

## GEÇMİŞTEN GÜNÜMÜZE POLİMERİZASYON CİHAZLARI POLYMERIZATION LIGHT-CURING UNITS FROM PAST TO PRESENT

Dr.Özge TÜRKÖĞLU\*

Dr. Öğr. Üyesi Ali Can BULUT\*

**Makale Kodu/Article code:** 3264  
**Makale Gönderilme tarihi:** 04.01.2017  
**Kabul Tarihi:** 14.02.2017

### ÖZ

Görünür ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ışık cihazları kullanılmaktadır. Kompozit rezinlerin içeriğinde olduğu gibi piyasaya çıkarılan ışık cihazlarında da çeşitlilikler olmuştur. Uygulama zamanını azaltmak ve polimerizasyon miktarını arttırmak için kullanılan teknolojiler ve teknikler zaman içerisinde değişim göstermektedir. İlk geliştirilen ultraviyole ışık cihazından günümüze kadar; kuartz tungsten halojen ışık cihazları (QTH), light emitting diode (LED), plazma ark ışık cihazları (PAC), argon lazer ışık cihazları olmak üzere farklı tipte ışık kaynakları geliştirilmiştir. Bu derlemenin amacı günümüzde kullanılan ışık cihazlarının özelliklerini, çalışma prensiplerini ve polimerizasyon etkinlikleri hakkında güncel çalışmalar ışığında bilgi vermektir.

**Anahtar Kelimeler:** Halojen ışık cihazları, Işık cihazları, Lazer, LED, PAC

### ABSTRACT

Light curing units are used polymerization for light-cured composite resins. Content of composite resins as well as light curing device has been varied. Using technologies and techniques to reduce the time application and increase the amount of the polymerization has changed over time. From the first developed device ultraviolet up to the present, quartz-tungsten-halogen light-curing units (QTH), light emitting diode (LED), plasma arc light devices (PAC), argon laser light devices have been developed, including different types of light sources.

The aim of this review is to present the properties of the light equipment, working principles and in the light of recent studies provide information about the activities of polymerization.

**Key Words:** Halogen lamp, Light-curing unit, Laser, LED, PAC

### GİRİŞ

Diş hekimliği restorasyon uygulamalarında artan estetik beklentiler nedeniyle ışıkla polimerize olan kompozit rezinler hem anterior hem posterior restorasyonlarda yaygın bir kullanıma sahiptir.<sup>1</sup> Kompozit rezinlerin, adezivlerin, fissür sealantların ve rezin içerikli simanların ışıkla polimerizasyonunu için çeşitli görünür ışık cihazları geliştirilmiştir.<sup>2</sup>

Polimerizasyon kompozit rezinlerin içeriğindeki monomerlerin kimyasal reaksiyonla birleşerek makromolekül oluşturması, monomerlerin polimere dönüşmesi olarak ifade edilebilir. Monomerlerin polimere dönüşmeleri sırasında monomerler arasındaki van der

waals bağlantıları yıkılır ve polimer ağı oluşturan kovalent bağlar kurulur. Polimerizasyon büzülmesi kaçınılmaz olarak bu sırada oluşur. Polimerizasyon sağlanmasında ışık kaynağının 'Işık Şiddeti yada yoğunluğu' ve 'Toplam Enerji Yoğunluğu' kompozit rezinlerin fiziksel özelliklerini etkileyen faktörlerdendir. Işık şiddeti yada yoğunluğu ( $mW/cm^2$ ); birim alana düşen ışık gücüdür (miliwatt). Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için en az  $400 mW/cm^2$  ışık yoğunluğu önerilmiştir. Işık ucu çapı daha büyük olan ışık cihazlar daha fazla güce sahiptir. Ancak ışık ucundan uzaklaştıkça ışığın yayıldığı birim alan daha büyük olduğu için ışık yoğunluğu daha az olur.<sup>3-6</sup>

\*Kırıkkale Ağız Diş Sağlığı Merkezi, Restoratif Diş Tedavisi Uzmanı

\*\*Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi



Polimerizasyon boyunca kompozit rezine uygulanan toplam enerjiye 'Toplam Enerji Yoğunluğu' denir ve ışık yoğunluğu ( $mW/cm^2$ ) ile uygulama süresinin (sn) çarpımıdır. Birimi ( $mJ/cm^2$ ) dir.<sup>7,8</sup> Kompozit rezinlerinin polimerizasyonunda oldukça önemli bir kavramdır. Orantılı olarak yüksek ışık şiddetinin kısa süreli uygulanması ile düşük ışık şiddetinin uzun süreli uygulaması ile eşit polimerizasyon derecesinin sağlanabileceği düşünülmektedir.<sup>9,10</sup>

Ultraviyole spektrumu (UV) , elektromanyetik spektrumun görünür ışıktan daha kısa olan 10-380  $\mu m$  dalga boyundaki bir parçasıdır. Günümüzde görünür ışık cihazlarında insan beyni tarafından görüntü (renk) haline çevrilebilen elektro manyetik spektrumun 400-700  $\mu m$  dalga boyundaki bölümünün mavi ucunda, mavi yeşil sınırındaki ışık kullanılmaktadır.<sup>11,12</sup>

Görünür ışığın her renk aralığında; dalga boyu, ışığın gücü, ışın miktarı ve yoğunluğu, yüzey alanına düşen güç değişmektedir. Dalgalar halinde olan ışın, yayılım yolu boyunca karşılaştığı partiküllerle çarpışır, absorbe edilir veya yansır hatta kırılır. Havada yada materyalin içinde dalga formunda ilerleyen ışınmadaki fenomen, güç yada yoğunluğun azalmasına sebep olur.

