

УДК621.317.7

МАТРИЧНИЙ МЕТОД АНАЛІЗУ ІНДИКАТРИСИ РОЗСІЮВАННЯ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ВІД ФОРМЕННИХ ЕЛЕМЕНТІВ КРОВІ

Зіньковський Ю.Ф., Богомолів М.Ф.

*Національний технічний університет України
„Київський політехнічний інститут“;
ufzinkovsky@ukr.net
Федоровича nbogom@yahoo.com*

Запропоновано метод матричного аналізу вторинного лазерного випромінювання при взаємодії світла з форменими елементами крові. За допомогою матричного методу визначені особливості амплітудних функцій і елементів матриці для нормальних та патологічних деформацій еритроцитів і лейкоцитів. Представлені результати тематичних розрахунків змін компонент матриці при захворюваннях організму людини. Визначені рекомендації відносно розробки критеріїв оцінки патологічних станів формених елементів крові. Запропонований метод аналізу електричного і магнітного полів у ближній зоні лазерного випромінювання при дослідженні характеристик двофазних біологічних середовищ.

Ключові слова: лазерне розсіювання, форменні елементи крові, переріз розсіювання, матриця розсіювання.

МАТРИЧНЫЙ МЕТОД АНАЛИЗА ИНДИКАТРИСЫ РАССЕЙВАНИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ОТ ФОРМЕННЫХ ЭЛЕМЕНТОВ КРОВИ

Зиньковский Ю.Ф., Богомолів Н.Ф.

*Национальный технический университет Украины
„Киевский политехнический институт“
ufzinkovsky@ukr.net
nbogom@yahoo.com*

Предложен математический метод расчета вторичного излучения от биологических объектов, например форменных элементов крови. С помощью матричного метода определены особенности амплитудных функций и элементов матрицы для нормальных и патологических деформаций эритроцитов и лейкоцитов. Представленные результаты тематических расчетов изменений компонент матрицы при заболеваниях организма человека. Произведены рекомендации относительно разработки критериев оценки патологических состояний форменных элементов крови. Предложен метод анализа электрического и магнитного полей в ближней зоне лазерного излучения при исследовании характеристик двухфазных биологических сред.

Ключевые слова: лазерное рассеивание, форменные элементы крови, сечение рассеивания, матрица рассеивания.

MATRIX METHOD OF DISPERSION ANALYSIS OF LASER RADIATION FROM UNIFORM BLOOD ELEMENTS

Yu.F. Zinkovsky, M.F. Bohomolov

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnical Institute"

The mathematical method of calculation of the secondary radiation is offered from biological objects, for example uniform elements of blood. By means of matrix method were defined the features of peak functions and elements of matrix for normal and pathological deformations of red corpuscles and leucocytes. The results of thematic calculations of changes of matrix component at the diseases of human organism are presented. Recommendations are defined in relation to development of criteria of estimation of the pathological states of uniform blood elements. The method of analysis of electric and magnetic fields in the area of fellow creature of laser radiation at research of descriptions of diphasic biological environments is offered.

Keywords: laser dispersion, uniform elements of blood, section of dispersion, matrix of dispersion.

ВСТУП. Робота присвячена математичному моделюванню процесів взаємодії когерентних лазерних джерел випромінювання з форменими елементами крові на основі матричного методу аналізу індикатриси розсіювання для нормального та паталогічного станів організму людини.

Метою даної роботи є застосування матричного методу аналізу просторового світлорозсіювання інтенсивності випромінювання при експрес-аналізі морфологічного та фізико-хімічного складу крові для дослідження захворювань кровотворних органів та діагностиці стану здоров'я людини. Методика базується на експериментальному дослідженні оптичних характеристик і особливостей розсіювання лазерного випромінювання від формених елементів крові. При проведенні досліджень необхідно враховувати характерні властивості (геометричні, механічні, оптичні) біологічних об'єктів. Так, при нормальному кровотворенні кров людини є складною гетерогенною системою. Зокрема, вона складається з плазми, в якій у зваженому стані знаходяться зрілі клітини крові (формені елементи): еритроцити, лейкоцити, тромбоцити, лімфоцити, моноцити [1]. Основними компонентами плазми є білки, органічні кислоти та електроліти. Вміст електролітів змінюється від 0,02 г/л (магній, фосфат, сульфат) до 3,6 г/л (хлориди, натрій). Питома маса плазми дорівнює 1,025... 1,029, а рН для артеріальної крові становить 7,4. Осмотичний тиск плазми крові залежить від концентрації розчинних речовин і у нормальному стані дорівнює 5600 мм.рт.ст. При патологічних процесах на клітинному рівні змінюється стан внутрішнього середовища (гомеостаз), міжклітинна рідина перерозподіляється, відбувається набряк клітин, збільшується їх розмір. Більшу частину досліджуваного обсягу крові займають клітинні елементи крові з нейтрофілами та нормоцитами. Найбільш численними з них є еритроцити, моноцити, лейкоцити, гранулоцити, лімфоцити та тромбоцити.

