

УДК 535.434

Ф.І. Борисов, к.ф.-м.н., проф.
Державна агроекологічна академія України, м. Житомир
П.П. Москвін, д.ф.-м.н., проф.
Житомирський інженерно-технологічний інститут

ФРАУНГОФЕРОВА ДИФРАКЦІЯ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА ФОРМЕНИХ ЕЛЕМЕНТАХ КРОВІ

Розглянуто особливості дифракції лазерного випромінювання на формених елементах крові. Запропонована та реалізована експериментальна методика дослідження параметрів формених елементів крові за даними дифракційної картини.

Одними з найбільш інформативних методів дослідження молекулярної структури та складу біологічних об'єктів є оптичні. Неруйнуючий характер взаємодії випромінювання оптичного діапазону з біооб'єктами, висока розв'язуюча спроможність та оперативність одержання експериментальної інформації ставлять ці методи аналізу в ряд найбільш важливих і перспективних. У даній роботі вивчається взаємодія червоного монохроматичного випромінювання з форменими елементами крові хребетних ссавців.

У сухому залишку крові хребетних ссавців виділяють три основні види клітинних формених утворень: еритроцити (червоні кров'яні тільця); лейкоцити (білі кров'яні тільця) і тромбоцити. Відзначені компоненти крові складають 35–45 % від її рідкого стану (сухий залишок), інша кількість припадає на плазму.

Еритроцити ссавців – овальні або шароподібні молекулярні утворення, що складаються на 85 % з білка – гемоглобіну. Їхні характерні розміри в середньому знаходяться на рівні 5–10 мкм. Відзначимо, що еритроцити людської крові мають форму двоциклічних дисків діаметром біля 7–8 мкм та їхня кількість у 1 мм³ крові здорової людини знаходиться на рівні 4–5 млн. ((4–5) · 10⁹ см⁻³) [1].

Лейкоцити – клітини кульової форми. Цей компонент крові, у свою чергу, підрозділяють на: лімфоцити (їх вміст відносно всієї кількості лейкоцитів знаходиться на рівні 20–25 %; характерний розмір цих утворень 7–12 мкм), моноцити, з їх концентраційною долею біля 6 % і характерним лінійним розміром від 12 до 20 мкм, а також зернисті лейкоцити розмірами від 8 до 12 мкм.

Тромбоцити являють собою пластинчасті утворення шароподібної або овальної форми діаметром біля 3 мкм.

Аналіз поданих кількісних даних про типовий розмірний склад сухого залишку крові показує, що переважна кількість її формених елементів характеризується шароподібною формою з характерним діаметром своєї структури на рівні 10 мкм. Така ситуація дозволяє сподіватися на одержання якісної дифракційної картини від взаємодії лазерного випромінювання з форменими елементами крові. Останнє дає можливість за даними дифракційної картини судити про розподіл їхніх лінійних розмірів у залежності від медикобіологічного стану організму донора.

Метою даної роботи є вивчення взаємодії паралельного пучка лазерного випромінювання з форменими компонентами крові ссавців (дифракція Фраунгофера).

Коректна інтерпретація дифракційної картини від хаотично розподілених формених елементів крові в її сухому залишку припускає розгляд особливостей математичного опису явищ дифракції на такого роду неупорядкованих плоских структурах [2–4].

Розглянемо розподіл інтенсивності світла в дифракційній картині від системи або великої кількості отворів, або від великого числа непрозорих екранів. У кожному з цих випадків хвильове поле на екрані є суперпозицією дифракційних полів від кожного елемента:

$$\vec{E} = \sum_{i=1}^N \vec{E}_i,$$

де E_i – поле, що виникло б при дифракції від одного елемента. Тоді для інтенсивності одержуємо:

$$I = \vec{E} \cdot \vec{E}^* = \sum_{i=1}^N I_i + \sum_{i=1}^N \sum_{\substack{j=1 \\ i \neq j}}^N \vec{E}_i \cdot \vec{E}_j^*, \quad (1)$$

де $\bar{}$ — означає усереднення напруженості поля по відстані від кожного елемента, що дифрагує, до точки спостереження; * — індекс комплексного сполучення.

Так як дифракційна картина Фраунгофера не змінюється при зміщенні елемента, що викликає дифракцію, у площині екрана, а всі частки аналізованої біосистеми приблизно однакового розміру, то в першій сумі для інтенсивності можна записати $I_i = I_1$.

Для випадку хаотичного розташування елементів, що викликають дифракцію, у системі серед членів подвійної суми з $i \neq j$ у середньому знайдеться стільки ж позитивних членів, скільки і негативних. Останнє дозволяє стверджувати, що при великому числі елементів N подвійна сума повинна наближатись до нуля. Остання умова достатньо добре виконується, і для N справедлива оцінка $N = n \cdot S \cdot h$, де n — типова концентрація еритроцитів у крові ($n = 5 \cdot 10^9 \text{ см}^{-3}$, див. вище); S — площа, що освітлюється лазерним променем; h — товщина шару сухого залишку крові на предметному склі. Оцінка останнього параметра за контрастністю зображення в оптичному мікроскопі дає розмір на рівні $h \approx 15\text{--}20 \text{ мкм}$. Тоді для зазначених умов експерименту величина N складає величину $3 \cdot 10^4$, що, взагалі, досить багато. Тому можна стверджувати, що для випадку дифракції на елементах крові вираз (1) спроститься, і підсумкова інтенсивність дифракційної картини стане рівною $I = N \cdot I_1$. Отримане співвідношення також означає, що загальний вид картини дифракції від однакових хаотично розташованих часток відповідає за формою дифракційній картині від одного елемента, але за інтенсивністю збільшеній в N разів.

