

Mogućnost primjene CO₂ lasera u prevenciji demineralizacije cakline

Possibility of the Application of CO₂ Laser in the Prevention of Demineralisation of the Enamel

Ivica Anić
Božidar Pavelić
Danko Vidović*

Zavod za dentalnu patologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

* Zavod za neurokirurgiju Kliničke bolnice Sestara milosrdnica, Zagreb

Sažetak

Krune gornjih srednjih sjekutića prepiljene su uzdužno dijaman-tnim diskom na dva jednaka dijela. Na istom zubu labijalna ploha jedne polovice je obasjana CO₂ laserskom zrakom (15 W; spot 3,5 mm; 6 pulseva u trajanju od 0,5 sek.), a druga polovica korištena je kao kontrola. Na labijalnim plohamo ostavljeni su prozorčići veličine 3 x 3 mm, a sve preostale plohe polovica pokrivena su plavim voskom. Uzorci su eksponirani djelovanju demineralizirajuće otopine (0,2 M otopine natrijevog acetata i 0,1 M mliječne kiseline) kroz 10 dana. Količina otopljenog kalcija određivana je atomskim apsorpcionim spektrofotometrom. Količina otopljenog fosfora određivana je po Loweyu fotometrijskim kolorimetrom. S obasjanih površina otopljena je statistički vjerodostojno manja količina kalcija ($p < 0,01$) u odnosu na kontrolnu grupu. Otopljena je i manja količina fosfora, ali bez statistički vjerodostojne razlike u odnosu na kontrolnu skupinu.

Ključne riječi: Co₂ laser, caklina, demineralizacija

Acta Stomatologica Croatica
1991; 25:103-108

IZVORNI
ZNANSTVENI RAD

UDK 616.314-08
CODEN: ASCRBK
YU ISSN: 0001-7019
Primljeno: 10. travnja 1991.
Prihvaćeno: 3. lipnja 1991.

Uvod

In vitro studije su pokazale da je retencija fluorida na površini cakline zavisna od temperature otopine fluorida koja se primjenjuje. Povećanje temperature sa sobne od 23° na 35° povećava koncentraciju fluorovih iona do dubine od 5 mikrometara cakline sa 563 ppm na 1128 ppm (1). Kratkotrajna visoka temperatura izaziva veću resorpciju fluorida od duge ekspozicije nižoj temperaturi (2). Maksimalno dopušteno povećanje temperature, a da ne dođe do oštećenja pulpe, jest 5°C, pa se na okluzalnoj plohi mogu koristiti dosta velike energije lasera. Iz toga proizlazi da bi se laser mogao koristiti za povećanje retencije fluorida na površini cakline (3). Smanjena topljivost cakline u kiselom mediju može biti posljedica smanjenja permeabilnosti kao od-

govora na promjene u organskom matriksu cakline koji je i odgovoran za nalaz vrlo glatke površine cakline nakon obasjavanja. To mišljenje podržava i nalaz asimetričnog elektron spin rezonancijskog signala (ESR) nakon laserskog obasjavanja (4, 5).

U caklinskom prahu obasjanom argon laserom (5145 nm; 4 W) zaista dolazi do rasta kristala (6, 7). Polaritet može biti rezultat laserske akcije i zagrijavanja uzoraka, zbog čega dolazi do puštanja 001 ravnine. Potvrda ove hipoteze dolazi od Glasa i Omnella (8) koji su zaključili da su kristali apatita podvrgnuti jednoj vrsti napetosti (najvjerojatnije za vrijeme amelogeneze) koja, čini se, djeluje samo na mrežicu postavljenu okomito na c-osovinu kristala. Fluorid se, najvjerojatnije, inkorporira u caklinsku strukturu. Nemo-

gućnost ispiranja fluora deioniziranom vodom sugerira da on prelazi u netopljivu formu, vjerojatno kao fluorapatit, kod laserom obasjanog caklinskog praha.

Laserska zraka tali površinu cakline, nakon čega se, kod hlađenja, ponovo formiraju kristali, ali ovaj put u nazočnosti visoke koncentracije fluora koji se ugrađuje u kristalnu rešetku (7, 9). Iz toga proizlazi da se početna karijesna lezija može tretirati laser-fluorid tretmanom prije nego što se lezija toliko razvije da je potreban radikalni zahvat (7, 10, 11).

