МЕТОДИКА СТАТИСТИЧНОЇ ОБРОБКИ ДАНИХ ПРИ ЛАЗЕРНОМУ СКАНУВАННІ КРОВІ

Головня В. М., ст.викл., Зіньковський Ю. Ф., д.т.н., проф.
КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна

Основні особливості задач діагностики природних об'єктів — їх багатопараметричність, часова і просторова змінність параметрів, наявність складних функціональних зв'язків між вимірювальними характеристиками параметрів випромінювання з шуканими параметрами частинок, а також експериментальні і методичні похибки, що супроводжують дослідження. Тому перераховані особливості створюють передумови вважати об'єкт дослідження лазерним скануванням крові детермінованим і для його вивчення застосовувати методи багатофакторного статистичного аналізу з математичним моделюванням процесів взаємодії випромінювання з об'єктами і відповідною побудовою оптимальних планів вимірювань [1]. Суть такого підходу оцінки інформаційного змісту досліджуваних даних зводиться до такої послідовності дій і операцій:

1. Розроблення математичної моделі об'єкта, що враховує фізичні закони взаємодії випромінювання з об'єктом; вибираються параметри, які належить визначити; методами оптимального планування вибираються точки факторного простору, що відповідають певним комбінаціям значень параметрів;

2. Виконання числового експерименту, за допомогою математичної моделі обчислення значення шуканих оптичних характеристик; отримані значення використовуються для побудови регресійних співвідношень зв'язку між функцією відгуку і параметрами крові.

Розміри еритроцитів не однакові. Їх діаметри розділені приблизно по гауссовському законі. Еритроцити людини мають діаметр 7,1 – 9,2 мкм (в середньому близько 8 мкм). Товщина на потовщеному краї – близько 1,7 – 2,4 мкм, в центрі – 0,9 – 1,2 мкм, об'єм еритроцитів – 70 – 100 мкм3.

За час свого існування в організмі людини еритроцити в процесі руху зазнають видозміни своєї форми. Як відомо, зі старінням дані формені елементи крові втрачають еластичність, а тому їх форма набуває нетипових для першочергової рис (відмінність від дискоцита). Інтенсивність старіння визначається насамперед середовищем в якому перебуває еритроцит. Тому маємо проаналізувати параметри середовища, а саме ті його показники, що безпосередньо впливають на такий параметр еритроцита як еластичність. Тому ставимо за мету створити таку математичну модель еритроцита, в якій би враховувався розглянутий параметр та його вплив на процес деформування форми.

Для опису деформації еритроцитів скористаємося поряд з декартовою системою $OX_1X_2X_3$, спеціальною [2, 3] системою координат $O\gamma\psi\theta$, зручною

для опису тороїдальних тіл еліптичного перерізу, що показана на рис. 1.

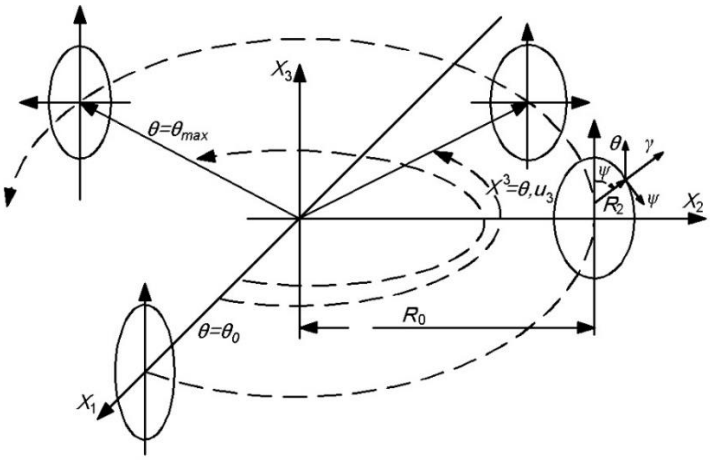

Рис. 1. Декартова $OX_1X_2X_3$ системи координат для розрахунку тора еліптичного перерізу

Далі цю систему називатимемо «тороїдальною».

При описі геометрії моделюючих форм еритроцита для компонент тензора кінцевих деформацій Гріна використовуємо спеціальну систему координат $O\gamma\psi\theta$ (рис. 2):

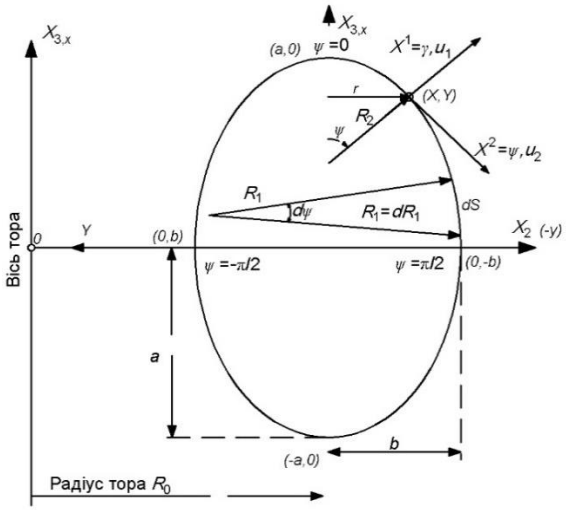

Рис. 2. Схема зв'язку між декартовими системами координат Oxy, $OX_1X_2X_3$, і спеціальною системою Oγψθ для розрахунку еліптичного тора

