

Polimerizacijski uređaji u dentalnoj medicini

Ana Sandrić¹
doc. dr. sc. Danijela Marović²

[1] Studentica šeste godine

[2] Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Suvremeni kompozitni materijali dominantni su materijali u restaurativnoj dentalnoj medicini zbog izvrsne estetike u prirodnim bojama zuba i relativno lake manipulacije. Najčešće se stvrdnjavaju svjetlosno induciranom polimerizacijom, pa je razumljivo da je razvoj kompozitnih materijala rezultirao razvojem polimerizacijskih uređaja (1). Poznato je da polimerizacijski uređaj i način polimerizacije utječe na polimerizacijsku kinetiku i time na stupanj konverzije. Konverzija monomera u polimer, odnosno stupanj konverzije fundamentalno je svojstvo o kojem ovise sva preostala svojstva kompozitnog materijala, primjerice fizičkomehanička svojstva, mikrotvrdoća, elastičnost, apsorpcija vode, topljivost, stabilnost boje, dimenzijska stabilnost i biokompatibilnost (2). Iako ne postoje direktni dokazi, naslućuje se da je loša polimerizacija adheziva i kompozitnih materijala odgovorna za pojačano trošenje i pucanje kompozitnih ispuna, kao i pojavu sekundarnog karijesa na mjestima adhezivnog popuštanja (3).

Bez obzira što su polimerizacijski uređaji razvijeni za i zbog kompozitnih materijala, danas se rabe i za niz drugih materijala, poput adheziva, kompomera, giomera, ali i staklenih ionomera. Smolom modificirani stakleni ionomeri dodatno se stvrdnjavaju svjetlosno, a danas se polimerizacijske lampe rabe i za ubrzavanje kemijske reakcije stvrdnjavanja potpuno kemijski stvrdnjavajućih staklenih ionomera prijenosom topline. Dokazano je da se na taj način ostvaruju bolja mehanička svojstva (4, 5). Osim toga, smolasti zaštitni premaz za staklene ionomere također se polimerizira svjetlosno uz pomoć polimerizacijskih uređaja.

Vrste polimerizacijskih uređaja

Od prve pojave svjetlosno polimerizirajućih kompozita, u upotrebi su različiti polimerizacijski uređaji - od kvarz-tungsten halogenih (eng. *quartz tungsten halogen* - QTH) i plazme, do današnjih visoko sjajnih svjetlećih dioda (engl. *„light emitting diode“* - LED) (6) te laserskih polimerizacijskih uređaja.

QTH-svjetiljke imaju halogenu žarulju koja emitira bijelo svjetlo koje se zatim filtrira kako bi postalo plavo (7). Riječ je o tehnologiji istovjetnoj konvencionalnim žaruljama uz razliku u temperaturi žarne niti koja je veća kod halogenih izvora svjetlosti. Zagrijavanjem žarne niti od tungstena (koja djeluje kao otpornik) do temperature od otprilike 2700 °C proizvodi se elektromagnetno zračenje vidljive svjetlosti koje prolaskom kroz filtre propušta samo valne duljine od 350 do 520 nm (8). Nedostaci ove skupine polimerizacijskih uređaja, poput zagrijavanja, utroška energije, velikih dimenzija i ograničenog roka trajanja, motivirali su razvoj LED polimerizacijskih uređaja, no zbog pristupačne cijene i mogućnosti polimerizacije svih vrsta kompozitnih materijala još su u širokoj uporabi.

Plazma polimerizacijski uređaji primjenjuju struju visokog napona između dvije elektrode smještene u fluorescentnoj žarulji ispunjenoj ksenonom. Termin "plazma" odnosi se na plin koji je gotovo potpuno ioniziran. Struja uzrokuje zagrijavanje plazme do nekoliko tisuća stupnjeva Celzijusa i nastanak ultraljubičastog elektromagnetnog zračenja koje se u dodiru s žaruljom pretvara u svjetlost i toplinu. Ovim načinom se samo 1% zračenja pretvara u svjetlost koja se tada mora filtrirati kako bi se dobilo željeno zračenje

u plavom dijelu spektra, uz izrazito zagrijavanje (9). Emisijski spektar je uzak i pokriva valne duljine između 440-500 nm. Očekivana djelotvornost plazma uređaja, u vidu polimerizacije kompozitnih materijala u kraćem vremenu ekspozicije, svega 3-5 sekundi, naspram halogenih polimerizacijskih uređaja je izostala. Naime, neki se kompoziti, adhezivi i zaštitni lakovi ne polimeriziraju pod izvorom svjetla visokog intenziteta zbog nepodudarnosti između fotoinicijatora i valne duljine emitirane svjetlosti, a čak i u slučaju podudarnosti valnih duljina, kratko vrijeme izlaganja nije dostatno za potpunu aktivaciju fotoinicijatora u brojnim kompozitnim materijalima (10).