Hattab FN. (12) smatra da ne postoji statistički vjerodostojna razlika u koncentraciji fluorida u caklini nakon obasjavanja argon laserom te da je argon laser za tu svrhu neprikladan. I sama caklinska prašina drukčije reagira s fluorom od kompaktne caklinske površine (13).

Grupa talijanskih autora (14, 15, 16, 17, 18, 19) smatra da je za povećanje retencije topikalno primijenjenih fluorida na zubnu caklinu najpogodniji laser u UV dijelu spektra (ako se uspoređi s laserima u IC dijelu spektra). Kod obasjavanja cakline laserom valne duljine od 200–280 nm čini se da su fosforne grupe (PO₁) one koje uposorbiraju fotone UV zraka stvarajući tako kromoforne grupe hidroksiapatita. Vežanje fluorida na caklinu može nastati fotolizom P—OH veza koje su prisutne u fosfornim grupama hidroksiapatita i spontanom zamjenom OH iona fluorovim anionima iz otopine za topikalnu primjenu.

Povećanjem retencije fluorida na površini cakline laser djeluje posredno u prevenciji karijesa. Direktni učinak postiže se obasjavanjem cakline bez dodavanja drugih spojeva (20, 21, 22, 23, 24, 25, 26). Energija koja izaziva djelomičnu razbiju ne smanjuje transport različitih iona i molekula čak i kada se obasjavanje opetuje i 40 puta (27). Kod CO₂ lasera nije nađena korelacija između broja pulseva i permeabilnosti cakline, ali značajnu razliku pokazuje primjena pojedinih ekvencija (27).

Za razliku, prema nekim autorima (28), proaktivni učinak lasera je malen i samo kod nekih valnih duljina, a prema autorima Borrgreven i sur. (27) i Newesely (29) ni u jednom slučaju aplikacija lasera ne pridonosi povećanju otpornosti cakline na karijes te bi se upotreba lasera oralno ograničilo na materijalni razvoj i tehnologiju.

Kod visokih temperatura na površini cakline formiraju se trikalcijev fosfat i tetrakalcijfosfat. ba spoja su znatno topljivija u kiselom mediju

od hidroksiapatita i zapravo su nepoželjna sa stajališta topljivosti cakline (31, 32).

Materijal i metode

Ekstrahirani humani zubi spremeni su u 10% 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). Zubi su, u međuvremenu, čuvani u DDV.

U radu smo koristili CO₂ laser (Sharplan 1060), IC, pulsni i kontinuirani način rada, valne duljine 10.6 μm. Izlazna snaga 70 W. Dodatna oprema: He-Ne laser pilot (2 mW), kirurški mikroskop, mikromanipulator, provodni sistem pomoću ogledala.

Za ispitivanje je korišteno 20 zdravih gornjih sjekutića. Krune zuba prepiljene su dijamantnim diskom na dva približno jednaka dijela. Od 40 uzoraka na 20 su labijalne plohe obasjane CO₂ laserom (15 W, spot 3.5 mm; 6 pulseva u pojedinačnom trajanju od 0.5 sek). Nakon toga sve plohe su presvučene plavim voskom, a na labijalnim plohama ostavljeni su prozorčići veličine 3 x 3 mm.

Tako pripremljeni uzorci stavljeni su u 3 ml 0.2 M otopine natrijevog acetata i 0.1 M mliječne kiseline (pH 4.0). U 5 kušalica s istom otopinom stavljene su iste količine plavog voska bez zubi kao kontrola ispitivanoj i kontrolnoj grupi. Uzorci su čuvani 10 dana na 37°C, nakon čega su u otopinama ispitivane količine otopljenog kalcija i fosfora.

Količina otopljenog kalcija određivana je atomskim apsorpcionim spektrofotometrom (Jarrell—ASH 82—500).

Količina otopljenog fosfora određivana je metodom po Loweyu na Klett-Summerson fotometrijskom kolorimetru.

Statistička obrada rezultata radena je Wilcoxon testom ekvivalentnih parova.

Oklužalne površine kutnjaka očišćene su mehanički rotirajućim četkicama i abrazivnom pastom. Krune su isprane 5%-tnom otopinom natrijevog hipoklorita i Ahidronom. Nakon isparavanja Ahidrona, u fisure je nanesen prah čistog kalcijevog hidroksiapatita. Kontinuirana laserska zraka (CO₂) snage 1 W (spot 2 mm) pomicala

je brzinom od 2 mm u sekundi po cijelom fisurnom sustavu dva puta, a nakon toga snagom od 2 W (spot 1 mm) brzinom od 2 mm u sekundi još dva puta.

