

Lekić Z.¹, Sprečković M.², Mišosavljević A.³, Backović N.², Mamula Đ.,
Trifković Z.², Bugarinović R., Jovanić P., Grozdanovski D.

1. Stomatološki fakultet, 2. Elektrotehnički fakultet, 3. Mašinski fakultet, 4. Viša tehnička PTT škola, Beograd, 5. Institut za fiziku, Zemun, 6. Vojno-tehnički institut, Žarkovo, 7. Vazduhoplovno-tehnički institut Žarkovo

MEHANIZMI INTERAKCIJE IMPULSNIH LASERA SA STOMATOPROTETSKIM
MATERIJALIMA U VIDLJIVOM I U IC DIJAPAZONU

MECHANISMS OF INTERACTION PULSE LASERS WITH STOMATOPROSTHETIC
MATERIAL IN VISIBLE AND IR RANGE

Sadržaj

Razmatrana su dva tipa interakcije materijala koji se koriste u protetici legura Co-Cr-Mo, Ni-Mo-Co i Ag-Pd sa laserskim zračenjem: a) spajanje delova napravljenih od materijala iste vrste ; b) bušenje finih kratera u materijalu. Izvedeni su eksperimenti u vidljivom području sa rubinskim laserom (u Q switch modu i u modu slobodne generacije) i sa Nd³⁺:YAG laserom. Dobijeni rezultati su obradjeni objektivnim tehnikama u cilju nalaženja optimalnih uslova obrade odgovarajućih profila. Analizirane su potencijalne primene ovih lasera u stomatologiji i drugim oblastima, koje koriste date materijale.

Abstract

The following two types of material interactions (used in stomatoprosthetic Co-Cr-Mo, Ni-Mo-Co and Ag-Pd alloy) with laser radiation were considered: a) welding parts of materials of same and different type; b) cutting and drilling of fine craters in material. Experiments with lasers in visible range (694.3nm) were done, ruby laser (in Q switch and free generation mode) and with Nd³⁺:YAG laser. Obtained results were examined by objective techniques with an objective to find out optimal conditions of elaboration of correspondent profile. Potential application of these lasers in dentistry and other respective were analysed.

UVOD

Uloga lasera u medicinskim i biomedicinskim problematikama je višestruka, obzirom na kanale interakcije sa biosistemom, dijagnostičke primene i u svrhe biostimulacije [1]. Aspekt koji se tiče interakcije sa materijalom od značaja u svrhe protetike, dobija nov pristup u višestrukosti primene lasera u vezi sa biomedicinom i bioelektronikom. Obzirom da su materijali za protetičke svrhe vrlo različitih koncepcija u zavisnosti od grane medicine, to se onda pojavljuje značajnim interakcija laserskog snopa sa materijalom datog tipa.

pre ugradjivanja u organizam (biosistem), kao i interakcija sa datim delom u organizmu i najzad "usputne" interakcije ukoliko se snop sa zadatom funkcijom nadje u blizini datog materijala veštačkog porekla.

Za stomatologiju postoji dosta aspekata primene lasera u preventivi, ali i u lečenju oboljenja. Postoji, obzirom na specifičnosti dentalnih problema, aspekt dejstva laserskih snopova (Nd^{3+} :YAG, excimer, rubinski, He-Ne) sa zubnom gledji i, posredno ili neposredno, sa dosta materijala neorganske prirode koji se pojavljuju u bioorganizmu. Sve primene u smislu lečenja raznorodnih bolesti, ili "obrade" bio ili neorganskih materijala, koji se nalaze u domenu stomatologije, uključujući hirurgiju (mikrohirurgiju), oboljenja dentalnog trakta, spadaju, u stvari, u široki deo interakcija stimulisane svetlosti sa materijalom [2]. Obzirom na to, primene u kojima se kao potencijalno vidi prvo obrada materijala, u smislu zavarivanja, otklanjanja odredjenih slojeva ili bušenja, tako i odredjenih operacija (van ili u organizmu), laser ima svoje posebno mesto.

