

Interakcija stimulisanog zračenja sa biološkim tkivima i simulacija odabranih procesa

Andela Vuković
XIV beogradska gimnazija
Beograd, Srbija

andjela.vukovic523@cetmaestgim.edu.rs

Mileša Srećković
Elektrotehnički fakultet Univerziteta u
Beogradu

Beograd, Srbija
esreckov@etf.bg.ac.rs

Veljko Zarubica
Laboratorija za etaloniranje i ispitivanje
Analysis d.o.o.

Beograd, Srbija
veljko.zarubica@analysis.rs

Abstract—Analizirane su savremene primjene kvantnih generatora u medicini. S obzirom na to da se interakcije koherentnog zračenja sa različitim materijalima često svode na iste fizičke principe, razmatrane su i moguće primjene u drugim oblastima ljudske djelatnosti. Poseban akcenat stavljen je na fototermalne efekte i termalna oštećenja, koja mogu nastati usljed apsorpcije zračenja u tkivu. Fokus je bio na oftalmologiji, s tim da se izabrani modeli procesa mogu primijeniti i na druge vrste bioloških tkiva. Dat je osvrt na administrativne propise i mjere zaštite pri rukovanju laserskim uređajima.

Izvršena je analiza rezultata ranijih kliničkih studija, koje se odnose na liječenje bolesti mrežnjače metodom fotokoagulacije. S ciljem tehničke evaluacije toka i bezbjednosti kliničkog tretmana zasnovanog na metodi fotokoagulacije, izvršena je numerička simulacija interakcije laserskog snopa sa tkivima zadnjeg dijela oka. Za analizu je izabran termalni prikaz tog procesa. Kao metod izabrana je trodimenzionalna simulacija bazirana na metodi konačnih elemenata. Analiziran je tok interakcije u zavisnosti od fizičkih parametara koherentnog upadnog zračenja. Simulacija funkcioniše na opštim principima, pa se model simulacije, uz izmijenjene parametre i granične uslove, može generalizovati i primijeniti na različitim uzorcima tkiva flore i faune.

Ključne reči—Kvantni generatori, oftalmologija, fotokoagulacija, numerička simulacija, prenos toplote

I. UVOD

A. Primjene kvantnih generatora u medicini

Još od izuma sredinom 20. vijeka, kvantni generatori su pronašli široku primjenu u gotovo svim oblastima ljudske djelatnosti, uključujući industriju, metalurgiju, metrologiju, elektroniku, telekomunikacije, kvantne tehnologije, medicinu, veterinu i kosmoindustriju [1]. Njihovo otkriće, omogućilo je efikasniju obradu materijala, preciznije mjerenje, pouzdaniju dijagnostiku i brži prenos informacija. Čini se da su kvantni generatori jedno od najvažnijih otkrića 20. vijeka, i da ne postoji oblast nauke ili tehnike na koju njihov pronalazak nije imao snažan efekat.

Prva značajnija primjena kvantnih generatora bila je na polju oftalmologije, pri čemu je uočeno da su laseri, zbog koherentnosti, usmjerenosti i monohromatičnosti emitovanog snopa, mnogo bezbjednije sredstvo za fotokoagulaciju od do tada korišćenih ksenonskih lampi. U godinama koje su uslijedile, kvantni generatori su počeli da se primjenjuju kako u terapijske, tako i u dijagnostičke svrhe, uzrokujući velike napretke u oblastima stomatologije, ginekologije, hirurgije, otorinolaringologije, ortopedije, dermatologije i brojnim drugim medicinskim disciplinama [2].

Linearni optički efekti koji se javljaju pri nailasku elektromagnetnog zračenja na tkivo jesu refleksija, refrakcija,

