

DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN GÖRÜNÜR IŞIK KAYNAKLARI

VISIBLE LIGHT - CURING SOURCES USED IN DENTISTRY

*Işıl ÇEKİÇ**

Gülfem ERGÜN†

ÖZET

Görülebilir ışık ile polimerize olan materyaller, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Polimerizasyon teknolojisindeki gelişmeler, sıklıkla kullanılan halojen ışık kaynaklarının yanı sıra ışık yayan diyotlar (LED), plazma ark ve lazer ışık kaynaklarının kullanılmasına imkan vermiştir. Halojen ışık kaynaklarının bazı dezavantajları nedeniyle, alternatif olarak üretilen LED ışık kaynaklarının, yakın gelecekte konvansiyonel ışık kaynaklarının yerini alacakları düşünülmektedir. Son yıllarda, ışık şiddeti artırılmış halojen ışık kaynaklarının yanı sıra, 2. nesil LED ışık kaynakları üretilmiştir. Plazma ark ışık kaynakları; ışık şiddetini artırarak, polimerizasyon süresini kısaltmaktadır. Bu durumda hızlı ve tamamlanmamış polimerizasyon riski doğmaktadır. Lazer ışık kaynaklarının, ekonomik nedenlerle kullanımı kısıtlanmıştır. Bu derlemede, günümüzde kullanılan ışık kaynaklarına ait bilgiler, klinikte hekimlere yol gösterebilmek açısından karşılaştırmalı olarak anlatılmıştır.

Anahtar kelimeler: Kuartz-tungsten-halojen, ışık yayan diyotlar, plazma ark, lazer.

SUMMARY

Dental materials polymerized by visible light are widely used in dentistry. Developments in polymerization technology, enable the usage of light emitting diode (LED), plasma arc and laser in addition to the commonly used halogen light sources. Due to some of the drawbacks of halogen light sources, LEDs which are alternatively produced, will take conventional light sources place in near future. Recently, in addition to the halogen light sources with increased light intensity, second generation LED light sources have been produced. Plasma arc light sources, decreases the polymerization time by increasing the light intensity. For economical reasons, laser light sources' usage was limited. In this review article, informations about light sources used recently, have been explained comparably for showing the way to the dentists.

Key words: Quartz-tungsten-halogen, light-emitting diodes, plasma arc, laser.

Makale Gönderiliş Tarihi : 24.04.2006

Yayına Kabul Tarihi: 15.10.2006

GİRİŞ

Estetik diş hekimliğine artan talep, ışık ile polimerize olan materyalleri etkin ve vazgeçilmez hale getirmiştir. Görünür ışık polimerizasyon kaynaklarından, ışığa duyarlı restoratif materyalleri, rezin kompozitleri, rezin modifiye cam iyonomerleri, poliasit modifiye rezin kompozitleri, pit ve fissür örtücüleri, bağlayıcı ajanları, peridontal materyalleri, yapıştırıcı ajanları ve geçici restoratif materyalleri polimerize etmekte yararlanılmaktadır.^{8,12}

Son yıllarda dental teknolojilerdeki en büyük değişiklikler, rezin polimerizasyon sistemlerinde ve cihazlarında görülmektedir. Dental materyallerin polimerizasyonu, uygun fiziksel özellikleri ve tatminkar klinik performansı el-

de etmede büyük önem taşır. Yetersiz polimerizasyon ise; yüksek miktarda artık çift bağ ile birlikte, düşük monomer-polimer dönüşüm hızının neden olduğu düşük fiziksel özelliklere, artmış su emilimine ve çözünürlüğe neden olmaktadır.^{8,12}

Dental materyaller içinde önemli bir yer tutan rezin simanlar, 30 yıldan beri diş hekimliğinde, rezin bağlantılı sabit protezlerin, porselen venerlerin, postların, inleylerin, onleylerin, kronların, ortodontik braketlerin ve periodontal splintlerin yapıştırılmasında kullanılmaktadır. Metal olmayan inley ve onleylerin simantasyonunda, ilave olarak ışığın ulaşamadığı bölgelerde de polimerizasyonun sağlanabilmesi için, hem kimyasal olarak hem ışık ile po-

† Gazi Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Araştırma Görevlisi.

