

РОЗРОБКА ДАВАЧА РЕЄСТРАЦІЇ РОЗСІЯНОГО ЛАЗЕРНОГО ПРОМЕНЮ ВІД КОМПОНЕНТІВ РІДИНИ

В статті обґрунтована доцільність покращення параметрів давача для дослідження рідини та її компонентів, та доцільність застосовувати в медико – біологічних дослідженнях крові, проаналізовані методи розрахунку параметрів давача та представлені основні параметри розрахунку давача для реєстрації розсіяного лазерного променя в залежності від параметрів досліджуваної рідини, проведено розрахунки геометричних параметрів давача та визначено мінімальний досліджуваний об'єм зразку та методика калібрування давача, що підвищить точність вимірювання та можливість реєстрації змін в компонентах рідини.

Ключові слова: функція розсіювання, лазерне випромінювання, вагова функція, давач, рідина.

V.M. Golovnia

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

DEVELOPMENT OF SENSOR REGISTRATION THE SCATTERED LASER BEAM FROM FLUID

Abstract - In the article the expediency of improving the parameters of the sensor to study the fluid and its components, and appropriateness of use in medical - biological studies of blood, analyzed methods of calculating the parameters of the sensor and presents the main parameters of calculating the sensor to record the scattered laser beam depending on the parameters of the fluid conducted, calculations geometrical sensor parameters and determines the minimum volume study sample, and sensor calibration technique that will improve measurement accuracy and the opportunity to register changes in the components of the liquid.

Key words: scattering function, laser light, the weight function, sensor, fluid.

Вступ

Для біофізичних досліджень чи не найважливішими характеристиками на сучасному етапі розвитку науки, є безболісність, неруйнівність, неінвазивність в процесі вимірювання. Серед методів, що можуть це забезпечити, чільне місце займають оптичні. Оптичним методам притаманні і ряд інших переваг, а саме: індиферентність оптичного сигналу до електромагнітних завад, потенційна багатоканальність випромінювання і найбільша у природі швидкість передачі інформації. Вони дозволяють досить точно визначити кількісні та якісні показники дослідного зразка.

На сьогоднішній день діагностика може тривати від декількох секунд (наприклад при вимірюванні тиску крові в судинах) до одного місяця при визначенні наявності у крові збудників особливих хвороб чи їх маркерів. Іноді такий тривалий час діагностики зовсім не лишає часу на лікування. Також варто сказати, що для деяких аналізів використовуються дуже дорогі реагенти, не дешевшими є і лабораторні прилади, а персонал не завжди має достатні вміння і навички щоб правильно їх використовувати. Через ці причини тривалість проведення аналізу збільшується, а результати можуть бути не точними.

Прогресивним методом є метод експрес аналізу формених елементів крові за допомогою лазерного сканування. Основною метою роботи є розробка математичної моделі розсіювання лазерного випромінювання на біооб'єктах, зокрема на еритроцитах. Об'єктом опрацювання є процес дослідження характеристик лазерного випромінювання, розсіяного еритроцитами крові людини.

Основна частина

Знання розсіювання світла надає важливу інформацію про склад досліджуваної рідини при передачі випромінюючого характеру і динаміки зважених частинок в ній. Основною оптичною властивістю розсіювання є функція розсіювання по об'єму (ФРО), $\beta(\theta)$, яка описує кутову залежність (θ) розсіяного світла від падаючого неполяризованого пучка світла. Вона визначається як інтенсивності випромінювання $dI(\theta)$, що відбулося від елемента об'ємом dV , в одиницю тілесного кута з центром в напрямку θ , на одиницю освітленості E , тобто $\beta(\theta) = (1/E)dI(\theta)/dV$.

Коефіцієнт розсіювання, b визначається шляхом інтегрування ФРО від 0 до π в радіанах відповідно:

$$b = 2\pi \int_0^{\pi} \sin(\theta) \beta(\theta) d\theta,$$

в той час як коефіцієнт зворотного розсіювання, b_b визначається шляхом інтегрування ФРО в зворотному напрямку (від $\pi/2$ до π в радіанах).

Кутова форма і величина ФРО залежать від складу рідини і пов'язаних з ними розчинених солей, флуктуації щільності, пов'язаних з турбулентним перемішування [1].

Складання з більш великими частинками, як правило, підвищує розсіювання вперед щодо зворотного розсіювання. Оскільки процеси відбиття є домінуючими над зворотним розсіюванням, на відміну від дифракційних процесів де домінуючим є розсіювання вперед, склад частинок матиме більший вплив на зворотне розсіювання [2].