Таким чином, хаотичний розподіл елементів у системі призвів до відсутності кореляційної, інтерференційної взаємодії між дифракційними картинками, істотно спростив фізичну інтерпретацію системи, а її багатократне посилення дало можливість безпосереднього спостереження явища дифракції на формених елементах крові.

З усієї сукупності сказаного про фізичні властивості об'єкта та дифракції на його елементах випливає, що математичний опис дифракційної картини крові зводиться до опису явища дифракції світлових хвиль від одного непрозорого екрана радіусом r_0 .

Дифракційна картина від непрозорого екрана є системою концентричних інтерференційних смуг різноманітного діаметра, ширини та інтенсивності. У центрі картини, незалежно від відстаней між джерелом світла, дифракційним елементом і відбиваючим екраном, спостерігається інтерференційний максимум, так звана пляма Пуассона.

Математичний опис дифракційної картини від будь-якого об'єкта ґрунтується на принципі Гюйгенса–Френеля, відповідно до якого кожна точка поточного фронту світлової хвилі розглядається як точкове джерело повторних хвиль, що випромінює в усіх напрямках. Повторні хвилі когерентні, і наступне положення фронту хвилі може бути знайдено як результат їхньої просторової інтерференції (суперпозиції) [2–3].

Відповідно до принципу Гюйгенса–Френеля, напруженість електричної компоненти світлової хвилі може бути знайдена в припущенні про те, що кожний елемент dF поверхні F випромінює повторну сферичну хвилю, а хвильове поле в точці спостереження P записується у вигляді інтеграла (суперпозиції) таких хвиль від усієї поверхні F :

$$E(P) = \int_F K(\vec{s}, \vec{r}) E(r) e^{-ik\vec{s} \cdot \vec{r}} dF, \quad (2)$$

де $K(\vec{s}, \vec{r})$ — функція Френеля, що визначає залежність амплітуди хвилі від кута Θ між одиничними векторами нормалі до хвильового фронту \vec{s} і вектором \vec{r} , спрямованим від площадки dF в точку спостереження P ; r — поточна відстань між елементом поверхні dF і точкою спостереження P ; $k = 2\pi/\lambda$ — хвильовий вектор; λ — довжина хвилі випромінювання; i — комплексна одиниця.

Для пошуку явного виду математичного виразу, що описує дифракцію на круглому екрані, в останньому інтегралі необхідно перейти до полярних координат. Тоді шукана напруженість запишеться у вигляді:

$$E(P) = E(\rho, \Theta) \cdot K(\Theta) \int_{r_0}^{\infty} \int_0^{2\pi} e^{-ik\rho \sin\Theta \cos(\Theta - \varphi)} d\rho d\varphi, \quad (3)$$

де ρ — відстань між точкою спостереження та площадкою dF ; r_0 — радіус непрозорого екрана.

Інтегрування формули (3) у межах від радіуса екрана r_0 до нескінченності призводить до такої залежності напруженості поля в точці спостереження з кутовою координатою Θ від довжини хвилі, що дифрагує, і радіуса екрана:

$$E(P) \approx E(\rho)K(\Theta)r_0 \cdot \frac{2J_1(U)}{U},$$

де $U = kr_0 \sin\Theta$; $J_1(z)$ – функція Бесселя першого роду першого порядку.

При цьому розподіл інтенсивності світлової енергії, що спостерігається на екрані, підпорядковується функції:

$$I = I_0 \left(\frac{2J_1(U)}{U} \right)^2, \tag{4}$$

де $I_0 = |E(\rho)K(\Theta) \cdot r_0|^2$.

Залежність функціоналу виду (4) від узагальненого параметра U добре досліджувана і наведена в графічній та табличній формі в [4, 5].

Необхідно відзначити, що дифракційні картини, одержувані в паралельних променях від круглого отвору та геометрично такого ж непрозорого екрана, відповідно до теореми Барбіне [2–4], є однаковими і мають форму концентричних окружностей відповідно до виразу (4). Дійсно, зазначені види дифракційних елементів утворюють систему додаткових екранів і задовольняють вимогам теореми Барбіне. Тому отриманий результат (4) збігається з математичним виразом, що описує дифракційну картину від малого отвору [2, 3].

У даній роботі для експериментального спостереження дифракції Фраунгофера використувався комплект об'єктивів і відбиваючих екранів від павчальної установки ЕСФЕ-1 і ОКГ ЛГ-72 із паспортною потужністю випромінювання 2,0 мВт і довжиною хвилі червоного випромінювання 0,63 мкм. Схема експериментальної установки надана на рис. 1.

