



параметри. Статистичні параметри: тиск, температура, кількість еритроцитів, концентрація глюкози в крові та інші параметри характеризують систему лише в певний момент часу. Ці параметри є інтегральними. Такі параметри із меншою ймовірністю характеризують динаміку і самовідновлення системи. Динамічні параметри, які можуть змінюватись в певних інтервалах з більшою достовірністю будуть характеризувати систему. Отже, для характеристики будь-якого стану людини потрібно вводити швидкість зміни певної величини, а не значення самої величини в даний момент часу.

Швидкість зміни тиску  $dP/dt$ , потенціалу  $d\phi/dt$ , температури  $dT/dt$ , концентрації  $dc/dt$  та інших параметрів будуть давати оцінку стану патології того чи іншого органу з більшою достовірністю. Але ж в медичній практиці мало застосовують обладнання, яким можна було б вимірювати швидкість зміни того чи іншого параметру системи. Тому, в медичну практику потрібно вводити такі параметри, які характеризують швидкість протікання будь-якої патології, а також розробляти самі прилади для вимірювання цих параметрів. Для характеристики процесів в клітині чи в органі, крім швидкості протікання процесу, потрібно ще навчитись вимірювати градієнти параметрів. Відомо, що градієнти тиску, концентрації, потенціалу є джерелами енергії пасивного транспорту в клітині.

Отже, вимірювання швидкості зміни параметрів процесу та їх градієнтів дасть можливість краще зрозуміти виникнення будь-якої патології і відповідно поставити діагноз, який ближчий до істини.

**Григорішин П.М.**

### **ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРИЧНА ДІАГНОСТИКА МІОЗИНОВИХ ФІБРИЛ М'ЯЗОВОЇ ТКАНИНИ**

*Кафедра біологічної фізики та медичної інформатики*

*Вищий державний навчальний заклад України*

*“Буковинський державний медичний університет”*

На основі отриманих даних обчислюють координатні розподіли значень азимута  $\alpha(m \times n)$  і еліптичності  $\beta(m \times n)$  поляризації, а також двовимірні розподіли фазових зсувів,  $\varphi(m \times n)$ . Приведений аналіз розподілів поляризаційно-кореляційної структури зображення, просторово-орієнтаційні структури “поляризот” еліптичності, координатну структуру двовимірної автокореляційної функції формують поляризаційну мапу еліптичності лазерного зображення міозинових фібрил м'язової тканини.

Наведено розподіли експериментального дослідження поляризаційно-кореляційної структури зображення оптично-тонкого (коефіцієнт ослаблення  $\tau=0,075$ ) гістологічного зрізу м'язової тканини. Результати експериментального дослідження координатного розподілу еліптичності поляризації точок зображення гістологічного зрізу м'язової тканини координатна та кількісна структура поляризаційної мапи еліптичності зображення гістологічного зрізу м'язової тканини для плоскополяризованого зондувального пучка з азимутом  $\alpha=45^\circ$ . З морфологічного погляду така тканина являє собою сукупність упорядкованих уздовж певного просторового напрямку міозинових фібрил. З оптичного погляду, фібрили, маючи коаксіальну циліндричну форму, володіють властивостями оптично-одноосних двоприменезаломлюючих кристалітів. Напрямок оптичних осей такої полікристалітної мережі визначається напрямками укладання міозинових фібрил у площині гістологічного зрізу.

Координатна неоднорідність розподілу величини еліптичності поляризації зображення гістологічного зрізу м'язової тканини виявляється і в побудові відповідної двовимірної автокореляційної функції. Двовимірною автокореляційною функцією її відносних значень, одержаних для поляризаційної мапи еліптичності зображення гістологічного зрізу м'язової тканини. Кореляційний аналіз поляризаційної мапи еліптичності зображення гістологічного зрізу м'язової тканини виявив швидке спадання відносних значень відповідної автокореляційної залежності зі збільшенням координати зсуву.

У таблиці наведені статистичні моменти 1-4-го порядків, які характеризують розподіли значень  $N^{(k)}(x) = (N^{(1)}, N^{(2)}, \dots, N^{(m)})$  і  $N^{(k)}(x, y) = (N^{(1)}, N^{(2)}, \dots, N^{(m)})$  Мюллер-матричних зображень  $m_{44}(x, y)$ .

Таблиця

Статистичні моменти 1-го- 4-го порядків Мюллер-матричних зображень  $m_{44}(x, y)$  міозинових фібрил м'язової тканини у нормі та патології

| $\bar{z}_{i=1,2,3,4}$ | $N^{(1)}(x) = (N^{(1)}, N^{(2)}, \dots, N^{(m)})$ |                         | $N^{(2)}(x) = (N^{(1)}, N^{(2)}, \dots, N^{(m)})$ |                         |
|-----------------------|---|-------------------------|---|-------------------------|
|                       | Норма<br>(16 зразків)                             | Пухлина<br>(14 зразків) | Норма<br>(16 зразків)                             | Пухлина<br>(14 зразків) |
| $z_1$                 | $0,73 \pm 0,11$                                   | $0,09 \pm 0,01$         | $0,075 \pm 0,0088$                                | $0,31 \pm 0,047$        |
| $z_2$                 | $0,12 \pm 0,019$                                  | $0,23 \pm 0,033$        | $0,37 \pm 0,054$                                  | $0,19 \pm 0,028$        |
| $z_3$                 | $0,16 \pm 0,017$                                  | $0,29 \pm 0,044$        | $0,098 \pm 0,011$                                 | $0,58 \pm 0,077$        |
| $z_4$                 | $0,24 \pm 0,031$                                  | $0,68 \pm 0,098$        | $0,17 \pm 0,025$                                  | $0,89 \pm 0,14$         |

Наведені розподіли поляризаційно-кореляційної структури зображення, просторово-орієнтаційна структура “поляризот” еліптичності, включаючи сингулярні “поляризототи”, координатна структура двовимірної автокореляційної функції для поляризаційної мапи.