

MODELI INTERAKCIJE LASERSKOG ZRAČENJA SA BILOŠKOM SREDINOM, LASERSKA DIJAGNOSTIKA I RELEVANTNI PARAMETRI

J. Ilić, *Mašinski fakultet u Beogradu*

S. Bojanić, *Institut "Mihajlo Pupin", Beograd*

Z. Božović, *Centar za multidisciplinarna istraživanja, Beograd*

D. Jablan Milić, *IMP i Laser Physics Centre, R S Phys SE*

Sadržaj - U radu je razmatrano penetriranje živog tkiva na koje deluje lasersko zračenje, a zatim izvedeni zaključci o načinima korišćenja laserskog zračenja u dijagnostičke svrhe.

1. UVOD

Pitanje raspodele temperaturnog polja u zoni i u blizini zone delovanja laserskog zračenja, za različite dijapazone fluksa, često su predmet analiza. U navedenoj oblasti javlja se potreba za detaljnijom razradom modela za specifične oblasti odabranih energetskih dijapazona, obzirom da je opis potencijalnih efekata vrlo kompleksan.

Mogu se razlikovati oblasti u kojima se radi samo o linearnim efektima zagrevanja biomaterijala za delove stepena, do oblasti kod kojih se razvijaju plazma-fenomeni i javljaju udarni talasi, koji svojim mehaničkim dejstvom znatno utiču na javljanju toplinog model.

Za odbranu slučajevne dijapazona snaga, koji se koriste u medicini, i u skladu sa Mesterovim zakonima, izvodi se simulacija i formiraju odgovarajući numerički modeli.

Razmatraju se generalni prilazi, gde se tkivo modeluje sa n slojeva, u zavisnosti od pojedine oblasti medicini, odnosno od primene lasera. To je u skladu sa objektiviziranim posmatranjem bio-interakcije, gde se tkivo opisuje sa koeficijentima apsorpcije, refleksije, toplotne provodnosti itd.

Na primeru dvo-slojnog tkiva primenjuje se numerička analiza i izvođe odgovarajući zaključci. Diskutuju se rešenja za slučaj oka, kada se javljaju plazma-fenomeni i udarni talasi.

2. MODELI INTERAKCIJE LASERSKOG ZRAČENJA SA TKIVOM OKA

Oštećena tkiva oka u vidljivoj infracrvenoj oblasti su termičke prirode. Uočeno je, da je vreme u kojem je prisutno termičko dejstvo na biološki sistem, izuzetno kritično za određivanje brzinskih procesa denaturacije i inaktivacije.

Zbog toga je neophodno ispitati način generisanja, provođenja i odvođenja topline u tkivu izloženom laserskom zračenju. Za sveobuhvatnu analizu oštećenja biološkog sistema toplotnom dejstvom potrebno je osim analize Arrhenijusove jednačine brzine hemijskih procesa, neophodno rešavanje toplotne jednačine:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = (k/\rho C)\nabla^2 T + Q/\rho C \quad (1)$$

gde je T temperatura, k koeficijent provođenja topline, ρ gustina, C specifična toplota, Q izvor topline i t vreme.

Rešenje toplotne jednačine u trodimenzionalnom slučaju za slučaj interakcije laserskog zračenja sa biološkim materijalom, konkretno retine oka, nalazi se na osnovu pretpostavke da do apsorpcije zračenja dolazi u malim zapreminama, a da se temperatura prošire u svim pravcima, kao i da su apsorpcione zapremine i zapremine iz kojih se generiše toplota, locirane u beskonačnoj toplotno provodnoj sredini izotropskih osobina. Do rešenja se dolazi prolazeći Grinove funkcije, koje se potom primenjuje u funkciji preživljavanja.

