

БІОЛОГІЧНІ ТА МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ

УДК 681.7:616-71

Н. І. Заболотна, В. В. Шолота

СИСТЕМА ДВОХВИЛЬОВОЇ ЛАЗЕРНОЇ ДІАГНОСТИКИ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ ЗА ПОЛЯРИЗАЦІЙНИМ КАРТОГРАФУВАННЯМ ЗОБРАЖЕНЬ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ

Вінницький національний технічний університет, Вінниця

Анотація. В статті наведено метод та систему лазерної діагностики молочних залоз за результатами картографування та аналізу на довжинах хвиль 0,638 мкм та 0,405 мкм мап азимутів та еліптичностей поляризації плівок плазми крові людини. Розроблено та реалізовано нечіткі підтримки прийняття рішення в системі. Отримано підвищення достовірності діагностики на 3–4% в порівнянні із аналогами.

Ключові слова: система, двохвильова лазерна діагностика, молочні залози, азимут та еліптичність поляризації, плівки плазми крові, моделі нечіткої логіки.

Abstract. The article presents the method and system of laser diagnostics of mammary glands based on the results of mapping and analysis at wavelengths of 0.638 μm and 0.405 μm of azimuth and ellipticity maps of polarization of human blood plasma films. Fuzzy decision support models in the system were developed and implemented. A 3–4% increase in the reliability of the diagnosis was obtained in comparison with analogues.

Key words: system, two-wave laser diagnostics, mammary glands, azimuth and ellipticity of polarization, blood plasma films, models of fuzzy logic.

DOI: <https://doi.org/10.31649/1999-9941-2024-59-1-146-156>.

Вступ

Системи та методи поляризаційного картографування оптично неоднорідних біологічних тканин (БТ) та рідин сьогодні знайшли ефективне застосування при проведенні медичної діагностики патологічних станів різних органів людини [1–4], доповнюючи відомі медичні технології діагностування. Суттєвою перевагою поляризаційних лазерних методів є висока чутливість поляризаційних параметрів поля, перетвореного досліджуванним біологічним шаром, до змін його оптико-геометричних параметрів, обумовлених зміною фізіологічного стану. Ця особливість методів лазерної поляриметрії БТ в поєднанні з можливістю реалізації в широкому діапазоні довжин хвиль, інформаційною повнотою вимірювань та комплексним оцінюванням одержаних даних на основі сучасних інформаційних технологій дозволяє реалізувати успішну діагностику доброякісних та злоякісних пухлин БТ органів людини [2, 3, 5, 6].

Проблема захворюваності на рак молочних залоз тривалий час займає провідні місця у структурі захворюваності, смертності та відмічається щорічним приростом серед онкологічних нозологій в Україні. Це обумовлює необхідність створення сучасних систем лазерної поляриметричної діагностики молочних залоз з високою достовірністю оцінювання патологічних змін, особливо на ранніх стадіях розвитку пухлинних процесів.

Актуальність

Відомими та досить травматичними є методи діагностування на основі виявлення патологічних змін на лазерних поляризаційних зображеннях гістологічних зрізів біологічної тканини молочної залози. Проте виявлення злоякісного новоутворення молочних залоз до виникнення структурних змін потребує застосування нових методів, які дозволяють зафіксувати пухлинні зміни на етапах їх доклінічного розвитку. Саме на етапі доклінічного діагностування раку молочних залоз відбувається зміна третичної, четвертичної структури білків плазми крові при незмінній їх біохімічній структурі, що виявляється за змінами двопронезаломлення білків плазми крові при лазерній поляриметрії, але не властиво іншим методам діагностики. Тому перспективність застосування систем діагностики патологічних станів молочних залоз (МЗ) на основі аналізу поляризаційних зображень плівок плазми крові не викликає сумніву [7–9].

В той же час, існуючим системам лазерного поляризаційного картографування плівок білків плазми крові властиві певні недоліки, які обмежують їх потенціальні можливості щодо достовірності діагностики молочних залоз. Зокрема, ці обмеження накладаються реалізацією вимірювань мап азимутів та еліптичностей поляризації зображень плівок плазми крові лише на одній довжині хвилі [7, 10, 11]. Недостатня кількість аналізованих вимірних параметрів може збільшувати ризики хибної ідентифікації на зразках із непередбаченими навчальною вибіркою діагнозами.

Разом з тим, сучасний рівень розвитку інформаційних технологій створює всі можливості для застосування інтелектуального аналізу та впровадження підсистем підтримки прийняття рішень в такі системи.

Мета

Метою статті є підвищення достовірності оцінювання патологічних станів молочних залоз в системі лазерної діагностики шляхом розвитку метода поляризаційного картографування зображень плівок плазми крові, який доповнено можливостями проведення картографування на другій довжині хвилі опромінюючого лазерного випромінювання у поєднанні з багатопараметричним аналізом даних.