Poslije obasjavanja, okluzalne plohe isprane su mlazom DDV i osušene zrakom. Oštrom sondom uklonjeni su svi nespojeni ostaci i komadići oštećene cakline.

Rezultati

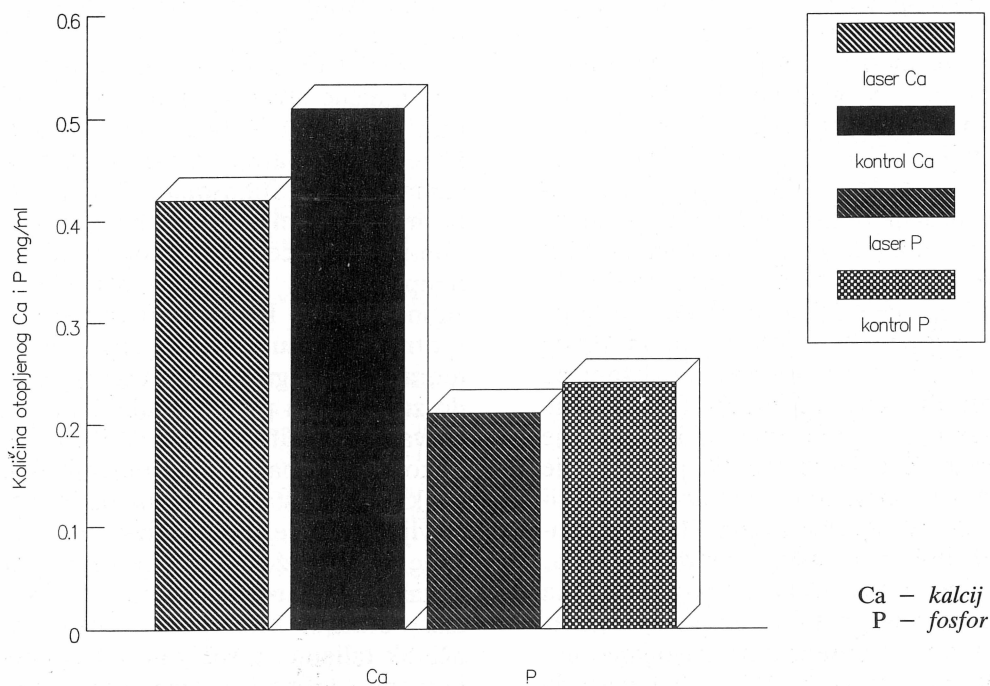
Nakon deset dana u demineralizirajućoj otopini na 37°C s labijalne površine obasjanih zuba otopljeno je manje kalcija u usporedbi s kontrolnom grupom ($p < 0.01$). Vrijednosti otopljenog kalcija iznosile su $\bar{x} = 0.42$ mg/ml kod ploha obasjanih CO₂ laserom i $\bar{x} = 0.51$ mg/ml kod kontrolnih uzoraka.

Količina otopljenog fosfora bila je manja nego kod kontrolne grupe, ali bez statističke vjerodostojnosti. Količina otopljenog fosfora kod zuba obasjanih laserom iznosila je $\bar{x} = 0.21$ mg/ml, a

kod kontrolne skupine $\bar{x} = 0.24$ mg/ml (crtež br. 1).

Za vrijeme rada dio praha kalcijevog hidroksiapatita bio je, uslijed razvijanja visoke temperature, otpuhnut iz fisura. Do zataljivanja je došlo samo mjestimično, a većina materijala isprana je mlazom vode i povlačenjem oštre sonde. Na mjestima spajanja praha hidroksiapatita s caklinom zuba vide se oštećenja cakline. Uz rubove taline vidi se smeđa diskoloracija. Na mjestu direktnog kontakta laserske zrake s caklinom nastali su plitki krateri s dnom bjeličaste boje i tamnijih uzdignutih rubova.

