

УДК 615.47:616.073

Н. І. ЗАБОЛОНА<sup>1</sup>, Д. Ю. ЛОКОТЕЙ<sup>1</sup>, Б. П. ОЛІЙНИЧЕНКО<sup>2</sup>

## **ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНА СИСТЕМА ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ У ДІАГНОСТИЦІ ОНКОЛОГІЧНОГО СТАНУ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ**

<sup>1</sup>*Вінницький національний технічний університет,  
21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна  
E-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com*

<sup>2</sup>*Національна медична академія П.Л. Шупика,  
04112, вул. Дорогожичська, 9, м. Київ, Україна*

**Анотація.** Розроблено систему картографування азимутів та еліптичностей поляризації плівок плазми крові на основі статистичного, кореляційного та спектрального аналізу отриманих мап, з нейромережею для підтримки прийняття рішень при діагностуванні онкологічних станів молочних залоз.

**Ключові слова:** молочна залоза, діагностика, поляризаційне картографування, азимут поляризації, еліптичність поляризації, статистичні моменти, кореляційна площа, спектр потужності, інтелектуалізація, нейронна мережа, перцептрон.

**Аннотація.** Разработана система картографирования азимутов и эллиптичностей поляризации пленок плазмы крови на основе статистического, корреляционного и спектрального анализа полученных карт с нейросетью для поддержки принятия решений при диагностировании онкологических состояний молочных желез.

**Ключевые слова:** молочная железа, диагностика, поляризационное картографирование, азимут поляризации, эллиптичность поляризации, статистические моменты, корреляционная площадь, спектр мощности, интеллектуализация, нейронная сеть, перцептрон.

**Abstract.** A system mapping azimuth and ellipticity polarization of film plasma based on statistics, correlation and spectral analysis of the maps with neural network for decision support in diagnosing breast cancer was developed.

**Keywords:** breast, diagnosis, mapping the polarization azimuth of polarization is elliptic polarization, statistical moments, correlation area, power spectrum, intellectualization, neural network, perceptron.

### **ВСТУП**

Проблема захворюваності на рак молочних залоз (МЗ) останніми роками стійко займає провідні місця у структурі захворюваності, смертності та відмічається щорічним приростом серед онкологічних нозологій в Україні. Це обумовлює необхідність створення сучасних приладів діагностування і моніторингу, що спрямовані на підвищення ефективності методів формування, реєстрації та оброблення зображень неоднорідностей біологічних тканин та рідин людини, а також обумовлює розвиток медичних засобів об'єктивної експрес-діагностики.

Популярним сучасним методом, який застосовується для виявлення пухлини молочної залози, є рентгенографічний аналіз МЗ (мамографія) або рентгенівська мультиспіральна комп'ютерна томографія, із подальшим аналізом шматочка тканини новоутворення (біопсії). Попри існування загальних правил диференціювання доброякісних і злоякісних новоутворень, за даними маммографії, тільки від 37 % до 56 % результатів подальшої хірургічної біопсії дійсно підтверджують наявність раку молочної залози [1].

Сьогодні оптичні прилади для діагностування раку МЗ використовуються в США. Обсяг продажу цих приладів в США в найближчі 5 років складе 10 млрд доларів. Sergio Fantini в 2010 р. запропонував методику, названу optical mammography. Запропоновано оптико-електронний прилад під

назвою Comfort Scan [2] для дослідження молочних залоз, який працює на довжині хвилі 640 нм. Камера через кожні 45 с реєструє зображення, утворене після опромінення світловим потоком МЗ. Абсорбція світла МЗ залежить від співвідношення гемоглобін / двоокисгемоглобіну. Програма створює візуальне маммографічне зображення. Фірма Imaging Diagnostic Systems Inc (IDSI) розробила лазерний комп'ютерний томограф Laser Mammography (CTLM) [3], який реалізує метод діагностування пухлин без шкідливого рентгенівського випромінювання за виявленням збільшення притоку крові до молочної залози, що властиве для пухлин, які утворюються. Прилад виявляє рівень пухлинної аргінази, створюючи тримірні томографічні зрізи МЗ. Застосовується монохроматичний лазерний пучок, який не вимагає контрастної ін'єкції. Система робить зрізи залози від 1 до 4 мм. CTLM прилад дозволений для вживання в Канаді, Європі, Азії [4].