Точна кількісна оцінка розсіяного назад світлового поля має застосування для визначення чисельної кількості частинок, а також вивчення динаміки частинок (вмісту, розміру та складу), біогеохімічного складу їх, як при пасивному, так і при активному дистанційному зондуванні.

Відношення зворотного розсіювання до прямого (b_b/b), або частка світла, розсіяного в зворотному напрямку, забезпечує додаткову інформацію як про саму

рідину так і характеристик частинок. Наприклад, використовуючи нахил функції розподілу часток за розмірами і відношення зворотного розсіювання частинок (b_b/b), розроблено модель для оцінки об'ємного заломлення частинок [3]. Вимірювання зворотного розсіювання в поєднанні з іншими вимірюваннями були використані для розрізнення типів частинок і динаміку в дослідженнях тонкого шару рідини.

За допомогою вимірювань ФРО з більшою кутовою роздільною здатністю і діапазоном, розрахунок b або b_b може бути спрощено. Дуже обмежена кількість давачів, здатних вимірювати ФРО у широкому кутовому діапазоні.

Опис давача

У своїй суттєвій формі, датчики, які вимірюють ФРО складаються з джерела світла, та детектора, який збирає світло, розсіяне з певною апертурою (рис.1). Детектор (D) і джерело світла (S) відокремлені один від одного на відстані SD. Кут утворений між центром досліджуваної області та лінією SD позначено θ_d . Половинний кут поля огляду детектора конус σ_d . Відповідні кути для джерела світлового пучка є θ_s і σ_s . Номінальний кут розсіювання давача $\gamma = \theta_s + \theta_d$. Досліджуваний об'єм формується з конічних пучків між джерелом і детектором в об'ємі зразка.

Основні оптико-електричні компоненти давача ФРО включають в себе джерело світла (світло діод або лазер), яке з'єднане з детектором (фотодіод або фотоелектронний помножувач). Фільтр узгодження завад зазвичай використовується для блокування розсіяного світла від сторонніх об'єктів. Використання лінз і щілин, з джерелом та детектором

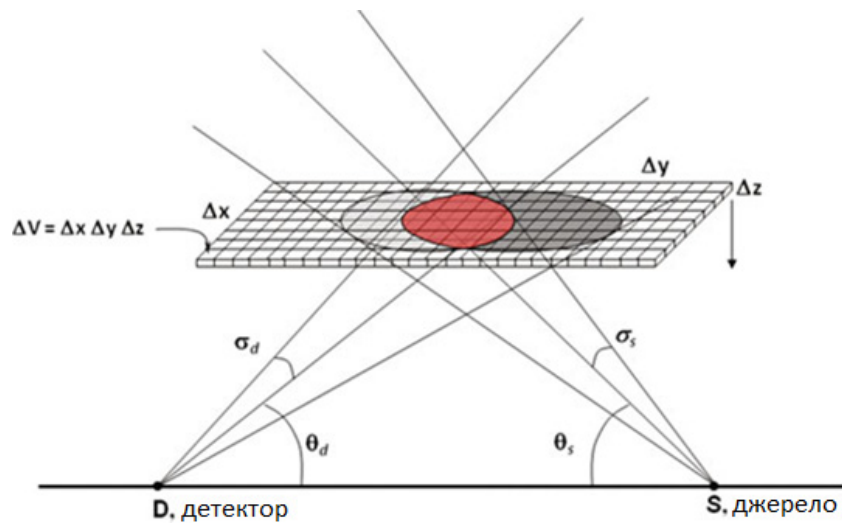


Рис. 1. Схематичне зображення геометрії формування зворотного розсіювання в давачі