Кількість еритроцитів для нормального стану у чоловіків складає в середньому 5,1 млн/мкл, а у жінок - 4,6 млн/мкл. Форма - двояковигнутий диск з максимальною товщиною 2 мкм і діаметром 7...8 мкм, показник заломлення — 1,041 ...1,067. Конфігурація клітин дозволяє їм вільно розповсюджуватися по капілярах діаметром 2...5 мкм за допомогою оборотної деформації.

ОСНОВНА ЧАСТИНА. При аналізі індикатриси розсіювання суцільної крові ми враховували додатковий внесок лейкоцитів та тромбоцитів у вторинне лазерне випромінювання. Лейкоцити утворю-

ються від стовбурових клітин, мають гранулярну структуру з ядрами діаметром - 12..20 мкм і складаються з моноцитів ($400..500\text{мкл}^{-1}$), гранулоцитів [$(3..8 \cdot 10^3)\text{мкл}^{-1}$] та лімфоцитів ($1000..3000\text{мкл}^{-1}$). Чисельність лейкоцитів коливається в залежно від функціонального стану імунної системи та наявності патологічних процесів в організмі: якщо їх кількість перевищує 10^4мкл^{-1} - можна діагностувати лейкоцитоз, менше 4000 - лейкопенію. Вміст тромбоцитів у 1 мкл суцільної крові здорової людини становить 150..300 тис., форма плоских без'ядерних клітин - неправильна округла, діаметр 1..4 мкм, товщина 0,5..0,75 мкм.

Таким чином, кров людини є складним полідисперсним гетерогенним середовищем, при аналізі якого ми враховували різну концентрацію частинок, різноманітність їх форм і розмірів, характеристики ретикулярних клітин, ступені деформування еритроцитів, змін кольорового показника та середнього вмісту гемоглобіну. Сучасні методи гематологічних досліджень широко застосовують оптичне випромінювання для аналізу величин поглинання та розсіювання кров'ю, вимірювання кута заломлення та мутності фізіологічних розчинів [2, 3]. Оптичні методи дослідження найбільш поширені і мають численні переваги серед інших через високу інформативність, точність та незбурення об'єктів аналізу.

Виявилось доцільним застосувати лазерні джерела випромінювання, що дозволило суттєво покращити достовірність результатів вимірювання внаслідок високої монохроматичності та когерентності світла, широкого діапазону енергій та питомої потужності, розвинутої теорії оптичного гетеродинного прийому та лазерного спектрального аналізу, можливістю безпосереднього вимірювання *in vivo* в кровоносних судинах [4-6].

Основною науковою задачею при проведенні лазерних досліджень є аналіз вторинного розсіяного випромінювання з метою селекції диференційних параметрів елементів крові, після якого визначаються патологічні зміни в формених елементах крові (розміри, форма, концентрація) і діагностуються захворювання організму людини у цілому.

Необхідність однозначно зв'язати розміри та форму елементів крові з розсіюванням лазерного випромінювання від біологічних частинок для нормально-го стану та при патології гемостазу являє собою фундаментальну наукову задачу, яка може вирішуватися через пізнання законів взаємодії оптичного випромінювання з полідисперсною рідинною системою, якою є кров. Лазерне випромінювання, що падає