В роботі [5] описано експериментальні результати діагностування нормальних і ракових тканин МЗ із використанням комбінованого раманівського розсіювання, поляриметричного, флуоресцентного і спектроскопічного методів. Поляризаційне визначення матриці Мюллера і конфокальної мікроскопічної флуоресценції забезпечило детальний опис ракової тканини і відмінність між нормальною і злоякісною тканиною, що обумовлює розробку відповідної системи діагностування РМЗ на ранній стадії.

Зазначений напрямок розвинуто в способі ранньої діагностики і диференціації стадії раку МЗ [6] шляхом виявлення патологічних змін на лазерних зображеннях гістологічних зрізів МЗ та статистичного аналізу змін спектрів потужності поляризаційних розподілів їх зображень. Проте високий травматизм способу не дозволяє його ефективно застосовувати на ранніх стадіях захворювання у порівнянні із запропонованим в роботах [7—9] методом діагностування патологічних змін МЗ на основі поляризаційно-фазового картографування лазерних зображень плівок плазми крові.

Відомим фактом є зміна біохімічної структури плазми крові внаслідок виникнення відхилень від нормального фізіологічного стану людини. Такі зміни супроводжуються зміною концентрації амінокислот альбуміну і глобуліну у плазмі крові, що обумовлює відповідні зміни поляризаційних характеристик плівок плазми крові при патологічних захворюваннях людини, зокрема і при захворюваннях молочних залоз. В результаті проведеного об'єктивного аналізу координатних розподілів азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень зразків плазми крові експериментально виявлено діапазони зміни значень їх статистичних моментів, кореляційної площі, дисперсії і кореляційного моменту при різних патологічних процесах молочної залози [7]. Подальша диференціація патологій МЗ на основі визначених інформативних параметрів, наведена в роботі [9], проводилась експертами без автоматизації процесу прийняття рішення, що зменшує достовірність висунутих гіпотез про стан МЗ.

Отже, потребують подальшого розвитку автоматизовані системи лазерної поляриметрії плівок плазми крові для діагностування онкологічних станів МЗ в плані підвищення діагностичної ефективності, зокрема, шляхом інтелектуалізації процесу підтримки прийняття рішень.

*Метою роботи* є підвищення достовірності системи поляризаційного картографування плівок плазми крові для діагностування патологій молочних залоз шляхом введення в її архітектуру блоку автоматичної підтримки прийняття рішень.

### **АРХІТЕКТУРА ІНТЕЛЕКТУАЛІЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ ОНКОЛОГІЧНОГО СТАНУ МЗ**

Відома архітектура системи стоє — поляриметричного картографування та аналізу лазерних зображень біологічних шарів, описана детально в роботах [10, 11] (рис. 1), є базовою для діагностування стану МЗ за результатами поляризаційного картографування, яку необхідно доповнити програмним блоком підтримки прийняття рішень.

Особливу роль виконує спеціальне програмне забезпечення (рис. 2), розміщене в персональному комп'ютері ПК, до складу якого входять середовище MATLAB, програмний модуль керування камерою та захвату зображення, програмний модуль керування кроковими двигунами, масив збережених зображень, програмний модуль оброблення та аналізу зображень та вперше введений для системи поляризаційного картографування плівок плазми крові програмний модуль підтримки прийняття рішень.

Об'єкт 6, представлений у вигляді плівки плазми крові, опромінюють пучком низько когерентного лазера 1 з довжиною хвилі 0.64 мкм, який через коліматор 2, що формує розширений пучок променів, потрапляє до блоку поляризаційного опромінення 3. Блок 3 формує лазерний пучок з довільним азимутом та еліптичністю поляризації  $I(\alpha, \beta)$  за допомогою двох чвертьхвильових пластинок 4<sub>1</sub>, 4<sub>2</sub> та лінійного поляризатора 5<sub>1</sub> шляхом обертання площини пропускання лінійного поляризатора 5<sub>1</sub> у межах  $0^\circ \leq \Theta \leq 180^\circ$  або обертання оптичної осі чвертьхвильової пластинки 4<sub>2</sub>  $0^\circ \leq \Theta \leq 45^\circ$  відносно нерухомого поляризатора 5<sub>1</sub> [11]. За допомогою об'єктива 7 формують зображення досліджуваного зразка 6, що пройшло блок поляризаційної фільтрації 8, в площині цифрової світлочутливої камери 9.