Kao rezultat takvog proračuna, dobija se relacija između dva različita vremena ekspozicije i odgovarajućih temperatura

$$\ln(t_1/t_2) = (1/(T_0+T_1) - 1/(T_0+T_2))E_0/R \quad (2)$$

Na osnovu relacije (2) za slučaj usaglas porasta temperature i njenog održavanja u određenom vremenu, denaturacija proteina i inaktivacija enzima ispuče odgovarajuće opadajuće vrednosti, pa se može zaključiti da ne postoji jedinstvena kritična temperatura, već da temperatura na kojoj dolazi do oštećenja tkiva varira u funkciji vremena ekspozicije. Pri tome ureba voditi računa, da male promene ulazne gustine snage rezultuju u značajnim promenama u vremenu ekspozicije.

Biološka tkiva su aprozima za zračenje u infracrvenom delu spektra. Do apsorpcije dolazi zahvaljujući vodi u tkivima, a povećava se sa vibracionim procesima. Apsoptions moć vode je veoma visoka, tako se apsorbovana energija zračenja vrlo brzo pretvara u toplotu, što dovodi do oštećenja termičke prirode. U slučaju zračenja sa CO_2 utvrdeni su pragovi oštećenja rožnjače oka i kože za ekspozicije od 0,1 do 30s.

Oštećena oka mogu se takođe razmatrati i sa stanovišta režima rada lasera, tako da se izvođe analize za režim gigantskih impulsa, kao i za duže ekspozicije u opsegu od μ s do 10s.

Kod gigantskih impulsa, prenošenje topline se brzo odvija, tako da se samo nemerna termička relaksacija stvaruje sa apsorpcionih položaja. Apsoptions je najznačajnije sa mehanizmom granulosa pigmentarnih epitela. Na osnovu modela za slučaj retine mogu se dobiti veoma visoke temperature, što se objašnjava da uprkos velikoj apsoptionsnosti melaninskih granula, dolazi do koagulacije ili denaturacije proteina iznad primetne debljine retine.

Pri izlaganju dugotrajnora CW laserskom zračenju (opseg 1ms-10ms), što je od posebnog interesa jer se uključuje vreme refleksa trepnja od 150 ms i što je to vreme potrebno za termičko izjednačenje dimenzije retinalne mrlje.

3. KALORIMETRIJSKE DIJAGNOSTIČKE METODE

Razmotriće se neke od laserskih dijagnostičkih metoda u bio istraživanjima. Mnoge razvijene metode se koriste i u drugim oblastima (metode korelacione spektroskopije, Laser Doppler metode) tako da je razvoj stalno napredovao. Kalorimetrijske metode, obzirom da se vezuju za efekte čiji je pokazatelj stanje temperaturnih polja, imaju kao glavni zadatak smanjenje i detaljno uračunavanje gubitaka toplote različitim mehanizmima.

Mehanizam koji se koristi u dijagnostičke svrhe je vezan za razmatranje prolaska impulsa elektromagnetnog koherentnog zračenja kroz složenu geometriju i sastav biomaterijala. Prolazak kroz tkiva se može u jednostavnijim slučajevima svesti lokalno na promenu temperature za

$$\Delta T = (u/c) \beta (E / \sigma \bar{n})$$

gde je E-energija snopa u vremenu trajanja impulsa t , r -prostorni radijus snopa, a , c i γ -koeficijenti apsorpcije, specifična toplota i gustina tkiva, redom. Zagrevanje tkiva izaziva različite efekte u zavisnosti od vrste i patološkog stanja tkiva, što se i različito koristi u širokoj primeni interakcije lasera i biomaterijala. Temperature promene izazvane laserskim zračenjem u domenu snaga gde dolazi samo do formiranja akustičkih talasa manjeg intenziteta što se predstavlja sa

$$I = (r^2 E / t) (uab/c)$$

gde je u -brzina zvuka u tkivu, f -frekvencija ponavljanja laserskih impulsa, a b -koeficijenti za preminskog širenja posmatrane zapremine tkiva. f i r su karakteristike laserskog snopa, a , b , i c su karakteristike tkiva.

Za poznate vrednosti a , b , i c zdravog i patološkog tkiva merenje intenziteta akustičkog talasa izazvanog povorkom laserskih impulsa daje informaciju o tome koje je tkivo u pitanju, odnosno o stepenu poremećenosti od normalnih termalnih i optičkih osobina tkiva.

