

Izvori svjetlosti za fotopolimerizaciju dentalnih materijala

Doc. dr. sc. Zrinka Tarle
Zavod za dentalnu patologiju
Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu
e-mail: tarle@sfzg.hr

Funkcijski i estetski postojan ispun predmnijeva visoku i jednakomjernu konverziju materijala, minimalno zagrijavanje i skupljanje kao i dobru adheziju. Već godinama svjetlosnopolimerizirajući kompozitni materijali nameću se kao materijal izbora za rekonstrukciju tvrdih zubnih tkiva, zbog mnogih prednosti u odnosu na dvokomponentne proizvode. Uprkos znatnim poboljšanjima fizičko-mehaničkih, biološko-kemijskih i estetskih svojstava jednodijeljenih kompozitnih materijala, problem njihovog skupljanja tijekom polimerizacije još uvijek nije riješen.

Polimerizacija znači pretvorbu monomera u polimer. Započinje izlaganjem plavom svjetlu valne duljine 400-500 nm, s najučinkovitijom valnom duljinom pri 468 nm što odgovara maksimumu apsorpcije najčešće rabljenog fotoinicijatora kamforokinona. Sam proces naziva se radikalna polimerizacija i prolazi tri stadija: inicijacija, propagacija i terminacija. Nažalost, stvaranje makromolekula polimera udruženo je s neizbježnim skupljanjem materijala. Razmak između molekula monomera iznosi 0,3 - 0,4 nm, dok se konverzijom monomera u polimer međumolekulski razmak smanjuje na 0,15 nm. Klinički gledano, polimerizacija prolazi također kroz tri stadija: pregelacijski, gelacijski i postgelacijski stadij. Promišljenom izradom adhezijskog ispuna moguće je kompenzirati kemijske nedostatke samih materijala.

Pozornost istraživača i proizvođača usmjerena je na razvoj organskog i anorganskog sastava kompozitnih materijala i caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava. Međutim, poboljšanja fizičko-mehaničkih svojstava kompozitnih materijala (tvrdoća, čvrstoća, otpornost) i razvoj poboljšanih adhezijskih sustava, neke su probleme uspješno riješili, ali su i neke nove nametnuli. Naime, samo polimerizacijsko skupljanje moguće je reducirati uporabom caklinsko-dentinskih adhezijskih sustava, primjenom "stres-apsorbirajućeg" početnog sloja (tekući kompozitni materijal, stakleno-ionomerni cement), slojevitom aplikacijom ili pak ekstraoralnom poli-



Slika 1.
Ekstraoralna polimerizacija: kompozitni inlay

merizacijom materijala (kompozitni inlay, onlay, overlay) (sl. 1). Najčešće se zaboravlja utjecaj izvora svjetlosti za polimerizaciju koji je također odgovoran za ključne parametre u procjeni kakvoće kompozitnog ispuna, a to su konverzija materijala, zagrijavanje samog materijala i zubnih tkiva te polimerizacijsko skupljanje. S kliničkog aspekta, važniji od samog skupljanja je "polimerizacijski stres", pojam koji, osim o skupljanju, ovisi i o modulu elastičnosti materijala, a dovodi do adhezijskih i kohezijskih fraktura i posljedično do poslijeoperacijske

preosjetljivosti, rubnog propuštanja, sekundarnog karijesa i moguće iritacije zubne pulpe (1). Pri tome nailazimo na paradoks, jer sve čime nastojimo bolje polimerizirati materijal nužno povećava njegovo skupljanje. Ukupni polimerizacijski stres ovisi o geometriji kaviteta, dentinskom supstratu, vrsti adheziva, postavljanju i svojstvima restorativnog materijala i izvoru svjetlosti.

Za izbor izvora svjetlosti važan je raspon i najintenzivnija valna duljina (468 nm), početni i optimalni ukupni intenzitet, toplinski intenzitet unutar sustava i vrijeme osvjetljavanja.