Задачі

1. Розвинути метод лазерної поляризаційної діагностики молочних залоз шляхом проведення картографування та аналізу розподілів азимутів та еліптичностей поляризації зображення плівок плазми крові на другій довжині хвилі.
2. Удосконалити архітектуру системи лазерної діагностики молочних залоз з відображенням особливостей методу двохвильового поляризаційного картографування та аналізу плівок плазми крові із запровадженням підсистеми підтримки прийняття рішення (ППР).
3. Оцінити достовірність діагностики патологічних станів молочних залоз за запропонованим методом за результатами експериментального дослідження плівок плазми крові в удосконаленій системі.

Матеріали для дослідження

Для проведення досліджень краплю плазми крові з піпетки наносять на підкладку з оптично однорідного скла. Наносити потрібно так, щоб плазма по поверхні скла рівномірно розтікалася. Потім протягом 24 годин відбувається просушування препарату, в результаті чого утворюється плівка.

Метод та архітектура системи двохвильової лазерної діагностики молочних залоз

Вирішуючи проблему створення поляризаційних технологій достовірної діагностики доклінічних форм раку молочних залоз, розвитку набув підхід, заснований на аналізі трансформації поляризаційних характеристик плазми крові при онкологічних змінах в БТ. Основними складовими плазми крові в стані фізіологічної норми БТ є альбуміни та глобуліни [5, 7]. За відомою ізотропно-анізотропною моделлю плазми крові [5, 7] кристали альбуміну та глобуліну мають такі ж поляризаційні властивості, як і оптичні одноосні кристали, що характеризуються подвійним променезаломленням в умовах одноразового розсіювання оптично тонких біологічних шарів.

Альбумін-глобулінова кристалічна складова розглядається як об'єктивна фізична причина формування координатних розподілів азимутів та еліптичностей поляризації точок лазерного зображення плазми крові. Для виявлення зміни орієнтації елементів розподілу голкоподібних кристалів альбуміну застосовують мапи азимутів $\alpha(X, Y)$ поляризації лазерного зображення плівок плазми крові. Для виявлення змін концентрацій альбумінів та глобулінів в структурі плазми крові більш чутливою є мапа еліптичностей $\beta(X, Y)$ поляризації її лазерного зображення.

Стан поляризації перетвореного альбумінами та глобулінами зразку плівки плазми крові лазерного пучка визначається азимутами $\alpha(x, y)$ та еліптичностями $\beta(x, y)$ поляризації за вимірними елементами вектора Стокса $S_2(x, y), S_3(x, y), S_4(x, y)$ в кожній точці (x, y) лазерного зображення плівки плазми крові

$$\alpha(x, y) = 0,5 \arctg \frac{S_3(x, y)}{S_2(x, y)}, \quad (1)$$

$$\beta(x, y) = 0,5 \arcsin(S_4(x, y) / S_1(x, y)). \quad (2)$$

В традиційному однохвильовому лазерному стокс-поляриметрі на довжині хвилі лазера 638 нм було встановлено чутливість статистичних оцінок координатних, автокореляційних та спектральних розподілів мап азимутів $\alpha(M \times N)$ та еліптичностей $\beta(M \times N)$ поляризаційних зображень плазми крові до змін фізіологічного стану молочних залоз [5, 7, 10–12]. Також встановлено діапазони відмінностей між вказаними оцінками при діагностиці станів молочних залоз «норма», «доброякісні зміни», «злроякісні зміни» та визначено верхні оцінки достовірності діагностики з максимальними значеннями на рівні 86%.

В процесі досліджень було розроблено метод двохвильової лазерної діагностики молочних залоз за поляризаційним картографуванням та аналізом плівок плазми крові, який є розвитком вказаного

однохвильового метода лазерної поляризаційної діагностики. В розробленому методі здійснюють вимірювання та аналіз елементів мап азимутів та еліптичностей поляризації зображень плівок плазми крові на довжинах хвиль 0,638 мкм та 0,405 мкм лазерного поляризованого випромінювання.

Апаратно-орієнтований метод двохвильової лазерної діагностики молочних залоз реалізують в системі, зображеній на рисунку 1. Система складається із вимірювального каналу з блоком керування та комп'ютера.

Основними елементами вимірювального каналу є такі [13]:

- блок генерації двохвильового лазерного випромінювання 1 з двома лазерами, що працюють на довжинах хвиль відповідно 0,638 мкм на 0,405 мкм і світлооб'єднувач;
- коліматор 2;
- блок поляризаційного опромінення 3, який утворено двома фазовими чвертьхвильовими пластинками 4_1 та 4_2 та лінійним поляризатором 5_1 ;
- об'єктний блок 6, на якому розташовується досліджуваний зразок;
- проєкційний блок 7;
- блок 8 поляризаційної фільтрації, утворений лінійним поляризаційним аналізатором 5_2 та фазовою чвертьхвильовою пластинкою 4_3 ;
- цифрова камера 9.

Система містить персональний комп'ютер 10 та блок мікроконтрольного керування 11, який керує поворотами та позиціонуванням двигунів 13_1 – 13_4 через драйвери двигунів 12_1 – 12_4 при організації зворотного зв'язку за допомогою позиційних датчиків 14_1 – 14_4 .

