

ANALIZA INTERAKCIJE LASERA SA MATERIJALOM EKVIVALENTNIM KOŽI

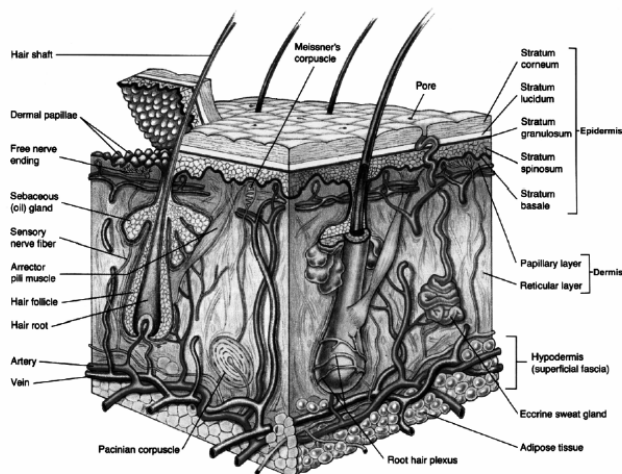
Vladimir Arsoški, *Elektrotehnički fakultet, Beograd, Bulevar Kralja Aleksandra 73, Srbija i Crna Gora,*
Milena Davidović, *Građevinski fakultet, Beograd, Bulevar Kralja Aleksandra 73, Srbija i Crna Gora*

Sadržaj - U radu je razmatran model interakcije zračenja sa kožom u cilju razvijanja metoda za detekciju promena na tkivu kože i ranu dijagnostiku kožnih oboljenja. Cilj je da se na osnovu eksperimentalnih podataka dobijenih za tkivo kože prezentuje model, koji bi definisao spektralni opseg efikasne primene lasera u dijagnostici kožnih oboljenja i primene beskontaktnih metoda u analizi koncentracija i raspodela supstanci, koje ulaze u njen sastav.

1. Uvod

Koža predstavlja višeslojan nehomogen organ. Spoljašnji sloj kože debljine 0,01–0,02 mm, naziva se *stratum corneum* i sastoji se od sloja mrtvih ćelija, korneocita, smeštenih u matricu na bazi masnih jedinjenja. Ovaj sloj ima relativno mali koeficijent apsorpcije koji ima konstantnu vrednost u širokom spektralnom opsegu [1].

Unutrašnji sloj *epidermis*, debljine 0,027–0,15mm, sastoji se od četiri sloja (*stratum basale*, *stratum spinosum*, *stratum granulosum* i *stratum lucidum*). Epidermis u velikoj meri apsorbuje svetlost zbog prisustva prirodnog pigmenta u koži, melanina. Postoje dva tipa melanina crveno/žuti *phaeomelanin* i mrko/crni *eumelanin*, čiji se apsorpcioni spektri razlikuju. Boja kože određena je uglavnom *eumelanin*-om. Odnos koncentracije *phaeomelanin*-a i *eumelanin*-a varira od osobe do osobe u granicama od 0,049–0,36mm. Melanin se proizvodi u ćelijama melanocitima, koje ulaze u sastav bazalnog sloja u organelama zvanim melanozomi. Step en apsorpcije kože zavisi od zapremine, koju melanozomi zauzimaju u ćeliji i kreće se od 1,3% (kod osoba sa svetlom bojom kože) do 43% (kod osoba sa tamnom bojom kože) [1].



Slika 1. Poprečni presek sloja ljudske kože [1]

Sledeći sloj kože *dermis*, debljine je 0,6–3 mm i sastoji se iz dva sloja *papillary dermis*-a i *reticular dermis*-a, koji su protkani gustom mrežom krvnih sudova i nervnih završetaka. Prisustvo *hemoglobin*-a u krvi (134–175 g/l) doprinosi značajnoj apsorpciji (pri reemisiji svetlosti daje krvi crvenu boju). Postoje dve vrste hemoglobina: *oksihemoglobin* (pretežno u arterijama) i *dezoksigeni hemoglobin* (pretežno u venama), sa neznatnim razlikama u apsorpcionim spektrima. Druga dva pigmenta krvi su *bilirubin* i β -*caroten* (koji je prisutan u *epidermis*-u i *stratum corneum*) [1].