Standardni halogeni polimerizator, najčešće rabljen uređaj za fotopolimerizaciju, temelji se na filtriranom bijelom svjetlu koje rezultira izlaznim plavim dijelom spektra između 390 i 510 nm, čiji intenzitet varira od 300 do 3000 mW/cm². Njegovu primjenu ipak kompromitiraju brojni nedostaci. Neučinkovite visoke valne duljine dovode do porasta temperature i kontrakcije materijala bez bitnijeg poboljšanja konverzije. S druge strane nepotrebne niske valne duljine, bliske ultraljubičastom dijelu spektra, negativno utječu na oči terapeuta i asistenta. Halogena žarulja ima trajnost svega oko 50 sati pa vrlo često zbog oštećenja i kontaminacije filtera, svjetlovoda i reflektora dolazi do pada intenziteta ispod minimalnog učinkovitog (300 mW/cm²) što rezultira nezadovoljavajućom polimerizacijom dubljih dijelova ispuna i tamnijih nijansi. Intenzitet svjetla također opada i s udaljenošću od površine koja se polimerizira. Neodgovarajuća polime-



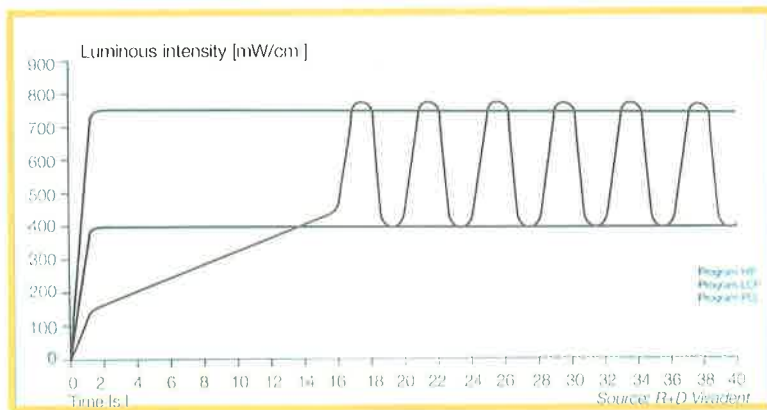
rizacija, koje često nismo svjesni ako polimeriziramo slojeve deblje od 2 mm (površina je gotovo uvijek dobro polimerizirana), dovodi do smanjenja kliničke vrijednosti i trajnosti ispuna, a nekonvertirane monomerne komponente mogu biti i toksične za vitalno tkivo. Danas vrlo popularni snažni uređaji za polimerizaciju dovode

do štednje vremena i možda nešto bolje polimerizacije, ali s druge strane kompromitiraju trajnost ispuna. Snažan intenzitet svjetla uzrokuje prebrzu polimerizaciju, odnosno tzv. Trommsdorfov efekt što znači rapidnu gelaciju kompozitnog materijala praćenu pojačanim temperaturnim porastom i izraženim polimerizacijskim stresom. Posebnu pozornost treba obratiti na polimerizaciju materijala u kavitetima s visokim konfiguracijskim faktorom (I razred).

Jedan od načina poboljšanja standardnih halogenih uređaja je postupno osvjetljavanje s tendencijom produženja pregelacijskog stadija polimerizacije kako bi molekule imale dovoljno vremena za plastično tečenje i internu adaptaciju na novu prostornu situaciju.

Ovakvim načinom moguće je reducirati polimerizacijsko skupljanje i stres u materijalu kako bi se osigurao bolji rubni integritet. U tu svrhu razvijeni su **halogeni polimerizatori s različitim programima temeljeni na "soft-start" režimu** (sl. 2). Postoje uređaji s tzv.