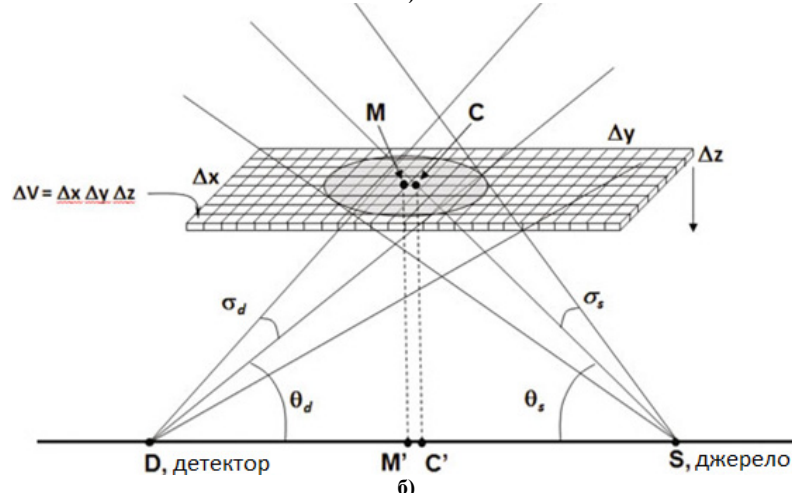
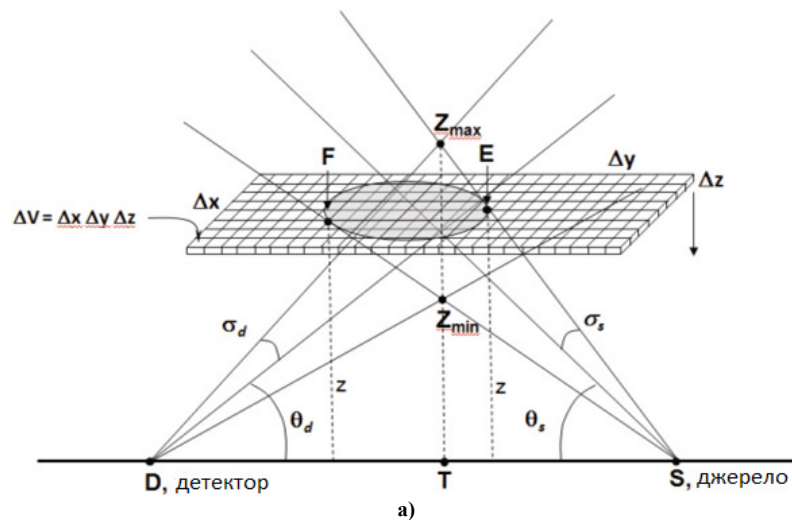


Рис.2 Досліджуваний об'єм та параметри давача: а) – координати глибини; б) – координати меж по площині проекції досліджуваного об'єму

використовуються для встановлення необхідного об'єму дослідження. Перетини об'ємів кінчних кутів між джерелом і детектором на площині $\Delta x \Delta y$ представляють собою еліпси, і перетин цих еліпсів рис.1 (червона заштрихована область) над Δz утворює ефективний об'єм вибірки давача.

З джерела світла промінь падає на досліджуваній об'єм під певним кутом, і відбивається відповідно під кутом, як зазначалося вище. І в поле зору давача попадає певний об'єм досліджуваної рідини кінчної форми. Використовується метод визначення вагової функції через розбиття досліджуваного зразка на елементарні об'єми.

Цей метод базується на точному визначенні геометрії променю джерела і детектора. На рис. 2 показані промені джерела і детектора, як точки, а не як дискретні площі з певним поперечним перерізом, як це має місце в більшості практичних реалізацій датчика. У чисельному аналізі, промені, що виходять з давача можуть бути простежені до точок (S і D, відповідно) і уявної лінії SD, що представляє "ефективне" поле зору давача у Z-площині (рис. 2). Зазначимо, що для деякої геометрії, а саме з великими кутами розсіювання і дуже широкими розмиванням пучка, об'єм вибірки не може бути дискретним і теоретично може бути нескінченним.

Розрахунок параметрів давача.

Роздільна здатність по Z визначається через відстань від SD лінії до перетину середини пучків джерела і детектора, вклади у відбитий сигнал (і вагову функцію) стають настільки малими, що ними можна знехтувати.

Першим кроком при обчисленні $W(\theta)$ є визначення конкретного досліджуваного об'єму $\Delta V = \Delta x \Delta y \Delta z$ вище поля зору давача в деякому об'ємі:

$$r_s(x, y, z) = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2},$$

$$r_d(x, y, z) = \sqrt{x^2 + (SD - y)^2 + z^2},$$

$$\cos(\pi - \gamma) = \frac{r_d^2 + r_s^2 - SD^2}{2r_d r_s}$$

де r_s та r_d – відстані від джерела до досліджуваного об'єму та від детектора до досліджуваного об'єму відповідно, та γ – кут розсіювання в давача, який формується між падаючим та відбитим променем в давачі.