apsorpcija, rasijanje, polarizacioni efekti, fluorescencija i fosforescencija, a pored njih se mogu javiti i razni drugi efekti koji pripadaju domenu nelinearne optike [3]. Interakcije elektromagnetnog zračenja sa tkivom, koje nastaju nakon apsorpcije, mogu se podijeliti na fotohemijske, fototermalne, fotomehaničke, fotoablaciju, ablaciju indukovanu plazmom i fotodisrupciju [4], ali je i ovakva podjela stvar diskusije. U zavisnosti od gustine snage upadnog zračenja i fizičkih parametara ozračenog tkiva, određeni uticaji mogu dominirati nad ostalima. Najširu primjenu imaju fototermalni efekti, koje karakteriše lokalno povećanje temperature tkiva uslijed apsorpcije zračenja. U tabeli 1 date su granične vrijednosti temperature potrebne da bi se ispoljili određeni termalni efekti u tkivu [3]-[5]. Ovakav tip efekata koristi se u svrhu tretmana različitih tkiva metodom fotokoagulacije, operacija na mekim tkivima, laserske epilacije i drugih terapijskih primjena. Fotohemijske reakcije zasnivaju se na sposobnosti snopa kvantnog generatora da, putem apsorpcije, izazove hemijske promjene u makromolekulima i tkivima. Za indukovanje fotohemijskih reakcija uglavnom se koristi zračenje sa niskom vrijednošću iradijancije ($\sim 1 \text{ W/cm}^2$) [6]. Fototermalne interakcije primjenjuju se za tretiranje tumora, dezinfekciju i zarastanje rana. Fotomehanički efekti nastaju uslijed djelovanja kratkih impulsa zračenja ($< 10^{-6} \text{ s}$), koji predaju velike količine energije tkivu, pritom indukujući mehanički talas [4]. Osobine fotomehaničkih efekata uspješno se koriste za razbijanje tvrdih materijala kao što su kamenje u bubrežima i naslage u krvnim sudovima. Kao dijagnostičke metode koje se zasnivaju na interakciji stimulisanog koherentnog zračenja i tkiva, izdvojeni su razni tipovi spektroskopije, optička koherentna tomografija, holografija, anemometrija i mnoge druge [2]. Jedna od novijih dijagnostičkih metoda je metoda polarimetrije. Koristeći uređaj na bazi polarizatora i analizatora, polarimetrijom se ispituju svojstva materijala na osnovu promjena u polarizaciji

TABELA 1. GRANIČNE TEMPERATURE ZA MANIFESTACIJU ODREĐENIH THERMALNIH PARAMETARA U TKIVU

Granična temperatura [°C]	Efekat na tkivu
45-50	hipertermija, deaktivacija enzima
60-80	denaturacija proteina i kolagena
61,5	pucanje ćelijskih membrana mišićnog tkiva
69-72	gubitak dvolomnosti kod miokarda
70	promjene u dvolomnosti kod kolagena
82	koagulacija hemoglobina
84	denaturacija membrane eritrocita
100	pucanje ćelijskih vakuola
200	karbonizacija
300	ablacija

elektromagnetnog zračenja nakon prolaska kroz datu supstancu. U medicini se polarimetrija najviše koristi za za snimanje biomolekula, nervnih vlakana, kao i za dijagnozu različitih oboljenja na osnovu promjena u tkivu [3].

B. Mjere bezbjednosti pri rukovanju laserskim uređajima

Nepravilno rukovanje laserskim sistemima može dovesti do ozbiljnih, vrlo često trajnih oštećenja organizma, te je bitno staviti naglasak na principe bezbjednosti pri radu sa laserskim uređajima. Step en oštećenja zavisi od fizičkih parametara tkiva, ali i izvora zračenja, uključujući talasnu dužinu, režim rada, iradijansu i vrijeme izlaganja tkiva zračenju. Zbog toga je neophodno definisati granične vrijednosti energetske ozračenosti, koju određeno tkivo može da primi uz minimalan rizik od oštećenja, te s time uskladiti metodiku rada. Radi postizanja bezbjednog laserskog tretmana, kako za pacijenta tako

i za ljekara, uspostavljeni su propisi za pravilno rukovanje laserskim uređajima. Sastavljanje protokola i standarda zadatak je stručnjaka iz oblasti dozimetrije, dok odluke o njihovom usvajanju donose nadležne komisije zadužene za standardizaciju. Od svih organa u ljudskom tijelu, pri radu s laserom najugroženiji je očni aparat. Zračenje u oblasti vidljivog i bliskog infracrvenog dijela elektromagnetnog spektra predstavlja opasnost za ljudsku mrežnjaču, dok zračenje u oblastima ultraljubičastog i dalekog infracrvenog dijela spektra može izazvati neželjene pojave na rožnjači i sočivu [1].

U tabeli 2 date su granične vrijednosti izloženosti za izlaganje oka laserskom zračenju u periodu manjem od 10 s, dok su u tabeli 3 date korekcije za zračenje koje se ponavlja, u skladu sa napomenom [7].

