

Primena različitih svetlosnih izvora za polimerizaciju restaurativnih materijala

YU ISSN 0039-1743
UDK 616.31

Application of different light sources for polymerization of restorative resins

KRATAK SADRŽAJ

Cilj ovog rada bio je upoznavanje osnovnih karakteristika aktuelnih svetlosnih izvora i mogućnost pravilnog izbora aparata za polimerizaciju kompozitnih materijala. U radu su predstavljene osnovne karakteristike dve grupe svetlosnih izvora za polimerizaciju: svetlosni izvori koji proizvode belu svetlost konvencionalne halogene lampe i ksenonski (plazma) izvori, i izvori koji proizvode plavu svetlost vidljivog dela spektra: plave svetlosno-emitujuće diode (LED) i argonski laseri.

Poznavanje osnovnih karakteristika svetlosnih izvora (gustina snage svetlosne energije, raspon talasnih dužina) i njihov pravilan izbor mogu značajno uticati na kvalitet polimerizacije i sledstveno tome na kvalitet i dugotrajnost ispuna.

Ključne reči: kompoziti, plave svetlosno-emitujuće diode (LED), plazma lampas, argon laser

Larisa Blažić¹, Slavoljub Živković², Ivana Stojšin¹

¹ Univerzitet u Novom Sadu
Medicinski fakultet, Klinika za stomatologiju

² Univerzitet u Beogradu
Stomatološki fakultet, Klinika za bolesti zuba

INFORMATIVNI RAD (IR)
Stom Glas S, 2002; 49:95-100

Savremena restaurativna stomatologija se ne može zamisliti bez svetlosno-polimerizujućih kompozitnih materijala. Proces polimerizacije kompozitnih materijala podrazumeva aktiviranje fotoinicijatora (uglavnom kamforhinon), stvaranje slobodnih radikala i povezivanje monomera smole na molekularnom nivou u lance polimera i kopolimera. Međutim, osnovni nedostatak polimernih kompozitnih svetlosno-aktivirajućih materijala je pojava polimerizacione kontrakcije. Kontrakcija materijala tokom procesa polimerizacije, uz sve kliničke probleme koji nastaju kao posledica te pojave (fizički stres u međusloju zub-ispun, gubitak adhezivne veze, nastanak marginalne pukotine); predstavlja još uvek problem u rekonstruktivnoj stomatologiji.

Primena svetlosne polimerizacije u stomatologiji datira sa kraja 60-tih godina dvadesetog veka. U početku je primenjena kod zalivača jamica i fisurala, da bi sa razvojem i uvedenjem u svakodnevnu kliničku praksu brojnih fotopolimerizujućih polimernih dentalnih materijala u raznim oblastima stomatologije; prvenstveno u restaurativnoj stomatologiji postala nezamenljiva u stomatološkoj praksi².

Da bi se ostvarila zadovoljavajuća veza između materijala i tvrdih zubnih tkiva (osim samog materijala i pripreme gleđi i dentina) neophodan je i pravilan izbor svetlosnog izvora za polimerizaciju^{3,4,5,6}.

Stomatolozi praktičari su danas suočeni sa širokim izborom svetlosno-aktivirajućih materijala i polimerizacionih

svetlosnih izvora i često su u situaciji da odlučuju o tipu svetlosno-emitujuće tehnologije, odnosno o izboru najboljeg svetlosnog izvora za potrebe kliničke prakse.

Kvalitet polimerizacije restaurativnog materijala značajno zavisi od sastava materijala, intenziteta svetlosne energije izvora kao i trajanja polimerizacionog procesa.