на формені елементи крові, для сферичних полярних координат, згідно з рівнянням Максвела, змінюється

$$\bar{K}_\lambda \cdot \bar{E}_r = \frac{1}{\bar{r}^2 \sin \theta} \left\{ \frac{\partial(\bar{r}\bar{H}_\varphi \sin \theta)}{\partial \theta} - \frac{\partial(\bar{r}\bar{H}_\theta)}{\partial \varphi} \right\}, \quad \bar{K}_\lambda \cdot \bar{E}_\varphi = \frac{1}{\bar{r}} \left\{ \frac{\partial(\bar{r}\bar{H}_\theta)}{\partial r} - \frac{\partial \bar{H}_r}{\partial \theta} \right\}, \quad (1)$$

$$\bar{K}_\lambda \cdot \bar{E}_\theta = \frac{1}{\bar{r} \sin \theta} \left\{ \frac{\partial \bar{H}_r}{\partial \varphi} - \frac{\partial(\bar{r}\bar{H}_\varphi \sin \theta)}{\partial r} \right\},$$

де \bar{r} - радіус - вектор; λ - довжина хвилі; θ - кут розсіювання; φ - азимутний кут; \bar{K}_λ - хвильове число розсіяного випромінювання $\bar{K}_\lambda = 2\pi/\lambda$

Граничні умови на поверхні частинки, яка знаходиться у ізотропному оточувальному середовищі, відповідають безперервності тангенціальних складових електричних та магнітних полів при $r=r_p$:

$$\bar{E}_\theta^I = \bar{E}_\theta^{II}; \quad \bar{E}_\varphi^I = \bar{E}_\varphi^{II}; \quad \bar{H}_\theta^I = \bar{H}_\theta^{II}; \quad \bar{H}_\varphi^I = \bar{H}_\varphi^{II},$$

де r_p - радіус частинки; індекс I відповідає оточувальному біологічному середовищу; індекс II - відноситься до частинки.

Розв'язок рівнянь (1) за допомогою комбінованих функцій Ханкеля та зв'язаних функцій Лежандра відносно кута розсіювання θ може бути представлений:

$$\begin{cases} \bar{E}_{p\perp} = i\bar{S}_1(\theta) \cdot \frac{\bar{E}_0}{k\bar{r}} \sin \varphi \cdot \exp[-i(\omega t - k\bar{r})] \\ \bar{E}_{p\parallel} = i\bar{S}_2(\theta) \cdot \frac{\bar{E}_0}{k\bar{r}} \cos \varphi \cdot \exp[-i(\omega t - k\bar{r})] \end{cases} \quad (2)$$

де $\bar{S}_1(\theta)$ та $\bar{S}_2(\theta)$ - функції залежності амплітуди розсіяного випромінювання від кута θ (амплітудні функції), індекси « \perp » та « \parallel » відносяться до радіальної та тангенціальної компоненти відповідно; ω - кругова частота.

Розв'язання рівнянь (2) здійснювалося відносно парціальних хвиль, амплітуда яких залежить від параметрів зовнішнього біологічного середовища та фізичних властивостей розсіюючих об'єктів. Враховувалися найбільш важливі з них - комплексний показник заломлення $m \bar{m} = \bar{n} - i\bar{\chi}$, де \bar{n} - дійсна частина, а $\bar{\chi}$ - уявна частина показника заломлення) і параметр дифракції q ($q = 2\pi r_p / \lambda$).

Параметр дифракції q визначає закон розсіювання лазерного випромінювання: для дуже малих частинок ($r \ll \lambda$) і високодисперсних колоїдних розчинів виникає розсіювання Релея ($q \ll \lambda$). Індикатриса розсіювання у цьому випадку має симетричну форму, яка близька до кругової, інтенсивність розсіяного випромінювання обернено пропорційна четвертій сте-

пені довжини хвилі світла. Для великих частинок ($r_p \gg \lambda$) і суспензій з них - розсіювання Мі ($q \gg 1$). Індикатриса розсіювання різко відрізняється від релеевської - більша частина світла розсіюється у зворотному напрямку, форма - різко асиметрична, інтенсивність розсіяного випромінювання майже не залежить від частоти світла.

Для основних клітинних елементів крові на довжині хвилі $\lambda = 0,545 \mu\text{m}$ (зелений колір) ми розрахували значення параметра q : тромбоцити (23,2); лейкоцити (69,7); еритроцити (46,4); лімфоцити (69,7); моноцити (116,4). Таким чином, параметр дифракції $q \gg 1$ для переважної кількості складових частин суцільної крові, тому є доцільним застосовувати апроксимації закону розсіювання Мі.