Zataljeni dijelovi vrlo su krhki i relativno se lako lome. Nakon zataljivanja stečenih pukotina CO₂ laserom (10 W; spot 3 mm; puls 0.5 sek) bez dodatka strane materije na mjestu djelovanja laserske zrake zaostaje diskoloracija jantarno-smeđe boje, a oko nje bjeličasti prsten. Ako je u pukotini zaostao organski materijal, on se karbonizira i zaostaje unutar pukotine pa ona prima crnu boju.



Slika 1. Količina otopljenog kalcija i fosfora s površine cakline obasjane laserom i kontrolne grupe

Figure 1. Solved calcium and phosphorus in lased and controled enamel surfaces

Rasprava

Do demineralizacije površine došlo je na eksponiranim i kontrolnim ploham gornjih sjekutića nakon 10 dana u otopini natrijevog acetata (pH 4.0). Količina otopljenog kalcija (Ca) na laserski obasjanim ploham bila je ipak statistički vjerodostojno manja od one na kontrolnoj skupini. Otopljeno je i manje fosfora u odnosu na kontrolu, ali bez dokazane razlike. Brojni autori navode smanjenje ili potpuni izostanak demineralizacije nakon obasjavanja cakline laserom (22, 23, 25, 26, 28, 33). Borggreven i sur. (27) navode da dolazi do povećanja, a ne do smanjenja demineralizacije. Naši rezultati pokazuju da do demineralizacije dolazi i kod laserski obasjane površine, iako manje nego kod kontrolne grupe. Smatramo da se rezultati razlikuju od drugih autora zbog razlike u vremenu eksponiranja površine demineralizirajućoj otopini. Kod većine autora vrijeme eksponiranja kreće se između 4 i 7 dana za razliku od 10 dana (na 37°C) koliko u eksponirani naši uzorci. Vjerojatno s produženjem vremena interakcije demineralizirajuće otopine i površine cakline dolazi do otapljanja laserki nastale taline, nakon čega je eksponirana i aklina iz dubljih spojeva. Na taj način možemo objasniti povećanu količinu otopljenog kalcija i fosfora. Tako ne možemo objasniti tvrdnju autora BO. Fowlera i S. Kurode (32) da su visotemperaturni produkti cakline (α -TCP i β -TCP) topljiviji u kiselom mediju od normalne cakline, što bi govorilo u prilog brzoj, a ne sporoj demineralizaciji obasjane cakline. Iako su astali spojevi nestabilni na sobnoj temperaturi, naši nalazi dobiveni metodom rentgenske difrakcije pokazuju nepromijenjeni nalaz kod rastaljenih uzoraka cakline i 4 mjeseca nakon prvog otapanja premda su u međuvremenu držani na sobnoj temperaturi. Oho i Morioka (33) navode da nakon laserskog zagrijavanja cakline nastaje otapanje kristalne rešetke i bolje postavljanje talina u caklinskim kristalima. Upotrebom optičke snage lasera zapaža se samo lagana kontakcija a-os, dok c-os ostaje nepromijenjena. Promjena dužine a-os nastaje zbog promjena sadržaju vode i karbonata. Gubitak vode, karbonata i organske materije izaziva nastajanje mikrošupljina unutar obasjane cakline. To znači da kalcijevi i fosforni ioni cakline koja je izložena otapanju demineralizirajuće (kisele) otopine od neobasjane cakline otpuštaju u otopinu (gdje se i mjeri količina otopljenog materijala), dok kod obasjane cakline dio otopljenog kalcija i

fosfora zadržava u mikrošupljinama, izazivajući lažno negativne rezultate (33). To odgovara našim rezultatima jer se dužim djelovanjem kiseline oslobodila i veća količina fosfora koji se mogao izmjeriti. Razlika u količini otopljenog kalcija između obasjane i kontrolne cakline, ako dolazi do rekristalizacije, može se objasniti nastajanjem većih i savršenijih kristala, kao npr. u karijesnim lezijama, koji su otporniji na demineralizaciju (zbog veće koncentracije fluora) od kristala same cakline. To je samo pretpostavka, jer je proces nastanka većih kristala u karijesnoj leziji dugotrajan, za razliku od laserske akcije koja traje od nekoliko milisekundi do nekoliko sekundi. I količina raspoloživog fluora veća je u karijesnom tkivu, gdje se stvaraju pojedinačni veliki kristali.