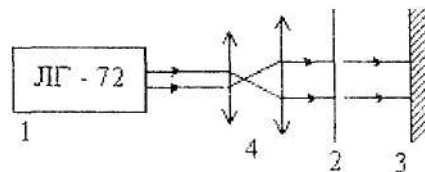


Рис. 1. Експериментальна установка для спостереження дифракції на формених елементах крові: 1 – лазер ЛГ-72; 2 – препаратне скло із сухим залишком крові; 3 – екран, що відбиває; 4 – об'єктив для формування заданого перетину лазерного променя

Фотографія типової дифракційної картини на формених елементах сухого залишку крові надана на рис. 2. Як і передбачалося теоретично, вона є системою концентричних окружностей, що відповідають максимуму інтенсивності. У деяких експериментах досить чітко спостерігалось до трьох інтерференційних максимумів. Максимуми інтенсивності характеризувалися значним поширенням. Очевидно, це, у першу чергу, пов'язане як з неточною відповідністю форми еритроцитів крові сферичній, так і з не дуже високим значенням числа N , що визначає кількість часток, які беруть участь у формуванні дифракційної картини.

Математичне опрацювання даних про дифракцію на елементах крові проводилися за виразом (4), з метою визначення середнього розміру еритроцита. За експериментальними даними про діаметр дифракційного максимуму D , його номер, відстань елемента, що формує дифракційну картину, від відбиваючого екрана L і значення параметра U [4, 5] розраховувалося значення діаметра $d = 2r_0$. Розрахункові значення розмірів еритроцитів за даними наших дифракційних експериментів знаходилися в інтервалі від 9 до 10 мкм, в залежності від зразка крові. Виміри розмірів формених елементів крові оптичним мікроскопом показали добру відповідність отриманих нами середніх значень розмірів часток даним дифракційного аналізу. Похибка визначення середнього розміру еритроцитів, що обумовлена істотним поширенням дифракційних максимумів, за нашими оцінками, не перевищує 15 %.

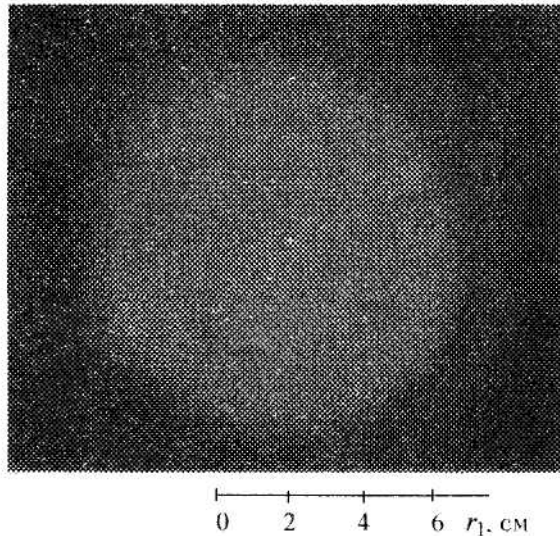


Рис. 2. Типова картина дифракції Фраунгофера на формених елементах крові ссавців:
 $L = 30$ см

Необхідно відзначити, що контрастність дифракційної картини істотно змінювалася від зразка до зразка, тобто несла в собі характерні риси крові організму. Останнє дозволяє припустити, що математичне опрацювання такого роду інформації може послужити основою для одержання кількісних даних про розподіл еритроцитів за їхнім розміром і дасть можливість на основі дифракційних картин будувати діагностичний прогноз про фізіологічний стан організму-донора. Вагомою перевагою такого підходу в аналізі стану формених елементів крові є відсутність трудомісткого етапу набору статистичної інформації про розміри еритроцитів (ці дані визначає поширення дифракційних ліній), а також перспективи, що відкриваються у створенні автоматизованих систем лазерної діагностики крові.

ЛІТЕРАТУРА:

1. Малая медицинская энциклопедия: В 6-ти т. АМН СССР / гл. ред. Покровский В.И. – М.: Сов. энциклопедия, 1991. – Т. 2. – 624 с.
2. Сивухин Д.В. Общий курс физики. Оптика. – М.: Наука, 1980. – 752 с.
3. Поль Р.В. Оптика и атомная физика. – М.: Наука, 1963. – 552 с.
4. Калитиевский П.И. Волновая оптика. – М.: Наука, 1971. – 376 с.
5. Абрамовиц М., Стиган И. Справочник по специальным функциям с формулами и математическими таблицами. – М.: Наука, 1979. – 564 с.

БОРИСОВ Федір Іванович – кандидат фізико-математичних наук, доцент кафедри загальнопотехнічних дисциплін Державної агроєкологічної академії (м. Житомир).

Наукові інтереси:

- біофізика;
- фізика напівпровідників.

МОСКВІН Павло Петрович – доктор фізико-математичних наук, професор кафедри фізики та хімії Житомирського інженерно-технологічного інституту.

Наукові інтереси:

- біофізика;
- фізичні процеси в приладах електронної техніки.