Savremeni svetlosni izvori za polimerizaciju fotoaktivirajućih stomatoloških materijala podrazumevaju kako konvencionalne (halogene) lampe tako i nove izvore za polimerizaciju kao što su argonski laseri, ksenonske (plazma) lampe i trenutno najaktuelnije plave svetlosno-emitujuće diode (LED). Ovako veliki broj različitih svetlosnih izvora prisutnih u savremenoj stomatologiji može ponekad delovati zbunjujuće za stomatologe praktičare, pogotovo ako se ne poznaju njihove osnovne karakteristike. Svi izvori koji se primenjuju za polimerizaciju svetlosno-aktivirajućih stomatoloških materijala mogu se svrstati u dve osnovne grupe. Prvoj grupi pripadaju svetlosni izvori koji proizvode belu svetlost (koja se posebnom filterima prevodi u plavu svetlost) sa talasnim dužinama između 400 i 500 nm. Svetlosne jedinice ove vrste su konvencionalne halogene lampe i ksenonski (plazma) izvori. Druga grupa obuhvata polimerizacione izvore koji proizvode plavu svetlost vidljivog dela spektra. U ovu grupu svetlosnih izvora spadaju argonski laseri i plave svetlosno-emitujuće diode (LED).

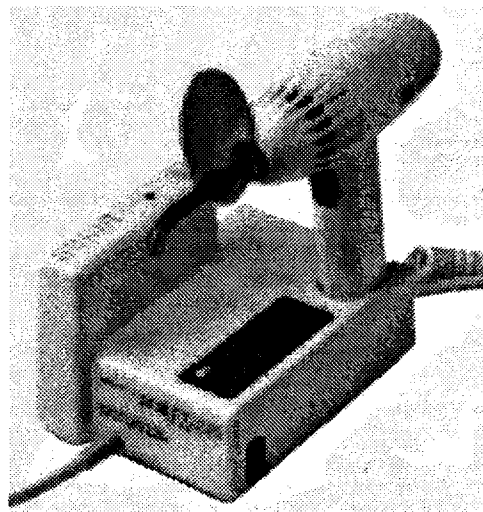
Halogeni svetlosni izvori

Sve do nedavno za fotopolimerizaciju kompozitnih materijala korišćene su isključivo halogene lampe koje su smatrane standardom u svetlosnoj polimerizaciji. Halogeni svetlosni izvori za polimerizaciju kompozitnih materijala proizvode belu svetlost koja je neadekvatna za polimerizacioni proces jer se radi o emisiji velikog broja talasnih dužina. Međutim, neželjene talasne dužine se uklanjaju posebnim filterima pri čemu se dobija polihromatski spektar plave svetlosti koji je u stanju da aktivira fotoinicijator u kompozitnoj smoli i započne proces polimerizacije⁷. Takođe treba istaći da dobijene nijanse i jasnoća plave boje halogenog izvora obuhvataju širok spektar talasnih dužina i relativno male intenzitete svetlosne energije. Ovi konvencionalni svetlosni izvori obezbeđuju konstantnu svetlosnu energiju kojom se ostvaruje kompletna polimerizacija ispunjena najčešće nakon ekspozicije od 20 do 40 sekundi. Produkovana svetlosna energija je u rasponu talasnih dužina između 400 i 500 nm, jer se takva svetlosna energija najefektivnije apsorbuje od strane fotoinicijatora kamforhinona koji je prisutan u preko 90% svetlosno-aktivirajućih materijala⁸. Apsorbovana svetlosna energija uzrokuje kod kompozitnih materijala pobuđivanje fotoinicijatora (molekula kamforhinona), koji u kombinaciji sa alifatičnim aminom proizvode slobodne radikale koji započinju polimerizaciju. Rezultat tog procesa je povezivanje monomera kompozitne smole u lance polimera čime započinje otvrdnjavanje materijala nakon ekspozicije svetlosnoj energiji u određenom vremenskom intervalu.