Блок поляризаційної фільтрації 8, як описано в [11], складається із лінійного поляризатора  $5_2$  з обертанням площини пропускання на кути  $0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ$  і чвертьхвильової пластинки  $4_3$ , оптична вісь якої може бути орієнтована під кутом  $+45^\circ$  відносно лінійного поляризатора  $5_2$  (режим правої циркуляції “ $\otimes$ ”) та під кутом  $-45^\circ$  відносно лінійного поляризатора  $5_2$  (режим лівої циркуляції “ $\oplus$ ”).

Реалізуючи за допомогою спеціального програмного блоку в ПК 10 взаємодію з блоком мікроконтролерного керування 11, основними функціями якого є керування поворотами та позиціонування двигунів  $13_1 - 13_4$  через драйвери двигунів  $12_1 - 12_4$ , реалізуємо необхідні обертальні рухи лінійних поляризаторів  $5_1, 5_2$  та чвертьхвильової пластинки  $4_3$  для отримання необхідних шести інтенсивностей  $I(0^\circ), I(90^\circ), I(45^\circ), I(135^\circ), I(\otimes), I(\oplus)$ , які заносяться в масив збережених зображень ПК 10 у вигляді відповідних зображень розмірності  $(m \times n)$ .

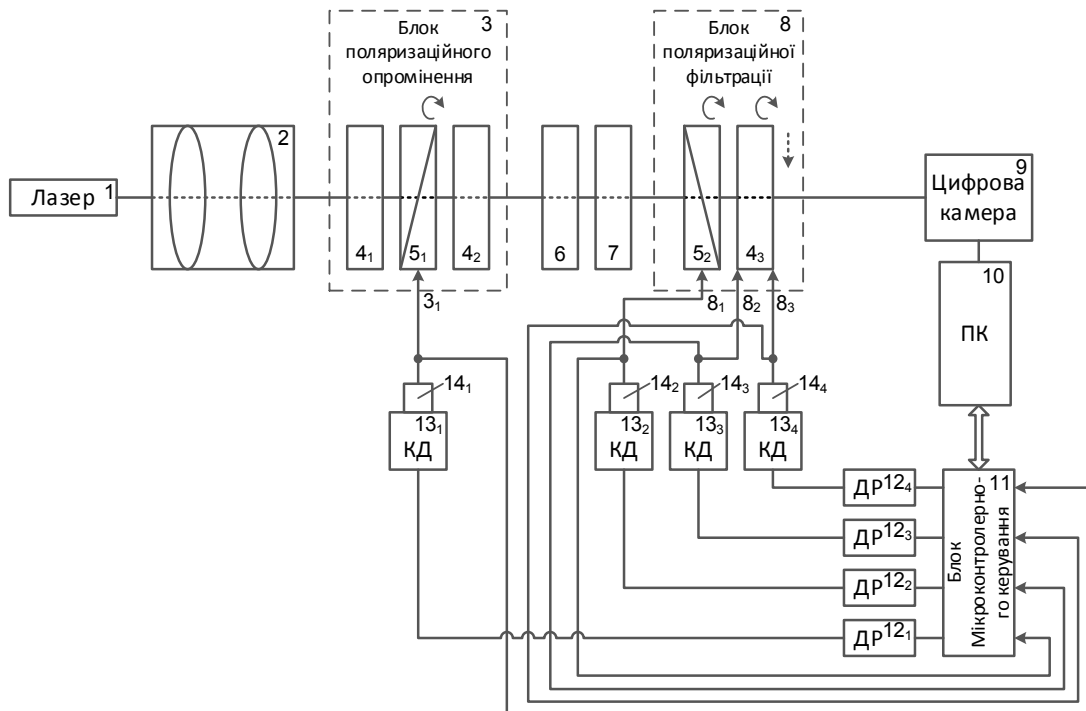


Рис. 1. Архітектура системи поляризаційного картографування плівки плазми крові [11]

На їх основі в програмному модулі оброблення та аналізу зображень визначаємо мапи розмірністю  $(m \times n)$  відповідних параметрів вектора Стокса  $S_1^0 - S_4^0$ , мапу азимутів  $\alpha(m \times n)$  та мапу еліптичностей  $\beta(m \times n)$  поляризації плівки плазми крові за формулами [11]

$$\begin{cases} S_1^0 = I(0) + I(90) \\ S_2^0 = I(0) - I(90) \\ S_3^0 = I(45) - I(135) \\ S_4^0 = I(\otimes) - I(\oplus) \end{cases}$$

$$\alpha = 0.5 \cdot \arctg\left(\frac{S_3}{S_2}\right); \beta = 0.5 \cdot \arcsin\left(\frac{S_4}{S_1}\right).$$

Для кількісного оцінювання отриманих розподілів азимутів  $\alpha(m \times n)$  та еліптичностей  $\beta(m \times n)$  застосовується обчислення набору їх статистичних моментів 1-го — 4-го порядків  $M_1 - M_4$  [7], кореляційної площі  $S$  та кореляційного моменту 4-го порядку [7], дисперсії логарифмічних залежностей спектрів потужностей  $D$  [7]. Це реалізується в програмному модулі оброблення та аналізу масивів зображень.

