

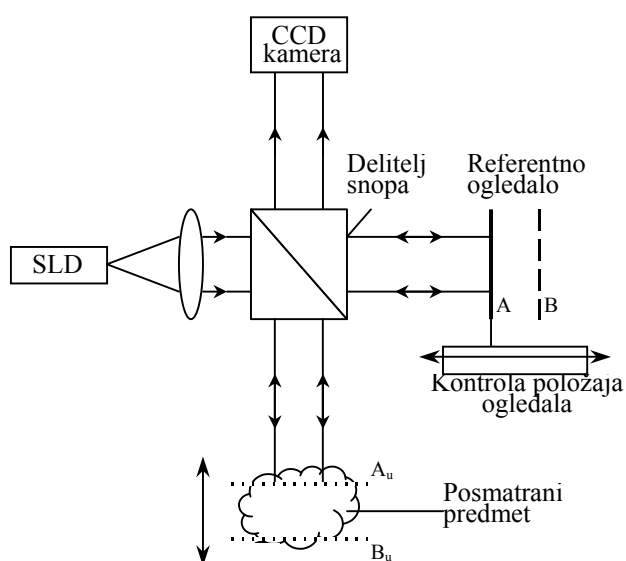
MOGUĆNOSTI PRIMENE OPTIČKE DOPPLER TOMOGRAFIJE I OPTIČKE KOHERENTNE TOMOGRAFIJE

Jelena Ilić, *Mašinski fakultet u Beogradu*
Slavica Ristić, *VTI Beograd*
Julijana Mirčevski
Maša Ćuk, *Elektroprivreda Republike Srpske, Trebinje*

Sadržaj – Kombinovana primena metode optičke koherentne tomografije i Doppler – ovog principa omogućuje obavljanje neinvazivne biopsije tj. neinvazivno snimanje ispitivanog tkiva sa skoro histološkom rezolucijom i povećanim spektrom informacija u odnosu na samostalnu optičku koherentnu tomografiju. Pošto ove metode koriste princip sličan principu ultrazvučne tomografije, ali sa primenom bliske infracrvene svetlosti umesto ultrazvuka, uslovljene su karakteristikama rasejanja svetlosti na tkivima. U radu, je najpre predstavljen princip na kome se zasniva optička koherentna tomografija. Razmotreno je uvođenje Doppler – ovog principa i snimanja elemenata Mueller – ove matrice, i procenjene mogućnosti koje one pružaju.

1. OPTIČKA KOHERENTNA TOMOGRAFIJA

Optička koherentna tomografija je tehnika pomoću, koje se snimaju slike površinske i podpovršinske morfologije heterogenih materijala [1]-[7]. Slika daje prostornu promenljivost karakteristika rasejanja unazad na ispitivanom predmetu. Snima se niz dvodimenzionalnih slika uzastopnih poprečnih preseka predmeta. Kompjuterskom obradom snimljenih slika dobija se trodimenzionalna slika ispitivanog predmeta. Kao takva, pogodna je za neinvazivne *in vivo* biopsije bioloških tkiva. Principijelna šema sistema za snimanje ovakve slike slična je Michelson – ovom interferometru i prikazana je na Sl.1.



Sl.1. Šematski prikaz optičkog koherentnog mikroskopa

Snop svetlosti iz izvora male dužine koherencije [1] se najpre širi, a zatim upućuje na delitelj snopa, koji deo upadne

svetlosti usmerava ka ispitivanom predmetu, a deo ka referentnom ogledalu.

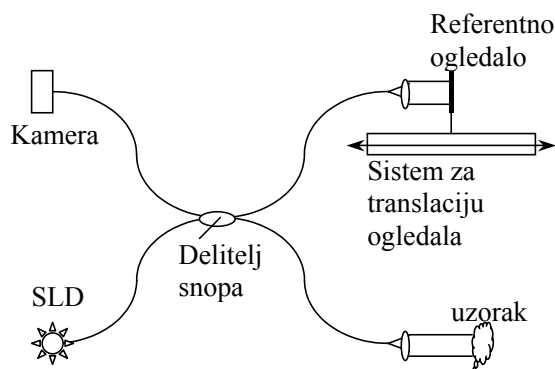
Svetlost se rasejava unazad na ispitivanom predmetu i pri ponovnom prolasku kroz delitelj snopa interferiše sa svetlošću odbijenom o referentno ogledalo. Ta interferenciona slika se snima uređajem kod koga frekvencija snimanja slika može da se prilagodi pomerajima referentnog ogledala (na primer CCD – charge coupled device – kamera).