Для розсіяння у дальній зоні при $r \gg r_p$ інтенсивність розсіяного світла $I_s(\theta)$ залежить від перерізу розсіювання випромінювання частинкою $\sigma(\theta, \varphi)$:

$$I_s(\theta) = \frac{I_0 \sigma(\theta, \varphi)}{r^2}, \quad \text{де } I_0 - \text{інтенсивність світла, що падає.}$$

Індикатриса розсіювання $f(\theta, \varphi)$ обумовлює відносний розподіл за кутами інтенсивності світла і визначається через відношення перерізу розсіювання частинкою $\sigma(\theta, \varphi)$ до повного перерізу розсіювання:

$$f(\theta, \varphi) = \frac{\sigma(\theta, \varphi)}{\int_0^{\pi} \int_0^{2\pi} \sigma(\theta, \varphi) \sin \theta d\varphi d\theta}.$$

Розрахунок розсіяного лазерного випромінювання проводимо згідно з теорією Мі залежно від параметрів частинок - розмірів, орієнтації відносно первинного оптичного пучка, їх концентрації, форми і конфігурації зовнішньої поверхні граничного шару елементів крові. Для сферичної частинки визначилися поперечні перерізи розсіювання σ_s та загасання G_{ext} , таким чином:

$$G_s = \frac{2\pi}{k^2} \sum_{n=1}^{\infty} (2n+1) (|a_n|^2 + |b_n|^2);$$

$$G_{ext} = \frac{2\pi}{k^2} \sum_{n=1}^{\infty} (2n+1) \operatorname{Re}(a_n + b_n);$$

$$p(\theta) = \frac{1}{k^2 r^2} \left(|S_1(\theta)|^2 + |S_2(\theta)|^2 \right),$$

де a_n та b_n коефіцієнти, які визначаються через функції:

$$a_n = \frac{P_n(p) P_n(q) m P_n'(q) P_n(p)}{P_n(p) Q_n(q) m Q_n'(q) P_n(p)}$$

$$b_n = \frac{m P_n'(p) P_n(q) P_n'(q) P_n(q)}{m P_n(p) Q_n(q) Q_n'(q) P_n(p)}$$

де $p=mq$; P_n, Q_n, P_n', Q_n' - функції Рікати - Бесселя та їх похідні.

Амплітудні функції $S_1(\theta)$ та $S_2(\theta)$

для заданих m та q :

$$S_1(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \left[a_n \frac{P_n'(\cos\theta)}{\sin\theta} + b_n \frac{dP_n'(\cos\theta)}{d\theta} \right]$$

$$S_2(\theta) = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{2n+1}{n(n+1)} \left[b_n \frac{P_n'(\cos\theta)}{\sin\theta} + a_n \frac{dP_n'(\cos\theta)}{d\theta} \right]$$

де $P_n'(\cos\theta)$ - присднувальний поліном Лежандра.

Таким чином, у дальній зоні на відстані r розсіяне лазерне випромінювання буде мати вигляд:

$$\bar{E}_s(r) = \bar{F}(\bar{k}, \bar{k}_0) \exp(i\bar{k}\bar{r}/r)$$

де \bar{k}, \bar{k}_0 хвильові вектори розсіяного та первинного світла відповідно; $\bar{E}_s(r)$ - розсіяне поле;

$\bar{F}(\bar{k}, \bar{k}_0)$ амплітудна функція, яка визначається:

$$\bar{F}(\bar{k}, \bar{k}_0) = \frac{1}{4\pi} \int_V (k^2 + \nabla\nabla) \left[\frac{\varepsilon(r')}{\varepsilon_0} - 1 \right] \bar{E}(r') \exp(-i\bar{k}\bar{r}') d^3r'$$

де $\varepsilon(r')$ - відносна діелектрична проникність частинки, що розсіює світло; $\nabla\nabla$ - оператор Лапласа.

Для розрахунку розсіяного лазерного випромінювання з довільною поляризацією використовувалися матричний вигляд світлового поля та параметри Стокса (I, Q, U, V). Розподіл підсумкового поля у дальній зоні визначалися за допомогою матриці розсіювання Мюллера:

$$\begin{pmatrix} I_s \\ Q_s \\ U_s \\ V_s \end{pmatrix} = \frac{1}{k^2 r^2} \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} & S_{14} \\ S_{21} & S_{22} & S_{23} & S_{24} \\ S_{31} & S_{32} & S_{33} & S_{34} \\ S_{41} & S_{42} & S_{43} & S_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_i \\ Q_i \\ U_i \\ V_i \end{pmatrix}$$

