

# Priprema retencijske površine za kompozitni ispun pomoću CO<sub>2</sub> lasera

## Composite Retention Area Produced by CO<sub>2</sub> Laser Beam

Ivica Anić  
Božidar Pavelić  
Danko Vidović\*  
Marijan Tudja\*\*

Zavod za dentalnu patologiju  
Stomatološkog fakulteta  
Sveučilišta u Zagrebu

\* Zavod za neurokirurgiju  
Bolnice milosrdnih sestara,  
Zagreb

\*\* Kemijski istraživački centar,  
»Chromos«, Zagreb

### Sažetak

Upotrebom CO<sub>2</sub> laserske zrake snage 3 W, promjera 1 mm i trajanja pojedinačnog pulsa od 0,2 sekunde, na intaktnim aproksimalnim stranama premolara, načinjene su retencione površine za sidrenje kompozitne smole (Heliomolar). Rezultati pokazuju da je spoj laserom obrađene površine jači od spoja kompozita i netretirane cakline ( $p < 0,01$ ), ali slabiji od spoja kompozita i cakline obrađene 37%-tnom otopinom ortofosforne kiseline ( $p < 0,01$ ).

Ključne riječi: CO<sub>2</sub> laser, caklina, kompozit

Acta Stomatologica Croatica  
1991; 25:157-160

IZVORNI  
ZNANSTVENI RAD

CODEN: ASCRBK  
ISSN: 0001-7019

Primljeno: 10. travnja 1991.  
Prihvaćeno: 4. rujna 1991.

### Uvod

Visoka energija od 1000 do 10.000 J/cm<sup>2</sup> valne duljine CO<sub>2</sub> lasera lako rastaljuje i penetrira caklinu (1, 2, 3). I niže energije izazivaju lagano taljenje cakline caklinske površine (4, 5). Vlažni uvjeti povećavaju prag temperature koja izaziva disproporciju hidroksilapatita (6).

Rubna pukotina između ispuna i tkiva zuba najosjetljivije je mjesto za nastanak sekundarnog karijesa. Laser nije pokazao dobre rezultate pri pokušaju fuzioniranja kompozitnih materijala za caklinu. Gustoća energije od 30 do 80 J/cm<sup>2</sup> izaziva velika oštećenja na površini cakline i kompozitnog ispuna. Manje energije ne oštećuju tkivo, ali su isto tako nedjelotvorne (7).

Klinički tretman zuba, koji modificira površinu cakline pomoću kiselina, prihvaćena je metoda rada s kompozitnim materijalima. CO<sub>2</sub> laser može na caklini stvoriti fisure, pukotine i mikropore koje izgledaju kao kredasta neravna površina. Takve promjene su, najvjerojatnije, posljedica unutrašnje napetosti koja nastaje zbog naglog pada temperature nakon prestanka rada lasera. Zaostale pukotine i fisure mogu se iskoristiti kao dodatna retencija za sidrenje kompozit-

nih materijala (8). Fokusrana laserska zraka (0,2 mm) može dati pozitivne rezultate čvrstoće spoja, slične dobivenim klasičnim jetkanjem cakline.

Obasjavanjem dentina stvara se iregularna površina koja se može upotrijebiti za sidrenje kompozitnih materijala. Problemi udruženi s očekivanom adekvatnom čvrstoćom spoja između kompozita i dentina ovise o (9):

- 1) heterogenosti dentina koji se sastoji od organskog i anorganskog dijela;
- 2) postojanju mrljastog sloja na dentinu koji se mora ukloniti da se osigura direktna veza bondinga s dentinom;
- 3) propusnosti dentina i postojanju vitalnih elemenata.

CO<sub>2</sub> laser izaziva rekristalizaciju hidroksilapatita dentina i stvaranje fungiformnih formacija na površini. Usporedba čvrstoće spoja kompozita s obasjanim i neobasjanim dentinom pokazuje 300% veću adheziju na obasjani dentin. Ipak, postignuta adhezija je znatno slabija od one očekivane na caklini. SEM analiza pokazala je da kompozit ispunjava prostor između dentinskih produljaka. Lomovi se zbivaju, uglavnom, u den-

tinu, što pokazuje da je spoj kompozita i dentina jači i od samih dentinskih produljaka, suprotno nalazu na caklini obasjanoj laserom (9).

### Materijal i metode

Ekstrahirani humani zubi spremni su u 10%-tnu vodenu otopinu formalina kroz jedan mjesec. Nakon toga, zubi su očišćeni mehanički i ultrazvučnim instrumentom. Poslije ispiranja s 5%-tnom otopinom natrijevog hipoklorita krune zuba su ispolirane rotirajućim četkicama uz dodatak abrazivne paste bez fluora. Uzorci su isprani mlazom deionizirane destilirane vode (DDV).

