

PRIMJENA LASERA U RESTORATIVNOJ STOMATOLOGIJI I ENDODONCIJI

Laser (akronim engleskih riječi **L**ight **A**mplification of the **S**timulated **E**mission of **R**adiation) se smatra jednim od najvećih dostignuća dvadesetog stoljeća i neposredno nakon otkrića načela rada lasera pojavljuje se i u stomatološkim istraživanjima već 1962./63. godine. Laser je mehanička naprava koja koristi određene fizikalne zakone i stvara zraku svjetla koja se može koordinirano prenositi kroz prostor bez rasapa i gubitka snage. Svjetlo je sinonim za elektromagnetsku energiju vidljivog ili nevidljivog dijela spektra, a lasersko svjetlo je monokromatično, koherentno i kolimirano.

Postoje tri agregatna stanja medija koji proizvode laserske zrake, a u medicini se najčešće rabe:

a) plinski medij (CO_2 laser valne duljine 10,6 nm, IC; He-Ne laser crvene boje valne duljine 632 nm; argon laser zeleno-plave boje valne duljine 488 i 515 nm; vodikov fluorid laser valne duljine 2.950 nm, IC);

b) kruti medij (Nd-YAG laser valne duljine 1.064 nm i 1.320 nm, IC; galij-arsenid laser valne duljine 904 nm);

c) tekući medij (promjenljivi laser crvene i žute boje valne duljine 630 i 577 nm).

Osim njih postoje i tzv. Excimer (Excited dimeri) laseri (XeF , 351 nm; KrF , 284 nm; ArF , 193nm) koji emitiraju u UV dijelu spektra, a odlikuju se malom refleksijom i većom energijom fotona.

Lasери mogu proizvoditi pulsne i/ili kontinuirane valove pri čemu energija nije jednakomjerno raspoređena na presjeku zrake. Kod kontinuiranih valova (CW) ukupna energija je određena multipliciranjem snage i vremena, a gustoća energije obrnuto je proporcionalna kvadratu dijametra fokusne točke. Jednako tako značajan parametar je presjek oblika zrake. Konfiguracija presjeka laserske zrake je određena oblikom ogledala laserskog rezonatora, odnosno optičkim provodnim nitima.

Primijenjena laserska energija može proći kroz tkivo bez učinka (transmisija), odbiti se s površine tkiva bez učinka (refleksija), rasipati se u dodiru s tkivom izazivajući sporedne učinke (disperzija) i može se upiti u tkivo izazivajući neposredan učinak (apsorpcija). Samo apsorbirana i dispergirana energija djeluju na ciljanom mjestu, a valna duljina laserske zrake i optička svojstva tkiva uvjetuju sposobnost upijanja u određenom tkivu.

Obzirom na snagu, razlikujemo nisko- i visokoenergetske sisteme. Laseri male snage koriste se u prevenciji, dijagnostici i za postizanje biostimulativnih učinaka. Laseri velike snage koriste se za uklanjanje karijesa i u laserskoj kirurgiji tvrdih i mekih tkiva. Djelovanje lasera na tvrda zubna tkiva očituje se kao više i manje izražen termički učinak. Posljedica je taljenje i vaporizacija tkiva i stvaranje kratera. Pulsni valovi manje zagrijevaju od kontinuiranih pa se taljenje površine može izvesti bez značajnije vaporizacije površine. Probijanje ili rezanje cakline dobiva se relativno dugom ekspozicijom i velikom pulsnom energijom. Veća gustoća energije reducira potrebno vrijeme, ali oštećuje tkivo te zaostaju hrapave površine. Laseri velike snage u vidljivom dijelu spektra nisu pogodni za obradu tvrdih zubnih tkiva, ne samo zbog velike refleksije, već i zbog vrlo velike gustoće energije koja se, uz to, slabije apsorbira, što povećava mogućnost oštećenja zubne pulpe i okolnog mekog tkiva. Uporaba lasera u

infracrvenom dijelu spektra omogućuje uspješan rad na tvrdim zubnim tkivima. To se dobro vidi kod uporabe npr. rubinskog lasera (vidljivi dio spektra) i CO₂ lasera (IC dio spektra). Za isti učinak koji izaziva rubinski laser dostatna je deset puta manja energija CO₂ lasera. Zbog nepropusnosti cakline za CO₂ laser, varijacije u boji zuba nemaju većeg značenja. Kondukcija i penetracija topline je vrlo mala jer se energija rasipa u nekoliko prvih mikrometara ispod površine. Termalna difuzija je takva da se do dubine od 10 mikrometara gubi 95% ukupne energije od one na površini zuba. Rezultati termičkih ispitivanja pokazuju relativno slabu apsorpciju Nd-YAG (Neodimijum Yttrium Aluminium Garnett laser) lasera u caklini i dentinu. Energija se brzo prenosi do pulpne komorice i zato taj laser nije pogodan za tvrda zubna tkiva.

Točka taljenja prirodnog hidroksiapatita je između 700 i 1000°C. Ako je temperatura na površini veća od 700 °C, dolazi do taljenja kristala, a niža temperatura izaziva dehidraciju. Današnji laserski sistemi koji se rabe za uklanjanje tvrdih zubnih tkiva zasnivaju se na Er-YAG laseru koji omogućuje i uporabu vodenog hlađenja čime se izbjegava dehidracija, ali i kontrolira temperaturni gradijent koji se javlja od točke udara prema dentinu i zubnoj pulpi. Prednosti Er-YAG lasera u odnosu na druge sisteme je što se njegova energija gotovo potpuno apsorbira u caklini te veliki dio energije odlazi na ablaciju tvrdih tkiva. Tako se smanjuje moguće toplinsko oštećenje tkiva. Osim toga, Er-YAG laserom moguće je mikronski precizno uklanjati tvrda zubna tkiva te je taj laser uistinu zaživio u stomatološkom kliničkom radu.

PRIKAZ SLUČAJA

Pacijent se javlja zbog bolova u području donjih zuba. Klinički se vide karijesno destruirane zubne krune te potpuni gubitak zubi u lateralnom sektoru (slika 1). U anamnezi pacijent navodi paničan strah od stomatologa i uporabe stomatoloških vrtaljki. Za sanaciju zuba odlučili smo primijeniti Fotona ER-YAG laser. Nakon pristanka pacijenta karijesna masa na zubu 34 uklonjena je laserom uz vodeno hlađenje (slike 2, 3 i 4). Tako otvoreni kavitet ispunjen je sandwich tehnikom (stakleni ionomer i kompozitni materijal), (slike 5 i 6). Na kontrolnom pregledu nakon godine dana zub je bez simptoma u funkciji i pokazuje uredan nalaz vitaliteta.

Literatura

1. Ouhayoun M. Le laser: ses indications et limites en odonto-stomatologie: trouve-t-il sa place en 1983, en pratique quotidienne? Rev Odonto-stomatol XIII 1984;4:263-9
2. 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
3. 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
4. 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
5. Anic I, Tachibana H, Matsumoto K, Qi P. Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentine walls induced by Nd:YAG, CO₂ and argon lasers. International Endodontic Journal 1996;29:13-22