LED uređaji su fotonski uređaji na bazi poluvodiča u kojima elementarne čestice svjetlosti (fotoni) igraju ključnu ulogu. Oni pretvaraju električnu energiju u optičku radijaciju. Poznato je više od stotinu godina da se svjetlost može generirati ako električna struja prolazi kroz materijal s odstupanjima u smjeru (11). Taj se fenomen zove elektroluminescencija i otkriven je 1907. godine u prirodnom poluvodičkom silicijevom karbidu. U stomatologiji danas se za LED lampe koriste galij-nitridni sustav poluvodiča kako bi se generirala plava svjetlost valnih duljina od 400-500 nm (9).

LED polimerizacijski uređaji su lagani bežični i prijenosni aparati s većom trajnošću, a zbog svjetlećih dioda uskog emisijskog spektra, uz manje utrošene energije stvaraju manje topline (12). Prvi LED polimerizacijski uređaj raspoloživ za tržište pojavio se 2000. godine pod nazivom „LuxOMax“ (13). Bio je to nezgrapnan uređaj nalik na olovku, bežičan, i sadržavao je sedam LED dioda. Početni rezultati bili

su razočaravajući zbog nezadovoljavajućeg intenziteta svjetla (14). Unatoč negativnim predviđanjima, razvoj prve generacije LED polimerizirajućih uređaja događao se vrlo brzo. Pojavom Elipar™ FreeLight (3M, St. Paul, MN, SAD) dokazano je da LED polimerizirajući uređaji mogu premašiti potencijal halogenih polimerizirajućih uređaja. Ova generacija koristila je stakleni konusno spojeni optički vodič svjetlosti kako bi se dodatno pojačao intenzitet svjetla.

LED polimerizacijski uređaji druge generacije emitiraju plavu svjetlost sličnog spektra kao prva generacija, s maksimumom na valnoj duljini kamforkinona, ali znatno većeg intenziteta (15). Primjer polimerizacijskog uređaja druge generacije je Elipar™ FreeLight 2 (3M) i Bluephase Style M8 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichenstein).

Izlazni spektar polimerizacijskih uređaja prilagođen je najčešće korištenom fotoinicijatoru - kamforkinonu - koji ima najvišu apsorpciju oko 468 nm. Kamforkinon je fotoinicijator žute boje koja se pri osvjetljavanju plavim svjetlom mijenja u bijelu (16). Međutim, njegov kvantum učinkovitosti nije visok i stoga velika količina tog fotoinicijatora ostaje neaktivirana i doprinosi žutom obojenju kompozitnog materijala, što je neprihvatljivo za visoko-estetske kompozitne materijale namijenjene prednjim zubima. Iz tog su se razloga pojavili alternativni fotoinicijatori poput lucirina, fenilpropandiona, bisfenil (2,4,6-trimetilbenzoil)-fosfin oksida i bis-(4-metoksibenzoil)diethylgermanija, većih kvantuma učinkovitosti i svjetlijih nijansi. Njihovi se maksimumi apsorpcije nalaze na valnim duljinama nižim od 468 nm što je za posljedicu imalo razvoj polimerizacijskih uređaja šireg spektra. Novi LED polimerizacijski uređaji treće generacije (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent), osim maksimuma apsorpcije na 468 nm, imaju dodatni apsorpcijski maksimum na valnoj duljini oko 410 nm, za aktivaciju alternativnih fotoinicijatora (17). Većina uređaja treće generacije karakterizirana je vrlo visokim intenzitetom svjetlosti, iznad 1000 mW/cm², tako da unatoč LED tehnologiji dolazi od znatnog porasta temperature na površini tretiranog zuba.