Sloj *hipodermis* je sastavljen uglavnom od masnih naslaga i njegova debljina varira u zavisnosti od pojedinca i mesta na telu. Ovaj sloj reflektuje veliki procenat svetlosti iz vidljivog dela spektra unazad u više slojeve kože [1,3].

2. PROCESI RASEJANJA, SPEKTRALNE KARAKTERISTIKE SLOJEVA

Veliki procenat upadne svetlosti (5–7%) se u širokom opsegu talasnih dužina reflektuje od spoljašnjeg sloja (*stratum corneum*). Rasejanje na unutrašnjem sloju kože opisuje se pored standardnih izraza za refleksiju i refrakciju uvedenih putem Fresnelovih jednačina [3] i Mie-ovim i Rayleigh-evim rasejanjem [4], pri čemu je izbor određen veličinom i oblikom ćelija (organela) rasejavača i talasnom dužinom probnog snopa.

Rasejanje unapred je karakteristika *stratum corneum*-a (posledica uređene vlaknaste strukture) i *epidermis*-a (rasejanje na sferoidnim česticama–organelama, koje sadrže pigment). Za kraće talasne dužine (u vidljivom delu spektra) opisuje se Mie-ovim rasejanjem, pošto je veličina čestica rasejavača uporediva sa talasnom dužinom svetlosti, dok se u infracrvenoj oblasti, kada je talasna dužina upadnog zračenja veća od dimenzija čestica rasejavača, Rayleigh-evim rasejanjem. Interakcija svetlosti sa cilindričnim kolagenim vlaknima prečnika 2,8 μ m u *dermis*-u, u vidljivom i bliskom IC delu spektra opisuju se Mie-ovim rasejanjem, dok se u srednjem i dalekom IC opsegu, kao i interakcija sa sitnim kolagenim vlaknima i drugim mikročesticama opisuju Rayleigh-evim rasejanjem [4].

3. MODEL

Cilj analize je postavljanje biološki orijentisanog modela, koji će pružiti realne, rezultate kako bi se smanjio broj neophodnih eksperimentalnih proba. Model se bazira na statističkim metodama usled složenog sastava slojeva, koji ulaze u kožu. Upadno zračenje se razmatra u smislu geometrijske optike, kao skup paralelnih zraka (snopova), koji međusobno ne interaguju, i od kojih svaki nosi određenu energiju definisanu karakteristikom izvora. Simulacija je zasnovana na metodi “random walk”, zraka po definisanim stanjima. Usled stohastičke prirode problema definišu se

pseudoslučajni brojevi ξ , koji se generišu u opsegu [0,1] sa podjednakom verovatnoćom (uniformna raspodela). Opisuje se površinsko rasejanje na razdvojn timer površinama slojeva, kao i rasejanje unutar slojeva uzimanjem u obzir apsorpcije usled prisustva pigmenata.

3.1. REFLEKSIJA I TRANSMISIJA NA POVRŠINI UZORKA I RAZDVOJNIM POVRŠIMA SLOJEVA

Rasejanje na razdvojn timer površinama uprošćeno se opisuje Fresnel-ovim jednačinama. Za posmatranu razdvojnu računava se reflektansa, koja u opštem slučaju uz pretpostavku ravanskog nepolarizovanog talasa ima složenu formu [6]:

$$R = \frac{(n_i^2 - n_r^2)^2 \cos^2 \theta_i \cos^2 \theta_r - (\cos^2 \theta_i - \cos^2 \theta_r)^2 n_i^2 n_r^2}{[\cos \theta_i \cos \theta_r (n_i^2 + n_r^2) + n_i n_r \cos^2 \theta_i \cos^2 \theta_r]^2} \quad (1)$$

gde je n_r – indeks prelamanja sredine iz koje zrak dolazi, n_i – indeks prelamanja sredine na koju zrak nailazi, θ_i – upadni ugao i θ_r – ugao prelamanja. Karakteristične vrednosti indeksa prelamanja izmerenih za razmatrane slojeve, pod pretpostavkom da se ne menjaju značajno u posmatranom opsegu talasn timer dužina, date su u Tab.1. Izraz se može značajno uprostiti pretpostavkom jedne od polarizacija. Dalje se generiše pseudoslučajan broj ξ_1 . Ukoliko je on manji ili jednak od izračunate reflektanse smatra se da je snop reflektovan, a u suprotnom smatra se da je snop prelomljen i njegov pravac prostiranja opisujemo Snell–Descartes-ovim zakonom:

$$n_i \sin \theta_i = n_r \sin \theta_r \quad (2)$$

Navedene jednačine su u važnosti ukoliko se pretpostavi da je upadni talas ravanski [6]. Smatra se da se svetlost koja dospe do potkožnog masnog tkiva u potpunosti reflektuje nazad ka višim slojevima kože. Pretstavljenim modelom mogu se opisati samo glatke površine i homogeni slojevi, što u praksi nije slučaj. Uslozljavanje modela je orijentisano na opis složen timer procesa rasejanja na grubim površinama proizvoljne krivine, koje realnije oslikavaju razdvojne površi, i na organelama, koje ulaze u sastav ćelija, koje sačinjavaju slojeve kože.

3.2. RASEJANJE NA RAZDVOJNIM POVRŠIMA I SPOLJAŠNJOJ POVRŠINI

Razmatranje rasejanja na razdvojn timer površinama je veoma složeno i ne može se jednostavno opisati koeficijentima refleksije i transmisije. Prostorna raspodela svetlosti rasejane na razdvojn timer površinama definisana je prvenstveno neravn timer, koje karakterišu ove površi, a koje su posledica složene ćelijske strukture. Od posebnog interesa je opis rasejanja na *stratum corneum*-u, pošto se značajan procenat laserskog zračenja reflektuje sa ovog sloja ka detektoru. Ćelije, koje ulaze u sastav ovog sloja mogu se opisati elipsoidnim strukturama (jednoosni elipsoid) definisanim koeficijentom $\sigma \in [0,1]$, koji predstavlja odnos dužine vertikalne ose (paralelne površini uzorka u pravcu orijentacije ćelija u strukturi) i horizontalne ose (normalne na površinu uzorka). Koeficijent σ (Tab.1) predstavlja meru zakrivljenosti površine, a samim tim i njena difuziona svojstva. Na ovaj način definisana je funkcija površinske strukture

uzorka, predstavljena mikroblastima, čija je zakrivljenost definisana na slučajan način [7]:

$$s_f = \frac{\sigma^4}{\sigma^2 \cos^2 \alpha + \sin^2 \alpha} \quad (3)$$

gde je α – ugao između normale na krivinu u posmatranoj tački i normale na ravan makrostrukture. Kada $\cos \alpha$ varira od 0 do 1, s_f dobija vrednosti od σ^4 do 1, te se funkcija površinske strukture može aproksimativno definisati kao:

$$s_f = \sigma^4 - \sigma^4 \xi_2 + \xi_2 \quad (4)$$

gde je ξ_2 –pseudoslučajan broj sa uniformnom raspodelom u opsegu [0,1], na osnovu koje se definiše funkcija, koja opisuje uglovni poremećaj pri rasejanju na posmatranoj površi [7,8]:

$$[\alpha_s, \beta_s] = \left[\arccos \left[\frac{1}{\sigma^2 - 1} \sqrt{\frac{\sigma^2}{\sigma^4 - \sigma^4 \xi_2 + \xi_2} - 1} \right], 2\pi \xi_3 \right] \quad (5)$$

gde je α_s –polarni ugao, β_s –azimutni ugao, $\xi_{2,3}$ – pseudoslučajni brojevi.

3.3. RASEJANJE UNUTAR SLOJEVA

Rasejanje u različitim slojevima razmatra se adekvatnim modelom u zavisnosti od odnosa talasne dužine upadnog zračenja i veličine rasejavača u posmatranom sloju. Pri simulaciji se mora voditi računa da se deo zračenja može reflektovati unazad ka prethodnom sloju pri čemu se mora uzeti u obzir rasejanje na površini pri prolasku u suprotnom pravcu. Paralelno sa procesom rasejanja mora se tretirati verovatnoća apsorpcije, što dodatno komplikuje analizu. Jedan od načina za prevazilaženje ovog problema je da se deo zračenja (snop) koji se reflektuje unazad odbaci, što donekle umanjuje opštost modela [9].