TABELA II. GRANIČNE VRIJEDNOSTI IZLOŽENOSTI ZA IZLAGANJE OKA LASERSKOM ZRAČENJU- KRATKOTRAJNA IZLOŽENOST <10 s

Talasna dužina ^a [nm]		Otvor	Trajanje [s]					
			10 ⁻¹³ do 10 ⁻¹¹	10 ⁻¹¹ do 10 ⁻⁹	10 ⁻⁹ do 10 ⁻⁷	10 ⁻⁷ do 1,8·10 ⁻⁵	1,8·10 ⁻⁵ do 5·10 ⁻⁵	5·10 ⁻⁵ do 10 ⁻³
UVC	180 do 280	1 mm za t < 0,3 s; 1,5·t ^{0,375} za 0,3	E=3·10 ¹⁰ [W m ⁻²] Vidi napomenu ^c		H=30 [J m ⁻²]			
UVB	280 do 302				H=40 [J m ⁻²] ako je t < 2,6·10 ⁻⁹ , vidi napomenu ^d			
	303				H=60 [J m ⁻²] ako je t < 1,3·10 ⁻⁸ , vidi napomenu ^d			
	304				H=100 [J m ⁻²] ako je t < 1,0·10 ⁻⁷ , vidi napomenu ^d			
	305				H=160 [J m ⁻²] ako je t < 6,7·10 ⁻⁷ , vidi napomenu ^d			
	306				H=250 [J m ⁻²] ako je t < 4,0·10 ⁻⁷ , vidi napomenu ^d			
	307				H=400 [J m ⁻²] ako je t < 2,6·10 ⁻⁵ , vidi napomenu ^d			
	308				H=630 [J m ⁻²] ako je t < 1,6·10 ⁻⁴ , vidi napomenu ^d			
	309				H=10 ³ [J m ⁻²] ako je t < 1,0·10 ⁻³ , vidi napomenu ^d			
	310				H=1,6·10 ³ [J m ⁻²] ako je t < 6,7·10 ⁻³ , vidi napomenu ^d			
	311				H=2,5·10 ³ [J m ⁻²] ako je t < 4,0·10 ⁻² , vidi napomenu ^d			
	312				H=4,0·10 ³ [J m ⁻²] ako je t < 2,6·10 ⁻¹ , vidi napomenu ^d			
	313				H=6,3·10 ³ [J m ⁻²] ako je t < 1,6·10 ⁰ , vidi napomenu ^d			
UVA	315 do 400				H=5,6·10 ⁻³ t ^{0,25} [J m ⁻²]			
Vidljivost i IRA	400 do 700	7 mm	H=1,5·10 ⁻⁴ C _E [J m ⁻²]	H=2,7·10 ⁴ t ^{0,75} C _E [J m ⁻²]	H=5·10 ⁻³ C _A C _E [J m ⁻²]		H=18·t ^{0,75} C _E [J m ⁻²]	
	700 do 1050		H=1,5·10 ⁻⁴ C _A C _E [J m ⁻²]	H=2,7·10 ⁴ t ^{0,75} C _A C _E [J m ⁻²]	H=5·10 ⁻³ C _A C _E [J m ⁻²]		H=18·t ^{0,75} C _A C _E [J m ⁻²]	

a Ako talasnu dužinu lasera pokrivaju dve granične vrijednosti, primenjuje se ona restriktivnija.

b Kada je 1400 ≤ λ < 10⁵ nm: prečnik otvora = 1 mm za < 0,3 s i 1,5 t^{0,375} mm za 0,3 s < t < 10 s; kada je 10⁵ ≤ λ < 10⁶ nm: prečnik otvora = 11 mm.

c Zbog nedostatka podataka za navedene talasne dužine pulseva, ICNIRP preporučuje korišćenje ograničenja iradijans od 1 ns.

d Tabela daje ograničenja za pojedinačne laserske pulseve. U slučaju višestrukih laserskih pulseva, trajanja laserskih pulseva koji su unutar intervala od T_{min} (data u Tabeli 3) moraju se sabrati i vrijednost tako dobijenog vremena mora se unijeti umjesto t u formuli: 5,6·10³ t^{0,25}