Результати порівняльного дослідження за описаною методикою зразків плазми крові трьох груп пацієнтів з референтними діагнозами — здорові 20 чоловік (група А), хворі з доброякісними змінами 19 чоловік (група В) і з раком молочної залози 17 чоловік (група С), що були вперше отримані в роботі [7], наведено в таблиці 1. За встановленими співвідношеннями між діапазонами змін об'єктивних характеристик розподілів азимутів та еліптичностей поляризації зображень плівок плазми крові, що виступають в ролі інформативних ознак, раніше проводилась диференціація станів МЗ експертом при так званому «сліпому» дослідженні «перемішаних» зразків плазми крові. Певні перекриття діапазонів визначених характеристик розподілів мапи азимутів та мапи еліптичностей поляризації зображення плазми крові у різних груп пацієнтів (невизначеність) призводили до формувань хибно позитивних та хибно негативних суб'єктивних рішень експерта, що зменшувало достовірність діагностування стану МЗ.

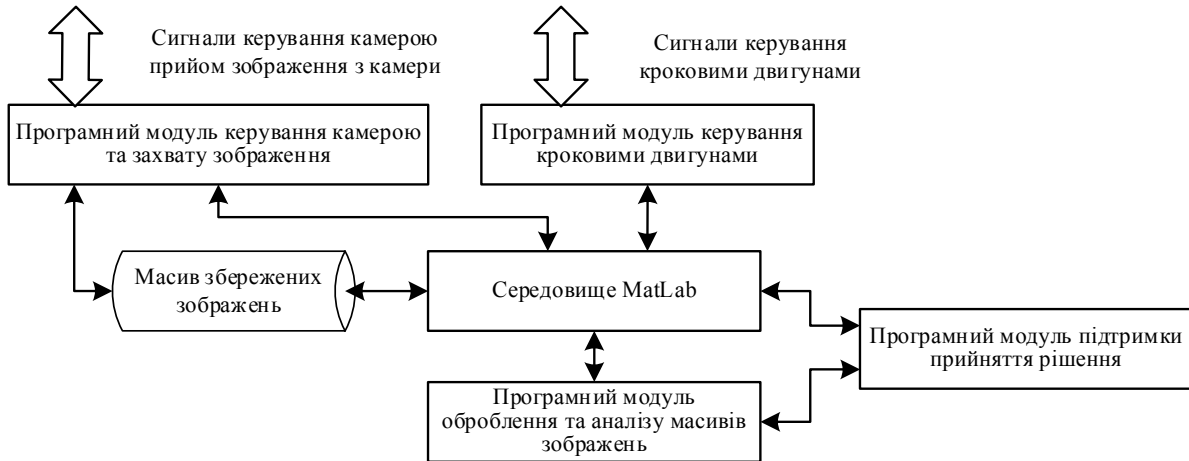


Рис. 2. Архітектура спеціалізованого програмного забезпечення інтелектуалізованої системи поляризаційного картографування плівок плазми крові

Таблиця 1.

**Середнє  $M_1$ , дисперсія  $M_2$ , асиметрія  $M_3$ , ексцес  $M_4$ , кореляційна площа  $S$ , кореляційний момент  $Q_4$  і дисперсія  $D$  розподілів  $\alpha, \beta (m \times n)$  лазерних зображень зразків плазми крові різних груп пацієнтів [7]**

