

# Primjena lasera u restaurativnoj dentalnoj medicini

Mateja Suk<sup>1</sup>

doc. dr. sc. Ivona Bago<sup>2</sup>

[1] studentica šeste godine

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

## Uvod

Laser je uređaj koji stvara monokromatsko koherentno zračenje u vidljivom, infracrvenom, ultraljubičastom spektru elektromagnetskog zračenja s visokom preciznošću i selektivnošću u interakciji s biološkim tkivima. Laserska zraka se u kontaktu s tkivom može odbiti od površine (refleksija), raspršiti se (disperzija), upiti u tkivo (apsorpcija) ili proći kroz tkivo nepromijenjena (transmisija). Učinak lasera na tkivo rezultat je apsorpcije laserskog zračenja, a ono ovisi o valnoj duljini zračenja i optičkim svojstvima ciljanog tkiva. Specifičan učinak apsorpirane laserske energija može se kontrolirati fizikalnim postavkama lasera: snaga lasera, vrijeme zračenja, veličina površine koja se zrači, mod rada lasera, vodeno hlađenje, radna udaljenost lasera. Rezultat je fotokemijsko, fototermičko ili fotomehaničko djelovanje lasera.

## Primjena erbij lasera u restaurativnoj dentalnoj medicini

Za uklanjanja karijesne lezije mogu se koristiti erbij:itrij-aluminij garnet (Er:YAG) i erbij-kromij:itrij-skandij-galij-garnet (Er,Cr:YSGG) laseri jer se njihove valne duljine (2940 nm, 2790 nm) najviše apsorbiraju u vodi i hidroksilnim ionima kalcij-hidroksiapatita. Apsorbirana laserska energija zagrijava vodu unutar tvrdog zubnog tkiva koja prelazi u paru pri čemu nastaju mikroeksplozije na površini i posljedična ablacija tkiva (fototermičko i fotomehaničko djelovanje lasera). Zračenje erbij lasera emitira se u pulsnom modu (engl. free running pulse mode) što omogućuje postizanje velike snage kratkih pulseva uz dobru kontrolu zagrijavanja tkiva (vrijeme termičke relaksacije tkiva

obrnuto je proporcionalno frekvenciji pulseva). Rezultat je precizna ablacija bez termičkog oštećenja okolnog tkiva i pulpe (1-4).

Brzina i dubina ablacije tvrdog zubnog tkiva ovisi o energiji, vrsti i trajanju pulsa, frekvenciji, vremenu termičke relaksacije i načinu prenošenja laserske zrake. Doza zračenja erbij lasera za početak ablacije cakline iznosi 12-20 J/cm<sup>2</sup> a dentina 8-14 J/cm<sup>2</sup>, što zahtijeva energiju pulsa od 150 do 200 mJ kod uobičajene veličine nastavaka (Slika 1). Međutim, treba imati na umu da je koeficijent apsorpcije valne duljine Er:YAG lasera u caklini i dentinu tri puta veći od koeficijenta apsorpcije valne duljine Er,Cr:YSGG lasera. Posljedično, dubina prodiranja zračenja Er:YAG lasera u caklinu i dentinu je tri puta manja (7 μm, 5 μm) od dubine prodiranja zračenja Er,Cr:YSGG lasera (21 μm, 15 μm). To znači da Er,Cr:YSGG laseru treba tri puta duže vrijeme za prijenos tri puta više energije kako bi se zagrijao tri puta deblji sloj tkiva do temperature ablacije. Za to isto vrijeme, Er:YAG laser tri puta postiže temperaturu ablacije napredujući svaki put dublje u tkivo (5).


Histološka analiza površine tvrdog zubnog tkiva nakon ablacije Er:YAG laserom pokazuje precizne rezove i malu zonu termičke nekroze od 5 μm (6). Analiza preglednim elektronskim mikroskopom otkriva nepravilnu površinu cakline bez zaostatnog sloja (engl. «*superrough micro-cavitated surface*») (Slika 2). Površina dentina je također bez zaostatnog sloja, s otvorenim tubulusima i nepravilna zbog veće ablacije intertubulusnog dentina od peritubulusnog dentina (Slika 3). Upravo zbog takve nepravilne mikrostrukture

površine kaviteta, potrebno je kemijsko jetkanje cakline i dentina ortofosfornom kiselinom prije postavljanja adhezivnog sistema. Cilj jetkanja je ukloniti nepravilne eksponirane dijelove cakline, koji se mogu urušiti i proširiti dentinske tubuluse kako bi se pojačala snaga hibridnog sloja (7) (Slika 4).