‡ Gazi Üniversitesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Yrd. Doç. Dr.

limerize olan rezin simanlar (dual-cure) tercih edilmektedir.²² Bu simanlar, mikrodolduruculu veya hibrit kompozit olup bisfenol A-glisidil dimetakrilat (BisGMA) veya üreten dimetakrilat rezin (UDMA) yapısındadır.^{4,8}

Son 40 yılda, BisGMA esaslı dimetakrilat formülasyonlarında önemli bir değişiklik gözlenmemekle birlikte; organik formülasyonlar, ışığı absorbe eden ve molekülleri hareketli bölgelere taşıyan fotobaşlatıcı (photoinitiator) sistemleri içermektedir. Bu noktada, radikaller veya diğer başlatıcı türler, oligomer karıştırıcının çapraz bağlı polimerik ağa dönüşümünü başlatmaktadırlar. Dental fotobaşlatıcıların emilim gereksinimleri, dental ışık polimerizasyon kaynaklarının spektral yayılım profillerini karşılamalıdır.¹⁵ Görülebilir ışık ile polimerize olan kompozit materyaller, α -1,2 diketonu (benzil veya kafurkinin, KK) başlatıcı serbest radikal olarak kullanırlar.⁹ KK, dental rezin ve adeziv formülasyonlarında yaygın olarak kullanılmakta olan fotobaşlatıcıdır ve ortalama 470 nm emilim değerine sahiptir. Katı, rengi beyazlatılmayan, sarı kromofor grubu olmaları nedeniyle, polimerize olan materyalin son estetik görünümünü etkileyecek istenmeyen sarımsı renge neden olmaktadır.^{15,23}

1970 yılında tanıtılan ilk kompozit rezinler, ultraviyole ışığı ile polimerize olmaktadır. Daha sonra, ultraviyole ışık ile polimerize olan rezinlere göre hastaların sağlığına zarar verme riski daha düşük ve polimerizasyon derinliği daha fazla olan görünür ışık ile polimerize edilen kompozit rezinler geliştirilmiştir.^{3,19} KK içeren ışıkla polimerize olan kompozit rezinler, mavi görünür ışık ile polimerize olmaktadır. KK, monomer substratın polimerizasyon reaksiyonunu başlatan serbest radikaller oluşturmak için yaklaşık 470 nm dalga boyunda iki keton reaksiyona sahiptir. Bununla birlikte, bazı kompozitlerde farklı dalga boyunda cevap veren ek veya alternatif başlatıcıları mevcuttur.¹

Günümüzde halojen lambalar, ışık yayan diyotlar, plazma ark lambaları ve argon iyonu lazerleri olmak üzere dört farklı polimerizasyon kaynağı mevcuttur.¹²

Kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları (KTH)

Kuartz-tungsten-halojen ışık kaynakları (KTH), rezin bazlı kompozitlerin polimerizasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır (Şekil 1). Yüksek derecede ısı ile akkor haline gelen bu lambalardan yayılan radyasyon filtre edilerek, 380-400 nm arasından başlayan ve 500-520 nm değerlerinde sonlanan spektruma geçirilmektedir.⁵ Tipik olarak, ışık şiddeti, 400-800 mW/cm² arasındadır ve kompozit rezinleri, 2 mm derinliğe kadar 40 saniyede polimerize etmektedir. Bununla birlikte, yüksek ışık şiddetinde (800 mw/cm² den fazla) KTH ışık kaynakları da günümüzde



Şekil 1. Kuartz-tungsten halojen ışık kaynağı (KTH).

kullanıma sunulmuştur. Turbo ışık kaynaklarından bazıları, 1.300 mW/cm² den fazla ışık şiddeti yayabilmektedir.²² Bazı tipleri iki veya üç farklı şiddette (step cure) ya da devamlı artan şiddette (ramp cure) enerji sağlamaktadır.⁴ KTH ışık kaynakları yaygın kullanımlarına rağmen, bazı dezavantajlara sahiptir. Halojen ampullerin ömürleri 40-100 saat arasında değişmektedir. Yüksek çalışma sıcaklığında ampul, reflektör ve filtre zaman içinde bozulabilmekte ve bunun sonucunda ışık kaynağının polimerizasyon etkinliği zamanla azalmaktadır. Klinik açıdan bu durum, yeterince polimerize olmamış, fiziksel özellikleri zayıf ve prematür kırık riski fazla olan restorasyonların yapılmasına yol açabilmektedir.^{7,16}