Iako su halogeni svetlosni izvori najčešće korišćeni za polimerizaciju polimernih dentalnih materijala, brojna klinička i eksperimentalna istraživanja su pokazala da ova tehnologija ima i neke nedostatke^{9,10,11,12}. Jedan od osnovnih nedostataka ovih izvora za polimerizaciju je taj što halogene sijalice imaju ograničen vek trajanja (oko 50 radnih sati). Usled čestih prekidanja izvora svetla (20 ili 40sec) trajanje sijalice se skraćuje za 50%, pa sa vremenom slabi izlazna snaga svetla što utiče na kvalitet polimerizacije materijala¹³. Osim sijalice, reflektor i filter slabe tokom vremena (zbog razvijanja visokih temperatura), pa se značajno smanjuje intenzitet proizvedene svetlosne energije kojim nije moguće inicirati i obezbediti pravilan proces polimerizacije kompozitnog materijala. Time se smanjuje kvalitet polimerizacije materijala i značajno smanjuje trajnost restauracije. Martin¹⁴, Barghi¹⁵ i sar. i Miyazaki¹⁶ i sar. su u svojim radovima pokazali da mnogi halogeni izvori, koji se koriste u svakodnevnoj kliničkoj praksi, posle dužeg korišćenja ne proizvode svetlosnu energiju adekvatnu za polimerizaciju. Poulos i Styner¹⁷ su radiometrijski testirali halogene izvore posle korišćenja od 1-3 godine i utvrdili značajan pad u vrednostima gustine izlazne snage nakon navedenih vremenskih intervala. Zbog toga se insistira na proveru svetlosnog halogenog izvora, odnosno merenju emitovanog svetlosnog fluksa nakon svakih 6-12 meseci¹⁷.

Halogeni polimerizacioni izvori poseduju iradijansu (gustinu snage svetlosne energije) od 600 mW/cm², a kao

najniži efektivni limit neophodan za ostvarivanje polimerizacionog procesa halogenim lampama smatra se iradijansa od 300 mW/cm²^{18,19}.



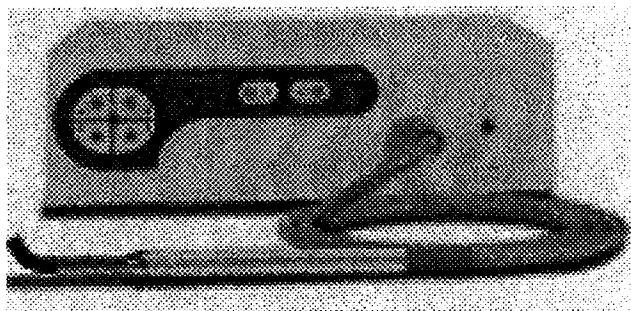
Slika 1. Konvencionalni (halogeni) svetlosni izvor
(Ortolux XT Curing Light, 3M Unitek)
Figure 1. Conventional (halogen) curing light
(Ortolux XT Curing Light, 3M Unitek)

Ksenonski svetlosni izvori (plazma lampe)

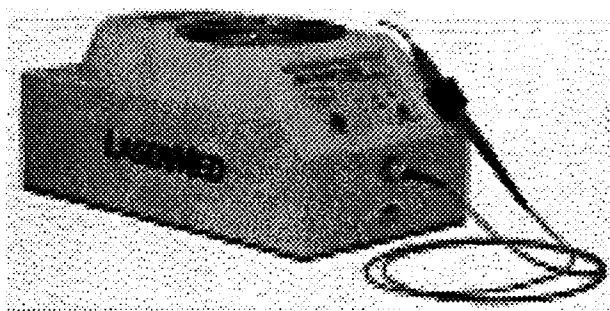
S obzirom da su halogeni svetlosni izvori prihvaćeni kao određeni standard kada je u pitanju fotopolimerizacija svetlosno-aktivirajućih kompozitnih materijala, ideja o skraćivanju vremena ekspozicije dovela je do razvijanja ksenonskih svetlosnih izvora (plazma lampe). Kao i konvencionalni halogeni izvori, tako i plazma lampe proizvode belu svetlost za polimerizaciju. Ono šta predstavlja razliku između ovih izvora je način na koji se ta svetlosna energija dalje angažuje u procesu polimerizacije kompozitnih materijala. Ksenonski izvori koriste sijalicu koja sadrži gas ksenon gde se dovođenjem električne energije proizvode svetlosni luk između dve elektrode koji jonizuje okolni gas (plazma). Jonizujući proces proizvodi varničenje i, sledstveno tome, emisiju bele svetlosti. Ksenonske lampe obezbeđuju iradijansu (gustinu snage) od preko 1100 mW/cm². Obzirom da savremeni halogeni izvori imaju snagu na izlazu od oko 600 mW/cm². To praktično znači da je za polimerizaciju kompozitnih materijala ksenonskim izvorom potrebno upola kraće vreme jer se sa većom gustinom snage efikasnije "pogađa" fotoinicijator polimerizacionog procesa i time ostvaruje brže otvrdnjavanje materijala. Kod plazma lampi, međutim, postoji jedan problem a to je moguće prisustvo drugog fotoinicijatora u materijalu (sem kamforhinona), jer se prema nalazima Hofmann-a²⁰ i sar. u tom slučaju ovim izvorima ostvaruje inferiornija polimerizacija šta značajno utiče na mehaničke