TABELA III. KOREKCIJE ZA IZLAGANJE KOJE SE PONAVLJA

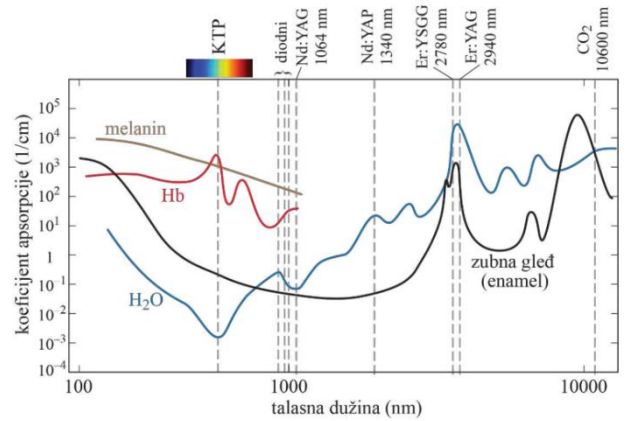
Parametar	Važeći spektralni opseg [nm]	Vrijednost
$T_{\min}$	$315 < \lambda \leq 400$	$T_{\min} = 10^{-9} \text{ s } (= 1 \text{ ns})$
	$400 < \lambda \leq 1050$	$T_{\min} = 18 \cdot 10^{-6} \text{ s } (= 18 \text{ } \mu\text{s})$
	$1050 < \lambda \leq 1400$	$T_{\min} = 50 \cdot 10^{-6} \text{ s } (= 50 \text{ } \mu\text{s})$
	$1400 < \lambda \leq 1500$	$T_{\min} = 10^{-3} \text{ s } (= 1 \text{ ms})$
	$1500 < \lambda \leq 1800$	$T_{\min} = 10 \text{ s}$
	$1800 < \lambda \leq 2600$	$T_{\min} = 10^{-3} \text{ s } (= 1 \text{ ms})$
	$2600 < \lambda \leq 10^8$	$T_{\min} = 10^{-7} \text{ s } (= 100 \text{ ns})$

Pored praćenja propisanih mjera bezbjednosti u laboratoriji prilikom rukovanja laserom, sve osobe prisutne tokom upotrebe lasera moraju da nose zaštitne naočare specijalno dizajnirane za takav tip zračenja. pri čemu treba uzeti u obzir talasnu dužinu, intenzitet laserskog zračenja, maksimalno dozvoljeno izlaganje (MDI), mehaničku otpornost, optičku gustinu i udobnost naočara, kao i usklađenost sa važećim nacionalnim propisima [1].

C. Fotokoagulacija mrežnjače

Još od uvođenja 60-ih godina 20. vijeka, koagulacija mrežnjače laserom koristi se kao standardan metod liječenja različitih oboljenja mrežnjače, kao što su makularni edem, proliferativna i neproliferativna retinopatija. Prvu fotokoagulaciju laserom izveo je Zaret 1961. godine pomoću rubinskog lasera na životinjama, a potom 1963. godine i na ljudima [8]. Kasnije je utvrđeno da rubinski laser nije idealan za liječenje vaskularnih komplikacija zbog slabe apsorpcije od strane retinalnih sudova. Ubrzo nakon Zareta, L'Esperans je 1965. godine izveo prva klinička istraživanja Ar^+ -jon laserom, za koji je pronađeno da je efikasniji u liječenju retinopatije od svog prethodnika rubinskog lasera. Sedamdesetih godina uslijedila su prva klinička istraživanja upotrebom Kr^+ -jon lasera, a potom i poluprovodničkih, kao i Nd^{3+} :YAG lasera kojeg je L'Esperans prvi put testirao 1971 [9].

Tok liječenja metodom fotokoagulacije zavisi od fizičkih specifikacija lasera, ali i od optičkih i termalnih karakteristika tkiva sa kojim zračenje interaguje. Ciljana tkiva prilikom tretmana retinopatije fotokoagulacijom jesu retinalni pigmentni epitel (RPE) i krvni sudovi. Glavne materije u ljudskim tkivima odgovorne za apsorpciju jesu proteini, pigmenti (najviše melanin), oksihemoglobin i voda. Na Sl. 1 prikazane su krive spektralne zavisnosti koeficijenta apsorpcije za vodu, enamel, hemoglobin i melanin [6]. Da bi se umanjio rizik od kontraefekata kao što su pogoršanje vida, bol, prekomjerna osjetljivost na kontrast i krvarenje u staklasto tijelo, neophodno je ispitati kakav uticaj fizički parametri kvantnog generatora mogu imati na ishod tretmana. Parametri koje ljekar može podešavati uključuju talasnu dužinu, snagu i trajanje impulsa elektromagnetnog zračenja. S obzirom na to da ljudska mrežnjača ima najviši koeficijent apsorpcije za zračenja koja pripadaju vidljivom dijelu elektromagnetnog spektra, prilikom odabira talasne dužine kvantnog generatora za fotokoagulaciju mrežnjače obično se razmatraju razni tipovi lasera, uključujući



Sl 1. Spektar apsorpcije glavnih apsorbera u ljudskom tijelu

Ar^+ -jon (488 i 514 nm), Kr^+ -jon (647 nm, 476 nm i drugi), diodne lasere (uglavnom 810 nm), Nd^{3+} :YAG (1064, modifikovano 532 nm) i lasere na bazi organskih boja (najčešće talasne dužine 577 nm) (3). U kliničkoj praksi najčešće se koriste laserski impulsi sa trajanjem u rasponu od 100 do 500 ms [10], dok snaga impulsa uglavnom iznosi od 100 do 750 mW [9]. Optimalna temperatura, koju koagulirano tkivo treba da dostigne kako bi tretman bio učinkovit, uz minimalno širenje toplote na okolna tkiva je između 60 i 80°C [11].