LED ışık kaynakları (light emitting diode)

KTH ışık kaynaklarında oluşan problemlerin üstesinden gelmek amacıyla alternatif ışık yayan diyot (light emitting diode, LED) teknolojisi tanıtılmıştır (Şekil 2). LED ışık kaynakları, ışığın oluşturulmasında, katı fazda yarı iletkenlerin bağlantılarını (p-n bağlantıları) kullanmaktadırlar. Diyotlar, dar spektral aralıkta ışığı oluştururlar ve galyum nitritten yarı iletken olarak yararlanırlar. Genellikle 450-490 nm dalga boyları arasında ışık üretmektedirler. Bu enerji aralığı, KK'yi fotobaşlatıcı olarak kullanan dental materyallerde ideale yakındır.^{7,10} Birinci nesil LED ışık kaynaklarında, 400 mW/cm² den düşük ışık yoğunluğu ve birçok ışık yayan diyot bulunduğundan ge-



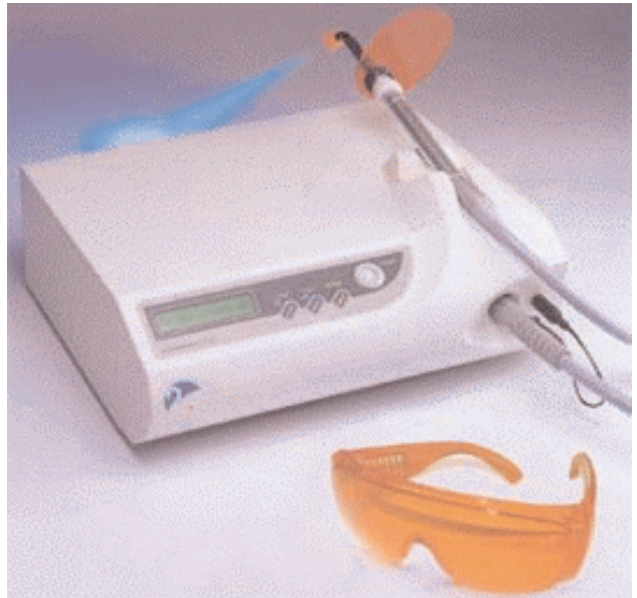
Şekil 2. Işık yayan diyot (LED).

leneksel KTH ışık kaynakları kadar iyi polimerizasyon oluşturamadılar. Günümüzde ikinci nesil LED ışık kaynakları kullanıma sunulmuştur. Bunlar, birinci nesil ışık kaynaklarına göre daha yüksek çıkış gücü ve farklı spektral dağılımda ışık oluşturmada ve daha kısa polimerizasyon süresi ile daha iyi performans sağlamaktadırlar.²⁰ Bu ışık kaynakları, dar bir spektral aralıkta ışık oluştururlar ve çalışabilmeleri için düşük güce ihtiyaçları vardır. Düşük güç gereksinimi, ısı üreten kızıl ötesi dalga boylarını uzaklaştırarak, soğutucu fan gereksinimini ortadan kaldırmakta ve şarj edilebilen bataryalar ile güç sağlanabilmektedir. Diğer ışık kaynaklarına göre daha hafif olup, kablolu olarak kullanılabilirler. Halojen ışık kaynaklarının ömrü 50-100 saat arasında olmasına rağmen, LED ışık kaynaklarının ömrü, yaklaşık 10.000 saat civarındadır. Filtre, reflektör içermezler ve zamana bağlı olarak bozulmadığı için, ürettikleri ışık sabit şiddettedir. LED ışık kaynakları daha az ısı oluşturmada ve bu gingival, pulpal irritasyon riskini azaltmaktadır.^{10,22} Price ve arkadaşları²⁰, ikinci nesil LED ışık kaynağının avantajlarını araştırdıkları çalışmalarında, LED ışık kaynağının bütün kompozit rezinleri polimerize etmede KTH ışık kaynağı kadar etkili olmadığını bildirmişlerdir. Bir başka çalışmada ise, LED ve KTH ışık kaynaklarının yüksek güç modları kullanılarak polimerizasyon sağlanmış, kompozitlerin sertlik değerleri karşılaştırılmıştır. LED ışık kaynağı ile polimerizasyonda, üreticinin önerdiği polimerizasyon süresinin yarıya indirildiği, KTH ışık kaynağının ise polimerizasyon süresinin değiştirilmediği araştırmada, kompozitlerin aynı sertlik değerlerine sahip olduğu belirtilmiştir.²¹ Ober-