	Група А - норма (20 зразків)		Група В – доброякісні зміни (19 зразків)		Група С – рак МЗ (17 зразків)	
	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
$M_1$	$0,69 \pm 0,18$	$0,02 \pm 0,01$	$0,71 \pm 0,19$	$0,04 \pm 0,01$	$0,68 \pm 0,23$	$0,07 \pm 0,03$
$M_2$	$0,12 \pm 0,04$	$0,17 \pm 0,09$	$0,19 \pm 0,05$	$0,24 \pm 0,10$	$0,25 \pm 0,07$	$0,29 \pm 0,10$
$M_3$	$1,54 \pm 0,38$	$1,68 \pm 0,44$	$1,29 \pm 0,43$	$0,77 \pm 0,22$	$0,79 \pm 0,16$	$0,54 \pm 0,19$
$M_4$	$2,15 \pm 0,48$	$2,03 \pm 0,78$	$1,87 \pm 0,37$	$0,96 \pm 0,25$	$1,36 \pm 0,31$	$0,58 \pm 0,19$
$S$	$0,21 \pm 0,03$	$0,21 \pm 0,06$	$0,1 \pm 0,03$	$0,13 \pm 0,10$	$0,14 \pm 0,02$	$0,09 \pm 0,07$
$Q_4$	$0,21 \pm 0,04$	$0,53 \pm 0,17$	$0,34 \pm 0,05$	$3,12 \pm 0,62$	$1,23 \pm 0,27$	$5,21 \pm 0,87$
$D$	$0,12 \pm 0,02$	$0,19 \pm 0,08$	$0,25 \pm 0,03$	$0,27 \pm 0,09$	$0,43 \pm 0,06$	$0,41 \pm 0,16$

З метою підвищення достовірності прийнятих рішень в архітектурі спеціалізованого програмного забезпечення пропонується ввести програмний модуль підтримки прийняття рішень, алгоритм роботи якого розглянемо далі.

### РОЗРОБКА ТА ТЕСТУВАННЯ ПРОГРАМНОГО МОДУЛЯ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ

Представлені в таблиці 1 характеристики розподілів азимутів та еліптичностей лазерних зображень плівок плазми крові, що відповідають верифікованим діагнозам МЗ, можна подати у вигляді вектор-стовпця вхідних даних для модуля підтримки прийняття рішень. Враховуючи в окремих випадках наявність перекриття діапазонів визначених характеристик розподілів мапи азимутів та мапи

еліптичностей поляризації зображення плазми крові у різних груп пацієнтів, доцільно використовувати нейромережу для програмного класифікування отриманих масивів параметрів.

Оскільки задача зводиться до лінійного розділення довільних нелінійних множин, що, в свою чергу, зводиться до задачі пошуку вектора вагових коефіцієнтів  $w_i^{(k)}$  та вектора зміщення  $b_i^{(k)}$  при відомих векторів  $T$  вихідних даних та векторів  $D$  вхідних даних у системі рівнянь

$$T = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^n w_i^{(1)} \cdot D_i + b_i^{(1)} \\ \sum_{i=1}^n w_i^{(2)} \cdot D_i + b_i^{(2)} \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^n w_i^{(m)} \cdot D_i + b_i^{(m)} \end{bmatrix},$$

то була вибрана модель нейронної мережі типу перцептрон [12], оскільки саме він найкраще справляється з подібними задачами.

На вхід нейрона надходить множина сигналів, які є виходами інших нейронів. Обчислення виходу шару полягає в множенні вхідного вектора на першу вагову матрицю з подальшим множенням результуючого вектора на другу вагову матрицю. так як багатошарові мережі мають значно більше можливостей, ніж одношарові.

Активувальну функцію вибрано сигмоїдною [12]. Її перевагами є здатність підсилювати слабкі сигнали сильніше ніж великі, опиратися «насиченню» від потужних сигналів, монотонність і диференційованість на всій осі абсцис.

Враховуючи наявність всіх потрібних даних для можливості навчання нейромережі з учителем, та його переваги у точності класифікування, був вибраний метод навчання з учителем.

Навчальна вибірка, складається із значень, які належать діапазонам зміни чотирьох статистичних моментів (середнього, дисперсії, асиметрії та ексцесу), кореляційної площі, кореляційного моменту та дисперсії розподілів азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень плазми крові пацієнтів трьох груп (здорових, хворих на мастопатію, хворих на рак). Вибірка цілей являє собою вектор-стовпець зі значеннями належності до відповідних груп пацієнтів. Метод налаштування вагових коефіцієнтів мережі — мінімізація середньоквадратичної помилки [12]. Було експериментально підібрано мінімальну кількість нейронів, яка забезпечує необхідну точність і ця кількість дорівнює 33.