Далі проводимо розрахунки по геометрії поля зору давача, а саме моделювання досліджуваного одиничного об'єму та розрахунок його проєкції на лінію розміщення джерела та давача (SD) (рис. 3.).

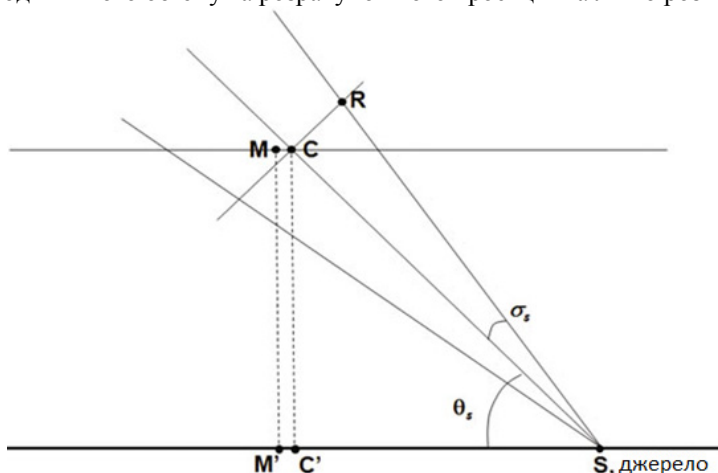


Рис.3 Проекція досліджуваного об'єму на вісь SD

Відповідно можна через геометричні параметри - кутів падаючого та відбитого променів:

$$\tan \sigma_s = \frac{z}{\sqrt{x^2 + y^2}},$$

$$\tan \sigma_d = \frac{z}{\sqrt{x^2 + (SD - y)^2}}.$$

визначити їх тілесні кути, відповідно:

$$\Omega_s = \pi(\tan \sigma_s)^2,$$

$$\Omega_d = \pi(\tan \sigma_d)^2.$$

Остаточні розрахункові формули наведені нижче.

Глибина досліджуваного об'єму

Z_{\min} та Z_{\max} :

$$Z_{\min} = SD / \left[\frac{1}{\tan(\theta_d - \sigma_d)} + \frac{1}{\tan(\theta_s - \sigma_s)} \right], \quad Z_{\max} = SD / \left[\frac{1}{\tan(\theta_d + \sigma_d)} + \frac{1}{\tan(\theta_s + \sigma_s)} \right].$$

Розрахунок вагової функції $W(\theta)$, з врахуванням потужностіяка визначається для кожного елементарного об'єму, що знаходиться в досліджуваному зразку, і проінтегрованої по всій освітленій області поля зору детектора:

$$P_d(x, y, z) = P_s \beta(\gamma(x, y, z)) W(x, y, z),$$

P_d – потужність на детекторі, P_s – потужність падаючого променю на джерелі.

Тілесний кут поля зору досліджуваного об'єму:

$$\Omega(\Delta V) = \frac{\Delta x \Delta y \cos(90 - \alpha_s(x, y, z))}{r_s^2(x, y, z)}$$

Відповідно потужність на одиницю площі визначається:

$$E_d(x, y, z) = \frac{P(V)}{\Delta x \Delta y} = \frac{P_s \cos(90 - \alpha_s(x, y, z))}{r_s^2(x, y, z) \Omega_s} e^{-Cr_s(x, y, z)}.$$

І загальна потужність, яка сприймається детектором:

$$P_d(x, y, z) = \beta(\gamma(x, y, z))E(x, y, z)\Delta x\Delta y\Delta z \frac{\Delta x\Delta y \cos(90 - \alpha_d(x, y, z))}{r_d^2(x, y, z)} e^{-Cr_d(x, y, z)}.$$

Оскільки пучки світла джерела та детектора – конічні, то по площині їх можна розбити на елементарні чарунки та визначити характеристики окремої чарунки (точка C), і вже визначити вагову функцію через них.

Знаючи досліджуваний об'єм $\Delta V(x, y, z)$, інтенсивність падаючого випромінювання, яка виражається в освітленості $E(x, y, z)$, визначаючи суму всіх вагових функцій по всіх кутах розсіювання γ в тілесному куті поля зору детектора Ω_d , та знаючи відстань від детектора до досліджуваного об'єму r_d , остаточний вираз для визначення вагової функції набуде такого вигляду:

$$W(x, y, z) = E(x, y, z)\Delta x\Delta y\Delta z\Omega_d e^{-Cr_d}.$$

Є три основні методи для калібрування давачів: настроювання на відомі спектральні характеристики рідин, визначення по коефіцієнтам відбиття відомих речовин, визначення кутової вагової функції розсіювання та аналізу оптичної геометрії ходу променів. Найефективнішим є третій метод, враховуючи відомі параметри ходу променя можна налаштувати вимірювання меншого об'єму, тобто дослідити більшу кількість частинок.