İstenilen noktaya istenilen miktarda ışınımın oluşması birçok faktöre bağlıdır. Bunlar ışık uygulama süresi, materyalle ışık kaynağı arasındaki mesafe, polimerizasyon derinliği, ışık kaynağı ile hedef materyal arasındaki elementler, ışık şiddeti ya da yoğunluğudur.<sup>13</sup>

Temelde bir ışık cihazı tasarımı; ana kutu, ışık kaynağı, belirli dalga boyundaki ışığın geçişini sağlayan filtreler ve ışığı uygulama bölgesine taşıyacak fiber optik ileticiden oluşmaktadır. Işık cihazları, tezgah üstü tip, tabanca tipi ünite ve fiber optik ek üniteler den oluşmaktadır.<sup>4,14</sup>

#### **Tezgah Üstü Tip**

Bütün fonksiyonel parçalar (ışık kaynağı, fan, filtre, polimerizasyon süresini gösteren zaman ölçer ve transformatörler) bir ana kutudadır. Bu kutudan ışık uygulama bölgesine ya cam fiberden oluşan, rijit fiber optik kabloyla ya da akışkan dolgulu, transparan bir dolgu içeren esnek bir kablo olmak üzere iki tip aparatla taşınabilir. Ana kutuda fonksiyonel parçaların ve fan sisteminin bulunması ile bu parçalar operasyon sahasının dışında bırakılmış olur ki bu tip tasarımlar piyasada daha ucuz satışa sunulan modellerdir.<sup>15</sup>

#### **Tabanca Tipi Üniteler**

Işık kaynağı, filtreler ve fiber optik kısım

tabanca şeklindeki el aparatındadır ve hareketli bir ünite. Çeşitli çap ve eğimlerden oluşan fiber uçların kullanımı için uygundur. Işık küçük fiber optik kort ya da namlu görünümündeki saydam yol boyunca iletilir. Değişik çapta fiber uçlar uygulanabilir. Geniş çaplı uç ile uygulandığında iyi bir yoğunluk oluşur. Sesli çalışan fanın, tabanca şeklindeki el aparatında bulunması nedeni ile uzun süreli kullanımlarda ısınma meydana gelir ve buna bağlı olarak gürültülü çalışır. Pahalı bir cihazdır. Tabancanın büyük ve ağır olması bu cihazın dezavantajlarından biridir.<sup>13,15</sup>

#### **Fiber Optik Ek Ünite**

Fiberoptik ek uçları el aparatındaki ışık kaynağına uygulanır. Uygulama uçları tezgah üstü modeline benzer fakat daha küçüktür. Mavi ışık filtresi yıpranmış ya da etkisini yitirmiş üniteler de belirgin ısı oluşturur. Oldukça küçük ve çok az yer kaplayan bu ek üniteler el aletinden daha ucuzdur. Küçük çaplı uçlar kullanılması, az ışık yoğunluğuyla uygulanması, bazı modellerde aşırı ısı oluşması ve yenilenme zorluğu en büyük dezavantajıdır.<sup>13,15</sup>

#### **Polimerizasyon Cihazları**

Polimerizasyon amacıyla kullanılan ilk ışık ünitesi UV ışık cihazıdır. Kompozit rezinlerdeki ve mikro elektronik teknolojisindeki gelişmelere paralel olarak bugün farklı mekanizmalara sahip; spektral dağılım, aydınlanma şiddeti ve radyasyon şiddeti açısından farklılıklar gösteren görünür ışık cihazları kullanılmaktadır.<sup>1,10,13</sup>

#### **UV Işık Ünitesi**

Işıkla aktive olan ilk kompozitlerde kullanılan foto başlatıcıyı, benzoin metil eteri aktive eden ilk ışık cihazıdır. 320-365  $\mu m$  dalga boyunda görünür olmayan ultraviyole ışığı kullanılmıştır.