"step" programom koji predmnijeva početni niži intenzitet praćen konačnim višim intenzitetom, "ramp" program, odnosno kontinuirano postupno pojačanje intenziteta i "puls" program koji znači izmjenično paljenje i gašenje ili slabljenje i pojačavanje intenziteta svjetla. Svi navedeni programi ciljano produžuju pregelacijski stadij u svrhu smanjenja stresa, a pojačavaju intenzitet nakon



Slika 2.
Halogeni polimerizator s različitim programima Astralis 7 (Vivadent, Liechtenstein)



Slika 3.
Pulsni laser (Lambda Physik LPD 3002)



Slika 4.
Plazma uređaj Apollo 95 E (DMDS, France)

Pulsni laser, premda zbog izrazito visoke cijene još nije klinički primijenjen, jedini je izvor svjetlosti koji omogućuje optimalnu polimerizaciju (80%) bez obzira na dubinu i na boju materijala, uz minimalno zagrijavanje i skupljanje materijala. Princip rada temelji se na uporabi najučinkovitije valne duljine (468 nm), za inicijaciju polimerizacije većine komercijalnih materijala, koju omogućava tekućina kumarin 102 (sl. 3). S druge strane vrlo prodorni nanopulsevi omogućuju saturacijski učinak što dovodi do potpunije polimerizacije i relaksaciju pobuđenih

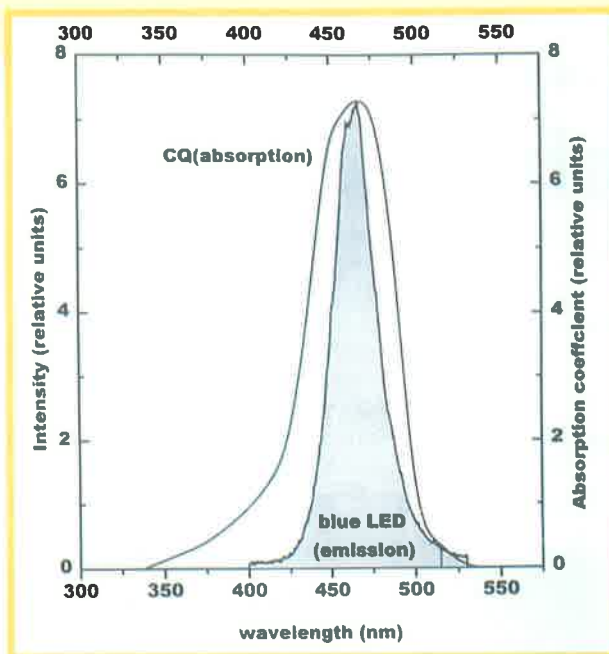
molekula između pulseva što omogućuje kontrolu zagrijavanja i skupljanja materijala. Kroz 40 sekundi polimerizacije ukupna količina energije koju primi kompozitni materijal značajno je manja od minimalne potrebne energije kod halogene žarulje (3, 4, 5, 6). Veliki interes, zbog izrazite reklame, pobudili su izvori svjetla temeljeni na **plazma tehnologiji**, tj. kratko-lučnom ksenonskom

desetak sekundi kako bi se osigurala što potpunija konačna polimerizacija. Međutim, i tada je moguće pregrijati materijal i dovesti do pojačanja polimerizacijskog stresa i svih spomenutih posljedica, ako je intenzitet neracionalno visok.

Osim s halogenim svjetlom, fotopolimerizacija je moguća i s uređajima temeljenim na novim tehnologijama, kojima se nastoji poboljšati kakvoća polimerizacije i smanjiti polimerizacijsko skupljanje materijala.

Devedesetih godina načinjeni su brojni eksperimenti koristeći laser kao koherentni, monokromatski izvor svjetlosti. **Kontinuirani argonski laser**, odbačen je kao izvor svjetlosti za polimerizaciju jer uz poboljšanu polimerizaciju dovodi do pretjeranog povećanja temperature i kontrakcije materijala (2).