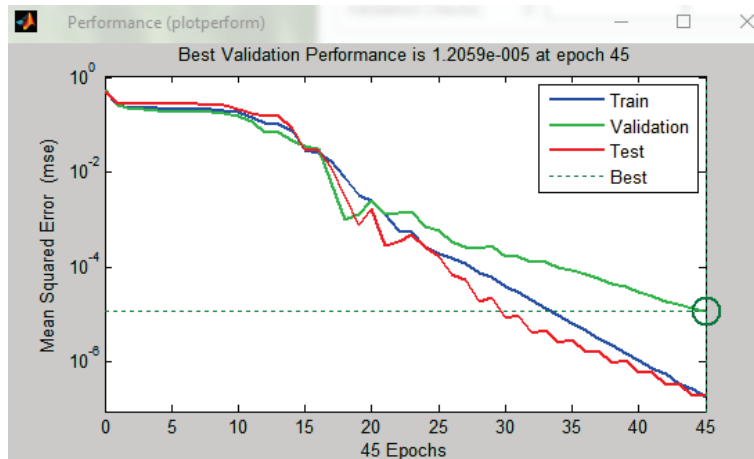


Рис. 3. Графік процесу тренування нейромережі по досягненню необхідної точності розпізнавання

В навчену нейромережу адресуються статистичні розподіли азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень плазми крові, отримані в ході вимірювань та аналізу. З отриманого в ході симуляції вектора даних визначається позиція максимального значення. Результатом є текстовий рядок із зазначенням групи пацієнтів, до якої належить зразок півки плазми крові, який перевіряється

функцією, та при необхідності визначається коефіцієнт збіжності його параметрів з найближчим до нього зразком з цієї групи.

Даний метод прийняття рішення передбачає можливість відносно простого доповнення для розпізнавання будь-яких інших груп пацієнтів. Для цього потрібно лише доповнити навчальну і цільову вибірки, провести донавчання нейромережі та дописати відповідну умову в функцію прийняття рішення.

Методами MATLAB була проведена оцінювання достовірності отриманого рішення, результати якого наведені на рисунку 4. Практична перевірка була здійснена при вхідному вектор-стовпцю даних, в якому майже всі елементи входять одразу до 2 діапазонів значень, а саме одночасно до групи здорових пацієнтів та хворих на мастопатію, та який не включався в навчальну вибірку. При цьому було достовірно відомо, що вони належать пацієнту з групи хворих на мастопатію. За даним алгоритмом за вектором  $D = [0.71, 0.188, 1.34, 1.7, 0.133, 0.33, 0.22, 0.03, 0.17, 0.98, 1.2, 0.21, 2.74, 0.247]$  був отриманий такий результат: «мастопатія, коефіцієнт 0.849». Коефіцієнт який дорівнює 0.849 вказує на близькість параметрів даного пацієнта з найближчим до нього пацієнтом цієї групи, які були внесені в навчальну вибірку.

Також в програмну модулі підтримки прийняття рішення передбачений процес донавчання. В його процесі по кожній отриманій в ході вимірювань парі «параметри — підтверджений діагноз» буде відбуватися донавчання нейромережі, що буде збільшувати достовірність діагностування в подальшому.

За отриманими даними перевірки результатів роботи алгоритму на даних таблиці 1, які для кращого навчання було подано трьомастами парами векторів «параметри — діагноз», з рис. 4 було визначено параметри інформативності діагностування розглянутої системи: чутливість —  $279/300 = 93\%$ ; специфічність —  $579/600 = 96,5\%$ ; достовірність поставленого діагнозу (пропорція правильних результатів тесту серед всіх пар векторів «параметри — діагноз») —  $858/900 = 95,3\%$ .

У порівнянні із системою — аналогом [7] достовірність діагностування патологій МЗ запропонованою системою зросла в середньому на 3—4%.