osobine materijala; odnosno na kvalitet i trajnost ispuna. Tokom poslednje dve godine Peutzfeldt²¹ i sar., zatim Pettermerides²² i sar. kao i Fano²³ i sar. sproveli su različita istraživanja sa ciljem definisanja post-polimerizacijskih osobina svetlosno-aktivirajućih materijala polimerizovanih plazma lampama. Dobijeni nalazi su kontradiktorni. Naime, u početku se smatralo da ovako brza fotopolimerizacija treba da smanji kontrakciju materijala. Međutim, Tonioli²⁴ sa saradnicima je u svojim radovima ukazao da se nakon polimerizacije plazma lampama ostvaruje nekompletan polimerizacioni proces, odnosno uočena je slabija polimerizacija (manja dubina polimerizacij). Prema istraživanjima Millar-a²⁵ i sar. neadekvatna polimerizacija negativno utiče i na vek trajanja restauracije. Na inferiornost ksenonskog izvora ukazuju Tanoue²⁶ i saradnici koji su upoređivali efekat halogenog i ksenonskog izvora na dubinu polimerizacije.

Ograničenja tehnologije ksenonskog izvora bazirana su na značajnom smanjenju izlazne snage svetlosti tokom vremena, relativno brzom propadanju elektroda kao i razvijanju znatne količine toplotne energije tokom polimerizacije koja može predstavljati rizik po zubnu pulpu²⁷.



Slika 2. Ksenonski (plazma) svetlosni izvor (Apollo 95E, DMD)
Figure 2. Plasma (xenon) light source (Apollo 95E, DMD)



Slika 3. Argon laser (AccuCare 3000, LaserMed)
Figure 3. Argon laser (AccuCare 3000, LaserMed)

Laser kao svetlosni izvor

Poslednjih godina kao polimerizacioni svetlosni izvor korišćen je i argon laser. Plava svetlost koju emituje ovaj svetlosni izvor je takođe optimalna za aktiviranje fotoinicijatora (kamforhinon) i iniciranje polimerizacije kompozitnih materijala²⁸. Argon laser generiše plavu svetlost jedne talasne dužine (monohromatsku) od 488 nm koja je adekvatna za iniciranje fotoinicijatora kamforhinona i pokretanje polimerizacionog procesa. Fotoni laserske svetlosti putuju u fazi (koherentni su) i fokusirani tako da obezbeđuju bržu i efikasniju polimerizaciju materijala. Raspon talasne dužine laserskog izvora je veoma uzak i iznosi svega 40 do 45 nm (u poređenju sa halogenim gde je taj raspon 120 nm)²⁹. Zbog toga laserski snop i sa manjom izlaznom energijom "pogađa" željenu talasnu dužinu (fotoinicijator) odgovornu za polimerizacioni proces (468 nm). Zahvaljujući koherentnom svetlosnom zraku ne dolazi do rasipanja svetlosne energije čime se

ostvaruje konzistentnija iradijansa (gustina snage) bez obzira na udaljenost izvora od kompozitnog materijala, što nije slučaj sa halogenim izvorom³⁰. Radovi Cobb-a³¹ i sar. kao i Aw-a i Nisholls-a³² takođe potvrđuju da laser zahteva daleko kraće vreme za polimerizaciju kompozitnih materijala. Tako, Fleming i Mailet³³ u svojim istraživanjima ističu da je za polimerizaciju sloja kompozitnog materijala od 2 mm neophodno 10 s (umesto uobičajenih 40 s kad se koristi halogeni izvor). Skraćeno vreme polimerizacije ne utiče negativno na fizičko-hemijske karakteristike polimerizovanih materijala odnosno na kvalitet i trajnost ispuna šta potvrđuju Shanthala³⁴ i saradnici odnosno Powell³⁵ i saradnici u svojim istraživanjima.