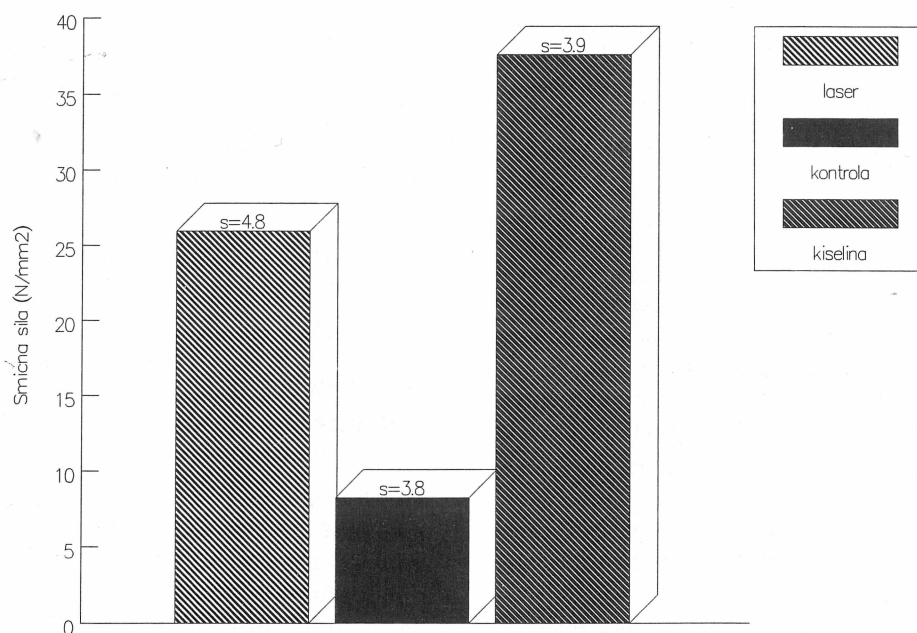
U radu smo koristili CO<sub>2</sub> laser (Sharplan 1060; Tel Aviv, Israel), IC, pulsni i kontinuirani način rada, valne duljine 10,6 μm. Izlazna snaga 70 W uz He-Ne laser pilot (2 mW), kirurški mikroskop, mikromanipulator, provodni sistem pomoću ogledala.

Intaktne krune premolara i molara podijeljene su u tri grupe po 20 uzoraka. Prva grupa, nakon čišćenja i odmaščivanja (rotirajuće četkice i Ahidron) obrađena je 37%-tnom ortofosfornom kiselinom. Jetkane su aproksimalne plohe kroz 60 sekundi, nakon čega su isprane mlazom vode u trajanju od 30 sekundi. Na pripremljenu površinu

naneseana je niskomolekularna smola (Heliobond; Vivadent, Lichtenstein). Višak smole ispuhan je komprimiranim zrakom, a ostatak je polimeriziran plavim svjetlom (Heliomat; Vivadent, Lichtenstein) u trajanju od 10 sekundi. U prozirne plastične spremnike ovalna oblika, otvorene na oba kraja (promjera 4 mm) unesena je kompozitna masa (Heliomolar; Vivadent, Lichtenstein). Tako napunjen spremnik pritisnut je jednim svojim otvorenim krajem na pripremljenu površinu zuba. Višak materijala istisnut na suprotnom kraju odmah je uklonjen. Materijal je polimeriziran plavim svjetlom u trajanju od 80 sekundi (po 20 sekundi za svaku trećinu uokrug spremnika i 20 sekundi na otvorenom kraju). Spremnici su postavljeni na obje aproksimalne plohe zuba.

Druga grupa (n=20) zuba nakon čišćenja obrađena je CO<sub>2</sub> laserom (3 W; spot 1 mm; puls 0.2 sec). Na svakoj aproksimalnoj plohi načinjeno je 9 točaka na površini cakline. Tako pripremljena površina pokrivena je kompozitom u spremnicima na prije opisani način, ali bez prethodne obrade kiselinom.

Kod treće (kontrolne) grupe zuba (n=20) aproksimalne površine su samo očišćene i odmaščene. Bez drugih priprema na njih su polime-



Slika 1. Čvrstoća spoja cakline i kompozita kod laserskog pretretmana, kontrolne grupe i cakline obrađene kiselinom.

Figure 1. Enamel and composite interface strength (lased enamel, control and enamel treated with acid)

rizirani spremnici s kompozitnim materijalom. Svi uzorci su u međuvremenu čuvani u fiziološkoj otopini na 37°C.