LED polimerizacijski uređaji današnji su zlatni standard za svjetlosnu polimerizaciju dentalnih materijala. Današnji uređaji postižu intenzitet svjetlosti od 3200 mW/cm². Ova vrijednost, izolirana od ostalih parametara označava samo debljinu sloja kompozita koji se može polimerizirati. Povećanjem intenziteta povećava se dubina polimerizacije materijala (2 puta veći intenzitet znači 20 % veću dubinu polimerizacije) (18), no time se i dvostruko povećava grijanje zuba što za posljedicu ima oštećenje pulpe (19). Pri uporabi kompozitnih materijala s alternativnim fotoinicijatorima preporučuje se korištenje LED polimerizacijskih uređaja treće generacije.

Karakteristike polimerizacijskih uređaja

Bez obzira na vrstu materijala za koje se koriste, intenzitet svjetlosti, izlazni spektar svjetlosnog izvora i način polimerizacije najvažnije su značajke učinkovitosti polimerizacijskog uređaja (3).

Internacionalna organizacija za standardizaciju (ISO) preporučuje minimalni intenzitet svjetlosti od 300 mW/cm² u valnom području od 400 do 515 nm, na vrhu svjetlosnog nastavka uređaja za polimerizaciju (20). Intenzitet svjetlosti polimerizacijskih uređaja dugo je vremena smatran osnovnim svojstvom koje ima direktan utjecaj na kvalitetu polimerizacije kompozitnih materijala. Njegova vrijednost računa se dijeljenjem snage zračenja svjetlosnog izvora (mW) s površinom završnog dijela optičkog vodiča (u cm²). Navedena računica izvodi se pod pretpostavkom da se svjetlost emitira jednolično s cijele površine vrha optičkog vodiča, no ta pretpostavka nije istinita za većinu polimerizacijskih uređaja. Najčešće se s vanjskog ruba (1 mm ili više) ne emitira nikakva svjetlost. Uz to, kod nekih LED polimerizacijskih uređaja treće generacije koji imaju plave (468 nm) i ljubičaste diode (410 nm), nehomogenost distribucije snage zračenja dodatno je potencirana. Naime, diode različitih valnih duljina obično su i različitih jakosti, što dovodi do polja veće ili manje snage zračenja. Snaga zračenja, ovisno o vrsti uređaja i polimerizacijskom modu, također se mijenja tijekom vremena te vrijednosti intenziteta


svjetlosti nisu konstantne. Stoga bi bilo pravilnije umjesto intenziteta svjetlosti mjeriti gustoću energije zračenja (J/cm²) u vremenu tijekom cijelog ciklusa osvjetljavanja (3). Ipak, ne treba podrazumijevati da su svi LED uređaji treće generacije jednaki, jer su neki proizvođači unaprijedili konstrukciju uređaja i tako ostvarili homogeniju distribuciju svjetlosti.

Nehomogenost snage zračenja polimerizacijskih uređaja u praksi znači da kod polimerizacije velikih kompozitnih ispuna (osobito troplošnih) cijela površina ispuna neće biti jednolično polimerizirana. Štoviše, ako osvjetljavamo samo jednom, vjerojatno je da će marginalni grebeni, područja najvećeg žvačnog opterećenja, biti najslabije polimerizirani zbog toga što je zračenje najmanje na rubovima optičkog vodiča (21). Kako bi osigurali adekvatnu polimerizaciju ispuna velikih površina, potrebno je osvjetljavati više puta tako da se područja osvjetljavanja međusobno preklapaju ili produžiti vrijeme osvjetljavanja iznad onih preporučenih od strane proizvođača.

Blizina izvora svjetlosti i površine koja se polimerizira još jedan je preduvjet potreban za uspješnu polimerizaciju i dugotrajnost kompozitnih ispuna. Jačina svjetlosti koju kompozitni materijal prima eksponencijalno pada u odnosu na udaljenost od polimerizacijskog uređaja, tako da najdublji dijelovi ispuna neće biti dostatno polimerizirani (9). Ukoliko se radi o kompozitima s alternativnim fotoinicijatorima, potrebno je obratiti pozornost da se moraju rabiti uređaji čiji je izlazni spektar prikladan za njihovu aktivaciju. Pri tome je potrebno naglasiti da zračenja niže valne duljine slabije prodiru kroz kompozitni materijal, tako da bi određeni bulk-fill materijali s dvije vrste fotoinicijatora (koji se postavljaju u slojevima od 4 mm ili više) mogli ostati nedovoljno polimerizirani u najdubljim slojevima ukoliko polimerizacijski uređaj nije potpuno uz površinu kompozita.