U zavisnosti od izabrane metodike merenja odabrane veličine postoje varijacije na temu optoakustičkih i optičko-termičkih dijagnostičkih metoda.

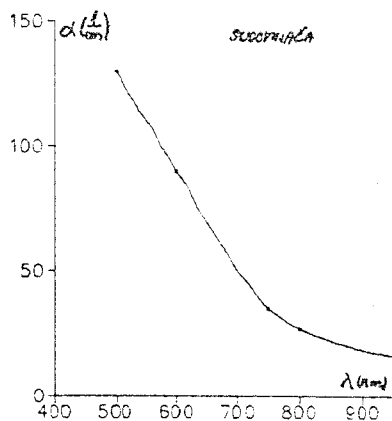
Obzirom na korišćenje usmerenih snopova, može se vršiti dijagnoza dosta precizno (lokalno) ili se moraju detaljno uračunavati svi faktori koji su doveli do prigušenja, odnosno gubitaka koji su vezani ne za promene tkiva nego za propagaciju snopova elektromagnetnih odnosno izazvanih mehaničkih.

Primena svake od ovih metoda, zahteva detaljno proučavanje pojedinih tkiva i specifičnosti pojedinih patoloških stanja.

Relevantni parametri "Objektivizacija" u području bioloških tretmana u opisu tkiva fizičkim karakteristikama a i n (apsorpcionih i optičkih osobina) pripada disperzionim reakcijama. Iako su teorijski za neorganske materijale dosta proučavane veze $n(\lambda)$, $a(\lambda)$ i druge disperzione zavisnosti, dosta je malo ovih zavisnosti sistematski proučavano u organskom biosvetu.

Pošto se iako postoji veoma mnogo vrsta lasera, kao glavni pojavljuju u dijagnostičkim metodama 1/1, 2/1, metodama biostimulacije i u hirurgiji Nd-YAG, rubinski, Ar-jonski, CO2 laser, poluprovodnički u bliskoj IC oblasti, pojavljuju se kao perspektivni (ali već i u primeni laseri na parama plemenitih gasova, Er, Ho, sa drugim talasnim dužinama.

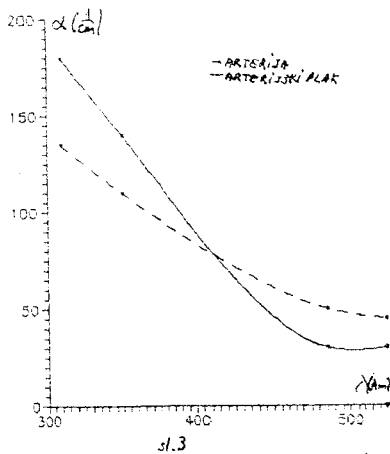
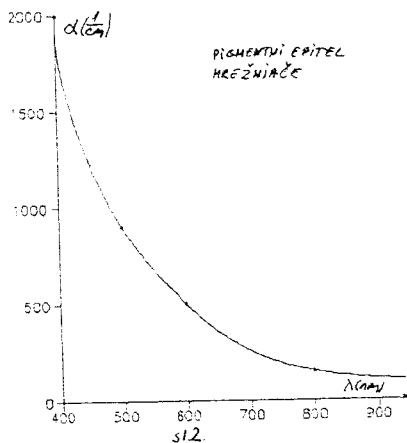
Za određeni broj tkiva, organa izvršena je analiza disperzionih zavisnosti $a(\lambda)$ 3/1. Za slučaj oka, date je zavisnosti na sl.1.



Kako se vidi drugačija je funkcionalna zavisnost kod patološkog u odnosu na zdravo tkivo. Kod zdravog tkiva pojavljuju se odnjanja sa f , međutim, kod patološkog je ta zavisnost strmija.

Promena temperature temperature tkiva usled dejstva laserskog snopa može da se izmeri nekom distancionom metodom (hidarskog tipa). Ovdje su od specijalnog interesa osobine temperaturne provodnosti tkiva izražene sa odnosom koeficijenta apsorpcije, gustine i termalne provodnosti.