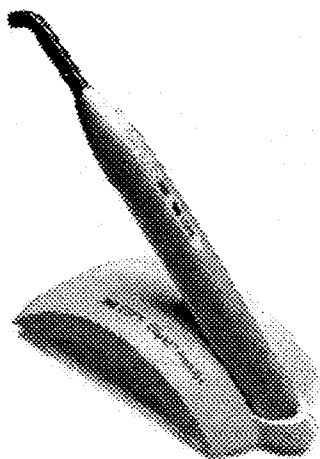
Međutim, iako poboljšavaju kvalitet i brzinu polimerizacije kompozitnih materijala laseri imaju i nedostatke. Jedna od osnovnih zamerki je veličina same aparature, kao i razvijanje značajnih količina toplotne energije koja može oštetiti okolna tkiva³⁶. Drugi, ne manji problem, je produženo vreme potrebno za postizanje aktuelne svetlosne emisije koja može da započne polimerizacioni proces. Svakako da je i visoka cena ovog izvora značajna prepreka za većinu stomatologa praktičara.

Plave svetlosno-emitujuće diode kao svetlosni izvor

Tehnološki razvoj plavih-svetlosno polimerizujućih dioda, kao izvora polimerizacione svetlosti, nametnuo je poslednjih godina vrlo prihvatljivo rešenje problema vezanih za svetlosno- polimerizujuće izvore u stomatologiji. Mada su konvencionalne svetlosno -emitujuće diode poznate decenijama kao sastavni deo elektronskih uređaja, njihovo angažovanje kao izvora svetlosti za polimerizaciju predstavlja tehnološku inovaciju. Svetlosni izvori za polimerizaciju polimernih materijala sa plavim svetlosno-emitujućim diodama su zasnovani na tehnologiji poluprovodnika, gde se emisija plave svetlosti ostvaruje prolaskom električne energije kroz poluprovodnički čip smešten u sredini sijalice. U procesu polimerizacije dentalnih materijala plave -svetlosno emitujuće diode (LED-light emitting diode) predstavljaju izuzetno efikasan svetlosni izvor pre svega sa stanovišta

hemizma polimerizacionog procesa³⁷. Činjenica da je apsorpcioni spektar fotoinicijatora kamforhiona kod kompozitnih smola u vrednostima od 400-500 nm (apsorpcioni maksimum je 468 nm) i da je emitovana plava svetlost dioda veoma uskog raspona talasnih dužina (430-500nm) upućuje na veliku sličnost ovih spektara³⁸. Ovo znači da se emitovana svetlosna energija kompletno angažuje u polimerizacionom procesu te nisu neophodne visoke vrednosti iradijance (gustine snage) izvora.

Uchida i Hirasawa³⁹ u svojim ispitivanjima komercijalnog izvora sa plavim svetlosno-emitujućim diodama potvrđuju da je LED svetlosni izvor (u odnosu na angažovano vreme) 2 do 3 puta efikasniji u poređenju sa halogenim izvorom, uz 10 puta manji utrošak energije. Poređenja radi, halogena jedinica sa gustinom snage od 700-1000 mW/cm² jeste efikasna u procesu polimerizacije kao izvor sa plavim svetlosno-emitujućim diodama sa gustinom snage oko 400 mW/cm². LED izvori su sa znatno manjom gustinom snage izvora i kraćom ekspozicijom u mogućnosti da obezbede isti stepen i kvalitet polimerizacije materijala bez termičkih oštećenja zubnih tkiva⁴⁰. U komparativnim studijama Mills-a⁴¹ i sar., Nomura-e⁴² i sar. i Kneževića⁴³ i sar. testiran je kvalitet polimerizacionog procesa (dubina polimerizacije, tvrdoća, kompresivna snaga, stepen konverzije monomera) i potvrđena superiornost plavih dioda kao izvora polimerizacione svetlosti u poređenju sa drugim svetlosnim izvorima.



