Цмуз Т.П.
студентка;
Думенко В.П.
кандидат технічних наук,
Вінницький державний педагогічний університет
імені Михайла Коцюбинського

ДИФРАКЦІЙНІ МЕТОДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Оптичні методи досліджень набули широкого застосування в біології та медицині для дослідження та діагностики біологічних об'єктів мікронних

розмірів. Вони дають можливість визначати розміри частинок, якісний склад і компоненти речовини, досліджувати атомну структуру, аналізувати деформації і зміни структурних характеристик матеріалів, досліджувати фазові переходи у речовинах при зміні температури, під дією електричних полів, механічних напруг, тощо.

Найбільш широко серед них використовується дифракційний метод. Він дозволяє отримувати інформацію про вимірюваний об'єкт при мінімальному впливі, володіє високою швидкодією і чутливістю. Одним з найбільш поширених об'єктів дифрактометричних досліджень є червоні клітини крові.

Дифрактометрія заснована на залежності параметрів дифракційної картини від параметрів об'єкта. Цей метод застосовується для оцінки геометричних і фізичних параметрів біологічних об'єктів. Особливо зріс інтерес до дифрактометрії в останні роки в зв'язку з дослідженням деформованості еритроцитів [3].

В якості джерела випромінювання при застосуванні дифракційних методів перевагу мають лазери.

Монохроматичний, добре колімований і просторово когерентний світловий промінь, що випромінює лазер, дає можливість безпосередньо спостерігати дифракцію світла на круглих частинках. Для підсилення дифракційної картини треба помістити на шляху світлового пучка багато хаотично розміщених однакових частинок. Дифракційна картина від N частинок підсилиться за інтенсивністю в N разів в порівнянні з дифракційною картиною від окремої частинки, але не змінює своєї структури.

Однак використання дифрактометрії дотепер викликає визначені труднощі, пов'язані з відсутністю прийнятних методів розв'язання прямої і зворотньої задачі дифракції на біологічному об'єкті довільної форми з невідомими електродинамічними параметрами. Для дослідження стану біологічних тканин велика роль приділяється функціональним властивостям еритроцитів, що складають основну масу клітин крові.

Еритроцит як фізичний об'єкт характеризується геометричними розмірами, показником заломлення і механічними властивостями, однією з основних серед яких є здатність деформуватись. У зв'язку з цим дослідження різних

характеристик еритроцитів, зокрема, їх розмірів, форми і показника заломлення, при різних захворюваннях системи крові представляє значний теоретичний і, безсумнівно, практичний інтерес. Динаміка зміни геометричних параметрів і поява регулярних структур еритроцитів при різних впливах дозволяє говорити про можливості непрямого вимірювань механічних параметрів клітин – деформованості [2].

Ще однією властивістю еритроцитів є їх агрегація. Еритроцити в нормі являють собою двоввігнуті диски. Їхній діаметр становить 7-9 мкм, по краю товщина 1,7-2,4 мкм, а в центрі 0,9-1,2 мкм. Еритроцити здатні агрегувати, зв'язуючись один з одним основами дисків, і утворювати циліндричні ланцюжки. Число еритроцитів в агрегаті може бути від декількох до сотень штук. Тому довжина l ланцюжка може сильно варіюватися – від приблизно 2 мкм до 200 і більше мкм, тоді як її діаметр змінюється в істотно більших межах. Порушення ступеня агрегації (довжини l) еритроцитів може свідчити про ряд патологій крові. Тому контроль ступеня агрегації еритроцитів важливий для виявлення ряду захворювань крові та організму людини в цілому. Для визначення ступеня агрегації еритроцитів застосовують різні методи, зокрема спектрофотометричні. Дифракційні методи в цьому випадку є більш простими в технічному рішенні. Оцінюючи дифракційні картини різних зразків можна зробити висновок про ступінь агрегації еритроцитів (рис. 1) [1].