Materyalin yüzey tabakasında yüksek oranda sertleşme sağlamaları ve materyallerin renk değişimlerini önlemeleri, bu cihazların avantajları olarak söylenebilir.<sup>6,14</sup>

UV ışık, hasta ve hekim için zararlıdır. Bazı cilt kanserlerine ve hastalıklarına, göz lensinin hasarına, gözde katarak veya göz damarlarının genişlemesine ve çeşitli mutajenik etkilere yol açabilmektedir. Ayrıca foto-toksik etkisi vardır.<sup>6,14</sup> Bu dezavantajları nedeniyle UV ışık kaynakları yerini görünür mavi ışık kaynaklarına bırakmıştır. Günümüzde klinik uygulamalarda kullanılmamaktadır.<sup>6,14</sup> Ancak UV cihazlar filtreli ( $1014mW/cm^2$ ) olarak, diş laboratuvarlarında rezinlerin indirekt polimerizasyonlarında kullanılmaktadır.<sup>6,14</sup>



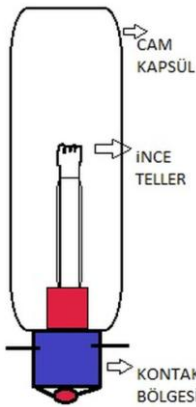
## Günümüzde Rezin İçerikli Materyallerin Polimerizasyonları İçin Kullanıma Sunulan Işık Cihazları

Günümüzde farklı teknik özelliklere ve avantajlara sahip çeşitli görünür ışık kaynakları kullanılmaktadır. Bu cihazlar isimlerini ışığın üretildiği ışık kaynaklarından alırlar. Işık cihazlarının ortak dezavantajı materyalin birden sertleşmesine neden olurlar ve kompozit rezinde polimerizasyon büzülmesi oluşur. Bu nedenle kullanılan ışık cihazlarının hiçbiri ideal polimerizasyon oluşturacak optimal özelliklere sahip değildir. Çeşitli ışık kaynakları arasındaki ana farklılıklardan biri ışık yoğunluğudur. Işık yoğunluğu cihazlar arasında 400 mW/cm<sup>2</sup>'den 3200 mW/cm<sup>2</sup>'ye kadar değişebilir.<sup>16-18</sup>

- Quartz Tungsten Halojen Işık Kaynakları (QTH),
- Plasma Ark Işık Polimerizasyon Cihazları (PAC),
- Işık Yayan Diyotlar (Light Emitting Diodes: LED),
- Lazer Işık kaynakları'dır.<sup>19,20</sup>

### Halojen Lambalar (QTH)

Geçmişten günümüze polimerizasyon cihazları arasında en yaygın ve rutin olarak kullanılan ışık cihazlarıdır.<sup>21</sup> Halojen lambalar gelişmiş akkor ampullerdir. Elektrik akımı elektronların birleştiği tungsten den yapılmış bobin üzerinden geçirilir. 2000-3000 °C ye kadar ısındıktan sonra akkorlaşıp parlamaya başlar.<sup>13,22</sup> Halojen lambalarda oluşan ısı çok yüksek olduğu için kullanılan ampül, akkor ampüllerden daha küçük ve cam kalınlığı daha fazladır. Bu lambaların kullanım ömrü 100 saat ile sınırlıdır ve değişimi gerektirir.<sup>23</sup> (Resim 1)



Şekil 1. Halojen lambalarının şematik yapısı.

Lambanın total çıkış gücünün sadece belirli bir kısmı bu cihazlarda polimerizasyon amacı için kullanılmaktadır.<sup>24</sup> Bu cihazlarda etkili ışık gücü 300-600 mW/cm<sup>2</sup> arasındadır. Halojen ışık cihazları ışığın çıkış gücünün artırılabilmesi, farklı çıkış güçlerindeki ışığın,

aynı cihazla değişik sürelerde uygulanabilmesi nedeniyle günümüzde rutin olarak kullanılan, maliyetlerinin diğer cihazlara oranla daha düşük olması nedeni ile en yaygın kullanılan ışık cihazlarıdır.<sup>24,25</sup>

Gelişen teknoloji ile halojen ampullerin güçlerinin artırılmasına paralel olarak, ışık gücü 800-1000 mW/cm<sup>2</sup>'nin üzerinde yüksek enerji yoğunluğu meydana getiren, daha kalın kompozit tabakalarının daha kısa sürede polimerizasyonunu sağladığı iddia edilen halojen ışık cihazları geliştirilmiştir.<sup>22,25</sup> Ersoy ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada halojen ışık kaynağının klinik olarak başarılı olduğunu göstermişlerdir.<sup>26</sup>

### LED (Light Emitting Diode) Işık Cihazı

Işık yayan diode olarak bilinen LED'ler, kuantum mekaniği etkisi ile görünür mavi ışık üreten ışık cihazlarıdır. Kuartz tungsten halojen lambaların bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile geliştirilmiştir.<sup>27,28</sup>