Slika 4. LED svetlosni izvor (Elipar Free Light, 3M ESPE)
Figure 4. LED curing unit (Elipar Free Light, 3M ESPE)

Međutim, osim dobrih osobina LED izvorima se mogu pripisati i određeni nedostaci. Tako, Ernst³⁶ ukazuje da ovi izvori više rasipaju svetlosnu energiju u poređenju sa prethodno pomenutim izvorima. Ovaj optički fenomen se dovodi u vezu sa tehničkim karakteristikama LED izvora; odnosno nedostatkom sistema reflektora, neadekvatnim osobinama vodiča svetlosti kao i slabijim efektima fokusiranja. Zato je za dobru polimerizaciju materijala neophodno vodič svetlosti ovog svetlosnog izvora plasirati neposredno uz materijal za ispun.

Zaključak

Da bi se postigli zadovoljavajući rezultati polimerizacije tokom aplikacija svetlosno-aktivirajućih materijala, neophodno je poznavanje osnovnih karakteristika svetlosnih izvora, odnosno poznavanje svetlosne senzitivnosti restaurativnog materijala.

Pri izboru svetlosnog izvora neophodno je poznavati parametre vezane za emitovanu svetlosnu energiju (iradijansa, raspon talasnih dužina) jer se time može uticati na vreme ekspozicije i na kvalitet polimerizacionog procesa.

Za restaurativni svetlosno-aktivirajući materijal je potrebno posedovati informacije o vrsti fotoinicijatora, odnosno poznavati međusobni odnos organske i neorganske komponente u materijalu (s obzirom da na konverziju monomera u polimer u kompozitnoj smoli značajno utiče sastav organskog dela). Poznavanje ovih parametara moglo bi da reši i trenutno vrlo aktuelan problem svetlosne polimerizacije, a to je skraćenje trajanja polimerizacionih ciklusa.

Savremeni svetlosni izvori za polimerizaciju nameću potrebu za odgovorima i na mnoga druga kompleksna pitanja. Svakako najaktuelniji problem svetlosne polimerizacije vezan je za količinu i efekte stvorene toplotne energije pojedinih izvora koja može oštetiti pulpo-dentinski kompleks. Drugi, ne manje značajan problem je i potreba za prevazilaženjem povećanog stresa koji nastaje na spoju materijala i tvrdih zubnih tkiva usled skraćenog vremena polimerizacije i povećane kontrakcije materijala u kavitetu.

Literatura

- Buonocore MG. Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc* 1970; 80: 324-328.
- Rock WP. The use of UV radiation in dentistry. *Br Dent J* 1974; 136: 455-458.
- Rees JS, Jacobsen PH. Restoration of teeth with composite resin. Indirect placement composite. *Dental Update*; 1996; 24: 25-29.
- Cook WD. Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res* 1980; 59: 800-808.
- Tjan AHL, Berge BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of Class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1992 ;67: 62-66.
- Van Dijken JWV, Horstedt P, Waern R. Directed polymerization shrinkage versus a horizontal incremental fillinfg technique: interfacial adaptation in vivo Class II cavities. *Am J Dent* 1998; 11: 165-172.