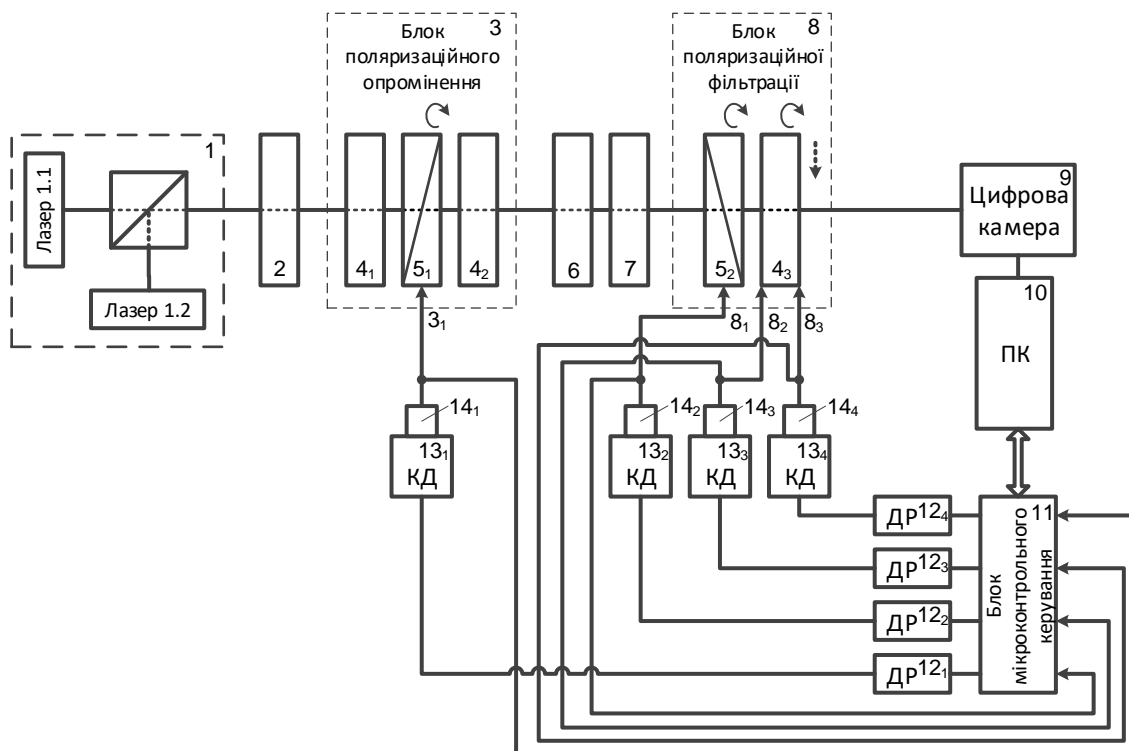


Рисунок 1 – Схема системи двохвильової лазерної діагностики молочних залоз за поляризаційним картографуванням плівок плазми крові

Розглянемо суть апаратно-орієнтованого методу двохвильової лазерної діагностики МЗ.

1. Формують поляризований лазерний пучок у вигляді випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі $\lambda = 0,638 \mu\text{m}$.

2. Шляхом пропускання сформованого лазерного пучка через поляризатор одержують поляризований лазерний пучок зі сталим значенням азимуту поляризації ($\alpha_0 = \text{const}$) плоскополяризованого лазерного пучка на обраній довжині хвилі.

3. Опромінують зразок плівки плазми крові лінійно поляризованим лазерним пучком зі сталим азимутом поляризації α_0 .

4. Орієнтують площину пропускання поляризатора-аналізатора послідовно під кутами $0^\circ; 45^\circ; 90^\circ; 135^\circ$.

5. Проектують за допомогою мікрооб'єктива послідовно відповідні чотири координатні розподіли одержаних відфільтрованих інтенсивностей $I_{x,y}(\alpha_0 - \alpha)$ ($x = \overline{1:M}; y = \overline{1:N}$) лазерних мікроскопічних зображень в площину фотоприймальної камери з роздільною здатністю $M \times N$ пікселів, яка їх реєструє.

6. Формують умови правоциркулярної фільтрації (\otimes) за допомогою блоку поляризаційної фільтрації: оптичну вісь фазової пластинки орієнтують під кутом 0° , а площину пропускання аналізатора орієнтують під кутом 45° .

7. Опромінюють зразок плівки плазми крові лінійно поляризованим лазерним пучком зі сталим азимутутом поляризації α_0 за умов проведення правоциркулярної фільтрації.

8. Реєструють за допомогою камери координатний розподіл інтенсивності $I_{x,y}(\alpha_0 - \otimes)$ в площині поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові.

9. Формують умови лівоциркулярної фільтрації (\oplus) за допомогою блоку поляризаційної фільтрації: оптичну вісь фазової пластинки орієнтують під кутом 0° , а площину пропускання аналізатора орієнтують під кутом (-45°) .

10. Реєструють за допомогою камери координатний розподіл інтенсивності $I_{x,y}(\alpha_0 - \oplus)$ в площині поляризаційно відфільтрованого мікроскопічного лазерного зображення плівки плазми крові.