D. Modelovanje prenosa toplote u biološkim tkivima

Uz sve širu primjenu kvantnih generatora u medicinske svrhe, nastala je potreba da se interakcije između zračenja i tkiva kvantifikuju. Jedan od najvažnijih zadataka teoretičara jeste određivanje načina na koji se mijenja temperatura u tkivu izloženom elektromagnetnom zračenju. Potom je moguće odrediti termalni efekte koji bi potencijalno nastali u tkivu, u skladu sa tabelom 1. Jednačina toplotne raspodjele u biološkim tkivima primjenjuje se za određivanje temperature u različitim tačkama tkiva nakon određenog vremena, i ona glasi:

$$\rho c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \lambda \left(\frac{\partial^2 T_t}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T_t}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T_t}{\partial z^2} \right) + Q''' + c_{bl} \rho_{bl} \omega_{bl} (T_{bl} - T_t) \quad (1)$$

gdje je ρ gustina tkiva, c specifični toplotni kapacitet tkiva, λ toplotna provodljivost, Q zapreminski izvor toplote uslijed apsorpcije elektromagnetnog zračenja, ω_{bl} brzina perfuzije krvi, a T_t i T_{bl} temperatura tkiva, odnosno krvi, respektivno [11]. Jednačina toplotne raspodjele ne predviđa promjene u agregatnom stanju, te se može precizno koristiti samo na temperaturama manjim od 100°C. Zapreminski izvor toplote (Q) (1) računa se pomoću Lamber-Berove jednačine

$$Q = \alpha I_0^{-\alpha z}, \quad (2)$$

gdje α označava koeficijent apsorpcije tkiva, I_0 intenzitet upadnog zračenja, dok z predstavlja dubinu prodiranja u tkivo [12]. Intenzitet zračenja koje pada na mrežnjaču može se odrediti koristeći formulu

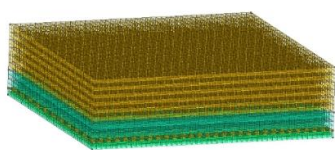
$$I_m = \frac{4P}{\omega_m^2 \pi}, \quad (3)$$

gdje je P snaga kvantnog generatora, a ω_m prečnik snopa na mrežnjači [12]. Jednačina (1) ne može se riješiti analitički, pa je potrebno odrediti njena numerička rješenja. Prve numeričke simulacije toplotne raspodjele u oku izveli su naučnici Taflov,

Brodvin i Emeri 1975. godine, koristeći metodu konačnih razlika (FDM), a potom i konačnih elemenata (FEM) [12]. Od tada pa do danas razvili su se jači i brži softveri koji omogućavaju brže, jeftinije i dostupnije izučavanje toka laserskog tretmana, bez opasnosti po životinju, pacijenta ili medicinsko osoblje.

II. MATERIJAL I METOD RADA

U svrhu ispitivanja uticaja laserskih parametara na tok fotokoagulacije mrežnjače, izvršena je numerička simulacija interakcije koherentnog elektromagnetnog zračenja sa tkivima zadnjeg dijela oka. Za prikaz je odabrana termalna slika procesa, dok su ostale interakcije tkiva i zračenja zanemarene. Pomoću softvera Gmsh konstruisana je heksaedarska mreža trodimenzionalnog modela isječka zadnjeg segmenta oka, koji obuhvata staklasto tijelo, neuralnu mrežnjaču, retinalni pigmentni epitel (RPE) i sudovnjaču (Sl.2). Generisana mreža



Sl.2 Mreža generisana u programu Gmsh

sadrži 62.426 čvorova i 50.688 zapreminskih elemenata. Dimenzije modela iznose 5 mm duž x i y ose, dok su za debljinu slojeva odabrane odgovarajuće vrijednosti iz literature: 1 mm za staklasto tijelo, 0,4 mm za neuralni sloj mrežnjače, 0,01 mm za retinalni pigmentni epitel i 0,15 mm za sudovnjaču (5). Prirodno zakrivljene očne površine u predstavljenom modelu je zanemareno, te pojednostavljena geometrija modela ima oblik kvadra (slika 2).