Ove relevantne konstante su različite kako za različita tkiva tako i za stanja istog tkiva zdravo-patološko i to sa velikim varijacijama. Delljano istraživanje i haždarenje odredjene sastavljene aparature merenja ovih veličina, dale bi skalu, odnosno objektivno pokazatelj odredjenog oštećenja tkiva, odnosno dijagnosticanje.



Sve ovo može da se razmatra u smislu povezivanja sa ulogom hologrfskih metoda dijagnostike u medicini, hologrfskih memorija /4/ ili u smislu uloge laserskog snopa u pitanjima koagulacije /5/, odnosno uopšte modela interakcije /1,2,6/. Interesantno je da se u poslednje vreme pojavljuju zajedno kritogene i laserske metode u medicini, i kao kuriozite bi mogla da se posmatra uloga lasera u hlađenju atoma /7/.

Ova metoda bi mogla da ima porednosti zato što se radi o poznavanju manjeg broja parametara (nezavisnost u prvaj aproksimaciji od indeksa prelamanja i zapreminskog širenja materijala). Osjetljivost metode je vezana za preciznost merenja temperature.

Kod ovih dijagnostičkih metoda se vrši utvrđivanje mikro - promena stanja tkiva koje je izazvao laserski

snop prolazeći kroz njega. Za razliku od kalorimetrijskih dijagnostičkih metoda, laserska nefelometrija utvrđuje promene karakteristika laserskog snopa pod uticajem tkiva efektima čistih rasejanja ili mešanim efektima apsorpcije i rasejanja. Mogući su prema tipu dijagnostičiranja, prilazi integralnim putem (totalnog slabljenja) ili promenom polarizacionih osobina u snopu koji je propagirao kroz određeni biomaterijal: na primer, dijagnostičiranje obojenja rani glaukom. Matematički izraženo dijagnoza se bazira na komponentama matrica rasejanja vezanih za različite formalizme (Stokes parametri, vektori...). Zbog potrebe određivanja većeg broja komponenta (4x4 formalizam), i njihove angulame zavisnosti, ova metoda može da bude veoma složena.

Zaključak

Mehanizmi interakcije laserskog zračenja sa biosredinom su vrlo različiti obzirom na dijapazone snaga, energija i vremena dejstava lasera. Savremene oblasti biostimulacije, akupunkture, hirurgije i koagulacije imaju svoje modele kako za pojedine primene tako i za pojedine organe na makroskopskom, tako i na mikroskopskom nivou. Tretmani idu od termalnih jednačina i propagacije toplotnog zračenja (pri čemu je izvor laser) pa do modela sa plazmom i udarnim talasima. Postoji veliki broj dijagnostičkih laserskih metoda, koje donose mnoge prednosti (brzina i distancionog rada, i veliku preciznost) ali zahtevaju detaljne fizičke opise tkiva koje se ispituje

LITERATURA

1. Laseri i aplikacije, red. M.Srečković, Beograd, 1990.
2. Laserski stimulatori u medicini, red.S.Radulović, Beograd 1990.
3. Priezhev A.V., Turčin V.V., Šubočkin L.P., "Lazerna dijagnostika v biologii i medicine", Naka, Moskva, 1989. b)Diplomski rad, Mitrović Lidija, ETF Bgd. 1994.
4. J.Mirčevski, M.Srečković, Z.Stojiljković, Razvoj softvera za podršku podršku proračuna hologrfskih memorija za primenu u medicini, ETRAN 1995.
5. S.Bojanić, M.Srečković, Računarska simulacija zagrevanja biološkog tkiva usled laserskog zračenja", ETRAN 1995.
6. Laser Application in Medicine and Biology, ed.M.L.Wolbarsht Plenum Press, New York, London, 1971
7. Fundamentals of Laser Interactions, Proc. Obergurgl, 1985.

Abstract: In the paper responses of a living tissue to the laser radiation are considered and then made conclusions about ways of utilizing of laser radiation in diagnostics.

MODELS OF LASER RADIATION INTERACTION WITH BIOTISSUES

J.Ilić, S.Bojanić, Z.Božović, D.Jablan-Milić