

ВИЗНАЧЕННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ ОЗНАК МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ

Вінницький національний технічний університет

Анотація

В даній роботі було розглянуто та проаналізовано метод Мюллер-матричної томографії. Було сформовано дві групи гістологічних зрізів тканини печінки пацюків. А також обрано найбільш інформативні ознаки з якими слід продовжити дослідження. Під час виконання роботи було сформовано експертну базу даних для комплексної оцінки стану пацієнтів. Було розглянуто та сформовано математичну модель для даної системи прийняття рішень.

Ключові слова: біологічна тканина, лазерна поляриметрія, Джонс-матричне картографування.

Abstract

The method of Mueller Matrix imaging was reviewed and analyzed in this article. Two groups of histological sections of liver tissue of rats was formed. Also the most informative features were selected. Expert database for a comprehensive evaluation was constituted. Mathematical model for the system of decision making. was discussed and formed

Keywords: biological tissue, laser polarimetry, Jones matrix of mapping.

Вступ

Одним із перспективних напрямків розвитку біомедичних систем оптичної поляризаційної діагностики є розробка автоматизованих систем двовимірної лазерної поляриметрії мікроскопічних зображень біологічних тканин [1,2].

Автоматизовані методи вимірювань та контролю поляризаційних характеристик неоднорідних анізотропних середовищ, до яких відносять велику кількість БТ, успішно реалізуються у двовимірних відеополяриметричних системах [3,4]. Комп'ютерна обробка зображень, яка здійснюється у двовимірних відеополяриметрах, дає можливість будувати координатні розподіли поляризаційних характеристик у площині відповідного кадру.

Результати дослідження

Таким чином, існує необхідність забезпечення у комплексі багатофункціональності двовимірних автоматизованих систем лазерної поляриметрії БТ із багатопараметричним об'єктивним комплексним аналізом одержаних даних, що дозволить підвищити достовірність оптичної діагностики структури поляризаційно-неоднорідних БТ.

Здатність матеріального об'єкта змінювати поляризацію електромагнітної хвилі, що взаємодіє з ним, може бути повністю описана матрицею Мюллера (матрицею розсіювання світла). Вона складається з 16 елементів (4x4), що є дійсними числами. Поляризаційні властивості об'єкта також можна повністю описати матрицею Джонса, всі чотири елемента якої є комплексними числами. В такому випадку існує взаємооднозначна відповідність між матричними формалізмами Джонса і Мюллера.

Оперувати з матрицею Джонса і аналізувати її формально простіше, ніж з матрицею Мюллера завдяки меншій її розмірності, однак експериментально, як правило, визначають саме матрицю Мюллера. Це зумовлено тим, що матриця Мюллера описує зв'язок між двома векторами Стокса випромінювання відповідно до і після його взаємодії зі зразком, а компоненти вектора Стокса мають розмірність інтенсивності і є величинами, що вимірюються безпосередньо.

Пристрій для орієнтаційної томографії (Рис. 1) містить лазер 1, коліматор 2, чвертьхвильову пластинку 3, які дозволяють утворити плоскополяризовану хвилю зі змінним

азимутом, що потрапляє на лінійний поляризаційний фільтр 4. В процесі проходження право циркулярно поляризованої хвилі крізь фільтр 4, площина пропускання якого складає з горизонтальною віссю, формується лінійно поляризована хвиля, якою зондують об'єкт 5. В результаті взаємодії лінійно поляризованого випромінювання відбувається координатна модуляція станів поляризації відповідного лазерного зображення, яку за допомогою проєкційного блоку 6 і лінійного поляризаційного фільтру 7, ортогонально схрещеного з фільтром 4, фіксують в площині цифрової світлочутливої камери 8. Захоплене з камери зображення зберігається в комп'ютері 9, який через блок мікроконтролерного керування 10 та драйвери здійснює керування кроковими двигунами, що здійснюють обертальні рухи схрещених лінійних поляризаційних фільтрів 4 і 7 відносно їх осей. Обертальні пристрої рухомих поляризаційних елементів схеми оснащені позиційними датчиками (оптопарами), через які організовано зворотний зв'язок із блоком мікроконтролерного керування 10.