Uzorci su podvrgnuti opterećenju smičnom silom na kidalici (VEB Thüringer Industriewerk Ravenstein). Statistička obrada rezultata napravljena je T-Studentovom distribucijom.

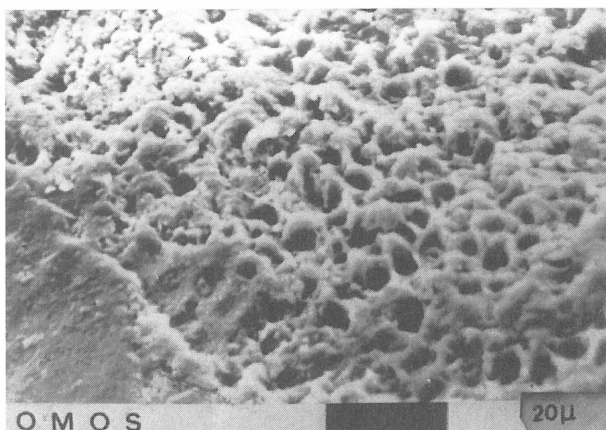
Površine cakline obasjane s 0,5 W spot 1 i 1,5 mm i 1 W spot 1 mm pulsним zrakama u trajanju od 0,5 sekundi obrađene su scanning elektronskim mikroskopom (Stereoscan Cambridge 600). Gustoća energije pojedinačnog pulsa iznosila je 31,84 J/cm<sup>2</sup>, 14,15 J/cm<sup>2</sup> i 63,69 J/cm<sup>2</sup>.

### Rezultati

Rezultat čvrstoće spoja kompozita i cakline prikazan je na slici 1. Kidanje spoja kod cakline obrađene 37%-tnom ortofosornom kiselinom izazvala je sila od  $x = 37,63 \text{ N/mm}^2$ ,  $s = 3,59$ . Spoj laserski obrađene cakline i kompozita popustio je kod sile od  $x = 25,96 \text{ N/mm}^2$ ,  $s = 4,8$ , a spoj cakline i kompozita bez prethodne obrade popustio je kod sile od  $x = 8,25 \text{ N/mm}^2$ ,  $s = 3,80$ .

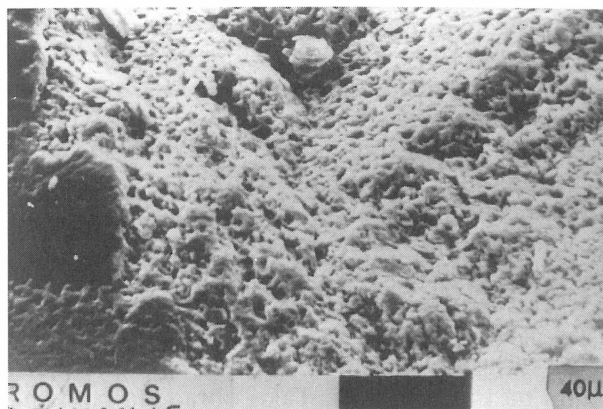
Sva tri rezultata međusobno pokazuju statistički vjerodostojnu razliku ( $p < 0,01$ ).

Scanning elektronska mikroskopija pokazuje kod upotrebe gustoće energije od 14,15 i 31,84 J/cm<sup>2</sup> nestanak najpovršnijeg sloja cakline. Nestanak cakline je na površini cijelog kratera podjednak jer je i dalje vidljiv smjer perikimata kao i na okolnoj nepromijenjenoj caklini (14,15



Slika 2. Caklina obasjana CO<sub>2</sub> laserom. Gustoća energije 31,84 J/cm<sup>2</sup>. Na dnu nastalog kratera prominira interprizmatna supstanca.

Figure 2. SEM of human enamel lased at 10.6 μm. Energy density 31.84 J/cm<sup>2</sup>. Interprism structure could be easily identified.



Slika 3. Caklina obasjana CO<sub>2</sub> laserom. Gustoća energije 14,15 J/cm<sup>2</sup>. Smjer i oblik perikimata vidljivi su i na dnu nastalog kratera. Prominira interprizmatna supstanca.

Figure 3. SEM of human enamel lased at 10.6 μm. Energy density 14.15 J/cm<sup>2</sup>. The perikimata were still visible transferring the irradiated areas.



Slika 4. Caklina obasjana CO<sub>2</sub> laserom. Gustoća energije 63,69 J/cm<sup>2</sup>. Dno kratera je djelomično staljeno, na rubu kratera nalaze se komadići caklinske taline, a interprizmatna supstanca ne prominira kao kod nižih gustoća energije.