Upotreba CO₂ lasera na današnjem stupnju razvoja tehnologije nije prikladna za kliničku preventivnu obradu cakline zbog mogućeg oštećenja površine koje se ne može kontrolirati (kao npr. jetkana površina, gdje je djelovanje kiseline ograničeno i postoji mogućnost remineralizacije iz sline) i zbog estetskih razloga jer zaostaju diskoloracije.

Zataljivanje kalcijevog hidroksiapatita u fisurnom sustavu korištenim parametrima ne može se postići CO₂ laserom. Dobiveni rezultati i samo mjestimično stvaranje kompaktne taline nisu klinički prihvatljivi zbog djelomično oštećene cakline i odgovaraju nalazima autora JA. Weichmana, FM. Johnsona i LK. Nitta (34, 35). I ta mjesta kompaktne taline mogu se odvojiti upotrebom jače sile. Zbog različitih optičkih i temperaturnih osobina praškastih materijala i zubne cakline kao i relativno slabe kondukcije (potrebne za dubinsko taljenje) kod energija koje moraju biti sigurne za zubnu pulpu, ne dolazi do zataljivanja punila s caklinom. Brzo hlađenje i stvaranje unutrašnje napetosti izaziva stvaranje pukotina i otpadanja rastaljenih dijelova punila i cakline. Zaostala oštećena područja mogu predstavljati predilekciona mjesta nastanka karijesa, čime se postiže suprotan učinak od željenog. Zataljivanje pukotina na caklini laserom ostavlja diskoloraciju. Preniskom snagom ne postiže se učinak taljenja, a snagom potrebnom za taljenje humane cakline izazivamo samo površinsko stajanje pukotine, ali i pojavu novih mikroskopskih pukotina zbog naglog hlađenja i stezanja taline. U slučaju da u pukotini zaostane organsko tkivo, ono se karbonizira a pukotina se oboji crnom bojom.

**POSSIBILITY OF THE APPLICATION OF CO₂ LASER
IN THE PREVENTION OF DEMINERALISATION
OF THE ENAMEL**

Adresa autora:
Address for correspondence:

Summary

Tooth enamel laser irradiated under certain conditions previously has been shown to have reduced subsurface demineralizations rate. The teeth were cut vertically in half with a thin diamond disc. One half of each tooth served as a control and the other half was irradiated using the CO₂ laser. Laser energy was applied at incisive labial surface (15 W, 0.5 s, spot size 3.5 mm). After irradiation the specimens were coated with wax leaving only the windows 3 x 3 mm on the labial surfaces. After experimental demineralisation with 0.2 M sodium acetate and 0.1 M lactic acid solution for 10 days, dissolved calcium and phosphorus were analyzed in the demineralizing solutions using atomic absorption spectrofotometry and colorimetric method (method described by Lowey), respectively. Ca and P concentrations in demineralizing solutions per unit surface area were lower then the controls.