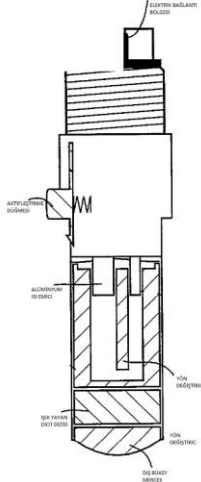
Temelde halojen lambalarda kullanılan sıcak filamenlerin yerine, elektronların birden diğerine geçişine olanak veren iki ayrı yarı iletken kristal bulundurur ve farklı elektron yoğunluğuna sahiptirler. Biri 'n' diğeri 'p' olarak isim alır. Elektrik akımı bu kristal parçalardan geçirildiğinde elektronlar ve boşluklar birleşir ve 'pn' arasında enerji oluşur. Kullanılan kristale göre değişen dalga boyunda görünür ışık elde edilir.<sup>27,29</sup> (Şekil 2) LED ışık cihazlarının temel özelliği 400-500 µm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretmeleridir. Etkin spektrumları ise 450-490 µm dalga boyundadır.<sup>5,28</sup> Cihazın emisyon profili ile uyumlu soğurma özelliği olan foto başlatıcısı kamferokinondur. 440-490 µm arasındaki dalga boyu kamferokinon içeren kompozit rezinlerde polimerizasyon için yeterlidir.<sup>30</sup>

Filtreleme gereksinimi olmadan istenilen dalga boyundaki ışık üretilir. Enerji kaybı oldukça azdır. Elde edilen enerjinin hemen hemen hepsi polimerizasyon için kullanılabilir. Bu nedenle cihazların elektrik enerjisi tüketimleri daha azdır. 1-4 volt arasında değişik voltaj ve 10-40 miliamper arasında elektrik enerjisi ile ışık üretebilir.<sup>31,32</sup>

İşlem sırasındaki yüksek ısı oluşumu gibi QTH ışık cihazlarındaki problemleri gidermek ve etkinliği arttırmak amacıyla 1995 yılında Light emitting diode (LED) ışık cihazları alternatif olarak sunulmuştur.<sup>30-33</sup>

İlk üretilen LED ışık kaynakları QTH ışık cihazlarından daha az ısı açığa çıkardıklarından kullanımları sırasında gingival ve pulpalda daha az irritasyona neden olmaktadır.<sup>32,34</sup> Kullanılan lambanın, ömrü

yaklaşık 10.000 saattir. Kullanımla birlikte ışık yoğunluğu zaman içinde azalmaz. Lambalarının yenilenmesinin maliyeti düşüktür. Bu cihazların ampullerinin ömrünün uzun olması, düşük enerji tüketimleri sayesinde şarj edilebilmeleri, kablosuz ve portatif düzenekleri, ürettikleri ısının halojenlere kıyasla daha az olması gibi avantajları vardır.<sup>23,24</sup>



Şekil 2. Led ampülünün şematik yapısı.

### Birinci nesil LED ışık cihazları:

Birinci nesil LED'ler piyasaya ilk çıkan jenerasyondur. QTH ışık cihazlarının dezavantajlarını gidermek amacıyla üretilmişlerdir. Performansları halojen ışık kaynakları ile hemen hemen aynıdır.<sup>19</sup> Işık yoğunluğu  $400\text{mw}/\text{cm}^2$  ile sınırlı olduğu için 40 sn yada daha uzun ışık uygulama süresi vardır.<sup>35</sup> İlk üretilen LED ışık cihazlarının, kompozit rezinleri yeterli derecede polimerize edemediğini gösteren çalışmalar vardır. Bunun sebebinin ilk kullanılan LED'lerin düşük ışık yoğunluğu ( $400\text{ mW}/\text{cm}^2$ ) ve sınırlı dalga boylarına sahip olmaları olarak bildirilmiştir. Kompozit rezinlerin koyu renklerinde uygulama süresinin arttırılmasına karşın diğer ışık kaynaklarından elde edilen polimerizasyon oranını sağlayamamıştır. Çakmakkıoğlu ve ark. (2005) yaptıkları bir çalışmada birinci nesil LED'lerin klinik olarak yetersiz olduklarını göstermişlerdir.<sup>36</sup>

### İkinci nesil LED ışık cihazları:

Uygulama süresini azaltmak amacıyla ışık yoğunluğu arttırılmış ( $1200\text{-}1500\text{ mW}/\text{cm}^2$ ) olan ikinci nesil LED ışık cihazları geliştirilmiştir. Bu cihazlar yüksek ışık yoğunluğunda, birinci nesilde olduğu gibi dar ışık spektrumuna sahip ( $390\text{-}490\text{ }\mu\text{m}$  dalga boyunda) mavi ışık üretmektedir.<sup>37,38</sup>

1995 yılında  $280\text{ mW}/\text{cm}^2$  ışık gücündeki birinci nesil LED ışık kaynağı ile 60 sn ışık uygulaması tavsiye ediliyorken, günümüzde yüksek ışık şiddeti nedeni ile ikinci nesil LED'lerle polimerizasyon için gereken uygulama süresini 20 saniyenin altına düşürebilmektedir. Hekim ve hasta için tedavi süresini azaltması en büyük avantajlarından biridir.<sup>37</sup>