Za numeričko rješavanje jednačine toplotne raspodjele korišten je softver ElmerFEM, koji se zasniva na metodi konačnih elemenata (Finite Element Method – FEM) za numeričko rješavanje parcijalnih diferencijalnih jednačina. Termalne konstante korištene za karakterizaciju simuliranih tkiva prikazane su u tabeli 4 [11][13]. Koeficijenti apsorpcije za različite slojeve oka dati su u tabeli 5 [12][13]. Za brzinu perfuzije krvi uzeta je vrijednost $8,33 \cdot 10^{-7} \text{ kgm}^{-3}\text{s}^{-1}$, a za početnu temperaturu tkiva 310,15 K [12]. Talasna dužina koherentnog zračenja u simulaciji iznosila je 577 nm, sa prečnikom snopa 500 μm . Modelovano je 8 postavki simulacije, gdje je snaga laserskog snopa varirala od 0,1 W do 0,8 W, u intervalima od 0,1 W. Za svaku postavku izvršeno je 74 iteracije, sa vremenskim korakom od 10 ms.

TABELA IV. TERMALNE OSOBINE RAZLIČITIH OČNIH TKIVA

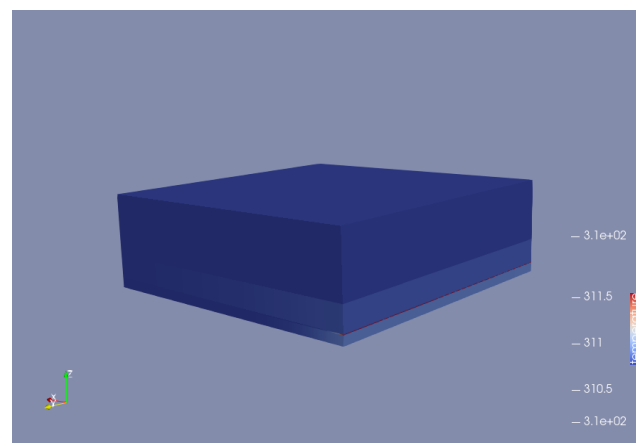
Medijum/osobina	λ [$\text{Wm}^{-1} \text{K}^{-1}$]	c [$\text{Jkg}^{-1} \text{K}^{-1}$]	ρ [kgm^{-3}]
Staklasto tijelo	59	3997	1009
Neuralna mrežnjača	56	3680	1039
RPE	60	4178	1000
Sudovnjača	60	4178	1050

TABELA V. KOEFICIJENTI APSORPCIJE RAZLIČITIH TKIVA U MODELU

Tkivo	Koeficijent apsorpcije zračenja talasne dužine 577 nm [cm^{-1}]
Staklasto tijelo	0,47
Neuralna mrežnjača	5,94
RPE	1000
Beonjača	3,55
Sudovnjača	35,59

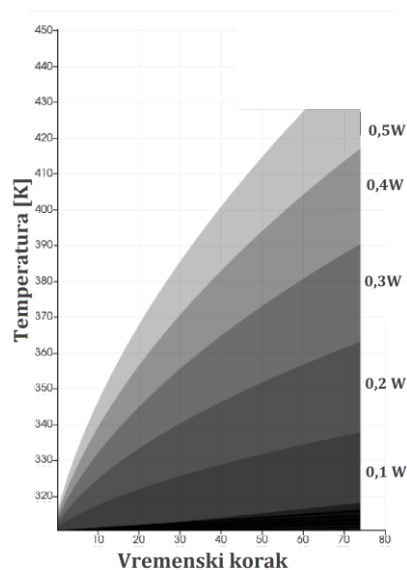
III. REZULTATI I DISKUSIJA

Rezultati vizuelizacije toplotne raspodjele u modelu, odrađene u programu Paraview, prikazani su na Sl. 3. Na slici



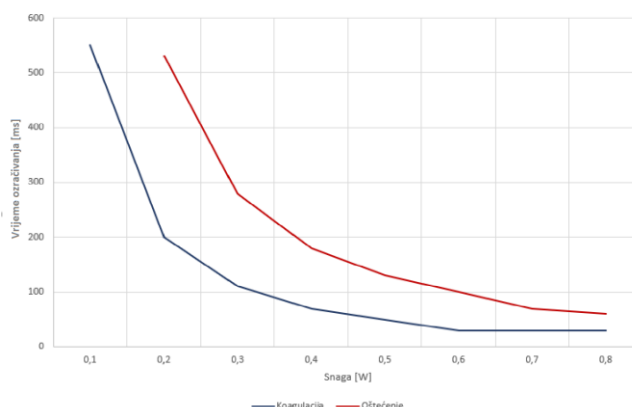
Sl. 3 Raspodjela temperature u modelu

se uočava da je maksimalna temperatura u modelu postignuta u retinalnom pigmentnom epitelu, zatim sudovnjači, dok je temperatura neuralne mrežnjače i staklastog tijela ostala gotovo nepromijenjena. U svhu ispitivanja zavisnosti maksimalne temperature od vremena, u programu Paraview konstruisan je grafik (Sl. 4) pomoću ugrađene funkcije za statističku analizu.