11. Для кожного пікселя (x, y) камери роздільною здатністю $(M \times N)$ обчислюють відповідні значення азимутів $\alpha_{x,y}^\lambda$ та еліптичностей $\beta_{x,y}^\lambda$ поляризації зображення плівки плазми крові за інтенсивностями поляризаційно відфільтрованих розподілів $I_{x,y}$ на довжині хвилі λ за формулами

$$\alpha_{x,y}^\lambda = 0,5 \arctg \left[\frac{I_{x,y}(\alpha_0 - 45^\circ) - I_{x,y}(\alpha_0 - (135^\circ))}{I_{x,y}(\alpha_0 - 0^\circ) - I_{x,y}(\alpha_0 - 90^\circ)} \right]; \quad (3)$$

$$\beta_{x,y}^\lambda = 0,5 \arcsin \left[\frac{I_{x,y}(\alpha_0 - \otimes) - I_{x,y}(\alpha_0 - \oplus)}{I_{x,y}(\alpha_0 - 0^\circ) + I_{x,y}(\alpha_0 - 90^\circ)} \right]. \quad (4)$$

12. Обчислюють оцінки статистичних моментів, з першого по четвертий порядок $M_1(\alpha^\lambda, \beta^\lambda) - M_4(\alpha^\lambda, \beta^\lambda)$, розподілів елементів [12, 13] відповідно мапи азимутів та мапи еліптичностей, виміряних на довжині хвилі λ .

13. Обчислюють автокореляційні функції (АКФ) мап азимутів та мап еліптичностей на довжині хвилі λ , а також значення кореляційної площі $S(\alpha^\lambda, \beta^\lambda)$ та оцінок статистичних моментів визначених розподілів АКФ $Q_2(\alpha^\lambda, \beta^\lambda), Q_4(\alpha^\lambda, \beta^\lambda)$, названих оцінками кореляційних моментів 2-го та 4-го порядків [12, 13].

14. Формують поляризований лазерний пучок у вигляді випромінювання низькокогерентного напівпровідникового лазерного діоду з довжиною хвилі $\lambda = 0,405 \mu m$.

15. Виконують дії, описані в пунктах з 2-го по 13-ий.

16. Приймають рекомендоване діагностичне рішення про норму та патологію молочних залоз за аналізом мап азимутів та еліптичностей плівки плазми крові, використовуючи розроблені моделі вирішальних правил нечіткої логіки, які враховують інформативні ознаки мап у вигляді відповідних оцінок статистичних та кореляційних моментів, одержаних на двох довжинах хвиль в п. 12 та п. 13.

Для реалізації аналізу виміряних мап азимутів $\alpha(M \times N)$ та еліптичностей $\beta(M \times N)$ плівок плазми крові в системі діагностики, наведеній на рисунку 1, застосовують алгоритмічно-програмне забезпечення комп'ютера, структура якого наведена на рисунку 2. До його складу входять модулі

захоплення та збереження зображень, модуль формування мікрокоманд для блоку керування, головний модуль, блок обчислення азимутів і еліптичностей, блок аналізу для визначення інформативних ознак, підсистема підтримки прийняття рішення. Особливістю підсистеми ППР є застосування «нечітких» моделей вирішальних правил [14], отриманих для діагностики станів «норма» та «фрак МЗ» в системі.

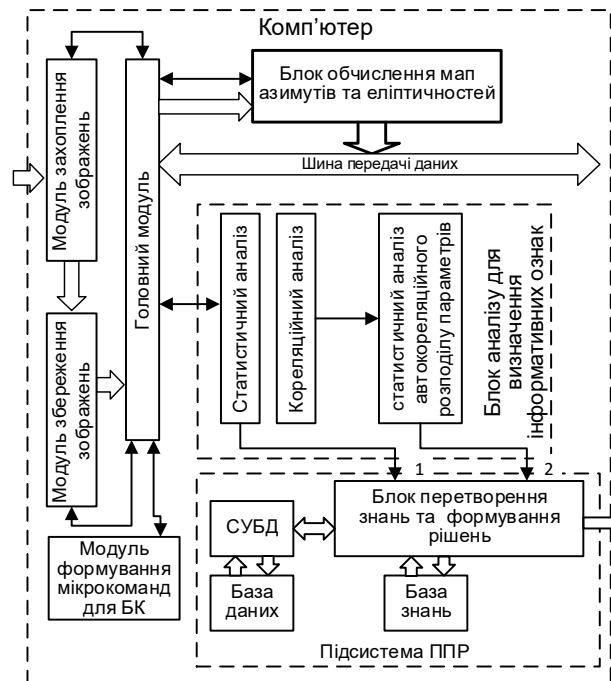


Рисунок 2 – Структура алгоритмічно-програмного забезпечення системи двохвильової лазерної діагностики молочних залоз

Нечіткі моделі підтримки прийняття рішення в системі двохвильової лазерної діагностики молочних залоз

Для отримання моделей підтримки прийняття рішень було проведено експериментальне дослідження двох груп вибірок плівок плазми крові, взятої у здорових жінок (група 1 – 35 зразків) та у жінок із раком молочних залоз (група 2 – 35 зразків). В системі, наведеній на рисунку 1, на довжинах хвиль 0,638 мкм та 0,405 мкм було визначено та проаналізовано мапи азимутів та еліптичностей поляризації зображень досліджуваних плівок плазми крові із встановленими попередньо діагнозами.