Kamferokinon dışındaki diğer fotoaktivatörler,  $410\text{ }\mu\text{m}$  dalga boyundaki ışığa daha hassas ve  $450\text{-}480\text{ }\mu\text{m}$  dalga boyu arasındaki ışığa ise daha az hassas mono asilfosfin oksit (Lucirin TPO) veya 1-Fenil 1,2-Propandiyon (PPD) dur.<sup>38,39</sup>

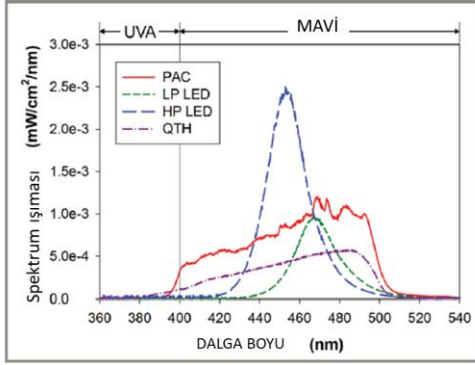
Bu nedenle birinci ve ikinci nesil LED ışık kaynakları, yapılarında kamferokinon dışındaki reaksiyon başlatıcıları içeren kompozit rezinler üzerine etkili olmayabilmektedir. Etkili polimerizasyon sağlamak amacıyla LED ışık kaynakları kullanılacağı zaman, polimerize edilecek restoratif materyalin yapısı iyi bilinmelidir.<sup>20</sup>

### Üçüncü nesil LED ışık cihazları

Son yıllarda uygulama zamanını azaltmada daha da etkili olan; ışık yoğunluğu arttırılmış üçüncü nesil LED ışık cihazları kullanıma sunulmuştur.<sup>40</sup> Çoklu dalga boyuna sahip olan üçüncü nesil LED ışık cihazları kamferokinon dışındaki polimerizasyon başlatıcılarının da polimerize edilebilmektedir.<sup>41</sup> Kamferokinonu aktive eden ikinci nesil ile aynı tipe sahip bir adet LED ampul ve diğer polimerizasyon başlatıcılar için daha düşük güçte chip kullanılan viyole spektrumunda ışık üreten dört adet aksesuar LED ampulden oluşmuştur. Çoklu diode kullanılan 3. nesil LED ışık cihazlarının, farklı çeşitlerdeki polimerizasyon başlatıcılarını polimerize edebileceği ifade edilmektedir.<sup>41</sup>

3. nesil LED ışık cihazlarının dental restoratif materyallerin her tipinde yeterli polimerizasyonunu sağladığını bildirmiştir.<sup>40,42</sup>

Labrie ve arkadaşları (2011) maksillar kesici dişe 30 cm den PAC (Sapphire, Den-Mat Santa Maria, CA ), düşük güçlü LED (SmartLite IQ2; Caulk Dentsply Woodbridge), yüksek güçlü LED (Elipar S103; M ESPE London, ON) ve QTH (Optilux 501Kerr Corporation Orange, CA) ışık cihazı kullandıkları çalışmada spektral emisyonu şekil 3 deki gibi bulmuşlar, Mavi ışığın yüksek güçteki ışık cihazlarının kısa mesafeden (0-30cm) uygulamalarında uygulayıcıda göz hasarı oluşturabileceğini bu nedenle koruyucu gözlük kullanımını tavsiye etmiştir.<sup>43</sup>



Şekil 3: Spektrum ışıması ( PAC:plazma ark ışık cihazı, LP LED: Düşük güçte LED, HP LED: Yüksek güçte LED, QTH: kuartz tungsten ışık cihazı

### Plazma Ark Işık Kaynakları

Plazma ark ışık kaynaklarında xenon plazma kısa ark lambası kullanılır. Birbirinden ayrı iki tungsten elektrotun bulunduğu inert gaz dolu basınçlı bir hazneden oluşmaktadır. Bu elektrotlar arasında yüksek voltajlı elektrik akımı geçirilerek bir kıvılcım oluşturulur ve ksenon gazı (inert gaz) iyonize edilir ve elektronlarla, pozitif iyonların bir karışımı oluşur. Bu oluşan yapı maddenin katı sıvı ve gaz fazına ek olan, dördüncü fazı yani plazma halidir.<sup>1,6</sup> Böylece çok yüksek seviyelerde enerji oluşturulur. PAC üniteleri 1000 mw/cm<sup>2</sup> den daha yüksek ışık üretilebilmektedir. 470µm dalga boyunun yakınında dar bir dalga boyu aralığında görünür ışık kısa bir süre için oluşur ve dar dalga boyu bandı CQ dışındaki diğer başlatıcıları aktive edemeyebilir.<sup>44</sup> Plazma Ark lambaların kullanım ömrü 500-5000 saat ile sınırlıdır.