Rasejanje se karakteriše polarnim uglom α_i i azimutnim uglom β_i . Radi uprošćenja analize smatra se da je iz razloga simetrije rasejanje po azimutu podjednako verovatno, pa je:

$$\beta_i = 2\pi \xi_4 \quad (6)$$

Smer prostiranja snopa definisan polarnom koordinatom određuje se složen timer postupkom. Za određeni tip rasejavača preračunava se uglovna raspodela za opseg uglova [0°-360°] sa korakom od 1°, prema adekvatnom modelu rasejanja za konkretan opseg talasn timer dužina i smešta u matricu. (Broj vrste odgovara uglu, a broj kolone talasnoj dužini). Intenzitet rasejanog zračenja normalizuje se na jediničnu vrednost. Polarna koordinata snopa se određuje generisanjem pseudoslučajnog broja $\xi_{5,6,7,8}$ za posmatranu talasnu dužinu, pri čemu traženi ugao izražen u stepenima odgovara broju vrste u kojoj je normalizovanoj vrednosti amplitude rasejanog zračenja najbliža generisanoj vrednosti. (Napomena: Elegantnije rešenje može se dobiti, ako se generiše matrica sa uniformnom raspodelom intenziteta u relativnim jedinicama, gde bi vrednost polja matrice odgovarali uglu rasejanja, a broj vrste relativnom intenzitetu. Polarni ugao bi bio određen vrednošću polja, koje se nalazi u vrsti, čiji je broj jednak celobrojnoj vrednosti proizvoda pseudoslučajnog broja i dimenzije kolone). Različite veličine čestica rasejavača daju dodatnu dimenziju problemu u

smislu različitih mehanizama rasejanja. Ovaj problem se može prevazići korišćenjem eksperimentalnih podataka dobijenih goniometrijskim merenjima za nekoliko talasnih dužina od posebnog interesa [10,11]. Vrednosti polarnog ugla rasejanja za ostale talasne dužine mogu se dobiti linearnom interpolacijom raspoloživih podataka za rasejanje ili fitovanjem funkcije kroz merne tačke [9-11].

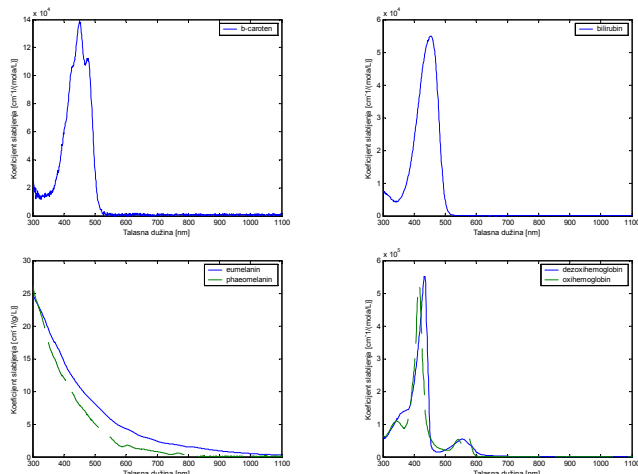
3.4. APSORPCIJA

Jednostavan model apsorpcije zasniva se na Beer-ovom zakonu. Procenjena vrednost dužine slobodnog puta snopa u sloju data je izrazom [12]:

$$s(\lambda) = -\frac{1}{a_i(\lambda)} \ln(\xi_s) \cos \theta \quad (7)$$

gde je $a_i(\lambda)$ – totalni koeficijent apsorpcije za i -ti sloj, a θ – upadni ugao.

U slučaju da je $s(\lambda)$ veće od debljine razmatranog sloja, snop će proći kroz sloj, dok će u suprotnom biti apsorbovan. Debljine slojeva *stratum corneum*, *epidermis-a*, *papillar dermis-a* i *reticular dermis-a* su označeni sa t_{sc} , t_{ed} , t_{pd} i t_{rd} , redom, i karakteristične vrednosti su u Tab. 1.



Slika 2. Spektralne krive koeficijena slabljenja pigmenta prisutnih u koži ekstrapoliranih u opsegu talasnih dužina od interesa [12].