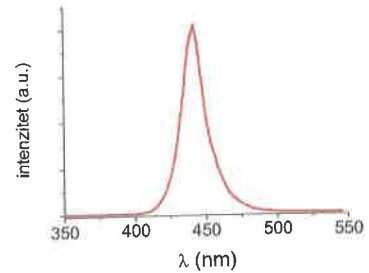
Kod određenih LED polimerizacijskih uređaja treće generacije, zbog prostornog razmjesta dioda različitih valnih duljina, dolazi do spektralne nehomogenosti izlaznog snopa svjetlosti. Takvi uređaji obično imaju dvije ili tri diode koje emitiraju oko 460 nm i jednu diodu koja emitira oko 410

nm, koja je obično i slabije snage zračenja. Osim toga, ukoliko postoji različita gustoća zračenja, pojavljuju se i temperaturne razlike na izlaznom kraju optičkog vodiča. Povišena temperatura pridonosi neželjenom zagrijavanju pulpe, ali i boljoj polimerizaciji kompozita. Zbog toga se pojavljuju bolje i slabije polimerizirana područja unutar kompozitnog ispuna, što povećava polimerizacijski stres, te uzrokuje različite mikrotvrdoće i područja različitog trošenja materijala unutar istog ispuna (3).

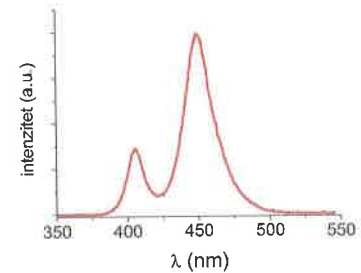
Poznavanjem polimerizacijskog uređaja i materijala koji se koriste u svakodnevnoj kliničkoj praksi te njihovim pravilnim rukovanjem možemo ostvariti dugotrajnost ispuna i zadovoljstvo pacijenta, a time i doktora. 



Slika 1. Kvarc-tungsten halogeni polimerizacijski uređaj.



Slika 2. Spektar LED polimerizacijskog uređaja druge generacije.



Slika 3. Spektar LED polimerizacijskog uređaja treće generacije.



Slika 4. Spektar LED polimerizacijskog uređaja treće generacije.



Slika 5. Optički vodič.

LITERATURA

- Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behaviour and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater* 2005; 21:608–15.
- Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 2002;81:114-18.
- Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-curing units: review of what we need to know. *J Dent Res*. 2015;94:1179-86.
- Goršeta K, Glavina D, Skrinjaric T, Czarnecka B, Nicholson JW. The effect of petroleum jelly, light-cured varnish and different storage media on the flexural strength of glass ionomer dental cements. *Acta Biomater Odontol Scand*. 2016;2:55-9.
- Goršeta K, Glavina D. Thermo-cured glass ionomer cements in restorative dentistry. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2017;51(1):122-7.
- Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil*. 2001;28:586-91.
- Kleverlaan CJ, de Gee AJ. Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *Eur J Oral Sci* 2004;112:84-8.
- Mahn E. Clinical criteria for the successful curing of composite materials. *Rev Clin Periodontol Implantol Rehabil Oral* 2013;6:148-53.
- 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.
- Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiher B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig*. 2000;4:140-7.
- Sze SM, Ng KK. Physics of semiconductor devices. 3rd ed. Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience; 2007. p. 815.
- Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater* 2013;29:605-17.
- Topcu FT, Erdemir U, Sahinkesen G, Yildiz E, Uslan I, Acikel C. Evaluation of microhardness, surface roughness, and wear behavior of different types of resin composites polymerized with two different light sources. *J Biomed Mater Res*. 2010;92:470-8.
- Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J*. 2002;193:459-63; discussion 5.
- Santini A. Current status of visible light activation units and the curing of light-activated resin-based composite materials. *Dent Update* 2010;37:214-6, 218-20, 223-7.
- Kamoun EA, Winkel A, Eisenburger M, Menzel H. Carboxylated camphorquinone as visible light photoinitiator for biomedical application: Synthesis, characterization and application. *Arab J Chem* 2014;3:117-27.
- Jimenez-Planas A, Martin J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. *Quintessence Int*. 2008;39:e74-84.
- Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater*. 1994;13:198-205.
- Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1965;19:515-30.
- International Organization for Standardization. ISO/TS 10650:1999. Dental equipment-powered polymerization activators. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 1999.
- Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater* 2013;29(2):139-56.