holzer ve arkadaşları¹⁶, LED ışık kaynakları ve geleneksel KTH ışık kaynağı ile rezin esaslı kompozit restorasyonları polimerize ederek mikrosızıntı, makaslama bağlanma dayanımı ve yüzey sertliği açısından değerlendirmişler, LED ışık kaynağının, KTH ışık kaynağına göre (yüksek ışık çıkışına bağlı olarak) daha iyi sonuç verdiğini belirtmişlerdir.

Plazma ark ışık kaynakları

Plazma ark ışık kaynakları, daha etkili bir polimerizasyon sağlamak çalışma süresini kısaltmak amacı ile üretilmiştir (Şekil 3). Işık, iyonize molekül ve elektronların gaz karışımı olan ısı veren plazmadan yayılmakta ve KK aktivasyonu için, 440-500 nm aralığında dalga boylarında filtre edilmektedir. Üretici firmalara göre, polimerizasyon süresini birkaç saniyeye (3-10 sn.) düşürmektedir. Plazma ark ışığı ile polimerizasyon hızlı olduğu için yüksek polimerizasyon büzülmesi riskini düşündürmektedir.^{8,11,19} Ilie ve arkadaşlarının⁶, modern ışık kaynakları ile kompozit rezinlerin büzülme davranışını inceledikleri çalışmalarında, düşük enerjili LED ışık kaynağının, plazma ark, KTH ve yüksek enerjili LED ışık kaynaklarına oranla daha düşük polimerizasyon stresi gösterdiği sonucuna varmışlardır. Jung ve arkadaşları⁸, rezin simanın seramik restorasyonlarla birlikte, üç farklı polimerizasyon tekniği ile polimerizasyon etkinliğini araştırdıkları çalışmalarında, plazma arkın polimerizasyon etkinliğinin geleneksel KTH ışık kaynaklarına göre daha az olduğunu bildirmişlerdir.



Şekil 3. Plazma ark ışık kaynağı.

Lazer ışık kaynakları:

Lazer ışık kaynakları, 1980'lerin sonundan itibaren

mevcut olmalarına rağmen, ekonomik nedenlerle yaygın kullanım alanı bulamamışlardır (Şekil 4). Argon iyonu lazerleri, ışığı farklı frekanslarda yaymaktadırlar. Mavi lazerler ise rezin bazlı kompozitlerin ışık ile aktivasyonunda başarı ile kullanılmaktadırlar.^{5,22}



Şekil 4. Lazer ışık kaynağı.

Işık kaynaklarının polimerizasyon modları:

Son yıllarda ışık polimerizasyon protokollerinde, polimerizasyon modları olarak adlandırılan yeni gelişmeler ortaya konmuş olup, çeşitli ışık kaynaklarında farklı isim-

lerle tanımlanmışlardır. Yavaş başlangıç (soft-start), basamaklı olarak artan (step-curing), salınım (oscilating), beyazlatma (bleaching) bunlardan bazılarıdır. Bu polimerizasyon modları, dönüşüm derecesini arttırarak ve iç stresleri azaltıp, marjinal bütünlüğü korumayı amaçlamaktadır.¹¹