Krive spektralnih koeficijena slabljenja pigmenta kože : *eumelanina* $\epsilon_{eum}(\lambda)$, *phaeomelanin-a* $\epsilon_{phm}(\lambda)$, *oxyhemoglobin-a* $\epsilon_{ohb}(\lambda)$, *deoksihemoglobin-a* $\epsilon_{dohb}(\lambda)$, *bilirubin-a* $\epsilon_{bil}(\lambda)$ i β -*caroten-a* $\epsilon_{car}(\lambda)$, prikazani su na sl. 2. Ukupni koeficijent apsorpcije posmatranog sloja dobija se množenjem spektralnih koeficijena slabljenja koncentracijom pigmenta u posmatranom sloju kože. Karakteristične vrednosti koncentracije pigmenta i odgovarajuće molarne mase date su u Tab.1. ApSORPCIJA usled prisustva drugih jedinjenja, koja ulaze u sastav kože je bar za red veličine manja od apsorpcije usled prisustva pigmenta, teško se može proceniti i obično ima značaj pri većim vrednostima talasnih dužina [12]. Zbog relativno malog uticaja na proračun neće se uzeti u obzir.

ApSORPCIJA u *stratum corneum-u* posledica je prisustva β -*caroten-a*. Totalni koeficijent apsorpcije *stratum corneum-a* dat je izrazom :

$$a_{sc}(\lambda) = \frac{\epsilon_{car}(\lambda)}{M_{car}} n_{car-cs} \quad (8)$$

gde je M_{car} –molarna masa β -*caroten-a*, a n_{car-cs} –masena koncentracija β -*caroten-a* u *stratum corneum-u* (Tab.1)[12].

ApSORPCIJA u *dermis-u* posledica je prisustva mnogih pigmenta od kojih dominantnu ulogu imaju *eumelanin*, *phaeomelanin* i β -*caroten*. Totalni koeficijent apsorpcije *dermis-a* dat je izrazom:

$$a_{ed}(\lambda) = (\epsilon_{eum}(\lambda) \cdot n_{eum} + \epsilon_{phm}(\lambda) \cdot n_{phm}) \mathcal{G}_m + \frac{\epsilon_{car}(\lambda)}{M_{car}} n_{car-ed} (1 - \mathcal{G}_m) \quad (9)$$

gde su n_{eum} – masena koncentracija *eumelanin-a*, n_{phm} – masena koncentracija *phaeomelanin-a*, n_{car-ed} – masena koncentracija β -*caroten-a* u *epidermis-u*, i \mathcal{G}_m – zapreminski udeo (u %) prosečne ćelije *epidermis-a* zauzet *melanosome-ima* (Tab.1) [12].

Tabela 1. Standardne vrednosti ulaznih parametara koji karakterišu tkivokože neophodnih za simulaciju [12]

Ozn. param	Opis parametra	Stand. vrednost
n_{sc}	indeks prelamanja <i>stratum corneum-a</i>	1,55
n_{ed}	indeks prelamanja <i>epidermis-a</i>	1,4
n_{pd}	indeks prelamanja <i>papillar dermis-a</i>	1,36
n_{rd}	indeks prelamanja <i>reticular dermis-a</i>	1,38
n_{mt}	indeks prelamanja masnog tkiva	1,5
σ	koef. krivine površi kože (do 35god.)	0,75
t_{sc}	debljina <i>stratum corneum-a</i>	0,0015cm
t_{ed}	debljina <i>epidermis-a</i>	0,01 cm
t_{pd}	debljina <i>papillar dermis-a</i>	0,02 cm
t_{rd}	debljina <i>reticular dermis-a</i>	0,18 cm
M_{car}	molarna masa β - <i>caroten-a</i>	537 g/mol
M_{hb}	molarna masa <i>hemoglobin-a</i>	64500 g/mol
M_{bil}	molarna masa <i>bilirubin-a</i>	585 g/mol
n_{car-cs}	masena koncentracija β - <i>caroten-a</i> u <i>stratum corneum-u</i>	$2,1 \cdot 10^{-4}$ g/l
n_{eum}	masena koncentracija <i>eumelanin-a</i>	80g/l
n_{phm}	masena koncentracija <i>phaeomelanin-a</i>	12g/l
n_{car-ed}	masena koncentracija β - <i>caroten-a</i> u <i>epidermis-u</i>	$2,1 \cdot 10^{-4}$ g/l
n_{hb}	masena koncentracija <i>hemoglobin-a</i>	150 g/l
n_{bil}	masena koncentracija <i>bilirubin-a</i>	0,05 g/l
n_{car-d}	masena koncentracija β - <i>caroten-a</i> u <i>papillary</i> i <i>reticular dermis-u</i>	$7,0 \cdot 10^{-5}$ g/l
\mathcal{G}_m	zapreminski udeo <i>melanosome-a</i> u ćelijama <i>epidermis-a</i> (svetli ten)	5,2 %
\mathcal{G}_p	zapreminski udeo <i>papillar dermis-a</i> zauzet krvnim sudovima	1,2 %
\mathcal{G}_r	zapreminski udeo <i>papillar dermis-a</i> zauzet krvnim sudovima	0,91 %
γ	udeo <i>oxihemoglobin-a</i> u ukupnoj koncentraciji <i>hemoglobin-a</i>	75 %