7. Blankenau R, Kelsey WP, Kutsch VK. Clinical applications of argon laser in restorative dentistry. In: Miserendino LJ and Pick RM (eds): Lasers in dentistry. Chicago: Quintessence Publishing; 1995. p.217-30.
8. Cook WD. Spectral distribution of dental photopolymerization sources. *J Dent Res* 1982; 61: 1436-1438.
9. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 1992; 20: 183-188.
10. Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth cure among light-curing units in clinical use. *J Dent* 1999; 27(3): 235-241.
11. Solomon CS, Osman YI. Evaluating the efficacy of curing lights. *SADJ* 1999; 54: 357-362.
12. Walker EB. How to improve light curing output. *J Prosthet Dent* 1993, 70(6): 553-557.
13. Cayless MA, Marsden AM. Tundsten halogen lamps. In Lamps and lighting 3rd ed. pp 169-182 london. Edward Arnold Ltd; 1983.
14. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent* 1998; 26: 239-243.
15. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc* 1994; 25: 992-996.
16. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices, *Oper Dent* 1998; 23: 50-54.
17. Poulos JG, Styrer DL. Curing lights: changes in intensity output with use over time. *Gen Dent* 1997; 45(1): 70-73.
18. Caughmann WF, Rueggeberg FA, Curtis JW Jr. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc* 1995;126: 1280-1286.
19. Shortall A, Harrington E. Guidelines for the selection, use, and maintenance of visible light activation units. *Br Dent j* 1996; 181: 383-387.
20. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber 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 Sep; 4(3). 140-147
21. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin modified composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000 16(5): 330-336.
22. Pettermerides AP, Ireland AJ, Sherriff M. An ex vivo investigation into the use of a plasma arc lamp when using a visible light-cured composite and a resin modified glasspoly(alkenoate) cement in orthodontic bonding. *J Orthod* 2001 28(3): 237-244.
23. Fano L, Ma WY, Marcoli PA, Pizzi S. Polymerization of dental composite resin using plasma light. *Biomater* 2002; 23(4): 1011-101.
24. Tonioli M, Bouschilicher MR, Rueggeberg F, Mettenburg D, Dawson DV. Depth of cure comparison of LED, plasma arc; and QTH curing lights. IADR/AADR/CADR 80th General Session (6-9 March 2002).
25. Millar BJ, Nicholson WJ. Effect of curing with a plasma light on the properties of polymerizable dental restorative materials. *J Oral Reh* 2001 28(6): 237-244.
26. Tanoue N, Matsamura H, Atsuta M. Curing depth of four composite veneering materials polymerized with different laboratory photo-curing units. *J Oral Reh* 1998; 25(5): 348-353.
27. Ernst CP. Blue light...a better cure? Dental Products Report Europe. March/April 2002. Copyright 1999-2002 Medec Dental Communications.
28. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT, Whisenant BK. Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 623-627.
29. Vargas MA, Cobb DS, Shhmit JL. Polymerization of composite resin: argon laser vs conventional light. *Oper Dent* 1998; 23: 87-93.
30. 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.
31. Cobb DS, Vargas MA, Rundle T. Physical properties of composites cured with conventional light or argon laser. *Am J Dent* 1996; 9: 199-202.
32. Aw TC, Nicholls JI. Polymerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing. *Laser Med Surg* 1997; 15: 137-141.
33. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999; 65: 447-450.
34. Shanthala BM, Munshi AK. Laser vs visible-light cured composite resin: an in vitro shear bond study. *J Clin Pediatr Dent* 1995; 19: 121-125.
35. Powell GL, Blankenau RJ: Effects of argon laser curing on dentin shear bond strength. *J Clin Laser Med Surg* 1996; 14:11-113.
36. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc* 1993; 124: 57-61.
37. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composite: Flexural properties and polymerization potential. *Biomater* 2000; 21: 1379-1385.
38. Taira M, Urabe H, Hirose T, Wakasa K, Yamaki M. Analysis of photo-initiators in visible light-cured dental composite resin. *J Dent Res* 1988; 67: 24-28.
39. Uchida K, Hirasawa T. Studies on light-emitting diodes based light curing unit. Japanese Journal of Academy for Dental Engineering report 2000; 14(1): 25-30.
40. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composite cured with blue light-emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000, 16: 41-47.
41. 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.
42. Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M. Thermal analysis of dental resins cured with blue light-emitting diodes (LEDs). *J Biomedical Mater Res* 2002; 28(6): 586-590.
43. Knežević A, Tarle Z, Meniga A, Šutalo J, Pichler G, Ristić M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Reh* 2001; 28(6): 586-590.

APPLICATION OF DIFFERENT LIGHT SOURCES FOR POLYMERIZATION OF RESTORATIVE RESINS

SUMMARY

The aim of this work was the introduction of the basic characteristics of contemporary polymerization light sources for composite resin curing. Two basic groups of available curing technologies are introduced. First are those that produce white light (conventional halogen lamps and plasma arc polymerization units). The second group comprises "blue light" curing devices that produce blue light at the origin of the light source. Lights belonging to this group include the blue LEDs and argon laser.