PAC cihazlarında, halojen lambalardan daha geniş enerji spektrumu oluşturmaktadır. UV, görünür ışık ve kızılötesi ışık üretir. İstenmeyen ve zararlı olan dalga boylarını elemine etmek amacı ile filtre sistemi kullanılmaktadır. PAC ünitelerinde akım elektrotlardan geçerken yüksek seviyede ısı oluşturur. PAC üniteleri 1800mw/cm<sup>2</sup> den fazla ışık gücüne sahiptir.<sup>45</sup>

Bunun yanı sıra PAC ışık cihazları; işlevsel olarak halojen ışıklarla hemen hemen aynı özelliklere sahip olmaları, portatif olmamaları, yapılarının karmaşık olması, lambaların kullanım ömrünün sınırlı olması ve buna bağlı olarak zamanla ışık gücünde azalma meydana gelmesi, ışığı daha kompleks ve pahalı bir metotla üretmeleri sebebiyle günümüzde rutin olarak kullanılmamaktadırlar.<sup>45</sup>

### Lazer Işık Kaynakları

Lazer (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) ışığın uyarılmış radyasyon yolu

ile güçlendirilmesidir. Argon Lazer 1980'lerin başlarında kompozit rezin materyallerin polimerizasyonu amacıyla kullanılmaya başlanmıştır.<sup>46</sup>

Lazer teknolojisinde atomların enerji absorbe edip daha yüksek enerji seviyelerine çıkması özelliğinden yararlanır. Bu enerji transferi sonucu oluşan fotonlar aynı enerji düzeyinde, aynı frekansta, aynı yönde hareket ederler. Bu nedenle lazer ışığı aynı fazda aynı frekanstadır ve birbirinden uzaklaşmaz tarzda tek bir dalga boyundadır. Böylece belli bir frekanstaki yoğun enerji miktarı küçük bir alana yönlendirilebilir.<sup>46,47</sup>

Lazer sistemleri temelde aktif ortam (lazerin uygulandığı enerjinin dalga boyunu belirler), pompa mekanizması (aktif ortamın atomlarını uyarmak için kullanılır) ve optik yansıtıcıdan oluşur. Optik ortam iki konkav aynadan oluşur ve fotonların aktif ortam içinde sürekli olarak yansıtılmasını sağlamaktır. Lazerlerdeki çeşitliliğin sebebi aktif ortamın farklılığına bağlı olarak değişen dalga boyudur. Lazerler dalga boylarına göre;

- Ultraviyole (U.V.): 140-400 µm dalga boyu
- Görülebilir spektrum: 400-700 µm dalga boyu,
- İnfrared (kızılötesi) spektrum: 700 µm'den

mikrodalgaya kadar giden dalga boyları olarak sınıflandırılır.

Günümüzde diş hekimliğinde polimerizasyonun sağlanması amacıyla 400- 500 µm dalga boyunda ışık spektrumu ile argon lazer (457-502 µm) kullanılmaktadır. Pulpa ve oral dokularda ısı artışı en aza indirilmiştir.<sup>47</sup> Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için ısı enerjisini ışık enerjisine dönüştüren argon lazer, yüksek voltajlı akımın aktive ettiği inert gaz serisidir. Lazer ışığında oluşan dalga boyu genişliği halojen kaynaklardakinden daha dardır ve 470 µm ye yakındır ve kısa uygulama süresine sahiptir. Bazı üreticiler kamferonin dışındaki foto başlatıcı içeren rezin esaslı kompozitlerde argon lazer kullanılmasına başlamıştır bu durumda argon lazer polimerizasyon cihazının halojen kaynaklardan daha az polimerizasyon sağladığını düşünülmektedir.<sup>46,48</sup>

Yapılan çalışmalarda argon lazer kullanımı ile yapılan polimerizasyonun polimerizasyon zamanını kısalttığı ve artık monomer miktarının ise daha az olduğu belirtilmiştir.<sup>48,49</sup> Halojen ışık kaynakları ile karşılaştırıldığında polimerize edilen materyalin fiziksel özelliklerinin eşit olduğu gösterilmiştir.<sup>49</sup>

Argon lazer ile polimerize olmuş rezinlerde konvensiyonel ışık kaynaklarına göre daha derin

polimerizasyon sağlanmaktadır ve daha az artık monomer bulunmaktadır. Basma dayanımı ve çekme dayanımı gibi fiziksel özellikleri artmıştır. Aşınma direnci ise hemen hemen aynıdır.<sup>50</sup>

Argon lazer kamferokinon içerikli kompozitlerde daha büyük tabaka rezin kullanılabilmesine izin vermekte, daha kısa sürede polimerizasyon sağlayabilmekte ve daha az artık monomer görülmektedir.<sup>51</sup> Ancak oluşan bu fazla polimerizasyona bağlı olarak kırılmalık ve marjinal sızıntıda artış olabileceği belirtilmiştir.<sup>50</sup> Argon lazerle 10 s, geleneksel ışık kaynağı ile 30 s polimerize edilmiş kompozit rezinin yüzey ve taban sertlikleri incelenmiş ve gruplar arasında fark gözlenmemiş fakat 3 mm'de taban sertliği açısından Argon lazer ile polimerizasyonda anlamlı bir fark gözlenmiştir.<sup>51</sup>