Izabrani materijali pripadaju grupaciji legura [3], pa je obzirom na to područje interakcije vezano za one delove fizike gde su od interesa date metalne interakcije u smislu izražavanja osobina tipa koeficijenta refleksije, transparentije, indeksa prelamanja (za datu talasnu dužinu), termodinamički (provodnost, specifične toplote (topljenja, isparavanja, sublimacije). Pored toga, od interesa su i prema intenzitetu snopa, odredjeni nelinearni koeficijenti datog materijala. Poseban je aspekt koji se daje na odredjivanje uslova pucanja datog materijala gde se navodi formula za dužinu naprsline [2]:

$$l = (\beta E_y T' / (1-2E_p) \sigma_r)^{1/2} r(t)$$

i za tangencijalni napon

$$\sigma_e = (\beta E_y T' / 3(1-2E_p)) r(t) \rho^2$$

gde su β - koeficijent zapremlinskog širenja, E_y - Young-ov modul elastičnosti, T' - temperaturske promene u oblasti fronta topljenja, $r(t)$ - radijus otvora, E_p - Poisson-ov odnos, ρ - gustina materijala.

Nove konstante su mehaničkog tipa pa traže dodatna ispitivanja pošto spadaju u nestandardni domen istraživanja u odnosu na "klasične obrade".

Kao glavne veličine u odnosu na očekivanu interakciju, sledile bi definicije specifičnih veličina:

$$q_c^{(1)} = 0.885 T_m a \tau$$

$$q_c^{(2)} = 0.885 T_v a \tau$$

gde su $q_c^{(1)}$ i $q_c^{(2)}$ kritični nivoi gustina snaga laserskog zračenja za topljenje i isparavanje materijala redom, τ - dužina laserskog impulsa, $a = \lambda / \rho c$, λ - toplotna provodnost, c - specifična toplota.

EKSPERIMENTALNI DEO

Za interakciju sa protetičkim materijalima korišćena su dva tipa lasera : rubinski talasne dužine $\lambda=0.6943 \mu\text{m}$ za bušenje i Nd^{3+} :YAG talasne dužine $\lambda=1.064 \mu\text{m}$ za zavarivanje.

Laseri su radili u Q switch modu, i u modu slobodne generacije, što je značilo da su i vremena interakcije bila u domenu μs i ns .Obzirom na to i gustine energije (odnosno snage) su varirale za nekoliko redova veličine.

Stomatološki materijali koji se koriste za izradu proteza^[6] i nadogradnje predstavljaju trojne legure Co-Cr-Mo WISIL ; Ni-Mo-Cr WIRON S ; Ag-Pd PALADOR i njihove mehanike karakteristike date su u Tabelama 1, 2 i 3.

Izabrani uzorci WIRON S u izvornom stanju i posle jednog livenja tretirani rubinskim laserom prikazani su na slikama 1 i 2 a uslovi njihovog povređivanja u Tabelama 4 i 5.

Izgled WISIL proteze na kojoj je došlo do mehaničkog loma i na kojoj je vršeno zavarivanje laserom prikazan je na sl. 3. Nadogradnja za zub od PALADOR-a data je na sl.4. Uzorci prikazani na sl.1, 2 i 3 posmatrani su i ispitivani na skanirajućem elektronskom mikroskopu SEM-u i elektronskoj mikrosondi koji su povezani u isti sistem.

TABELA 1. Mehaničke karakteristike WISIL legure

sastav	Co(60-66%), Cr(27-31%), Mo(2.5-5.4%) C(0.4%), Fe, Si, Mn u tragovima
gustina	8.3 g/cm ³
interval topljenja	~1350 °C
kontrakcija	2.12 - 2.24%
termička provodljivost	0.4 - 2.1x10 ⁴ W/m ² °C
tvrdoća po Vickers-u	370 HV
E-modul elastičnosti	21000 daN/mm ²
izduženje A(%)	3%
zatezna čvrstoća Rm	45 - 56.0 daN/mm ²

TABELA. 2 Mehaničke karakteristike WIRON S legure

sastav	Ni(71.3%), Cr(17.2%), Mo(4.5%), Al(3.4%) Mn(2.8%), Si(0.66%), Fe(0.1%)
boja	platinasta
interval topljenja	1110 - 1250 °C
dilatacija	600 °C 14.3x10 ⁻⁶
granica istezanja (Rp 0.2)	43.9 daN/mm ²
zatezna čvrstoća (Rm)	70.9 daN/mm ²
izduženje A(%)	4.5%
E - modul elastičnosti	21500 daN/mm ²
tvrdoća po Vickers-u	270-275 HV