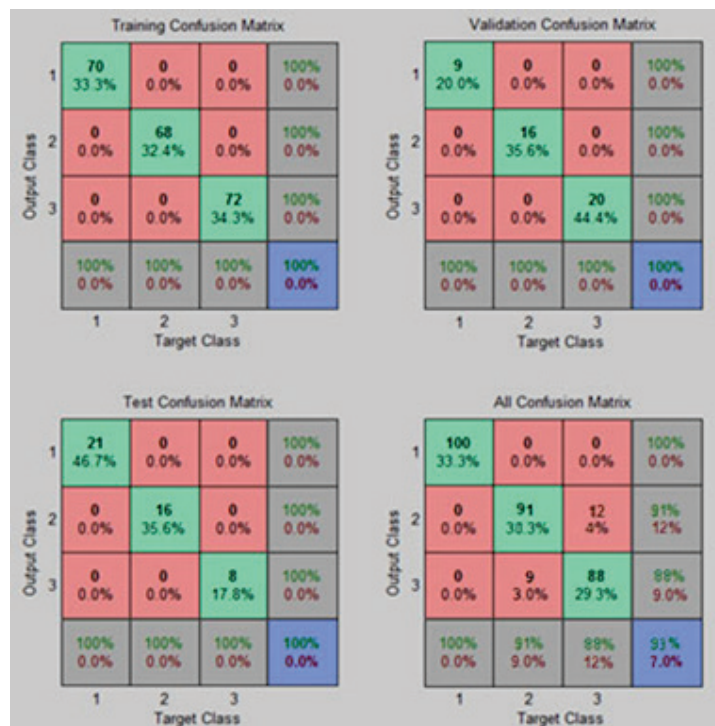


Рис. 4. Таблиці сплутаності відповідності результатів тренування нейромережі та роботи розробленого алгоритму до апріорно відомих діагнозів, які не включалися в навчальну вибірку нейромережі, отримані в середовищі MATLAB

### ВИСНОВКИ

Дістала подальшого розвитку архітектура системи поляризаційного картографування плівок плазми крові для діагностування онкологічного стану молочних залоз, яка на відміну від відомих дозволила підвищити достовірність діагностування шляхом введення до її складу автоматизованого блоку підтримки прийняття на основі нейромережі типу персеptron.

Подальше покращення чутливості та специфічності інтелектуалізованої системи поляризаційного картографування плівок плазми крові для діагностування патологій МЗ може бути здійснене шляхом оптимізації інформативних ознак вимірних мап азимутів та еліптичностей поляризаційних зображень при суттєвому збільшенні репрезентативної вибірки пацієнтів.

#### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Цитологический атлас: Диагностика заболеваний молочной железы / [ Шабалова И. П., Джангирова Т. В., Волченко Н. Н., Пугачев К. К.]. — М. : ООО «Издательство «Триада», — 2005. — 345 с.
2. Direct scanning of pathology specimens using spectral domain optical coherence tomography: a pilot study / J. L. Fine, L. Kagemann, G. Wollstein [et al.] // *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. — 2010. — Vol. 41. — P. 58—64.
3. Technical Description CT Laser Breast Imaging (CTLM) System / Imaging Diagnostic Systems Inc. — Режим доступу : [http://www.imds.com/ctlm/CTLM\\_DataSheet.pdf](http://www.imds.com/ctlm/CTLM_DataSheet.pdf)
4. Бізер Л. І. Оптичні методи в діагностиці раку молочної залози / Л. І. Бізер, Р. В. Сенютювич, В. П. Унгурян // *Буковинський медичний вісник*. — 2011. — Том 15. — № 2 (58). — С. 111—114.
5. Optical diagnostic of breast cancer using Raman, polarimetric and fluorescence spectroscopy / Shahzad Anwar, Shamaraz Firdous, Aziz-ul Rehman [et al.] // *Laser Physics Letters*. — 2015. — Vol. 12. — № 4. — 045601.
6. Пат.47159 Україна, МПК<sup>7</sup> G 01 N 33/483. Спосіб ранньої діагностики і диференціації стадії раку молочної залози / Унгурян В. П., Ушенко О. Г. — №u2000904079; заявл. 27.04.2009; опубл. 25.01.2010, Бюл. № 2.
7. Мінцер О. П. Аналіз розподілів азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень плазми крові для діагностики патологічних змін молочної залози / О. П. Мінцер, Н. І. Заболотна, Б. П. Олійниченко // *Фотобіологія та фотомедицина*. — 2011. — № 1. — С. 118—123.
8. Заболотна Н. І. Інформативність методів картографування азимутів поляризації лазерних мікроскопічних зображень плівок плазми крові для діагностики доброякісних змін молочної залози / Н. Заболотна, С. Павлов., К. Радченко, А. Краснощока // *Застосування лазерів в медицині: міжнар. наук. — практ. конф., 2 — 05.10. 2015р.: тези доп.* — Ялта: ХНУ ім. В.Н. Каразіна, — 2015. — С.89—91.
9. System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics / Natalia I. Zabolotna, Bogdan P. Oliinichenko, Kostiantyn O. Radchenko [et al.] // *Proc. of SPIE*. — 2015. — Vol. 9613, 961311.
10. Zabolotna N. I. A multifunctional automated system of 2D laser polarimetry of biological tissues / N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko // *Proc. SPIE*. — 2014. — Vol. 9205, 92050V.
11. Заболотна Н. І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин / Заболотна Н. І. // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. — 2013. — № 1(25). — С. 54—65.
12. Haykin S. *Neural Networks: A Comprehensive Foundation* / S. Haykin // Prentice Hall PTR Upper Saddle River, NJ, USA. — 1998. — P. 842.