Lazer kaynaklar kullanımdan bağımsız sınırlı bir ömre sahiptir. Kaynağın değişimi teknik bilgi gerektirir ve maliyetlidir. Enerji dönüşümü sırasında enerji kaybı çoktur. Bu nedenle yaygın kullanımı yoktur.<sup>50,51</sup> Argon lazer kullanımının pulpadaki ısı artışının görünür ışık cihazlarının neden olduğu sıcaklık artışına oranla daha az olduğu gösterilmiştir. Uygulama uçlarının pek çok hastada kullanılmasıyla çapraz enfeksiyon riski ortaya çıkar. Dezenfeksiyon işlemleri veya şeffaf bariyerler de ışık gücü yoğunluğunu azalttığı için, günümüzde tek kullanımlık ışık uçlarına ilgi giderek artmaktadır.<sup>50,51</sup> Yeni geliştirilen argon lazer ünitelerin boyutları ve ağırlıkları azaltılmış taşınabilirliği artırılmıştır. Ancak maliyet açısından oldukça pahalıdır.<sup>50,51</sup> Lazer ışığı yansır absorbe edilir ve dağınık formda olduğu için hedeflenen bölge dışında çevre dokulara da etkiler bu nedenle uygulayıcının çevre dokulara zarar verme riski vardır. Karaarslan ve ark.<sup>52</sup> yayınına göre argon lazer ile polimerizasyon mümkün olmasına rağmen maliyetin yüksek ve hekim tecrübesizliği nedeni ile sadece polimerizasyon amaçlı lazer kullanımının klinik olarak pek mümkün görülmediğini ifade etmiştir.<sup>52</sup>

## SONUÇ

Işık cihazlarının gelişimi devam ederken klinik şartlarda hekimin hangi ışık kaynağına ne kadar süre ihtiyacı olduğunu bilmesi gerekmektedir. Konvansiyonel yöntemlerle, argon lazer kıyaslandığında; argon lazer kullanımı ile yapılan polimerizasyonun, polimerizasyon zamanını kısalttığı ve artık monomer miktarının daha az olduğu bilinmektedir. Işık cihazlarının seçimin-

de maliyet büyük bir etken olsa da; artık monomer oluşumu, polimerizasyon hızı ve ışık kaynağının gücü gibi etkenleri de unutmamak gerekir. Işık cihazlarındaki gelişmelere rağmen kompozit rezin uygulamalarında polimerizasyon bütülmesi ve artık monomerin kalması halen büyük sorun teşkil etmektedir.

**Özge Türkoğlu:** ORCID ID: 0000-0002-5167-3323  
**Ali Can Bulut:** ORCID ID: 0000-0002-1586-7403

## KAYNAKLAR

1. Rawls KJ, Esquivel-Upshaw, J. Restorative resins. In: Phillips' science of dental materials. 11th Ed. Ed: Anusavice, K.J., St. Louis: W.B. Saunders: 2003. p. 399-437.
2. Yazici AR, Muftu A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. Oper Dent.2006;31:261-5.
3. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. J Dent 1995; 23:183-9.
4. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. Br Dent J 1999; 24:388-91.
5. Mills RW, UHL A, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. Biomaterials, 2002;24:2097-103.
6. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th Ed. St. Louis: The C.V. Mosby Co., 2002.p. 231-85.
7. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenberg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. J Esthet Dent 2000; 12:340-9.
8. Asmussen E, Peutzfeldt A. Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. Eur J Oral Sci 2005;113:417-21.
9. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. Dent Mater 2002;18:463-9.
10. Price RB, Felix CA, Andreou P. Effects of resin composite composition and irradiation distance on