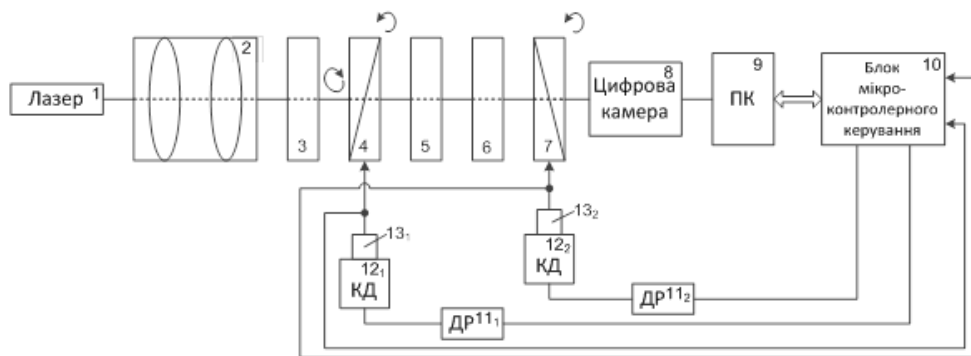


Рис.1 Структурна схема автоматизованої системи 2D – поляризаційної орієнтаційної томографії

З метою можливого прикладного застосування методу Мюллер-матричної орієнтаційної та фазової томографії було сформовано дві групи гістологічних зрізів тканини печінки пацюків загальною кількістю $N_1 = N_2 = N = 43$.

Для визначення статистичної достовірності зазначеної репрезентативної вибірки кількості зразків методом перехресної перевірки визначалось середньоквадратичне відхилення σ^2 вимірних значень $M_{i=1,2,3,4}(N)$. Зазначена кількість зразків забезпечила рівень $\sigma^2 \leq 0,025$.

В таблиці 1 наведено середнє і стандартне відхилення параметрів, які характеризують орієнтаційні та фазові Мюллер-матричні томограми зразків гістологічних зрізів тканин печінки пацюків обох груп.

Таблиця 1 наведено середнє і стандартне відхилення параметрів томограм

Фазова томографія			Орієнтаційна томографія		
g	Група 1	Група 2	g	Група 1	Група 2
M_1	$0,24 \pm 0,021$	$0,23 \pm 0,019$	M_1	$0,13 \pm 0,011$	$0,15 \pm 0,013$
M_2	$0,14 \pm 0,011$	$0,21 \pm 0,017$	M_2	$0,11 \pm 0,009$	$0,12 \pm 0,011$
M_3	$0,85 \pm 0,077$	$1,26 \pm 0,11$	M_3	$0,72 \pm 0,065$	$0,65 \pm 0,058$
M_4	$0,83 \pm 0,079$	$0,77 \pm 0,068$	M_4	$1,33 \pm 0,11$	$1,07 \pm 0,097$
Q_2	$0,21 \pm 0,018$	$0,27 \pm 0,021$	Q_2	$0,16 \pm 0,014$	$0,21 \pm 0,017$
Q_3	$0,38 \pm 0,029$	$0,43 \pm 0,039$	Q_3	$0,31 \pm 0,026$	$0,35 \pm 0,029$

Q_4	$0,93 \pm 0,085$	$0,72 \pm 0,068$	Q_4	$1,19 \pm 0,105$	$0,92 \pm 0,088$
J_1	$0,72 \pm 0,066$	$0,74 \pm 0,069$	J_1	$0,78 \pm 0,069$	$0,71 \pm 0,062$
J_2	$0,13 \pm 0,011$	$0,15 \pm 0,013$	J_2	$0,11 \pm 0,088$	$0,12 \pm 0,093$
J_3	$0,021 \pm 0,0018$	$0,025 \pm 0,0021$	J_3	$0,018 \pm 0,0014$	$0,021 \pm 0,0018$
J_4	$0,32 \pm 0,026$	$0,36 \pm 0,029$	J_4	$0,29 \pm 0,022$	$0,33 \pm 0,028$