Figure 4. SEM of human enamel lased at 10.6 μm. Energy density 63.69 J/cm<sup>2</sup>. The roughening was more pronounced than the perikimata lines and may be caused by preferential surface melting.

J/cm<sup>2</sup>), (slika 2). Ista snaga (0,5 W), ali manji spot (1 mm) stvara na površini cakline dublji krater na čijem se dnu jasno razabire interprizmatna supstanca (slika 3). Dno nastalog kratera kod snage od 1 W (spot 1 mm) djelomično je staljeno, interprizmatna supstanca se ne vidi tako jasno, a uz rub kratera vide se komadići caklinske taline (slika 4).

## Rasprava

Pretretman caklinske površine laserom za sidrenje kompozita pokazuje da je tako stvorena veza jača od kontrolne grupe. Rezultati su slabiji u usporedbi s caklinom tretiranom 37%-tnom ortofosfornom kiselinom, ali treba napomenuti da je ukupna promijenjena dodirna površina kod laserom obrađene cakline i kompozita bila manja. Ta razlika dobivena je načinom rada. Jetkanjem cakline dobili smo radnu površinu od 12,5 mm<sup>2</sup>. Laserom je napravljeno 9 točaka promjera 1 mm na istoj površini. Tako obrađena površina laserom zauzimala je 7 mm<sup>2</sup>, dok je preostalih

5 mm<sup>2</sup> činio nepromijenjeni dio cakline koji je po svojstvima odgovarao kontrolnoj grupi. Na temelju tih rezultata možemo zaključiti da se pod određenim uvjetima moguće koristiti laserskom zrakom za povećanje retencijske površine spoja kompozitnih ispuna, uz oprez jer laser na današnjem stupnju razvoja tehnologije može oštetiti površinu cakline. Takav učinak se teže kontrolira od jetkane površine, gdje je djelovanje kiseline ograničeno i postoji mogućnost remineralizacije iz sline. I scanning elektronske slike obasjane cakline pokazuju da nastala površina može poslužiti za dodatnu retenciju kompozita i smanjenje rubne pukotine.

## COMPOSITE RETENTION AREA PRODUCED BY CO<sub>2</sub> LASER BEAM

### Summary

*Laser effect on enamel is manifested as consequence of temperature changes. Enamel melts, vaporises and a crater, and fissures are formed. Retention surface for anchoring of composite resin was obtained in intact approximal surfaces of premolars with CO<sub>2</sub> laser (0.5, 1 and 3 W, spot size 1 and 1.5 mm, 0.2 and 0.5 s). The study results reveal composite and lased enamel interfaces are stronger than composite and inlased enamel ( $p < 0.01$ ) but weaker than composite and acid pretreated enamel interface ( $p < 0.01$ ).*

Key words: CO<sub>2</sub> laser, enamel, composite resin

Adresa za korespondenciju:  
Address for correspondence:

Dr. Ivica Anić  
Stomatološki fakultet  
Gundulićeva 5  
41000 Zagreb

## Literatura

- BRUNE D. Interaction of pulsed carbon dioxide laser beams with teeth in vitro. Scand J Dent Res 1980; 88: 301-7.
- KURODA S, FLOWER BO. Compositional, structural and phase changes in in vitro laser irradiated human tooth enamel. Calcif Tissue Int 1984; 36: 361-9.
- NAGASAWA A. Research and development of lasers in dental and oral surgery. In: Atsumi K (ed) New frontiers in laser medicine and surgery. Excerpta Medica, Amsterdam 1983; 233-41.
- LENZ P, GILDE H, WALTZ R. Untersuchungen zur Schmelzversiegelung mit dem CO<sub>2</sub> Laser. Dtsch Zahnärztl Z 1982; 37:469-78.
- BOEHM R, RICH J, WEBSTER J, JANKE S. Thermal stress effects and surface cracking associated with laser use on human teeth. J Biomech Eng 1977; 99: 189-94.
- FOWLER BO, KURODA S. Changes in heated and in laser irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. Calcif Tissue Int 1986; 38: 197-208.
- VINKLER S, FLYNN KL, MILLER WA. Neodymium laser fusion of restorative materials to tooth structure. N Y State Dent J 1973; 39: 614-8.
- LIBERMAN R, SEGAL TH, NORDENBERG D, SE-REBRO LI. Adhesion of composite materials to enamel: Comparison between the use acid and lasing pretreatment. Laser Sur Med 1984; 4:323-7.
- COOPER LF, MYERS ML, NELSON DGA, MOWERY AS. Shear strength of composite bonded to laser pretreated dentin. J Prosthet Dent 1988; 60: 45-9.