Для коваріантних компонент e_{ij} тензора кінцевих деформацій Гріна [4] мають місце:

$$e_{ij}=\frac{1}{2}\left(\nabla_i u_j+\nabla_j u_i+\nabla_i u^k\nabla_j u_k\right)=$$
$$=\frac{1}{2}\left(\nabla_i u_j+\nabla_j u_i+g^{kl}\nabla_i u_l\nabla_j u_k\right),$$

$$\nabla_j u_i=\frac{\partial u_i}{\partial x^j}-u_\alpha\Gamma_{ij}^{\alpha},$$

де u_α – коваріантні компоненти вектора переміщень, Γ_{ij}^{α} - символи Кристофеля другого роду.

Для фізичних компонент $e_{(ij)}$ тензора деформацій мають місце співвідношення (наприклад, для e_{ij}, $e_{(11)}$ та $e_{(22)}$):

$$e_{(11)}=\frac{\partial u_{(1)}}{\partial x^1}+\frac{1}{2}\left[\left(\frac{\partial u_{(1)}}{\partial x^1}\right)^2+\left(\frac{\partial u_{(2)}}{\partial x^1}\right)^2+\left(\frac{\partial u_{(3)}}{\partial x^1}\right)^2\right],$$

$$e_{(22)}=\frac{1}{\left(R_1+x^1\right)}\frac{\partial u_{(2)}}{\partial x^2}+\frac{u_{(1)}}{\left(R_1+x^1\right)}+\frac{1}{2}\left[\left(\frac{1}{\left(R_1+x^1\right)}\frac{\partial u_{(1)}}{\partial x^2}-\frac{u_{(2)}}{\left(R_1+x^1\right)}\right)^2+\right.$$
$$\left.+\left(\frac{1}{\left(R_1+x^1\right)}\frac{\partial u_{(2)}}{\partial x^2}-\frac{u_{(1)}}{\left(R_1+x^1\right)}\right)^2+\left(\frac{1}{\left(R_1+x^1\right)}\frac{\partial u_{(3)}}{\partial x^2}\right)^2\right].$$

Визначений тензор деформацій дозволяє математично встановити залежність параметрів форми еритроцита від його структури та впливу на неї механічних навантажень в процесі руху у відповідному середовищі.

Природну зміну форми еритроцита можна описати так: тор – це початкова форма еритроцита, коли еритроцит молодий, ми її приймаємо за нормальний еритроцит, куля – середня, а кеглевидна форма – кінцева форма еритроцита. Ця зміна відбувається постійно і увесь час в крові присутні еритроцити з усіма фазами розвитку. Наявна певна частина деформованих еритроцитів характерних для здорового організму. У випадку наявності певних мікроорганізмів і вірусів маємо більш суттєве деформування форми еритроцита в процесі його життєдіяльності.

Отже, статистично серед здорових еритроцитів існує певна частка хворих (формозмінених) еритроцитів, і ми ставимо за мету встановити співвідношення між еритроцитами з видозміненою формою та нормальною. Обрахування великої вибірки розмірів еритроцитів становить основне технічне завдання даної роботи. Проведені дослідження в КПІ ім. Ігоря Сікорського на радіотехнічному факультеті показали, що розпізнавання (хвороби) крові шляхом ідентифікації форми еритроцитів можливо при використанні ефекту розсіювання форменими елементами крові лазерним випромінюванням з довжиною хвилі 0,6328 мкм.

Перелік посилань

1. Головня В.М. Розробка давача реєстрації розсіяного лазерного променю від компонентів рідини / В. М. Головня // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах, 2017, с. 165-168.

2. Holst LB, Petersen MW, et al: Restrictive versus liberal transfusion strategy for red blood cell transfusion: systematic review of randomised trials with meta-analysis and trial sequential analysis. BMJ. 2015, 350: 1-15. 10.1136/bmj.h1.

3. Aubron C, Nichol A, et al: Age of red blood cells and transfusion in critically ill patients. Ann Intensive Care. 2013, 3: 2-10.1186/2110-5820-3-2.

4. Kazem Rahimi Age-stratified and blood-pressure-stratified effects of blood-pressure-lowering pharmacotherapy for the prevention of cardiovascular disease and death: an individual participant-level data meta-analysis / Lancet 2021; 398: 1053–64 Published Online August 27, 2021 https://doi.org/10.1016/ S0140-6736(21)01921-8.

Анотація

Представлено моделювання форми формених елементів крові через тензор кінцевих деформацій Гріна та методика статистичного обрахунку їх форми.

Ключові слова: статистична обробка даних, лазерне випромінювання, форменні елементи крові, тензор кінцевих деформацій Гріна.

Abstract

The modeling of the shape of formed elements of blood through the tensor of finite Green deformations and the method of statistical calculation of their shape are presented..

Keywords: statistical data processing, laser radiation, blood cells, Green's finite strain tensor.