ApSORPCIJA u *papillar* i *reticular dermis-u* je posledica prisustva pigmenta β -*caroten-a* i pigmenta krvi *hemoglobin-a* i *bilirubin-a*, čiji se uticaj mora uračunati zbog gustog spleta krvnih sudova u ovom sloju kože. Totalni koeficijent apsorpcije *papillar dermis-a* dat je izrazom:

$$a_{pd}(\lambda) = \left(\frac{\epsilon_{ohb}(\lambda)}{M_{hb}} \cdot n_{hb} \cdot \gamma + \frac{\epsilon_{dohb}(\lambda)}{M_{hb}} \cdot n_{hb} \cdot (1 - \gamma) + \frac{\epsilon_{car}(\lambda)}{M_{car}} \cdot n_{car-pd} + \frac{\epsilon_{bil}(\lambda)}{M_{bil}} \cdot n_{bil} \right) \cdot \mathcal{G}_p \quad (10)$$

gde je n_{hb} – masena koncentracija hemoglobina, n_{car-pd} – masena koncentracija β -karoten-a u papillary epidermis-u, n_{bil} – masena koncentracija bilirubina, M_{hb} – molarna masa hemoglobina, M_{bil} – molarna masa bilirubina, γ – udeo oxihemoglobina u ukupnoj koncentraciji hemoglobina i \mathcal{G}_r – zapreminski udeo (u %) papillar dermis-a zauzet krvnim sudovima (Tab.1) [12].

Totalni koeficijent apsorpcije *reticular dermis*-a je:

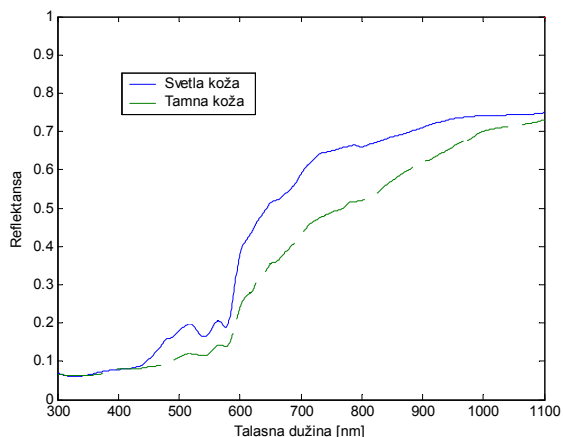
$$a_{rd}(\lambda) = \left(\frac{\varepsilon_{ohb}(\lambda)}{M_{hb}} \cdot n_{hb} \cdot \gamma + \frac{\varepsilon_{dhb}(\lambda)}{M_{hb}} \cdot n_{hb} \cdot (1-\gamma) + \frac{\varepsilon_{car}(\lambda)}{M_{car}} \cdot n_{car-rd} + \frac{\varepsilon_{bil}(\lambda)}{M_{bil}} \cdot n_{bil} \right) \cdot \mathcal{G}_r \quad (11)$$

gde je \mathcal{G}_r – zapreminski udeo (u %) *reticular dermis*-a zauzet krvnim sudovima (Tab.1) [12].

Prag termalne destrukcije procenjuje se na osnovu energije, koja definiše prag razgradnje proteina i kreće se u opsegu od (10^5-10^6) J/molu.

4. REZULTATI SIMULACIJE

Pretpostavljeno je da je upadni snop sa Gauss-ovom raspodelom intenziteta po poprečnom preseku. Izvršena je njegova diskretizacija na elementarne snopove [12].



Slika 3. Zavisnost reflektanse od talasne dužine upadnog zračenja za svetlu (—) i tamnu kožu (---).