Položajem referentnog ogledala određuje se položaj poprečnog preseka koji se snima. Interferometrijski signal koji se detektuje odgovara onom poprečnom preseku ispitivanog uzorka za koji je put talasa od delitelja snopa do njega i nazad jednak putu svetlosti u grani sa referentnim ogledalom. Na primer, ako se referentno ogledalo nalazi u položaju A (Sl.1.) snima se poprečni presek uzorka A_u , a ako se nalazi u položaju B snima se poprečni presek uzorka B_u . Aksijalna širina poprečnog preseka je određena dužinom koherencije primenjene svetlosti. Zbog toga, biranje izvora svetlosti sa što manjom dužinom koherencije dovodi do povećanja rezolucije u aksijalnom pravcu (superluminescentne diode - SLD ili LED). Do sada su postignute rezolucije u aksijalnom pravcu do $1\mu\text{m}$ [1], a primenom visoko numeričke aperture na objektivu, čak i ispod mikrometra. Rezolucija u ravni poprečnog preseka je određena sistemom za skeniranje prijemnog uređaja (kamere).

Da bi se povećala dubina prodiranja primenjene talasne dužine su u bliskoj infracrvenoj oblasti (800nm-1500nm). U toj oblasti, sa povećanjem talasne dužine svetlosti, koeficijent rasejanja svetlosti kod bioloških tkiva brzo opada, a samim tim raste dubina prodiranja svetlosti [2].

Sistem sa Sl.1. bi mogao da predstavlja optički koherentni mikroskop koji može *in vitro* da snima trodimenzionalnu sliku ispitivanog tkiva. Da bi se tkivo snimalo *in vivo*, pogodnije je da se put svetlosti planira kroz optički kabl, kojim bi moglo lakše da se dopre do tkiva koje treba da se ispita, bilo da je ono na površini ili unutar organizma. Skica takvog sistema data je na Sl.2. Samo grana koja vodi svetlosni snop ka i od uzorka se po potrebi unosi u organizam.

Unošenjem fluorescentnih jedinjenja moguće je i povećati kontrast snimljenih slika, ali tada je neophodan i odgovarajući inverzioni algoritam za rekonstrukciju mape snimljenog tkiva [3].



Sl.2. Skica sistema za optičku koherentnu tomografiju in vivo

2. UVOĐENJE DOPPLER – OVOG PRINCIPA

Snimanjem Dopplerove frekvencije dobiće se i informacija o brzini pojedinih delova posmatranih tkiva. To postavlja problem nalaženja fotodetektora, koji bi mogao da izvrši zadatak – da skeniranjem snimi raspodelu intenziteta, ali i frekvencije intenziteta svetlosti.

Takođe, postoji mogućnost da se postavi nova grana interferometra sa Sl.1. u koju treba da se postavi potpuno odvojen fotodetektorom sa istim vidnim poljem, kao što je ima detektor, koji snima interferencionu sliku. To se može ostvariti ubacivanjem delitelja snopa na putu između već postavljenog delitelja snopa i kamere. Pri tome treba voditi računa da se obezbede jednaki putevi talasa u grani sa kamerom za snimanje raspodele intenziteta svetlosti i u grani za snimanje raspodele frekvencije, kako bi se obezbedilo da se raspodele odgovaraju istom poprečnom preseku uzorka.

Da bismo našli vezu između frekvencije intenziteta svetlosti rasejane na uzorku unazad, sprovedemo sledeću analizu. Neka je frekvencija svetlosti, koja pada na uzorak ν_0 , njen vektor talasnog broja \vec{k}_u , i neka je brzina dela uzorka na koji pada proizvoljni zrak upadne svetlosti \vec{v} . Tada je frekvencija ν_r talasa rasejanog na uzorku data izrazom (1).