## Prikaz slučaja

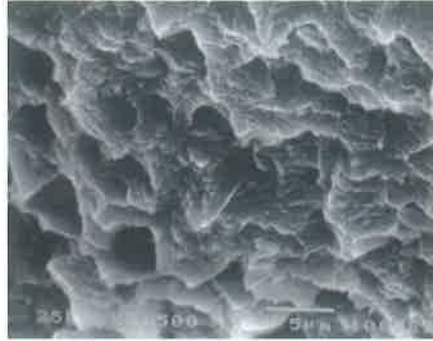
Pacijentica dolazi u ambulantu Zavoda za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta radi kontrolnog pregleda. Kliničkim pregledom ustanovljena je karijesna lezija oko kompozitog ispuna na prvom donjem lijevom kutnjaku. Zub je anestetiziran intraligamentarnom anestezijom (Ubistesin, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Njemačka) te izoliran koferdamom. Karijesna lezija i stari kompozitni ispun uklonjeni su Er:YAG laserom (LightWalker, Fotona, Ljubljana, Slovenija) (Slika 5). Parametri lasera su bili: valna duljina: 2940 nm; energija pulsa: 600 mJ; frekvencija: 10 Hz; snaga: 6 W; trajanje pulsa: 50 μs; gustoća energije: 2,06 J/cm<sup>2</sup>. (Slika 6). Nakon uklanjanja karijesne lezije (Slika 7), cijeli kavitet je jetkan ortofosfornom kiselinom (3M Espe Etching Gel, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Njemačka) tijekom 10 sekundi (Slika 8), nakon čega je ispran i lagano osušen. Na površinu kaviteta je nanesen adhezivni sistem (Single Bond Universal, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Njemačka) (Slika 9) koji je polimeriziran LED polimerizacijom lampom (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tijekom 10 sek. Na dno kaviteta postavljen je tekući kompozit (Filtek™ Ultimate Flowable, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Njemačka). Cijeli kavitet je restauriran

nano-hibridnim kompozitnim materijalom (Filtek Ultimate Body, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Njemačka) boje A3 (Slika 10). Kompozitni materijal je polimeriziran LED polimerizacijskom

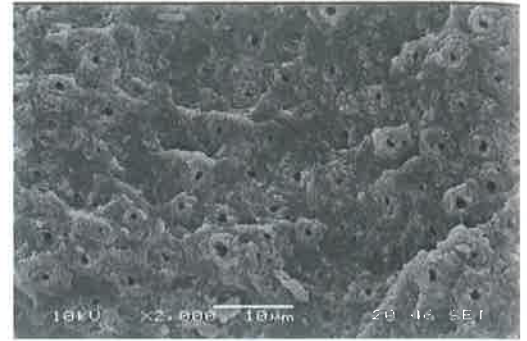
lampom (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) tijekom 20 sek (Slika 11, 12). Kompozitni ispun je završno oblikovan svrdilima i polirnim sredstvima (Slika 13, 14). 



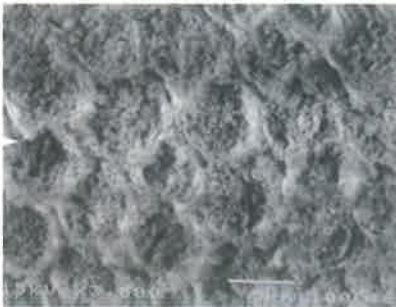
Slika 1. Nastavak Er:YAG lasera



Slika 2. SEM površine cakline nakon zračenja Er:YAG laserom



Slika 3. SEM površine dentina nakon zračenja Er:YAG laserom



Slika 4. SEM površine cakline nakon zračenja Er:YAG laserom i jetkanja ortofosforom kiselinom



Slika 5. Uklanjanje ispuna i karijesne lezije Er:YAG laserom



Slika 6. Parametri lasera



Slika 7. Površina kaviteta nakon zračenja Er:YAG laserom.



Slika 8. Jetkanje kaviteta 37% ortofosforom kiselinom



Slika 9. Nanošenje adhezivnog sistema u kavitet



Slika 10. Nanošenje kompozitnog materijala u slojevima



Slika 11. Polimerizacija kompozitnog ispuna



Slika 12. Kompozitni ispun prije završnog poliranja



Slika 13. Poliranje ispuna



Slika 14. Završni izgled kompozitnog ispuna

## LITERATURA

1. Nelson DGA, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JDB. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radiation. *Caries Res* 1987;21:411-26.
2. Morioka T, Suzuki K, Tagomori S. Effect of beam absorptive mediators on an acid resistance of surface enamel by Nd:YAG laser radiation. *J Dent Health* 1984;34:40-4.
3. Anić I, Pavelić B, Perić B, Matsumoto K. In vitro pulp chamber temperature rises associated with the argon laser polymerization of composite resin. *Lasers in Surg and Med* 1996;19:438-444.
4. Anić I, Tachibana H, Matsumoto K, Qi P. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO<sub>2</sub> and argon lasers. *International Endodontic Journal* 1996;29:13-22.
5. Diaci J, Gaspric B. Comparison of Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers used in dentistry. *J Laser Health Academy*. 2012;1:1-13.
6. Gerber BE, Knight M, Seibert WE, eds. *Lasers in Musculoskeletal system*. New York, NY: Springer-Verlag;2001:11-17.
7. Neves AA, Coutinho E, Cardoso MV, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *J Adhes Dent* 2011;13:7-22.