Статистичні оцінки координатних розподілів та АКФ азимутів та еліптичностей поляризації зображень плівок плазми крові, взятої у жінок групи 1 та групи 2, визначені на двох довжинах хвиль, наведено в таблиці 1. Серед всіх наведених ознак найбільш інформативними є такі, діапазони змінювання яких для стану норми та стану раку молочних залоз не перетинаються.

Найбільш чутливими до зміни фізіологічного стану МЗ на двох довжинах хвиль виявились оцінки таких характеристик розподілу елементів мап азимутів поляризації плівок плазми крові:

- статистичних моментів 1-го та 3-го порядків на довжині хвилі 0,638 мкм $M_1(\alpha^{21}); M_3(\alpha^{21});$
- статистичних моментів 2-го–4-го порядків на довжині хвилі 0,405 мкм $M_2(\alpha^{22}); M_3(\alpha^{22}); M_4(\alpha^{22})$

Найбільш чутливими до зміни фізіологічного стану МЗ на двох довжинах хвиль виявились оцінки таких характеристик розподілу елементів мап еліптичностей плівок плазми крові:

- статистичного моменту 2-го порядку на довжині хвилі 0,638 мкм $M_2(\beta^{21});$
- кореляційного моменту 4-го порядку на довжині хвилі 0,638 мкм $Q_4(\beta^{21});$
- статистичного моменту 1-го порядку на довжині хвилі 0,405 мкм $M_1(\beta^{22});$
- статистичного моменту 3-го порядку на довжині хвилі 0,405 мкм $M_3(\beta^{22});$
- статистичного моменту 4-го порядку на довжині хвилі 0,405 мкм $M_4(\beta^{22});$
- кореляційного моменту 4-го порядку на довжині хвилі 0,638 мкм $Q_4(\beta^{22}).$

Таблиця 1 – Середнє та стандартне відхилення статистичних оцінок координатних розподілів та АКФ азимутів та еліптичностей зображень плівок плазми крові пацієнток групи 1 та 2 для довжин хвиль $\lambda_1 = 0,638$ мкм; $\lambda_2 = 0,405$ мкм

Характеристики параметрів	Довжина хвилі $\lambda_1 = 0,638$ мкм		Довжина хвилі $\lambda_2 = 0,405$ мкм	
	Стан «норма МЗ»	Стан «рак МЗ»	Стан «норма МЗ»	Стан «рак МЗ»
Вимірювальний параметр – мапа азимутів $\alpha(M \times N)$				
$M_1(\alpha^\lambda)$	0,740±0,050	0,160±0,040	0,130±0,020	0,120±0,015
$M_2(\alpha^\lambda)$	0,013±0,004	0,013±0,080	0,060±0,010	0,130±0,020
$M_3(\alpha^\lambda)$	0,070±0,006	0,130±0,060	0,050±0,004	0,080±0,010
$M_4(\alpha^\lambda)$	0,500±0,100	0,600±0,200	2,080±0,080	1,700±0,040
$S(\alpha^\lambda)$	2,070±0,600	1,800±0,400	1,333±0,400	2,100±0,700
$Q_2(\alpha^\lambda)$	2,300±0,900	3,200±1,300	0,020±0,013	0,020±0,010
$Q_4(\alpha^\lambda)$	0,020±0,004	0,020±0,003	0,750±0,110	0,810±0,190
Вимірювальний параметр – мапа еліптичностей $\beta(M \times N)$				
$M_1(\beta^\lambda)$	0,810±0,100	0,780±0,090	0,750±0,080	0,810±0,090
$M_2(\beta^\lambda)$	0,064±0,008	0,054±0,006	0,110±0,030	0,410±0,050
$M_3(\beta^\lambda)$	0,014±0,003	0,024±0,011	0,030±0,010	0,180±0,040
$M_4(\beta^\lambda)$	3,800±0,180	3,900±0,340	2,640±0,090	0,680±0,070
$S(\beta^\lambda)$	18,80±6,700	20,20±5,400	9,300±1,900	7,900±1,400
$Q_2(\beta^\lambda)$	2,900±0,130	4,100±3,600	5,200±1,400	5,800±1,900
$Q_4(\beta^\lambda)$	0,03±0,011	0,018±0,015	0,020±0,005	0,010±0,006

На основі інформативних ознак мап азимутів та еліптичностей зображень плівок плазми крові, одержаних на двох довжинах хвиль в умовах інформаційної невизначеності, застосовують відомі методи ППР при оцінюванні патологічних станів молочних залоз. За умов відсутності великорозмірних вибірок даних та специфіки подання інформативних ознак за середнім та стандартним відхиленням статистичних оцінок розподілів елементів $\alpha(M \times N)$; $\beta(M \times N)$ доцільним є застосування нечітких методів ППР.