Mehl ve arkadaşları¹³, düşük ışık şiddetinde başlangıç polimerizasyonunu takiben, yüksek ışık şiddetinde son polimerizasyonun, ışıkla sertleşen kompozit rezinlerin marjinal uyumunu arttırdığını ve materyalin fiziksel özelliklerini geliştirdiğini belirtmişlerdir. Yoshikawa ve arkadaşları²⁶ yaptıkları bir çalışmada benzer şekilde, düşük ışık şiddetinin ($270\text{mW}/\text{cm}^2$) 10 saniye ve takiben yüksek ışık şiddetinin ($600\text{mW}/\text{cm}^2$) 50 saniye uygulamasının, kompozit rezinlerin kavite duvarlarına uyumunu arttırdığını ve polimerizasyon büzülmesini azalttığını bildirmişlerdir.

Işık kaynaklarının biyolojik etkileri:

Dental tedavilerde genellikle diş yüzeyinde ve pulpasında ısı artışı gözlenmektedir. Dişe dışarıdan uygulanan ısı, sıcaklık artışının şiddetine ve süresine bağlı olarak dişte değişen derecelerde pulpal travmaya neden olabilir¹⁷. Pulpal ısı artışı; diş preparasyonu esnasında dönen aletlerle,¹⁶ ultrasonik enstrümanlarla, lazer tedavisi ile,² ışık ile beyazlatma sırasında, geçici kron veya köprü yapımı ve dental kompozitlerin ışık ile polimerizasyonu sırasında²² oluşabilmektedir. Bu ısı artışının biyolojik etkileri halen tam olarak bilinmemekle birlikte, fakat herhangi bir zaman diliminde 43°C - 44°C yi aşan ısılarda istenmeyen etkiler oluşturabilmektedir.²⁵ Son yıllarda plazma ark ışık kaynağının tanıtılmasıyla, pulpa odasında ışık ile polimerizasyon esnasında ısı artışı, tartışılmaya başlanmıştır. Yüksek güçteki ışık polimerizasyon kaynaklarının dişler için potansiyel tehlike oluşturabilecekleri sonucuna varılmıştır.²⁴ Hofmann ve arkadaşları⁵, LED ışık kaynağı ile polimerizasyon esnasında ısı artışının, KTH ışık kaynağına oranla daha az olduğunu bildirmişlerdir.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon derecesinin yeterli olmadığı durumlarda yayılan toksik ve karsinojenik maddeler, pulpal reaksiyonlara neden olabilmektedir. Resin veya kompozit rezinlerden yayılan maddelerin azaltılabilmesi için, bunların iyi polimerize edilmeleri gerektiği bildirilmektedir.¹⁴ Uhl ve arkadaşları²⁴, ışık kaynaklarının pulpa odasındaki hücreler üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmalarında, KTH ve LED arasında fark gözlenmediğini rapor etmişlerdir. Munksgaard ve arkadaşlarının¹⁴ yaptığı benzer bir çalışmada ise, plazma ark ışık kaynağı ile polimerize edilen kompozit rezinlerden yayılan monomer miktarının, halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen ör-

neklerden yayılan monomer miktarının 4 kat fazla olduğu belirtilmiştir.

Dental tedaviler sırasında görülebilen diğer bir potansiyel zarar, gözlerde oluşabilecek retinal hasarlardır. Işığın yüksek şiddeti nedeniyle, ışık kaynağının ucuna veya dişlerden yansıyan ışığa direkt olarak bakılmamalıdır. Görünür ışığı filtre etmek ve hekimin polimerizasyon işlemini direkt olarak gözlemlemesi için hekim ve yardımcı elemanı korumak amacıyla çok sayıda araç kullanılmaktadır. Bunlar; görme sahasına direkt yerleştirilen yüz maskesi, ışık kaynağına yerleştirilen koruyucular ve gözlüklerdir.⁴

Işık kaynaklarının yıpranmasına bağlı olarak, çıkan ışık miktarı da zamana bağlı olarak değişmektedir. Azalan ışık çıkış miktarı, restorasyonların yetersiz polimerizasyonuna neden olabilmektedir. Marjinal sızıntı, artmış su emilimi, renk değişikliği, ikincil çürük ve pulpal rahatsızlıklar; restorasyonun ömrünü kısaltmaktadır.^{18, 26}

Işık kaynaklarının zamana bağlı performansının araştırıldığı bir çalışmada; tabanca şeklinde, fiber optik birime sahip ve sıvı kablolu olmak üzere 214 ışık kaynağı test edilmiş, kliniklerde kullanılan ışık kaynaklarının yarısından fazlasının tatminkar bir şekilde çalışmadığı ve ışık şiddetlerinde belirgin derecede bir azalma olduğu sonucuna varılmıştır.¹² Bu da zamanla eskiyen ışık kaynaklarının periyodik kontrollerin yapılması gerekliliğini ortaya koymaktadır.