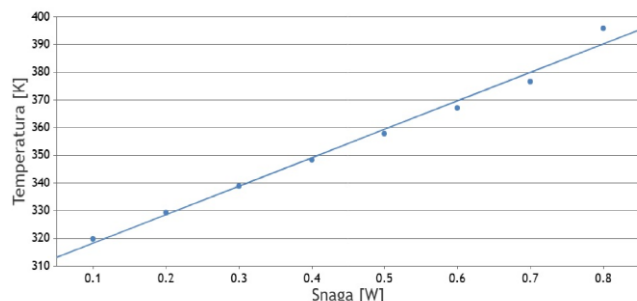
Sl. 4 Grafik zavisnosti maksimalne temperature u modelu od trajanja ozračivanja za 5 različitih postavki snage

Prikazana zavisnost obuhvata 5 različitih postavki snage, u rasponu od 0,1 W do 0,5 W. Na grafiku je vidljivo da funkcija maksimalne temperature od vremena trajanja ozračivanja bilježi usporen rast, što je tipično za procese toplotne difuzije. Uočeno je i povećanje strmine grafika pri većim vrijednostima snage, što ukazuje na veći rizik od pregrijavanja tkiva pri korišćenju lasera većih snaga. Uzimajući u obzir da ciljana temperatura laserske lezije pri tretmanu fotokoagulacijom iznosi između 60 i 80°C, analizom zavisnosti temperature od vremena, određeni su terapijski prozori za različite vrijednosti snage koherentnog zračenja (Sl. 5). Terapijski prozor se u ovom slučaju može definisati kao vremenski interval između početka efikasne koagulacije i pojave nepovratnog oštećenja tkiva.



Sl. 5 Grafici zavisnosti vremena potrebnog za postizanje koagulacije i gornje terapijske granice u funkciji snage laserskog impulsa

Analizom podataka sa grafika uočeno je da se terapijski prozor eksponencijalno sužava sa porastom snage upadnog zračenja, što ukazuje na veći rizik od oštećenja tkiva jer je prostor za grešku veoma mali. Na primjer, za snagu upadnog zračenja od 0,2 W, terapijski prozor u našem modelu iznosi 330 ms, dok se za snagu 0,8 W smanjuje na svega 30 ms. Zbog toga se u kliničkoj praksi najčešće koriste laseri snage 0,2 W ili manje. Pri jednakom trajanju ozračivanja u iznosu od 150 ms, maksimalna temperatura u tkivu linearno zavisi od snage upadnog zračenja, što se zaključuje na osnovu grafika (Sl. 6). Prilikom analize grafika treba uzeti u obzir činjenicu da predstavljeni model nije precizan za visoke temperature, te da tačku (0,8 W, 395,9 K), koja znatno odstupa od zabilježenog trenda, treba zanemariti.



Sl. 6 Grafik zavisnosti maksimalne temperature dostignute u modelu od snage upadnog zračenja za 150 ms ozračivanja

IV. ZAKLJUČAK

Kvantni generatori iz godine u godinu postaju sve zastupljeniji u raznim segmentima ljudske svakodnevnice. Jedna od važnih primjena kvantnih generatora jeste terapijska metoda fotokoagulacije mrežnjače. Kako bi se proces fotokoagulacije bezbjedno izvršio, neophodno je ne samo poštovati osnovne propise i mjere bezbjednosti pri radu sa laserskim uređajima, nego i detaljno opisati i objasniti uticaj različitih fizičkih parametara lasera na ishod tretmana. Numerička simulacija pokazala je da laser talasne dužine 577 nm, gledano sa tehničke strane, može biti bezbjedno sredstvo za fotokoagulaciju uz odabir odgovarajućih fizičkih parametara. U radu su teorijski ispitivane vrijednosti temperature u modelu i širine terapijskih prozora, u zavisnosti od vremena trajanja ozračivanja i snage snopa stimulisanog zračenja. Analizom podataka utvrđeno je da pri jednakom trajanju ozračivanja, maksimalna temperatura u modelu linearno raste sa porastom snage, dok se terapijski prozor sa porastom snage lasera eksponencijalno sužava. Zaključujemo da je, za fotokoagulaciju mrežnjače, pogodno koristiti kvantne generatore sa nižim podešenim vrijednostima snage, kako bi se umanjio rizik od kontraefekata i kako bi se tok tretmana mogao preciznije kontrolisati.