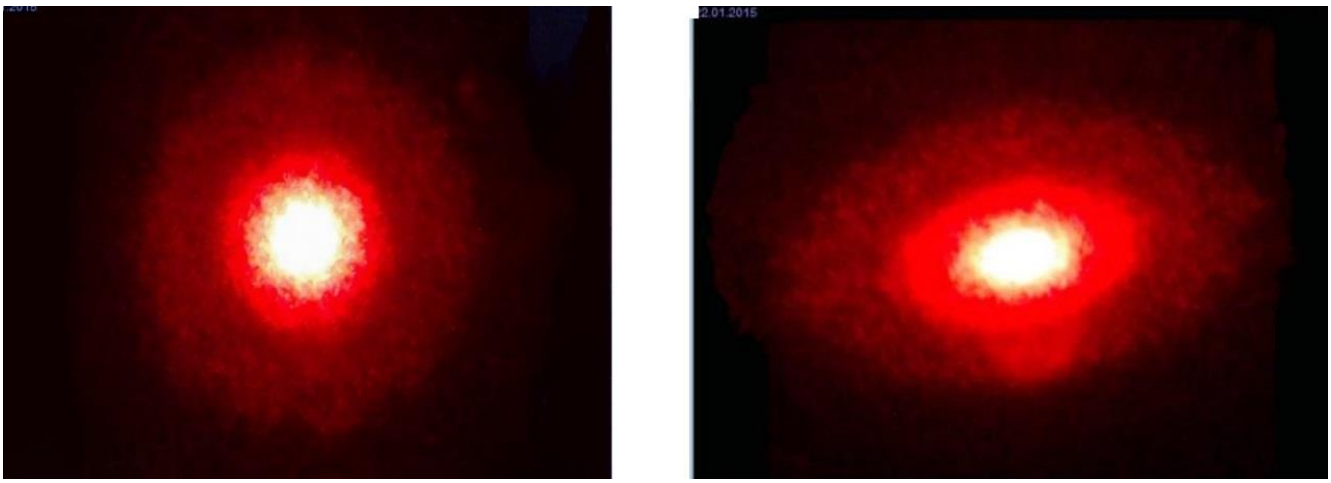

Рис. 1. Дифракційна картина

Кутові радіуси α темних кілець задовольняють умовам:

$$\sin\alpha_1 = 0{,}61\frac{\lambda}{r_1}\ ; \quad \sin\alpha_3 = 11{,}1\frac{\lambda}{r_3}\ ; \quad r = \frac{1}{2}(r_1 + r_3), \tag{1}$$

де r – довжина ланцюжка еритроцитів, що викликали дифракцію світла довжиною хвилі λ. Кутові радіуси α світлих кілець задовольняють умові:

$$\sin\alpha_2 = 0{,}82\frac{\lambda}{r_2}. \tag{2}$$

Для обчислення довжини ланцюжка еритроцитів необхідно обчислити $\sin\alpha$, який визначається за формулою:

$$\sin\alpha = \frac{R}{\sqrt{R^2 + L^2}}. \qquad (3)$$

Звідки $r_1 = 0{,}61\frac{\lambda\sqrt{R_1^2 + L^2}}{R_1}$; $r_3 = 1{,}11\frac{\lambda\sqrt{R_3^2 + L^2}}{R_3}$

де R_1, R_3- радіуси кілець,

L – відстань від мазка крові до екрану.

Отже, оптична дифрактометрія дає можливість розв'язати важливі завдання пов'язані з дослідженням біологічних обєктів, але такі методи досліджень потребують сучасних технічних рішень. Пошук нових областей застосування, вдосконалення і розвиток методів дифрактометрії в поєднанні з методами оптичної обробки інформації (сигналів, зображень), а також створення комбінованих оптико-електронних систем, що включають сучасні цифрові пристрої обробки інформації є актуальною науково-технічною задачею, що має значну практичну перспективу.

Список використаних джерел:

1. Павлов С.В. Фізичні основи біомедичної оптики / С.В. Павлов, В.П. Кожем'яко, П.Ф. Колісник. – Вінниця: ВНТУ, 2010. – 152 с.

2. Симоненко Г.В. Оптические свойства биологических тканей / В.Г. Симоненко, В.В. Тучин. – Учебно-методическое пособие, 2007. – 48 с.

3. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике / В.В. Тучин. – М.:ФИЗМАТЛИТ, 2013. – 812 с.