Застосовуючи положення теорії нечіткої логіки та обираючи інформативні ознаки мап азимутів та еліптичностей зображень плівок плазми крові як лінгвістичні змінні, отримано моделі вирішальних правил ППР. Для їх реалізації служить підсистема ППР, подана на рисунку 2, яка містить базу знань, базу даних, СУБД та блок перетворення знань та формування рішень. В останньому блоці здійснюється налаштування функцій належності нечітких термів (наприклад, низький (Н), нижче середнього (НС), середній (С), вище середнього (ВС), високий (В)) та реалізація нечітких моделей вирішальних правил.

Так, в таблиці 2 наведено значення лінгвістичних змінних за нечіткими термами для мап азимутів.

Таблиця 2 – Інформативні параметри мап азимутів плівок плазми крові, отримані на довжинах хвиль $\lambda_1 = 0,638$ мкм; $\lambda_2 = 0,405$ мкм, подані в нечітких термах для діагностики молочних залоз

Діагноз	$M_1(\alpha^{\lambda_1})$	$M_3(\alpha^{\lambda_1})$	$M_2(\alpha^{\lambda_1})$	$M_3(\alpha^{\lambda_2})$	$M_4(\alpha^{\lambda_2})$
Норма МЗ	ВС В	Н НС	Н НС	Н НС	ВС В
Рак МЗ	Н	ВС В	В	С ВС, В	Н НС

Також за інформативними ознаками мапи азимутів визначено модель обчислення функції належності зразку півки плазми крові до групи «рак МЗ» μ_{α}^{pat} у вигляді

$$\begin{aligned} \mu_{\alpha}^{pat}(M_1(\alpha^{\lambda_1}), M_3(\alpha^{\lambda_1}), M_2(\alpha^{\lambda_2}), M_3(\alpha^{\lambda_2}), M_4(\alpha^{\lambda_2})) = & \\ & \{ [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^C(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^H(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^C(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{HC}(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^H(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{HC}(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^H(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{HC}(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \quad (6) \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^C(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^H(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^C(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{HC}(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^H(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{BC}(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{HC}(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^H(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \vee \\ & [\mu^H(M_1(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_1})) \wedge \mu^B(M_2(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^B(M_3(\alpha^{\lambda_2})) \wedge \mu^{HC}(M_4(\alpha^{\lambda_2}))] \}. \end{aligned}$$

Графічний вигляд функцій належності $\mu^H(r), \mu^{HC}(r), \mu^C(r), \mu^{BC}(r), \mu^B(r)$ нечітких термів наведено на рисунку 3 та описано математично в роботі [15].

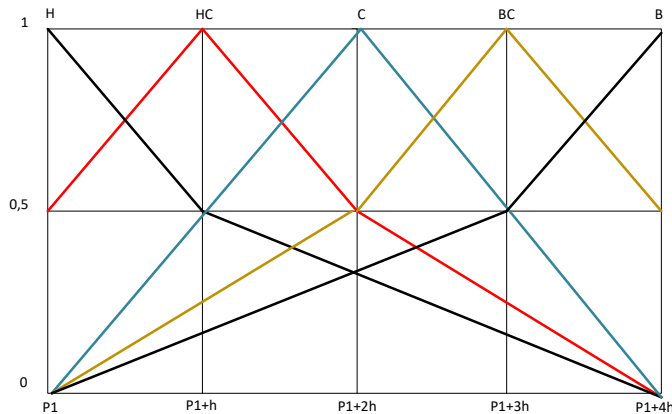


Рисунок 3 – Графічне подання функцій належності нечітких термів [15]

Рекомендований діагноз за аналізом інформативних ознак мап азимутів зображень плівок плазми крові визначається за максимальним значенням обрахованих функцій $\mu^{norm}(\alpha)$ та $\mu^{pat}(\alpha)$.

Також в таблиці 3 наведено значення інформативних ознак як лінгвістичних змінних, поданих за нечіткими термами, для мап еліптичностей поляризації зображень плівок плазми крові.

Таблиця 3 – Інформативні ознаки мап еліптичностей плівок плазми крові, отримані на довжинах хвиль $\lambda_1 = 0,638$ мкм; $\lambda_2 = 0,405$ мкм, подані в нечітких термах для діагностики молочних залоз

Діагноз	$M_2(\beta^{\lambda_1})$	$Q_4(\beta^{\lambda_1})$	$M_1(\beta^{\lambda_2})$	$M_3(\beta)^{\lambda_2}$	$M_4(\beta^{\lambda_2})$	$Q_4(\beta^{\lambda_2})$
Норма МЗ	НС, С, BC, B	В, BC, С	Н, НС	Н	В	С, BC, В
Рак МЗ	Н, НС, С	Н, НС, С, BC	BC В	С, BC В	Н	Н, НС С

За принципами нечіткої логіки та на основі даних таблиці 3 одержано нечіткі моделі вирішальних правил ППР на основі аналізу мап еліптичностей плівок плазми крові. Не наводимо їх в статті із-за громіздкого вигляду співвідношень.

Чотири нечіткі моделі вирішальних правил, одержані при аналізі мап азимутів та еліптичностей поляризації на двох довжинах хвиль 0,638 мкм та 0,405 мкм, програмно реалізовано на мові Java в підсистемі ППР системи діагностики молочних залоз.