LITERATURA

- [1] M. Srećković, M. Kutin, M. Puharić, R. Radovanović, N. Marković "Laserske metode, sistemi merenja i dijagnostika," Institut Goša, Beograd, 2007, pp. 19-20.
- [2] Z. Latinović, "Optimizacija laserskih parametara za primene u interakciji sa materijalima biološkog porekla," doktorska disertacija, Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu, Beograd, 2014.
- [3] Eds. A. J. Welch, M. J. C. van Gemert, "Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue," 2nd ed., Tekas, 2011.
- [4] S. Thomsen, "Pathologic analysis of photothermal and photomechanical effects of laser-tissue interactions," Photochemistry and Photobiology, Vol. 53, Iss. 6, Hjuston, 1990.
- [5] M. A. Ansari, M. Erfanzadeh, E. Mohajerani, "Mechanisms of laser-tissue interaction: II. tissue thermal properties", Journal of Lasers in Medical Sciences, vol. 4, iss. 3, Teheran, 2013, pp. 99-106.
- [6] V. Arsoski, "Primena lasera u medicini," Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu, Beograd, 2024.
- [7] "Pravilnik o preventivnim merama za bezbedan i zdrav rad pri izlaganju veštačkim optičkim zračenjima", Službeni glasnik RS, br. 101/05, 2013.
- [8] F. A L'Esperance, "An ophthalmic argon laser photocoagulation system: design, construction, and laboratory investigations," Transactions of the American Ophtalmological Society, vol. 66, 1968, p. 827.
- [9] S. Wang, R. Hua, Y. Yhao, L. Liu, "Laser treatment for diabetic retinopathy: history, mechanism, and novel technologies," Journal of Clinical Medicine, vol. 13, iss. 18, Šenjang, 2024.
- [10] C. Sramek, L. S. Leung, T. Leng, J. Brown, Y. Paulus, G. Schuele, D. Palanker, "Improving the therapeutic window of retinal photocoagulation by spatial and temporal modulation of the laser beam," Journal of Biomedical Optics, vol. 16, iss. 2, Belingem, 2011.
- [11] A. Narasimhan, K. K. Jha, "Bio-heat transfer simulation of square and circular array of retinal laser irradiation," Frontiers in Heat and Mass Transfer, vol. 2, iss. 3, Henderson, 2011. (pp. 1-8.)
- [12] D. Cvetković, M. Poljak, A. Peratta, "Thermal modelling of the human eye exposed to laser radiation," 2008 16th International Conference on Software, Telecommunications and Computer Networks, Split, 2008.
- [13] G. Zanellati, D. Allegrini, F. Auricchio, M. R. Romano, A. Cattenone, G. Alaimo, S. Marconi, "A review of optical and thermal eye tissue parameters for improved computational models in retinal laser therapy," Progress in Biomedical Engineering, vol. 7, iss 1, Bristol, 2025.

ABSTRACT

Contemporary applications of quantum generators in medicine were analyzed. Given that the interactions of coherent radiation with various materials are often governed by the same physical principles, potential applications in other fields of human activity have also been considered. Particular emphasis was placed on photothermal effects and thermal damage which may occur due to radiation absorption in tissue. The primary focus was on ophthalmology, although the models of the highlighted processes can be applied to other types of biological tissues as well. An overview of regulatory frameworks and safety measures for handling laser devices was provided. An analysis of previous clinical studies related to the treatment of retinal diseases using the photocoagulation method was conducted. With the goal of technically evaluating the course and safety of

clinical treatment based on photocoagulation, a numerical simulation of the interaction between the laser beam and the tissues of the posterior part of the eye was conducted. A thermal representation of the process was chosen for analysis. A three-dimensional simulation based on the Finite Element Method (FEM) was employed. The interaction dynamics were analyzed in relation to the physical parameters of the incident coherent radiation. Since the simulation operates on general principles, the model can be generalized and applied to a wide range of biological tissue samples, including those of flora and fauna by making adjustments to parameters and boundary conditions.

Interaction of stimulated radiation with biological tissues and simulation of selected processes

Anđela Vuković, Milesa Srećković, Veljko Zarubica