Key words: CO₂ laser, enamel, demineralisation

Dr. Ivica Anić
Stomatološki fakultet
u Zagrebu
Gundulićeva 5
41000 Zagreb

Literatura

- MELLBERG JR., LOERTSCHER KL. Fluoride acquisition in vitro by sound human tooth enamel from sodium fluoride and ammoniumsilicofluoride-phosphate solutions. Arch Oral Biol 1972; 17:1107-16.
- BOEHM, R., BAECHL E., WEBSTER J., JANKE S. Laser processes in preventive dentistry. Opt Eng 1977; 5: 493-6.
- YAMAMOTO H., SATO K. Prevention of dental caries by Nd-YAG laser irradiation. J Dent Res 1980; 59:2171-7.
- TOCHON-DANGUY HJ., VERY JM., GEOFFEROY M., BAUD CA. Paramagnetic and crystallographic effects of low temperature ashing on human bone and tooth enamel. Calcif Tiss Res 1978; 25:99-104.
- TAGOMORI S., MORIOKA T. Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. Caries Res 1989; 23:225-31.
- KANTANOLA S., LAINE E., TARNA T. Laser induced effects on tooth structure. VI X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO₂ laser. Acta Odont Scand 1973; 31:369-79.
- GOODMAN BD., KAUFMAN HW. Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. J. Dent Res 1977; 56:1201-7.
- GLAS JE., OMNELL KA. Studies on the ultrastructure of dental enamel. 1. Size and shape of the apatite crystallites as deduced from x-ray diffraction data. J Ultrastructure Res 1960; 3:334-44.
- KURODA S., NAKAHARA H. Morphological changes in laser irradiated extracted teeth. J Dent Res 1981; 60 Spec Iss A 489, Abstr No 719.
- KLEINBERG I., CASTALDI CR., DOMOKOS A., CHEBIB F. Ultraviolet photography for early detection of dental caries. 48th General Meeting IADR 1970; Abstr No 337.
- COOLEY RD., HEFFERN JJ., COMPANGA PL. Detectability of dental caries by conventional and ultraviolet assisted clinical examinations. IADR 1974; Spec Iss 53 Abstr No 430.
- HATTAB FN. In vitro fluoride uptake by lased and unlased ground human dental enamel. J. Dent Child 1987; jan-feb 15-17.
- HELLSTRROM I, ERICSSON Y. Fluoride reactions with dental enamel following different forms of fluoride supply. Scand J Dent Res 1976; 84:225-67.
- PALANO D., MOLINARI G. Spectrophotometric study of U. V. light absorption by enamel. Min Stomatol 1988; 37:929-33.
- FAGNONI V., SAPINO S., ZULIAN P., IEMMA D. Ionofluor + laser prevention. Min Stomatol 1989; 38:769-72.
- PALANO D., MAIOLANI S., GALLI E., RINALDI R., MOLINARI G. Possibilities and limitations of topical fluoroprophylaxis using a 904 nm IR laser. Min Stomatol 1988; 37:97-106.

17. PALANO D., MOLINARI G. Chemico-physical hypotheses on fluoride fixation in enamel by means of laser light. *Min Stomatol* 1988; 37:923-7.
18. VERNOLE B., PALANO D., NAJNI G., TORRISI I., MOLINARI G. In vitro fluorination of enamel by U.V. laser irradiation. *Min Stomatol* 1988; 37:915-21.
19. PALANO D., MAIOLANI S., MAJNI G., MINICIONE E., MOLINARI G., PERUZZI M. Measuring the coefficient of absorption by the enamel of the radiation emitted by an He-Ne laser. *Mit Stomatol* 1988; 37:33-5.
20. STERN RH., SOGNAES RF. Laser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res* 1964; 43:873.
21. LENZ P., GILDE H., WALTZ R. Untersuchungen zur Schmelzversiegelung mit dem CO₂ laser. *Dtsch Zahnärztl Z* 1982; 37:469-78.
1. STERN RH., SOGNAES RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first test in vivo. *J Am Dent Assoc* 1972; 85:1087-90.
3. STERN RH., SOGNAES RF., GOODMAN F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. *J Am Dent Assoc* 1966; 73:838-43.
4. STERN RH., VAHL J., SOGNAES RF. Lased enamel: Ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res* 1972; 51:455-60.
5. YAMAMOTO H., OOYA K. Potential of yttrium aluminium garnet laser in caries prevention. *J. Oral Pathol* 1974; 3:7-15.
5. YAMAMOTO H., OOYA K., MATSUDA K., OKABE H. Yag laser effect for acid resistance on tooth enamel. *J Dent Res* 1974; 53:1093.
27. BORGGREVEN JPM., DIJK JWE., DRIESSENS FCM. Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. *Arch Oral Biol* 1980; 25:831-2.
28. NELSON DGA., SHARIATI M., GLENA R., SHIELDS CP., FEATHERSTONE JDB. Effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial carieslike lesion formation. *Caries Res* 1986; 20:289-99.
29. NEWESELY H. High temperature behaviour of hydroxy and fluorapatite. Crystalchemical implications of laser effect on dental enamel. *J Oral Rehabil* 1977; 4:97-104.
30. PATEL PR., BROWN WE. Thermodynamic solubility product of human tooth enamel: powdered sample. *J Dent Res* 1975; 54:728-36.
31. STEWART I., POWEL GL., WRIGHT S. Hydroxiapatite attached by laser: a potential sealant for pits and fissures. *Operat Dent* 1985; 10:2-5.
32. 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.
33. OHO T., MORIOKA T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res* 1990; 24:86-92.
34. WEICHMAN JA., JOHNSON FM. Laser use endodontics. A preliminary investigation. *Oral Surg* 1971; 3:416-20.
35. WEICHMAN JA., JOHNSON FM., NITTA LK. Laser use in endodontics. *Oral Surg* 1972; 34:828-30.