>

Hicks ve ark.<sup>46</sup> yapmış oldukları çalışmada argon lazerle polimerizasyonun, polimerizasyon zamanını azalttığı artık monomer miktarında azalma sağladığı ve halojen ışıkla karşılaştırıldığında polimerize edilen materyallerin fiziksel özelliklerinin eşit olduğunu göstermişlerdir. Blankenau ve ark.<sup>47</sup> argon lazerin

kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini artırdığını belirtmişlerdir. Bununla birlikte argon lazer ışık kaynaklarının dalga boyu spektrumu dar olduğundan her başlatıcının aktivasyonunda yeterli olmayabilir.<sup>48</sup>

Lazer kaynaklarının ömrü sınırlıdır ve kullanıma bağlıdır. Bu nedenle kullanılsa da kullanılmasa da lazer eskiyecektir. Kaynağın değiştirilmesi eğitimsiz bir eleman olmadan yapılamaz ve pahalıdır. Bu nedenlerden dolayı kompozit polimerizasyonu için kullanımı yaygın değildir.<sup>7</sup>

## Sonuç

Son yıllarda kompozit rezinlerin polimerizasyonu için değişik teknolojiler kullanılarak çok sayıda yeni ışık kaynakları üretilmiş, daha farklı özellikler içeren modeller piyasaya sunulmuştur.

Işık kaynaklarındaki gelişmelerin büyük çoğunluğundaki hedef kısa sürede polimerizasyon sağlayarak hekime zaman kazandırmaktır. Fakat bu amaçla kullanılan yüksek ışık şiddeti polimerizasyon bütülmelerini artırmaktadır. Düşük ışık şiddeti uygulanarak başlatılan polimerizasyon kenar uyumunu olumlu etkilemektedir.

Piyasada kullanılmakta olan tüm ışık kaynakları kompozit rezinleri polimerize edebilmektedirler. Fakat ışık kaynaklarının sağladıkları polimerizasyon derinlikleri, uygulama süreleri, ısı üretim miktarları arasında farklılıklar vardır. Işık kaynağının seçimi tamamıyla kullanacak hekimin ihtiyaçlarına ve tercihinine bağlıdır. Bu nedenle tüm ışık kaynaklarının özellikleri tam olarak bilinmeli, seçim ona göre yapılmalıdır. Ayrıca cihazlardan yüksek verim alabilmek amacı ile belirli aralıklarla ışık şiddetleri, ışık kaynağının ucu kontrol edilmeli gerekiyorsa yenilenmelidir.

## Kaynaklar

- McCabe JF. Applied Dental Materials. 7<sup>th</sup> ed. Blackwell Scientific Pub. Oxford, England, 1990.
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1993.
- Çalikkocaoğlu S. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler). Yeditepe Üniversitesi Yayını Sayı: 3, İstanbul, 2000.
- Van Noort R. Introduction to Dental Materials. Mosby, London, England, 1994.
- Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am* 1981; 25: 219-239.
- Roberson TM, Heymann HO, Swift E. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. The CV Mosby Co. St. Louis, United States of America, 2002.
- Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 1999; 25: 4-15.
- Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: The shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater* 2006; 22: 359-365.
- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991; 12: 737-740.
- Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 1997; 76: 1508-1516.
- Akgün B. LED ışık kaynakları. *Dentalife* 2003; 9: 14-16.
- Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials* 2004; 25: 4465-4477.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994; 19: 26-32.
- Yap AU, Soh MS, Siow KS. Effectiveness of composite cure with pulse activation and soft-start polymerization. *Oper Dent* 2002; 27: 44-49.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 417-421.
- Emami N, Soderholm KJ, Berglund LA. Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *J Dent* 2003; 3: 189-196.
- Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 2002; 18: 463-469.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci* 2003; 111: 277-279.
- Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 1998; 77: 1435-1445.
- Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 1997; 25: 321-330.
- Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent* 2002; 27: 636-638.

22. Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon büzülmesine etki eden faktörler. *CÜ Dişhek Fak Derg* 2002; 5: 52- 56.
23. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 499-505.
24. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 1995; 103: 322-326.
25. Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft-start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 2001; 26: 260-266.
26. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent* 1998; 26: 695-700.
27. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002; 110: 471-479.
28. Soh MS, Yap AU, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent* 2003; 28: 707-715.
29. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials* 2005; 26: 3981-3986.
30. Soh MS, Yap AU, Siow KS. Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent* 2004; 29: 9-15.
31. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*. 2000; 21: 1379-1385.
32. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light emitting diode dental curing units with distance and irradiation time. *Dent Mater* 2004; 20: 72-79.
33. Yap AU, Wattanapayungkul P, Chung SM. Influence of the polymerization process on composite resistance to chemical degradation by food-simulating liquids. *Oper Dent* 2003; 28: 723-727.
34. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003; 69: 666-666i.
35. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186: 388-391.
36. Oberholzer TG, Pameijer CH, Grobler SR, Rossouw RJ. The effect of different power densities and method of exposure on the marginal adaptation of four light-cured dental restorative materials. *Biomaterials* 2003; 24: 3593-3598.
37. Danesh G, Davids H, Reinhardt KJ, Ott K, Schafer E. Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent* 2004; 32: 479-488.
38. Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs traditional halogen lamps. *J Adhes Dent* 2002; 4: 41-47.
39. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16: 330-336.
40. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEG-DMA and Bis-GMA from resin and resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci* 2000; 108: 341-345.
41. Midda M, Renton-Harper P. Lasers in dentistry. *Br Dent J* 1991; 170: 343-346.
42. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry. *J Am Dent Assoc* 2004; 135: 204-212.
43. Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. *J Clin Laser Med Surg* 2003; 21: 7-17.
44. Hinoura K, Miyazaki M, Onose H. Influence of argon laser curing on resin bond strength. *Am J Dent* 1993; 6: 69-71.
45. Lalani N, Folley TF, Voth R, Banting D, Mamandias A. Polymerization with the argon laser;curing time and shear bond strength. *Angle Orthod* 2000; 70: 28-33.
46. Hicks MJ, Westerman GH, Flaitz CM, Powell GL. Surface topography and enamel-resin interface of pit and fissure sealants following visible light and argon laser polymerization: an in vitro study. *ASDC J Dent Child* 2000; 67: 169-175.
47. Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am J Dent* 1991; 4: 40-42.
48. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999; 65: 447-450. Review.

#### Yazışma Adresi:

Özden ÖZEL BEKTAŞ  
Cumhuriyet Üniversitesi,  
Dişhekimliği Fakültesi,  
Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD,  
SİVAS  
Tel : (346) 219 13 00 / 27 04  
Faks : (346) 219 12 37  
E-posta : ozdenozel@cumhuriyet.edu.tr