svjetlu (sl. 4). Spektar zračenja ovih uređaja kreće se između 420 i 490 nm. Najizrazitija je valna duljina na 455 nm što ne korespondira ni s apsorpcijskim maksimumom kamforkinona niti s rijetko rabljenim fotoinicijatorom fenil propan dionom. Proizvođači ovakvih uređaja reklamirali su bolju polimerizaciju u 1, 2, 3 i 5 sekundi pomoću izrazito visokog intenziteta 1350 mW/cm^2 , uz manje skupljanje materijala. Istraživanja su dokazala da je smanjeno polimerizacijsko skupljanje rezultat nedostatne konverzije, a ne pozitivan učinak navedene tehnologije (7). Za poboljšanje konverzije bilo bi nužno produžiti vrijeme polimerizacije što bi imalo negativne reperkusije na vitrifikaciju



Slika 5. Apsorpcijski spektar kamforkinona i spektar plave diode

450 odnosno 470 nm što odgovara valnoj duljini apsorpcije kamforkinona (sl. 5). U višegodišnjem eksperimentalnom radu s plavim visokosjajnim svijetlećim diodama utvrđena je zadovoljavajuća konverzija materijala i pri uporabi uređaja od svega 9 mW/cm^2 . Spajanjem dioda i njihovim fokusiranjem u konvergentni snop razvijeni su i komercijalni uređaji bazirani na plavim diodama intenziteta od 100 do 300 mW/cm^2 (sl. 6 i 7). U usporedbi s brojnim konvencionalnim halogenim uređajima različitih programa, uz dvostruko niže zagrijavanje materijala i manje polimerizacijsko skupljanje dobivene su jednake vrijednosti polimerizacije materijala (8). U usporedbi s rezultatima ispitivanja snažne



Slika 6. Diodni polimerizator Luxomax (Akeda, Denmark)



Slika 6. Diodni polimerizator Elipar Freelight (ESPE/3M, Germany)

i alteraciju materijala, polimerizacijski stres i rubni integritet.

Plave visokosjajne svijetleće diode (Blue Superbright Light Emitting Diodes - Blue LED) načinjene su od poluvodičkog materijala GaN umjesto standardnog GaAs, čime je zbog povećanog razmaka valentne i vodljive zone ostvarena valna duljina u plavom području spektra s maksimumom oko

plazma žarulje, stupanj konverzije je viši, a sama kinetika polimerizacije usklađenija s vremenom osvijetljavanja.

Ukupni niži intenzitet uz optimalnu valnu duljinu i kontinuiranu jakost dioda kroz više tisuća sati rada, isključivanje štetnog ljubičastog i ultraljubičastog zračenja, kao i prihvatljiva cijena parametri su koji predmnijevaju uspješnu polimerizaciju kompozitnih materijala.

LITERATURA

1. DAVIDSON C L, FEILZER A J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer based restoratives. *J Dent* 1997;25:435-440.
2. MENIGA A, ŠUTALO J, PICHLER G. Argon-ion laser simulating compact photopolymerization device for curing composite resins in dentistry. *Period Biol* 1993;95:141-143.
3. TARLE Z, MENIGA A, RISTIĆ M, ŠUTALO J, PICHLER G. Polymerization of composites using pulsed laser. *Eur J Oral Sci* 1995;103:394-398.
4. MENIGA A, TARLE Z, RISTIĆ M, ŠUTALO J, PICHLER G. Pulsed blue laser curing of hybrid composite resins. *Biomaterials* 1997;18:1349-1354.
5. TARLE Z, MENIGA A, RISTIĆ M, ŠUTALO J, PICHLER G, DAVIDSON C L. The

- effect of photopolymerization method on the quality of composite resin photopolymerization. *J Oral Rehabil* 1998;25:436-442.
6. TARLE Z, MENIGA A, RISTIĆ M, ŠUTALO J, PICHLER G. Possible improvements of clinical properties of dental composite materials with pulsed blue laser curing. *CCACAA* 1998;71(3):777-787.
7. TARLE Z, MENIGA A, KNEŽEVIĆ A, ŠUTALO J, RISTIĆ M, PICHLER G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil*. U tisku, prosinac 2001.
8. KNEŽEVIĆ A, TARLE Z, MENIGA A, ŠUTALO J, PICHLER G, RISTIĆ M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin sample with blue diodes. *J Oral Rehabil* 2001;28:586-591.