де індекси «s» та «i» відносяться до параметрів Стокса розсіяного і падаючого випромінювання відповідно; S_{ij} - елементи матриці розсіювання, залежать від амплітудних функцій S_1, S_2, S_3, S_4 визначаються наступним чином:

$$S_{11} = 0, 5(|S_1|^2 + |S_2|^2 + |S_3|^2 + |S_4|^2);$$

$$S_{12} = 0, 5(|S_1|^2 - |S_2|^2 - |S_3|^2 + |S_4|^2);$$

$$S_{13} = \operatorname{Re}\{S_2 S_3^* + S_1 S_4^*\};$$

$$S_{14} = \operatorname{Im}\{S_2 S_3^* - S_1 S_4^*\};$$

$$S_{21} = 0, 5(|S_2|^2 - |S_1|^2 - |S_4|^2 + |S_3|^2);$$

$$S_{22} = 0, 5(|S_2|^2 + |S_1|^2 - |S_4|^2 - |S_3|^2);$$

$$S_{23} = \operatorname{Re}\{S_2 S_3^* - S_1 S_4^*\};$$

$$S_{24} = \operatorname{Im}\{S_2 S_3^* + S_1 S_4^*\};$$

$$S_{31} = \operatorname{Re}\{S_2 S_4^* + S_1 S_3^*\};$$

$$S_{32} = \operatorname{Re}\{S_2 S_4^* - S_1 S_3^*\};$$

$$S_{33} = \operatorname{Re}\{S_1 S_2^* + S_3 S_4^*\};$$

$$S_{34} = \operatorname{Im}\{S_2 S_1^* + S_4 S_3^*\};$$

$$S_{41} = \operatorname{Im}\{S_2 S_4^* + S_1 S_3^*\};$$

$$S_{42} = \operatorname{Im}\{S_4 S_2^* - S_1 S_3^*\};$$

$$S_{43} = \operatorname{Im}\{S_1 S_2^* - S_3 S_4^*\};$$

$$S_{44} = \operatorname{Im}\{S_1 S_2^* - S_3 S_4^*\}.$$

Для крові з форменими елементами різних розмірів можна пропонувати матрицю розсіювання випромінювання у загальному вигляді:

$$F_{ij}(\lambda, \alpha) = \int_{m_{\min}}^{m_{\max}} \int_{\alpha_{\min}}^{\alpha_{\max}} f(a, m) \cdot F_{ij}(\lambda, \alpha, a, m) dm d\alpha,$$

де $F_{ij}(\lambda, \alpha, a, m)$ - компоненти матриці окремої частинки, $f(a, m)$ - функція розподілу частинок за розмірами a та за значеннями дійсної частини відносного показника заломлення.

При дослідженні патологічних деформацій еритроцитів і лейкоцитів доцільно прийняти у загальному вигляді відповідно куту повороту напрямку поляризації таку матрицю розсіювання:

$$F_{ij} = F_{11} \begin{pmatrix} 1 & f_{12} & 0 & 0 \\ f_{21} & f_{22} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & f_{33} & f_{34} \\ 0 & 0 & f_{43} & f_{44} \end{pmatrix}$$

При наявності оптичної анізотропії у середовищі, що досліджується, нормовані компоненти матриці розсіювання $f_{31} = F_{31}/F_{11}$ та $f_{32} = F_{32}/F_{11}$ не дорівнюють нулю і це призводить до виникнення додаткового кута повороту напрямку максимальної по-

ляризації лазерного випромінювання, що розповсюджується через середовище. Цей кут визначається наступним чином:

$$\left\{ \begin{array}{l} \psi_j = 0,5 \arctg \left(\frac{f_{31} + f_{3j}}{f_{21} + f_{2j}} \right) \quad npu(f_{21} + f_{2j}) > 0 \\ \psi_j = \left[\frac{\pi}{2} - \left| 0,5 \arctg \left\{ \frac{f_{31} + f_{3j}}{f_{21} + f_{2j}} \right\} \right| \right] \quad npu(f_{21} + f_{2j}) < 0. \end{array} \right.$$

Ступень поляризації лазерного розсіяного випромінювання для цього випадку розраховується за формулою:

$$p = \frac{\sqrt{(f_{21} \pm f_{22})^2 + (f_{31} \pm f_{32})^2}}{1 \pm f_{12}},$$

Таблиця 1. Результати розрахунків елементів матриці розсіювання для крові здорової та хворої людини.