Для наочності демонструємо графічне зображення (Рис. 2) розкиду параметрів для фазової та орієнтаційної томографії. Також за допомогою них було визначено, які параметри є найбільш інформативними, та підлягають подальшому використанню для написання математичної моделі

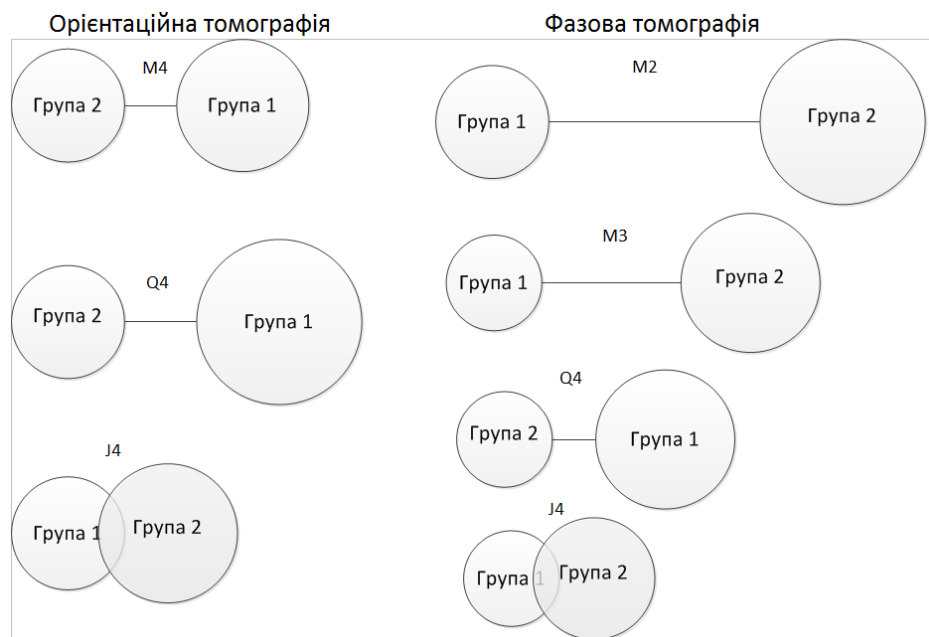


Рис. 2 Графічне зображення розкиду параметрів для фазової та орієнтаційної томографії

Зважаючи на те, що задача постановки діагнозу не завжди зводиться до чітких цифрових критеріїв, постає питання визначення лінгвістичних характеристик змін показників (термів), що базуються на основі математичного апарата нечіткої логіки. На відміну від вищезазначених підходів, дана методика дозволяє отримати однозначне цифрове вираження для тих критеріїв, що мають описові характеристики, наприклад: Н – низьких, НС – нижче середнього, С – середній, ВС – вище середнього, В – високий (Таблиця 2).

Таблиця 2 Розбиття розкиду параметрів томограм на класи

	Н	НС	С	ВС	В
M_4^{op}	0,973-1,031	1,031-1,148	1,148-1,265	1,265-1,382	1,382-1,44
Q_4^{op}	0,832-0,89	0,89-1,006	1,006-1,121	1,121-1,237	1,237-1,295
J_4^{op}	0,268-0,279	0,279-0,302	0,302-0,324	0,324-0,347	0,347-0,358
M_2^{ϕ}	0,129-0,141	0,141-0,166	0,166-0,190	0,190-0,215	0,215-0,227
M_3^{ϕ}	0,773-0,848	0,848-0,997	0,997-1,146	1,146-1,295	1,295-1,37
Q_4^{ϕ}	0,652-0,697	0,697-0,788	0,788-0,879	0,879-0,97	0,97-1,015
J_4^{ϕ}	0,294-0,306	0,306-0,33	0,33-0,353	0,353-0,377	0,377-0,389

Під час виконання роботи було сформовано експертну базу даних для комплексної оцінки стану пацієнтів, результати якої наведено у таблиці 3.