TABELA 3. Mehaničke karakteristike PALADOR legure

sastav	Ag(60-70%), Pd(20-30%)
ostatak:	Au, Cr, Zn, Fe
interval topljenja	960-1020 ^o C
gustina	11.49 g/cm ³
zatezna čvrstoća R _m	71,0 - 82,0 daN/mm
tvrdća po Vickers-u	228-260 HV
izduženje A(%)	25%
Z(%)	5%

Tabela 4. Uslovi gađanja uzorka WIRON S u izvornom obliku rubinskim laserom

N	E(J)	t(ns)
1	0.75	30
2	1.8	30
3	3.7	30
4	3.7	30
5	3.7	5000

Tabela 5. Uslovi gađanja uzorka Wiron S nakon jednog livenja rubinskim laserom

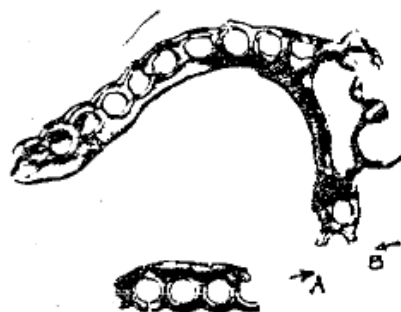
N	E(J)	t(ns)
1	0.75	30
2	1.8	30
3	3.2	30
4	3.2	5000
5	1.0	30
6	3.7	30



Sl.1 Izvorni oblik WIRON S legure



Sl.2 Uzorak WIRON S posle topljenja



Sl.3 .Izgled Wisil proteze



Sl.4. Izgled nadogradnje za zub

REZULTATI

Povrede materijala ispitivane su optičkim i SEM mikroskopima. Određivane su zone termalnog uticaja, veličina kratera i eventualne promene materijala posle interakcija oko kratera i dalje od kratera. Rezultati povreda dobijenih SEM posmatranjima su na sl.5-8. Na sl. 5, koja predstavlja snimak povrede u materijalu nastalog gadjanjem laserskog snopa .Mesto povrede (br. 1 na sl.1) rubinskim laserom pokazuje da je došlo do topljenja u površinskom sloju, a da nije došlo do potpunog bušenja materijala.



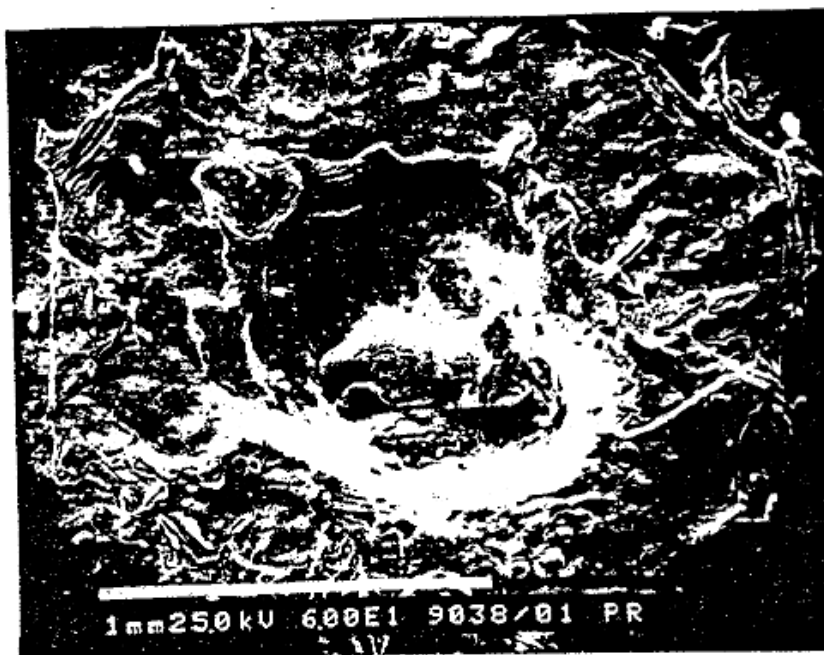
Sl.5.SEM mikrografija povrede laserom
(mesto br.1 sa sl.1)