f_{ij}	Еритроцити здорової людини				Еритроцити хворої людини			
	f_{22}	f_{12}	f_{33}	f_{44}	f_{22}	f_{12}	f_{33}	f_{44}
$\theta=40^\circ$	0,85	-0,1	0,78	0,81	0,91	-0,05	0,85	0,91
$\theta=80^\circ$	0,58	-0,18	0,35	0,43	0,89	-0,1	0,64	0,53
$\theta=120^\circ$	0,41	-0,48	-0,26	-0,2	0,85	-0,18	0,38	0
$\theta=160^\circ$	0,38	-0,6	-0,71	-0,62	0,71	-0,2	0,11	-0,21

ВИСНОВОК. При застосуванні лазерних методів *in vitro* та *in vivo* можна діагностувати морфологічні та біохімічні зміни кровотворної та кровоносної системи людини, наприклад, визначити патологічні деформації формених елементів крові лише при розв'язанні таких наукових задач:

1. Розробка алгоритму дослідження індикатриси розсіювання вторинного лазерного випромінювання, за допомогою якого можна проводити селекцію різних типів формених елементів крові та розподіл їх за розмірами та конфігурацією.

Пропонується використовувати для виділення окремих елементів крові визначення параметра дифракції q , величина якого прямо пропорційна радіусу об'єктів дослідження. Крім того, для різних формених елементів визначено, що q змінюється від нуля до нескінченності і експериментальна індикатриса розсіювання різко змінює форму - від симетричної релеєвської до різко асиметричної при розсіюванні Мі.

2. Розробка критерію виділення розсіяного лазерного випромінювання від „хворих“, патологічних біологічних частинок.

де знак «+» відноситься до вертикальної складової, а знак «-» - до горизонтальної складової розсіяного лазерного випромінювання.

Проведено математичні розрахунки елементів f_{ij} матриць розсіювання для еритроцитів здорової і хворої людини відносно кутів розсіювання θ . Результати розрахунків розсіювання лазерного випромінювання для крові здорової та хворої людини наведені в таблиці.

При діагностуванні захворювань кровоносної системи нами доведено, що при певному патологічному становищі хворого розміри еритроцитів можуть збільшуватись, а їх форма наближатися до сферичної. Характер змін компоненти f_{33} та f_{22} підтверджують припущення, що еритроцити значно збільшують свій розмір, а компонента f_{44} змінюється узгоджено f_{33} в усій області кутів розсіювання (таблиця 1).

Пропонується враховувати, що при патологічних перетвореннях формених елементів крові змінюються їх розміри і форма наближається до сферичної. Цей процес обумовлює зміни залежності коефіцієнтів від кута розсіювання θ , а також просторового розподілу інтенсивності світла залежно від функціонального стану крові людини.

3. Врахування в математичних рівняннях взаємодії лазерного випромінювання з форменими елементами крові характеристик оточуючого клітину середовища, наприклад, плазми крові при нормальному та патологічному станах організму людини.

Пропонується при математичному аналізі використовувати особливості закону розподілу комплексного показника заломлення m і зміни функції $f(a, m)$. Крім того, визначено, що зміни розподілу компонент електричного та магнітного полів для ближньої зони лазерного випромінювання однозначно пов'язані з характеристиками частинки і оточуючого її середовища.

Література

1. Козинец Г.И., Шишканова З.Г., Сарычева Т.Г. Клетки крови и костного мозга // Атлас. - М.: Медицинское информационное агентство, 2004.-203с.
2. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. - М.: Наука, 1989.-240с.
3. Клочков В.П., Козлов Л.Ф., Попыкевич И.В. Лазерная анемометрия, дистанционная спектроскопия и интерференция // Справочник. - К.: Наукова думка, 1985.-758с.
4. Борен К., Хафмен Д. Поглощение и рассеяние света малыми частицами: пер с англ. - М.: Мир, 1986.-620с.
5. Klett D.J., Sutherland R.A. Approximate methods for modeling the scattering properties of nonspherical particles: evolution of the Wetzel-Kramer-Brillion method // Appl. Opt. -1992. - Vol. 31, №3. - P. 733-786.
6. Shvalov A.N., Soini J.T., Chernyshev A.V. Light-scattering properties of individual erythrocytes // Appl. Opt. -1999. Vol. 38, №1. - P. 230-238.