Information about main characteristics of light sources (irradiance, wavelength range) and their proper choice could have a significant impact on polymerization quality and on long-life of composite restoration.

Key words: composites, blue light-emitting diode (LED), plasma lamp, argon laser

Dr Larisa Blažić

Address for correspondence

Klinika za stomatologiju
Hajduk Veljkova 12
21000 Novi Sad
tel: 021 612 222

IZBOR IZ LITERATURE

VIRTUELNA ENDODONCIJA: TRODIMENZIONALNI PRIKAZ ZUBA I PRISTUPA ZUBNOJ PULPI

Kleoniki Lyroudia, Georgios Mikrogeorgios, Panagiota Bakaloudi, Eleutherios Kechagias, Nikolaos Nikolaidis, Ioannis Pitas: Virtual endodontics: three-dimensional tooth volume representations and their pulp cavity access. Journal of Endodontics 2002;28:599-602

U ovom radu prvi put je predstavljena primena tehnologije virtuelne stvarnosti u endodonciji, novi metod za proučavanje morfologije zuba, zasnovan na trodimenzionalnoj kompjuterskoj rekonstrukciji zuba. Takođe u radu je predstavljena i mogućnost virtuelne preparacije kaviteta i trepanacije cavuma dentis.

Odabrano je po dva zuba iz svake kategorije, dakle 16 zuba koji su posle ekstrakcije pripremljeni na sledeći način: zubi su čuvani u 3%-nom rastvoru NaOCl i posle ispiranja mlazom vode i sušenja uronjeni su u dvofaznu poliestarsku smolu i presećani mikrotomom na rastojanjima od 0.75mm. Svaki presek je snimljen digitalnim foto aparatom pod stereomikroskopom. U svrhu generisanja 3D modela zuba i izvođenja procedura koje slede dizajniran je poseban softver EIKONA3D (Alpha Tec Ltd. Solun, Grčka). Trodimenzionalne rekonstrukcije zuba su dobijene poluautomatskim slaganjem svake sekvence preseka pomoću odgovarajućih tehnika digitalne obrade slike. Dobijeni trodimenzionalni modeli zuba mogu biti rotirani u bilo kom pravcu u prostoru.

Prema paleti komercijalnih svrdala za preparaciju kaviteta firme Maillefer (Dentsply-Maillefer, Švajcarska), dizajnirana su virtuelna svrdla raznih oblika i veličina koja se po potrebi koriste za virtuelnu preparaciju kaviteta i trepanaciju cavuma dentis. Klikom miša se selektuje svrdlo, postavi na željeno mesto na trodimenzionalnom modelu zuba i daljim pokretima miša se dobija virtuelni kavitet kao serija sukcesivnih morfoloških erozija na 3D modelu. Pozicioniranje i pomeranje miša određuju pravac i smer preparacije. Procedura je veoma brza i daje vizuelni utisak stvarne preparacije zuba. Crvenim znakom i zvučnim signalom se registruje perforacija cavuma dentis.

U rezultatima su dati trodimenzionalni prikazi preparacija različitih morfoloških grupa zuba posmatrani iz različitih uglova, kao i virtuelni pristupni kaviteti posle trepanacije cavuma dentis.

Korisne mogućnosti ovog programa su vraćanje pokreta u slučaju greške (npr. akcidentalne perforacije cavuma), memorisanje nezavršene procedure i nastavak u drugomaktu, praćenje svakog detalja preparacije iz različitih uglova, kao i memorisanje čitave procedure u vidu galerije različitih sekvenci.

Ova virtuelna tehnika je razvijena pre svega kao dopunsko edukativno sredstvo za studente zbog svih navedenih mogućnosti, ali je njena velika mana nedostatak određenih realnih impresija, kao na primer osećaj propadanja svrdla u cavum dentis pri realnoj preparaciji ili krvarenje iz pulpe.

Vesna Miletić