Таблиця 3 Експертна база даних

M_4^{op}	Q_4^{op}	J_4^{op}	M_2^{ϕ}	M_3^{ϕ}	Q_4^{ϕ}	J_4^{ϕ}
BC	C	H	H	H	C	H
BC	BC	HC	HC	HC	BC	HC
BC	B	C	-	-	B	C
B	C	H	H	H	C	H
B	BC	HC	HC	HC	BC	HC
B	B	C	-	-	B	C
BC	C	H	H	H	C	H
B	C	HC	HC	HC	BC	HC
-	C	C	-	-	B	C
BC	BC	H	H	H	C	H
B	BC	HC	HC	HC	BC	HC
-	BC	C	-	-	B	C

З таблиці 3 формуються математичні вирази (1) для комплексної діагностики захворювань шляхом оцінювання параметрів M_4^{op} , Q_4^{op} , J_4^{op} , M_2^{ϕ} , M_3^{ϕ} , Q_4^{ϕ} , J_4^{ϕ} лазерних зображень зразків. Запропоновані математичні моделі описують причинно - наслідкові зв'язки між факторами ризику і конкретним діагнозом.

$$\begin{aligned} \mu(Y_1) = & \max(\min [\mu(M_4^{op})^{BC} \wedge \mu(Q_4^{op})^C \wedge \mu(J_4^{op})^H \wedge \mu(M_2^{\phi})^H \wedge \mu(M_3^{\phi})^H \wedge \mu(Q_4^{\phi})^C \wedge \mu(J_4^{\phi})^H] \vee \\ & \vee \min [\mu(M_4^{op})^{BC} \wedge \mu(Q_4^{op})^{BC} \wedge \mu(J_4^{op})^{HC} \wedge \mu(M_2^{\phi})^{HC} \wedge \mu(M_3^{\phi})^{HC} \wedge \mu(Q_4^{\phi})^{HC} \wedge \mu(J_4^{\phi})^{HC}] \vee \\ & \vee \min [\mu(M_4^{op})^{BC} \wedge \mu(Q_4^{op})^B \wedge \mu(J_4^{op})^C \wedge \mu(Q_4^{\phi})^B \wedge \mu(J_4^{\phi})^C] \vee \dots \end{aligned} \quad (1)$$

На наступних етапах планується побудова системи прийняття рішень, також необхідну значну увагу приділити на створення бази знань результатів досліджень, для можливості остаточного прийняття рішення. В подальшому планується збільшити вибірку зразків для наступних досліджень, та написання програми для автоматичного прийняття рішення на основі нечітких множин.

Висновки

В даній роботі було розглянуто та проаналізовано метод Мюллер-матричної томографії. Було сформовано дві групи гістологічних зрізів тканини печінки пацюків. А також обрано найбільш інформативні ознаки з якими слід продовжити дослідження. Під час виконання роботи було сформовано експертну базу даних для комплексної оцінки стану пацієнтів. Було розглянуто та сформовано математичну модель для даної системи прийняття рішень.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2 т. Т.1/ Пер. С англ. под. ред. В. В. Тучина. – М.: Физматлит, 2007. – 560 с.
2. Тужанський С. Є. Системи лазерної відео поляриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин: монографія / С. Є. Тужанський, Г. Л. Лисенко. – Вінниця:ВНТУ, 2011. – 156 с.

3. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрия світлорозсіюючих об'єктів і середовищ: дис... доктора фіз.-мат. наук: 01.04.05 / Ушенко Олександр Григорович. – Чернівці, 2001. – 334 с.
4. Аззам Р. Эллипсометрия и поляризованный свет / Р. Аззам, Н. Башара. – М.: Мир, 1981. – 584 с.

Олександр Володимирович Карась– студент групи ЛОТ-15м, факультет комп'ютерних систем та автоматики, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна, E-mail: karas2014.o.11@gmail.com

Науковий керівник: **Наталія Іванівна Заболотна**– к.т.н., доцент, доцент кафедри лазерної та оптико-електронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна, E-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com .