SONUÇ

1970'li yıllardan bu yana kullanılan KTH ışık kaynaklarının dental materyallerin polimerizasyonunda klinik başarıları kanıtlanmış olmasına rağmen, bunların bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla kullanıma sunulan 2. nesil LED ler, son nesil KTH ışık kaynaklarına benzer şekilde 700-1200 mW/cm² ışık yoğunluğu ile yüksek performans göstermektedirler. Plazma ark ışık kaynakları, polimerizasyon süresini kısaltarak çalışma sırasında tükürük kontaminasyonunu engellemesine rağmen, hızlı polimerizasyon büzülmesine ve rezin-dentin ara yüzünde bağlantının bozulmasına yol açmaktadır. Bu olumsuz özelliği ve taşınabilir olmaması nedeniyle, yaygın klinik kullanımında kuşku oluşturmuştur. 2. nesil LED ışık kaynaklarının, sahip oldukları üstün özellikleri ile günümüzde, kliniklerde kullanılan KTH ışık kaynaklarına ciddi rakip olacakları düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Bennett AW, Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater* 20:72-79, 2004.
2. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, ROde SM. Pulpal temperature increases with Er-Yag laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent* 90: 447-451, 2003.
3. Correr AB, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Tango RN, 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* 16:218-224, 2005.
4. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials*. St. Louis: Mosby Co. Inc. 11th ed, 2002, 250-251, 620.
5. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. *Eur J Oral Sci* 110:471-479, 2002.
6. Ilie N, Felten K, Trixner K, Hickel R, Kunzelmann K-H. Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater* 21:483-489, 2005
7. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 16:41-47, 2000.
8. Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Schamalz G. Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent* 31:68-77, 2006.
9. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil* 32:362-367, 2005.
10. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, Cohen ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent* 14:286-295, 2002.
11. Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater* 21:608-615, 2005.
12. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent*. 26:239-243, 1998.
13. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 25:321-330, 1997.
14. Munksgaard EC, Peutzfeld A, Asmussen E. Elution of Teg-DMA and Bis-GMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci* 108:341-345, 2000.
15. 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* 33:525-532, 2005.
16. Oberholzer TG, Du Preez, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomater* 26:3981-3986, 2005.
17. Otl P, Lauer HC. Temperature response in the pulpal chamber during ultra high-speed tooth preparation with diamond burs with different grit. *J Prosthet Dent* 80: 12-19, 1998.
18. Pearson GJ, Longman CM. Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil* 16:57-61, 1989.
19. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of composi-

- tes polymerized with plasma arc curing units. Dent Mater 16:330-336, 2000.
20. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. J Can Dent Assoc 69:666, 2003.
 21. Price RBT, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. Biomater 26:2631-2641, 2005.
 22. Santos GC, El-Mowafy O, Rubo JH, Santos MJ. Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. J Can Dent Assoc 70:323-328, 2004.
 23. Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. Biomater 24:2097-2103, 2003.
 24. Uhl A, Völpel A, Sigusch BW. Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. J Dent 34:298-306, 2006.
 25. Wataha JC, Lockwood PE, Lewis JB, Rueggeberg FA, Messer RLW. Biological effects of blue light from dental curing units. Dent Mater 2:150-157, 2004.
 26. Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations Dent Mater. 4:359-166, 2001.

Yazışma adresi

Dt. Işıl Çekiç
GÜ Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Emek, Ankara
Tel.: +90 312 212 62 20/ 284
Fax: +90 312 223 92 26
e-posta: isilcekic@gazi.edu.tr