Оцінювання достовірності двохвильової лазерної діагностики молочних залоз в системі

Дослідження достовірності методу двохвильової діагностики МЗ проводились при використанні експериментальної системи, схема якої подана на рисунку 1. Дві групи зразків плазми крові, взятої відповідно у здорових жінок (група 1) та у жінок із раком молочних залоз (група 2), перемішувались та опрацьовувались в системі. Обсяг опрацьованої вибірки склав 70 зразків, по 35 зразків в кожній групі.

Для кожного зразку плазми крові визначалась мапа азимутів та мапа еліптичностей на довжинах хвиль 0,638 мкм та 0,405 мкм та здійснювався їх відповідний аналіз із автоматичним формуванням рекомендованого діагнозу підсистемою ППР. При цьому було отримано як істинно позитивні (TP) та істинно негативні (TN) рішення, так і хибно позитивні (FP) та хибно негативні (FN) рішення. За вказаними категоріями рішень, отриманими під час діагностування в системі за картографуванням азимутів та картографуванням еліптичностей, визначено оцінки достовірностей відповідного діагностичного методу, які наведено в таблиці 4.

Таблиця 4 – Оцінка достовірності діагностики МЗ за картографуванням та аналізом азимутів та еліптичностей плівок плазми крові

N з/п	Метод діагностики	Категорія та кількість рішень				Оцінка достовірності, %
		TP	FP	TN	FN	
1	Метод двохвильової діагностики МЗ за картографуванням азимутів поляризації плівок плазми крові із нечіткою ППР	33	5	30	2	90
2	Метод діагностики МЗ за картографуванням та аналізом мап азимутів поляризації плівок плазми крові на довжині хвилі 0,638 мкм – аналог 1 [10]	32	7	28	3	86
3	Метод двохвильової діагностики МЗ за картографуванням еліптичностей поляризації плівок плазми крові із нечіткою ППР	31	3	32	4	90
4	Метод діагностики МЗ за картографуванням та аналізом мап еліптичності поляризації плівок плазми крові на довжині хвилі 0,638 мкм – аналог 2 [11]	29	3	32	6	87

В таблиці 4 також наведено оцінку достовірності відповідних аналогів досліджуваних методів, в яких здійснюють картографування параметрів поляризації об'єктного поля лише на одній довжині хвилі 0,638 нм та не застосовують методи ППР. Очевидно, що достовірність двохвильових методів лазерної діагностики МЗ зросла у порівнянні із однохвильовими аналогами на 4% при картографуванні азимутів та на 3% при картографуванні еліптичностей поляризації плівок плазми крові.

Висновки

1. Розроблено метод лазерної поляризаційної діагностики молочних залоз шляхом проведення картографування та аналізу розподілів азимутів та еліптичностей поляризації зображення плівок плазми крові на двох довжинах хвиль 0,638 мкм та 0,405 мкм, що дозволило збільшити кількість інформативних ознак для розроблених нових нечітких моделей підтримки прийняття рішення.

2. Удосконалено архітектуру системи лазерної діагностики МЗ за рахунок введення в блок генерації лазерного випромінювання другого лазера, що працює на довжині хвилі 0,405 мкм, та світлооб'єднувача, а також введення підсистеми ППР для реалізації нечітких моделей вирішальних правил.

3. Проведено оцінку достовірності двохвильового методу діагностики патологічних станів молочних залоз в удосконаленій системі. У порівнянні із аналогами при картографуванні азимутів та еліптичностей поляризації плівок плазми крові на двох довжинах хвиль у поєднанні із нечіткими методами ППР досягнуто зростання достовірності діагностики відповідно на 4% та на 3%.

Матеріали статті підготовлено за підтримки Національного фонду досліджень України за проєктом 2022.01/0135

Список літератури

- [1] N. Ghosh, I. A. Vitkin, "Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no.11, 110801. 2011.
- [2] M. Anastasiadou et al., "Polarimetric imaging for the diagnosis of cervical cancer," *Phys. Status Solidi C*, vol. 5, pp. 1423–1426. 2008.
- [3] A. Pierangelo et al., "Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging," *Optics express*, vol. 19, no 2, pp. 1582–1593. 2011.
- [4] S. Alalia S., A. Vitkin, "Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 20, no 6, 061104. 2015.
- [5] О. Г. Ушенко та ін., *Лазерна поляриметрія біологічних тканин. Діагностика пухлин жіночих репродуктивних органів*. Чернівці, Україна: Чернівецький нац. ун-т, 2010.
- [6] Ye Wang et al., "Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 21, no 7, 071112. 2016.
- [7] O. P. Mintser, N. I. Zabolotna, B. P. Oliinychenko, and P. Komada, "Differential phase analysis of laser images of a polycrystalline component of blood plasma in diagnostics of pathological changes in mammary gland," *Proc. SPIE*, vol. 8698, 86980D. 2012.
- [8] N. I. Zabolotna et al., "System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics," *Proc. of SPIE*, vol. 9613, 961311. 2015.
- [9] N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, M. H. Tarnovskiy, "System of Mueller-Jones matrix polarizing mapping of blood plasma films in breast pathology," *Proc. SPIE*. 2017, vol. 10407, 1040714. 2017.
- [10] Н. І. Заболотна, Б. П. Олійниченко, В. В. Шолота, "ROC – аналіз поляризаційного картографування азимутів зображень плівок плазми крові у діагностуванні патологій молочних залоз," *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, №2, с. 52-59. 2017.
- [11] N. I. Zabolotna et al., "ROC analysis of informativeness of mapping of the ellipticity distributions of blood plasma films laser images polarization in the evaluation of pathological changes in the breast," *Proc. SPIE*, vol., no 11456, 114560I. 2020.
- [12] Н. І. Заболотна, "Інтелектуалізована система поляризаційного картографування плівок плазми крові у діагностиці онкологічного стану молочних залоз," *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, №1, с. 39–46. 2016.
- [13] Н. І. Заболотна, "Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин," *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 1, с. 54–65. 2013.
- [14] L. A. Zadeh, "Fuzzy logic: principles, applications, and perspectives," *Proc. SPIE*, vol. 1468. 1991.
- [15] Н. І. Заболотна, О. В. Бісікало, В. В. Шолота, "Підтримка прийняття рішень в системі поляризаційної зображальної діагностики гістологічних зрізів за аналізом їх параметрів анізотропії," *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, том 40, № 2, с. 29–40. 2020.