Simulacija je sprovedena za upadni ugao 45° , za granične vrednosti zapreminskog udela *melanosome*-a u ćelijama epidermis-a, od 5,2% za svetlu kožu (—) i 10,2% za tamnu kožu (---). Rezultati su prikazani na sl.3. Očigledno je da je razlika u ukupnoj reflektansi u IC i UV spektralnoj oblasti manja za različite tipove kože. U opsegu talasnih dužina (400–600) nm jasno se uočavaju minimumi koji su posledica apsorpcije na pigmentima. Šmena minimuma i maksimuma u vidu slova „W“ posledica je apsorpcije oxihemoglobina. U opsegu (600–1000) nm razlika u ukupnoj reflektansi je značajna za različite tipove kože. Model se može proširiti na širi spektralni opseg.

5. ZAKLJUČAK

Dobijena zavisnost reflektanse od talasne dužine upadnog zračenja ukazuje na prednosti aplikacije dijagnostičkih metoda u IC delu spektra. Prednost se ogleda u značajnim vrednostima reflektanse i smanjenoj, ravnomernijoj apsorpciji po slojevima, što umanjuje mogućnost oštećenja tkiva. Značajnim padom reflektanse registruje se prisustvo

većih promena na koži praćenih povećanjem apsorpcije. Proširenjem modela podacima o sastavu obolelog tkiva, može se izvršiti klasifikacija kožnih oboljenja.

Aplikacija u UV oblasti nije poželjna zbog malih vrednosti ukupne reflektanse, što za posledicu ima smanjenu osetljivost pri detekciji, i zbog povećane apsorpcije što uvećava verovatnoću da dođe do destrukcije tkiva.

Lokalni maksimumi i minimumi u vidljivom delu spektra mogu se iskoristiti za procenu koncentracije pigmenta u koži.

LITERATURA

- [1] J. Colls, *La Terapia Laser*, hoy, Edita Centro Documentation Laser, jun 1984.
- [2] D. Parsad, et.al., “Eumelanin and pheomelanin contents of depigmented and repigmented skin in vitiligo patients”, *British Journal of Dermatology*, vol.149, pp.624–626, 2003.
- [3] Y. Su, W. Wang, K. Xu, and C. Jiang, “The optical properties of skin”, *Opt. in Health Care and Biom. Optics: Diagn. and Treatment*, vol. 4916, pp. 299–304. SPIE, 2002.
- [4] S.L. Jacques, “Origins of tissue optical properties in the uva visible and nir regions”, *OSA TOPS on Advances in Optical Imaging and Photon Migration*, vol.2, pp. 364–369, 1996.
- [5] W.A.G. Bruls and J.C. van der Leun, “Forward scattering properties of human epidermal layers”, *Photoch. Photobiol.*, vol. 40, pp.231–242, 1984.
- [6] M. Born, E. Wolf, *Osnovi optiki*, Moskva: Nauka 1970.
- [7] T. Trowbridge, K. Reitz, “Average Irregularity Representation of a Rough Surface for Ray Reflection”, *JOSA* 65, vol.5, pp.531–536, 1975.
- [8] H.D. Tagare, R.J.P. deFigueiredo, “A Theory of Photometric Stereo for a Class of Diffuse Non-Lambertian Surfaces”, *IEEE*, vol 13., N° 2, pp. 133–152, 1991.
- [9] G. Baranoski, J. Rokne, “An algorithmic reflectance and transmittance model for plant tissue”, *Computer Graphics Forum (EUROGRAP. Proc. 16*, vol.3, sep., pp. 141–150, 1997.
- [10] W. Bruls, et al., “Forward scattering properties of human epider. layers”, *Photoch. Photobiol.* vol.40, pp.231–242, 1984.
- [11] David Levitz, *Determining tissue opt. properties with opt. coherence tomography, A novel approach for improving diagn. of tissue pathology*, Master’s Thesis, Lund University, 1.6.2004.
- [12] <http://omlc.ogi.edu/spectra/index.html>

Abstract – The model of laser–skin tissue interaction has been analyzed for developing the efficient methods for skin transformation detection as well as early diagnostics of skin diseases is presented in this paper. The aim was to obtain the model based on experimental data, that can predict spectral range of efficient laser application in skin diagnostic and application of contactless methods in determining concentration and distribution of its components.

ANALYSES OF LASER BEAM INTERACTION WITH THE MATERIAL SKIN EQUIVALENT

Arsoski Vladimir, Davidović Milena