$$\nu_r = \nu_0 \left(1 + \frac{\vec{v} \cdot (\vec{k}_u - \vec{k}_r)}{ck} \right) \quad (1)$$

gde je \vec{k}_r vektor talasnog broja rasejane svetlosti, k je intenzitet pomenutih talasnih brojeva, koji su približno jednaki po intenzitetu, a c brzina svetlosti u vakuumu. Intenzitet svetlosti koja pada na fotodetektor je

$$I = I_{uz} + I_{ref} + 2\sqrt{I_{uz}I_{ref}} \cos(\Delta\omega + \psi) \quad (2)$$

gde je I_{uz} intenzitet svetlosti koja dolazi od uzorka, a I_{ref} intenzitet svetlosti, koja dolazi od referentnog ogledala. $\Delta\omega$ je kružna frekvencija izbivanja ova dva svetlosna talasa koja je jednaka razlici kružnih frekvencija interferišućih svetlosnih talasa. Imajući u vidu da su svetlosni talas koji ide ka uzorku i rasejani talas istog pravca a suprotnih smerova, prema izrazu (1) dobija se da je frekvencija intenziteta svetlosti koja pada na kameru, tj. frekvencija izbivanja

$$\Delta\nu = \frac{2\nu_{ax}}{\lambda} \quad (3)$$

gde je λ talasna dužina primenjene svetlosti, a ν_{ax} komponenta brzine osvetljenog delića tkiva u pravcu upada svetlosti tj. u aksijalnom pravcu. Ova analiza je obavljena za slučaj monohromatske svetlosti da bi se uvideo princip merenja. Pošto se kod ove tehnike primenjuje izvor niskog stepena koherencije, rigoroznija analiza bi uzimala u obzir i opseg talasnih dužina. Primenom jednomodnih optičkih kablova, u grani spektrometra koja vodi ka kameri, filtrira se sva nekoherentna svetlost koja dolazi sa uzorka i sa referentnog ogledala. Na taj način se ne samo rešava problem određivanja brzine delova uzorka na osnovu frekvencije intenziteta detektovane svetlosti, već se i smanjuje šum u snimljenoj slici [2][4]. Šum je od velike važnosti i pri rekonstrukciji trodimenzionalne slike [5].

Snimanjem brzine delova tkiva mogu se dobiti i drugi podaci onjemu kao što su naponi naprezanja i gradijenti pritiska. Ograničenje kod ove metode je da frekvencija izbivanja mora biti veća od frekvencije snimanja slika poprečnih preseka.

3. SNIMANJE ELEMENATA MUELLER–OVE MATRICE

Poslednjih godina je istaknut značaj polarizacije kao potencijalnog mehanizma kontrasta kod optičke koherentne tomografije [2][4]-[6]. Predlagana su polarizaciono osetljiva snimanja tomografskih slika. U referenci [7] su čak predstavljena snimanja pojedinačnih elemenata Mueller-ove matrice i pokazano je da se time može saznati više detalja o ispitivanom tkivu nego standardnom optičkom tomografijom. Ovde su dati rezultati simulacije snimanja elemenata Muellerove matrice rasejanja svetlosti na homogenoj sfernoj strukturi u tkivu. Mueller-ova matrica rasejanja za slučaj svernog rasejavača ima sledeći oblik

$$\begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & 0 & 0 \\ S_{12} & S_{11} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & S_{33} & S_{34} \\ 0 & 0 & -S_{34} & S_{33} \end{bmatrix}, \quad (4)$$

gde su elementi matrice

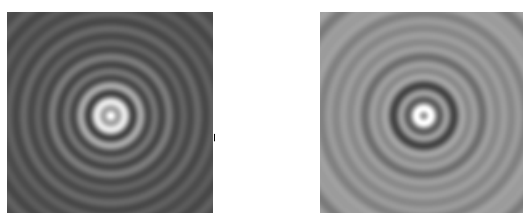
$$S_{11} = \frac{1}{2}(|S_2|^2 + |S_1|^2), \quad (5)$$

$$S_{12} = \frac{1}{2}(|S_2|^2 - |S_1|^2), \quad (6)$$

$$S_{33} = \frac{1}{2}(\bar{S}_2 S_1 + S_2 \bar{S}_1), \quad (7)$$

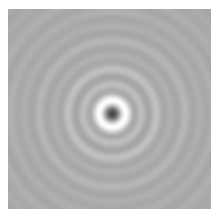
$$S_{34} = \frac{i}{2}(\bar{S}_2 S_1 - S_2 \bar{S}_1), \quad (8)$$

S_1 je amplitudna funkcija normalne komponente polarizacije, a S_2 je amplitudna komponenta paralelne komponente polarizacije svetlosti rasejane na sferi. Amplitudne funkcije rasejanja su računane na osnovu Lorenz-Mie-ove teorije za uglove rasejanja unazad.