Стаття надійшла: 19.04.2024

References

- [1]N. Ghosh, I. A. Vitkin, "Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no.11, 110801. 2011
- [2]M. Anastasiadou et al., "Polarimetric imaging for the diagnosis of cervical cancer," *Phys. Status Solidi C*, vol. 5, pp. 1423–1426. 2008.
- [3] A. Pierangelo et al., "Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging," *Optics express*, vol. 19, no 2, pp. 1582–1593. 2011.
- [4] S. Alalia S., A. Vitkin, "Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 20, no 6, 061104. 2015.
- [5]О. Н. Ушенко та ін., *Лазерна поляриметрія біологічних тканин. Діагностика пухлин жіночих репродуктивних органів*. Чернівці, Україна: Чернівецький нац. ун-т, 2010.–[in Ukrainian].
- [6]Ye Wang et al., "Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 21, no 7, 071112. 2016.
- [7] O. P. Mintser, N. I. Zabolotna, B. P. Oliinychenko, and P. Komada, "Differential phase analysis of laser images of a polycrystalline component of blood plasma in diagnostics of pathological changes in mammary gland," *Proc. SPIE*, vol. 8698, 86980D. 2012.

- [8] N. I. Zabolotna et al., "System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics," *Proc. of SPIE*, vol. 9613, 961311. 2015.
- [9] N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, M. H. Tarnovskiy, "System of Mueller-Jones matrix polarizing mapping of blood plasma films in breast pathology," *Proc. SPIE*. 2017, vol. 10407, 1040714. 2017.
- [10] N. I. Zabolotna, B. P. Oliinychenko, V. V. Sholota, "ROC – analiz poliaryzatsiinoho kartohrafuvannia azymutiv zobrazhen plivok plazmy krovi u diahnostuvanni patolohii molochnykh zaloz," *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*, №2, s. 52-59. 2017.– [in Ukrainian].
- [11] N. I. Zabolotna et al., "ROC analysis of informativeness of mapping of the ellipticity distributions of blood plasma films laser images polarization in the evaluation of pathological changes in the breast," *Proc. SPIE*, vol., no 11456, 114560I. 2020.
- [12] N. I. Zabolotna, "Intelektualizovana systema poliaryzatsiinoho kartohrafuvannia plivok plazmy krovi u diahnostytsi onkologichnoho stanu molochnykh zaloz," *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*, № 1, s. 39–46. 2016.– [in Ukrainian].
- [13] N. I. Zabolotna, "Arkhitektura i alhorytmy funktsionuvannia ta analizu danykh dvovymirnykh system lazernoї poliarymetrii biolohichnykh tkanyn," *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*, № 1, s. 54–65. 2013.– [in Ukrainian].
- [14] L. A. Zadeh, "Fuzzy logic: principles, applications, and perspectives," *Proc. SPIE*, vol. 1468. 1991.
- [15] N. I. Zabolotna, O. V. Bisikalo, V. V. Sholota, "Pidtrymka pryiniattia rishen v systemi poliaryzatsiinoї zobrazhalnoi diahnostyky histolohichnykh zriziv za analizom yikh parametriv anizotropii," *Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii*, tom 40, № 2, s. 29–40. 2020. – [in Ukrainian].

Відомості про авторів

Заболотна Наталія Іванівна – д.т.н., доцент, професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

Zabolotna Natalia Ivanivna – D.Sc., Associate Professor, Professor of the Department of Biomedical Engineering and Opto-Electronic Systems, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, Ukraine

Шолота Владислава Владиславівна – асистент кафедри комп'ютерних наук, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

Sholota Vladyslava Vladyslavivna – assistant professor of computer sciences, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, Ukraine

N. I. Zabolotna, V. V. Sholota

SYSTEM OF DOUBLE-WAVE LASER DIAGNOSTICS OF THE MAMMARY GLANDS BY POLARIZATION MAPPING OF IMAGES OF BLOOD PLASMA FILMS

Vinnytsia National Technical University