#### REFERENCES

1. Tsitologicheskiiy atlas: Diagnostika zabolevaniy molochnoy zhelezyi / [ Shabalova I. P., Dzhangirova T. V., Volchenko N. N., Pugachev K. K.]. — М. : ООО «Izdatelstvo «Triada», — 2005. — 345 s.
2. Direct scanning of pathology specimens using spectral domain optical coherence tomography: a pilot study / J. L. Fine, L. Kagemann, G. Wollstein [et al.] // *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*. — 2010. — Vol. 41. — P. 58—64.
3. Technical Description CT Laser Breast Imaging (CTLM) System / Imaging Diagnostic Systems Inc. — Electronic resource: [http://www.imds.com/ctlm/CTLM\\_DataSheet.pdf](http://www.imds.com/ctlm/CTLM_DataSheet.pdf)
4. Bizer L. I. Optichni metodi v diagnostitsi raku molochnoii zalozi / L. I. Bizer, R. V. Senyutovich, V. P. Unguryan // *Bukovinskiy medichniy visnik*. — 2011. — Tom 15. — № 2 (58). — S. 111—114.
5. Optical diagnostic of breast cancer using Raman, polarimetric and fluorescence spectroscopy / Shahzad Anwar, Shamaraz Firdous, Aziz-ul Rehman [et al.] // *Laser Physics Letters*. — 2015. —

- Vol. 12. — № 4. — 045601.
6. Pat.47159 Ukraine, IPC G 01 N 33/483. Sposib rannoi diagnostiki i diferentsiatsiit stadii raku molochnoi zaloz / V. P. Unguryan , O. G. Ushenko — №u2000904079; appl. 27.04.2009; publ. 25.01.2010, Byul.№ 2.
  7. Mintser O. P. Analiz rozpodiliv azimutiv ta eliptichnostey polarizatsiit lazernih zobrazhen plazmi krovi dlya diagnostiki patologichnih zmin molochnih zaloz / O. P. Mintser, N. I. Zabolotna, B. P. Oliinychenko // Fotobiologiya ta fotomeditsina. — 2011. — № 1. — S. 118—123.
  8. Zabolotna N. Informativnist metodiv kartografuvannya azimutiv polarizatsiit lazernih mikroskopiinih zobrazhen plivok plazmi krovi dlya diagnostiki dobroyakisnih zmin molochnoi zaloz / N. Zabolotna, S. Pavlov, K. Radchenko, A. Krasnoschoka // Zastosuvannya lazeriv v meditsini: mizhnar. nauk. — prakt. konf., 2 — 05.10.: 2015 abstracts. — Yalta: KNU. VN Kharkiv, 2015. — p. 89—91.
  9. System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics / Natalia I. Zabolotna, Bogdan P. Oliinichenko, Kostiantyn O. Radchenko, Anastasiia K. Krasnoschoka, Olha K. Shcherba // Polarization Science and Remote Sensing VII, edited by Joseph A. Shaw, Daniel A. LeMaster, Proc. of SPIE Vol. 9613, 961311
  10. Zabolotna N.I. A multifunctional automated system of 2D laser polarimetry of biological tissues / N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko // Proc. SPIE. — 2014. — Vol. 9205, 92050V.
  11. Zabolotna N. I. Arhitektura i algoritmi funktsionuvannya ta analizu danih dvovimirnih sistem lazernoi polarimetrii biologichnih tkanin/ N. I. Zabolotna // Optiko-elektronni informatsiyno-energetichni tehnologii. 2013. — № 1 (25). — S. 54—65.
  12. Haykin S. Neural Networks: A Comprehensive Foundation / S. Haykin // Prentice Hall PTR Upper Saddle River, NJ, USA. — 1998. — P. 842.

Надійшла до редакції 18.11.2016 р.

**ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА** — к.т.н., доцент, доцент кафедри лазерної та оптико-електронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, E-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com

**ЛОКОТЕЙ ДМИТРО ЮРІЙОВИЧ** — студент кафедри лазерної та оптико-електронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна, E-mail: ghjvfx@gmail.com

**ОЛІЙНИЧЕНКО БОГДАН ПЕТРОВИЧ** — лікар, здобувач кафедри медичної інформатики КНМАПО ім. П. Л. Шупика, м. Київ, Україна, E-mail: Oliinychenkobp@gmail.com