- the performance of curing lights. *Biomaterials*. 2004;25:4465-77.
11. Correr AB, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Tango RB, Schneider LFJ, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J* 2005;16:218-24.
  12. Tarle, Z, Meniga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and experimental blue LED curing unit. *J. Oral Rehabil*. 2002;29:662-7.
  13. Jiménez-Planas A, Martín J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int* 2008;39:74-84.
  14. Mc Cabe JF, Walls AWG. *Applied dental materials*. 8th Ed. Oxford, England:Blackwell Scientific Pub.2000. p.87-178.
  15. Singh KT, Ataide I, Fernandes M, Lambor TR. Light Curing Devices-A Clinical Review. *J Orofac Res* 2011;1:15-19.
  16. Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003;69:66-9.
  17. Kauppi, MR, Combe ECC. Polymerization of orthodontic adhesives using modern high-intensity visible curing lights. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop*. 2003;124:316-22.
  18. Anne P, Adrian L, Simon F. Effect of high-irradiance light-curing on micromechanical properties of resin cements. *BioMed Res Int* 2016; 1: 15-9.
  19. Caughman WF, Rueggeberg FA. Shedding new light on composite polymerization. *Oper Dent* 2002;27:636-8.
  20. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent* 2005;30:257-64.
  21. Hackman ST, Pohjola RM, Rueggeberg FA. Depths of cure and effect of shade using pulse-delay and continuous exposure photo-curing techniques. *Oper. Dent*. 2002;27:593-9.
  22. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risks from LED- and high-intensity QHT-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 72:260-7.
  23. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002;29:1165-73.
  24. Yap AUJ, Soh MS. Thermal emission by different light-curing units. *Oper Dent* 2003;28:260-266.
  25. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004;112:89-94.
  26. Ersoy M, Özel E, Gökçe K. Farklı uygulama yöntemlerinin kompozit rezinlerin mikrosertlikleri üzerine etkisi Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2007; 17: 28-31.
  27. Campregheer UB, Samuel SM, Fortes CB, Medina AD, Collares FM, Ogliaeri FA. Effectiveness of second-generation light-emitting diode (LED) light curing units. *J Contemp Dent Pract*.2007;8:35-42.
  28. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater* 2001;17:309-15.
  29. Silva EH, Albuquerque RC, Lanza LD, Vieira GC, Peixoto RT, Alvim HH, Yoshida MI. Influence of different light sources on the conversion of composite resins. *Indian J Dent Res* 2011;22:790-4.
  30. Neumann M, Miranda WJR, Schmitt C, Rueggeberg F, Correa I. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* 2005; 33: 525-32.
  31. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light emitting diode dental curing units with distance and irradiation time. *Dent Mater* 2004;20: 72-9.
  32. Uhl A, Mills RW, Vowles RW, Jandt KD. Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res* 2002;63:729-38.
  33. Armellini E, Bovesecchi G, Coppa P, Pasquantonio G, Cerroni L. Led curing lights and temperature changes in different tooth sites. *BioMed Res Int*-1 2016; 1:10-4.
  34. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater* 2013;29:605-17.
  35. 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 Oral Sci* 2002;110:471-9.
36. Çakmakcıoğlu Ö, Topbaş B. Farklı ışık kaynaklarının kompozit polimerizasyonuna etkisi Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2005;15:48-54.
37. Schneider LF, Consani S, Sinhoreti MA, Sobrinho LC, Milan FM. Temperature change and hardness with different resin composites and photo-activation methods. *Oper Dent* 2005;30:516-21.
38. Schneider LF, Cavalcante LM, Prahl SA, Pfeifer CS, Ferracane JL. Curing efficiency of dental resin composites formulated with camphorquinone or trimethylbenzoyl-diphenyl-phosphine oxide. *Dent Mater* 2012;28:392-7.
39. Lima AF, Formaggio SEF, Zambelli LFA, Paliolol ARM, Marchi GM, Saraceni CHC, Oliveira MT. Effects of radiant exposure and wavelength spectrum of light-curing units on chemical and physical properties of resin cements. *Restor Dent Endod* 2016;41:271-7.
40. Hee-Min L, Sang-Cheol K, Kyung-Hwa K, Na-Young C. Comparison of the bonding strengths of second- and third-generation light-emitting diode light-curing units. *Korean J Orthod* 2016;46:364-71.
41. Price RBT, Fahey J, Felix CM. Knoop microhardness mapping used to compare the efficacy of led, qth and pac curing lights. *Oper Dent* 2010;35:58-68.
42. Spranley TJ, Winkler M, Dagate J, Oncale D, Strother E. Curing light burns. *Gen Dent* 2012;60:210-4.
43. Labrie D, Moe J, Price RBT, Young ME, Felix CM. Evaluation of ocular hazards from 4 types of curing lights. *J Can Dent Assoc* 2011;77:116-8.
44. Roule JF, Wilson NHF, Fuzzi M. Advance in operative dentistry. Challenges of the future. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.2001. p. 169-72.
45. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:610-6.
46. Rueggeberg FA, Blalock JS, Callan RS. LED curing lights – what is new? *Compend Contin Educ Dent* 2005;26:586-91.
47. Bektaş ÖÖ, Siso HŞ, Eren D. Işık kaynakları, polimerizasyon ve klinik uygulamalar. *EÜ Dişhek Fak Derg* 2006;27:117-24.
48. Hilton TJ. Direct posterior esthetic restorations. In: *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*. 2nd Ed Ed: Summit JB, Robbins JW, Schwartz RS. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc.2001.p.292-305.
49. 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;67:169-75.
50. Mark GF, Wayne AM. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999;65:447-50.
51. Sun G. The rol of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2000; 44:831-50.
52. Karaarslan Eş, Yıldırım C, Üşümez A. Restoratif tedavide lazer uygulamaları Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2010;22:340-9.

#### **Yazışma Adresi**

Dr.Ali Can Bulut  
Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi Bölümü  
E-mail:alicanbulut@outlook.com