Калібрування вимірювань ФРО потребує визначення конкретних коефіцієнтів масштабування, які визначаються спрацьовуванням детектора та ваговою функцією вимірювання $W(x, y, z)$, і залежать від комплексного відносного відгуку сигналу від кожного місця розташування досліджуваної точки (вершини конуса C) в межах об'єму зразка.

Висновки

Використання вагової функції для калібрування давачів по визначенню інтенсивностей розсіювання та параметрів геометричної оптики надасть можливість підвищити якість визначення параметрів частинок, що знаходяться в досліджуваному об'ємі і, відповідно, підвищити точність самого дослідження.

Геометричний розрахунок ходу променів між випромінювачем та давачем дозволить підвищити точність визначення розмірів зважених частинок у рідині, і, відповідно, формених елементів у крові. Такий підхід дозволяє підвищити точність в системі експрес – діагностики крові та визначити геометричні та енергетичні параметри променів.

За допомогою багатьох джерел, таких як світлодіоди і лазери, вихідне зображення апроксимується розподілом гауса по інтенсивності. Такий розподіл інтенсивності може бути застосований в якості додаткового параметра оцінки в чисельному аналізі.

Література

1. Twardowski M. S. Optical backscattering properties of the 'clearest' natural waters / M. S. Twardowski, H. Claustre, S. A. Freeman, D. Stramski, Y. Huot // *Biogeosciences*, 4, 2007. – p.1041– 1058.
2. Bogucki, D. J. Comparison of near-forward light scattering on oceanic turbulence and particles / D. J. Bogucki, J. A. Domaradzki, D. Stramski, J. R. Zaneveld // *Appl. Opt.*, 37, 1998. – p.4669–4677.
3. Петрук В.Г. Оптичні методи та інтерактивні засоби контролю в діагностиці неоднорідних середовищ / В.Г. Петрук // *Дис. докт. техн. наук: 05.11.13-Вінниця*, 1998.-383 с.
4. Головня В.М. Підвищення точності вимірювань в системі експрес – діагностики формених елементів крові / В.М. Головня, С.М. Злепко // *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*. – 1/2011 - с. 191-193.
5. Chami M. Variability of the relationship between the particulate backscattering coefficient and the volume scattering function measured at fixed angles / M. Chami, E. Marken, J. J. Stamnes, G. Khomenko, G. Korotaev // *J. Geophys. Res.*, V111, 06/2006.

References

1. Twardowski M. S. Optical backscattering properties of the 'clearest' natural waters / M. S. Twardowski, H. Claustre, S. A. Freeman, D. Stramski, Y. Huot // *Biogeosciences*, 4, 2007. – p.1041– 1058.
2. Bogucki, D. J. Comparison of near-forward light scattering on oceanic turbulence and particles / D. J. Bogucki, J. A. Domaradzki, D. Stramski, J. R. Zaneveld // *Appl. Opt.*, 37, 1998. – p.4669–4677.
3. Petruk V.H. Optychni metody ta interaktyvni zasoby kontroliu v diahnoistyki neodnorodnykh seredovishch / V.H. Petruk // *Dys. dokt. tekhn. nauk: 05.11.13-Vinnitsia*, 1998.-383 s.
4. Golovnia V.M. Pidvyshchennia tochnosti vymiriuvan v systemi ekspres – diahnoistyky formenykh elementiv krovi / V.M. Golovnia, S.M. Zlepko // *Vymiriuvanna ta obchysluvalna tekhnika v tekhnolohichnykh protsesakh*. – 1/2011 - s. 191-193.
5. Chami M. Variability of the relationship between the particulate backscattering coefficient and the volume scattering function measured at fixed angles / M. Chami, E. Marken, J. J. Stamnes, G. Khomenko, G. Korotaev // *J. Geophys. Res.*, V111, 06/2006.

Рецензія/Peer review : 7.1.2017 р. Надрукована/Printed :22.3.2017 р.
Рецензент: доц., к.т.н. Бичковський В.О.