Na sl.6, koja predstavlja snimak povrede u materijalu(mesto br.4 sa sl. 2) zapaža se intenzivnije dejstvo laserskog snopa i izvesna dubina kratera. Zapaža se slojevita struktura sa velikim brojem izdvojenih faza. Na osnovu ispitivanja elektronskom mikrosondi nađeno je da izdvojene faze predstavljaju složene karbide $(Cr, Mo)C$. Za potpunu karakterizaciju karbida treba izvršiti dodatna ispitivanja na mikrosondi i videti da li su karbidi većim delom na bazi Cr ili Mo .

Na sl.7 je dat izgled prsline u ispitivanom materijalu za koji bi se moglo reći da je transkristalan .

Na sl. 8 dat je izgled preloma proteze preseka a-b sl. 3 na kojem se uočavaju polja gde je vršeno gadjanje laserskim snopom s ciljem da se pripreme uslovi

za spajanje materijala tj prelomljenih delova proteze. Primenjeni impuls Nd^{3+} YAG lasera nije doveo do potpunog spajanja,



Sl. 6. SEM mikrografija povrede br.4 sa sl.2.



Slika 7. SEM mikrografija prskotine u materijalu



Slika 8. SEM mikrografija zavarivanja proteze

DISKUSIJA I ZAKLJUČAK

Pri spajanju zubarskih materijala u jednu celinu ili lemljenjem javlja se više problema. U novije vreme se koristi kombinacija lemljenja i tačkastog zavarivanja koja ima prednost u odnosu na klasične načine pojedinačnog zavarivanja ili lemljenja.

U ovom radu umesto tačkastog zavarivanja vršeno je zavarivanje laserom. U literaturi se dosta koristi CO_2 laser [1,2,4,5]. Pošto na materijalima tipa višekomponentne legure Co-Cr-Mo koji se koriste u zubnoj tehnici nisu dobijeni kvalitetni zavareni spojevi nastavlja se dalje izučavanje izbora dužine impulsa i oblika impulsa (odnos prednjeg fronta i zadnjeg) u odnosu na definisane uslova lasera datog tipa. Nameće se pitanje da li bi se stvarno kvalitetniji spoj dobio ako bi se prvo gadalo tako da dodje do delimičnog spoja a zatim primenilo lemljenje. Ovde bi posebno bio važan izbor lema kao i uskladjivanje električnih potencijala lema i legure.

U izvršenim ispitivanjima korišćene su tri vrste materijala, od kojih su na nekim vršene povrede tipa bušenja a na drugim (palador, i vizil) zavarivanje. Dobijeni kvaliteti vara sa impulsima dužine reda ms (4.8ms i 8 ms sa odgovarajućim energijama 6 i 10 J) nisu se pokazale dovoljnim za kvalitetan

var mada je došlo do spajanja materijala iste vrste. Wiron S je pokazao da za date energije (gustine snage i talasnu dužinu lasera) ne reaguje sa prskotinama ,tako da su 'energije za dobijaje manjih povreda (rupa) za definisane uslove moguće sa malom zonom temperaturnog uticaja za oba tipa lasera.

LITERATURA

- [1] N.Rykalin i dr. Laser and Electron Beam Material Processing, Nauka Moskva 1990
- [2] Rjabov S i dr., Pribori kvantovoj elektron. Moskva, rad. i sv.jaz, 1985
- [3] D.C.Shen i dr. Introduction to Lasers and Their Applications, Adisson Wesley, 1977
- [4] Živković B, Djordjević M , Mogućnost korišćenja CO lasera u domenu stomatologije XXX ETAN 27-35, 1986
- [5] Djordjević M., Živković , Ispitivanje kvaliteta laserskog zavarivanja elemenata od dentalnog čelika, XXXI ETAN, 299-305, 1987
- [6] Lekić, Magistarski rad, Beograd, 1986
- [7] Goldman L, Laser Applications, .MD, CRC 1974
- [8] N.F.Gamaleya, Laseri v eksperimente i klinike, Med. kn. Moskva 1980