S₁₁

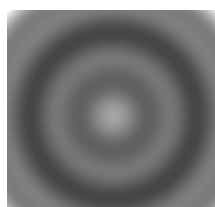
S₁₂



S₃₃

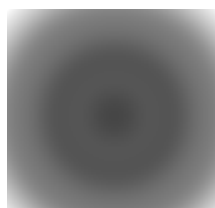
S₃₄

Sl.3. Simulacije snimaka sferne strukture poluprečnika $r=10\mu\text{m}$ i relativnog indeksa prelamanja $m=1,2-i1,05$.



S₁₁

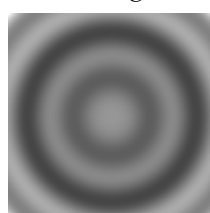
S₁₂



S₃₃

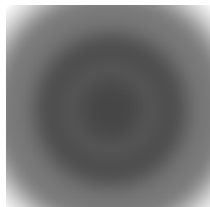
S₃₄

Sl.4. Simulacije snimaka sferne strukture poluprečnika $r=5\mu\text{m}$ i relativnog indeksa prelamanja $m=1,2-i1,05$.



S₁₁

S₁₂



S₃₃

S₃₄

Sl.5. Simulacije snimaka sferne strukture poluprečnika $r=5\mu\text{m}$ i relativnog indeksa prelamanja $m=1,3-i1,3$.

4. ZAKLJUČAK

U radu je pokazano da se merenjem frekvencije intenziteta detektovane svetlosti (Doppler-ove frekvencije) može dobiti više podataka o ispitivanom tkivu. Takođe je pokazano da se snimanjem raspodele vrednosti elemenata Mueller-ove matrice mogu razlikovati sferne strukture u ispitivanom tkivu, kako po veličini tako i po vrsti materijala.

LITERATURA

- [1] A. Dubois, L Vabre, A.C. Boccara, E. Beaurepaire, "High - resolution full - filled optical coherence tomography with a Linnik microscope", *App.Opt.* **41**, 805-812, 2002.
- [2] M.J. Everett, K. Schoenenberger, B.W. Colston, L.B. Da Silva, "Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography", *Opt. Lett.* **23**, 228-230, 1998.
- [3] J. Lee, E.M. Sevick-Mucara, "Three - dimensional fluorescence enhanced optical tomography using referenced frequency - domain photon migration measurements at emission and excitation wavelengths", *J.Opt.Soc.Am. A* **19**, 759-771, 2002.
- [4] J.M. Schmitt, S.H. Xiang, "Cross - polarized backscatter in optical coherence tomography of biological tissue", *Opt. Lett.* **23**, 1060-1062, 1998.
- [5] A.G. Podoleanu, "Unbalanced versus balanced operation in an optical coherence tomography system", *App.Opt.* **39**, 173-182, 2000.
- [6] P. Toeroek, M. Gu, "High-numerical-aperture optical microscopy and modern application: introduction to the feature issue", *App.Opt.* **39**, 6277-6278, 2000.
- [7] S. Jiao, G. Yao, L.V. Wang, "Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography", *App.Opt.* **39**, 6318-6324, 2000.

Abstract – Combined application of the optical coherence tomography and Doppler principle enables noninvasive biopsy of the examined tissue. Accomplishable resolution is almost histological, and introduction of Doppler principle extends the amount of gathered information with respect to optical coherence tomography alone. As those methods employ the principle similar to that in ultrasonic tomography, with the difference of applying the near infrared light instead of ultrasound, they are affected by tissue scattering properties, particularly that of the blood. In this paper, first the principle of the optical coherence tomography is explained. Then, introduction of Doppler principle and taking the picture of the elements of Mueller matrix are considered.

POSSIBILITIES OF OPTICAL DOPPLER TOMOGRAPHY AND OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY APPLICATION

J. Ilić, S. Ristić, J. Mirčevski, M. Ćuk