

УДК 615.47:616.073

Н.І. ЗАБОЛОТНА

Вінницький національний технічний університет

ДІАГНОСТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ СИСТЕМ ОРІЄНТАЦІЙНОЇ ТА ФАЗОВОЇ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ У ДИФЕРЕНЦІАЦІЇ ПАТОЛОГІЇ ПЕЧІНКИ ПАЦЮКІВ

В роботі досліджено прикладну область застосування систем двовимірної орієнтаційної та фазової Мюллер-матричної томографії для диференціації оптико-анізотропних параметрів репрезентативних вибірок гістологічних зрізів печінки здорових і хворих на гепатит пацюків. Визначено кількісні критерії для диференціації та інформативність систем за показниками чутливості, специфічності та збалансованої точності.

Ключові слова: поляризація, Мюллер-матрична томографія, орієнтаційна томограма, фазова томограма, диференціація патології печінки, чутливість, специфічність, збалансована точність

N.I. ZABOLOTNA

Vinnitsa National Technical University, Ukraine

DIAGNOSTIC USE OF ORIENTATIONAL AND PHASE MUELLER - MATRIX TOMOGRAPHY IN DIFFERENTIATION OF HEPATIC PATHOLOGY OF RATS

In this work we investigated the practical area of two-dimensional Mueller-matrix orientational and phase tomography for differentiate anisotropic-optical parameters representative samples of histological sections of the hepatic of healthy rats and rats that have hepatitis. The quantitative criteria for differentiation and the informativity of systems in terms of sensitivity, specificity and balanced precision have evaluated.

Keywords: polarization, Mueller-matrix tomography, orientational tomography, phase tomography, differentiating hepatic pathologies, sensitivity, specificity, balanced precision.

Вступ

На даний час у медичних та біологічних технологіях діагностики неоднорідностей біологічних тканин все активніше використовуються методи двовимірної лазерної поляриметрії, які базуються на вимірюванні та аналізі матриць Мюллера дослідних зразків (Мюллер-матричних зображень (ММЗ)), що реалізується за допомогою системи Мюллер - матричного картографування біологічних шарів [1,2]. Вимірювання матриць Мюллера світлорозсіювальних шарів надає можливість отримати найповнішу інформацію про поляризаційні властивості останніх [3, 4], на основі якої можна здійснювати діагностику анізотропної структури біологічних тканин, як наприклад, показано в роботах [5 - 7.]

Методи поляризаційного відтворення орієнтаційно-фазової структури оптично тонкого шару біологічної тканини за безпосередньо вимірними Мюллер-матричними зображеннями можна вважати так званою «Мюллер-матричною томографією» [8, 9]. Для дослідження оптично тонких шарів біологічних тканин було запропоновано систему орієнтаційної Мюллер-матричної томографії [9] та систему фазової Мюллер-матричної томографії [8] полікристалічних мереж біологічних кристалів. Вони дозволили на основі прямих вимірювань Мюллер-матричних зображень у межах їх комплексного статистичного, кореляційного і фрактального аналізу встановити тенденції взаємозв'язків між координатними розподілами Мюллер-матричних зображень і відповідно розподілами напрямів оптичних осей та розподілами показників двопронезаломлення (фазових зсувів) полікристалічних мереж оптично тонких біологічних шарів.

Проте виявлені тенденції Мюллер-матричної фазової та орієнтаційної томографії не були раніше підтверджені експериментально необхідним обсягом дослідження репрезентативних вибірок оптично тонких шарів біологічних тканин, що не дозволяло визначити конкретні діагностичні критерії зазначених методів та оцінити ефективність запропонованих систем. Актуальним є визначення діагностичних можливостей зазначених систем із формуванням критеріїв диференціації оптико-анізотропних параметрів шарів біологічних тканин досліджуваних вибірок при конкретному захворюванні.

Метою роботи є експериментальне дослідження діагностичної ефективності застосування систем двовимірної Мюллер-матричної орієнтаційної та фазової томографії для диференціації оптико-анізотропних параметрів репрезентативних вибірок гістологічних зрізів печінки здорових і хворих на гепатит пацюків.

Система 2D – Мюллер - матричного картографування біологічних шарів та аналізу орієнтаційних і фазових томограм

Під прямими задачами 2D- Мюллер – матричної томографії будемо розуміти комплекс експериментальних кроків для вимірювання координатних розподілів сукупності елементів матриць Мюллера (Мюллер – матричне картографування) з подальшим аналітичним (статистичним, кореляційним, фрактальним) алгоритмічним аналізом одержаних ММЗ з метою визначення критеріїв діагностики і диференціації параметрів анізотропії фазово-неоднорідних біологічних шарів [10]. Об'єктом аналізу слугують дві групи ММЗ біологічних шарів: координатні розподіли значень орієнтаційного мюллер-

матричного елементу $f_{33}(x, y)$, які характеризують прояви орієнтаційної будови полікристалічних протеїнових мереж біологічних шарів (орієнтаційні мюллер-матричні томограми) та координатні розподіли значень фазового мюллер-матричного елементу $f_{44}(x, y)$, які характеризують фазові зсуви між ортогональними компонентами амплітуди лазерної хвилі, що виникають за рахунок двопронезаломлення кристалічних структур біологічних шарів (фазові мюллер-матричні томограми).

Експериментальну методику вимірювання орієнтаційних та фазових томограм, що реалізована у системі орієнтаційної Мюллер-матричної томографії [9] та у системі фазової Мюллер-матричної томографії [8] біологічних шарів можна реалізувати комплексно у системі 2D – Мюллер – матричного картографування біологічних шарів та аналізу томограм [10] (рис.1) , яка дозволяє визначити координатні розподіли всіх 16 ММЗ.

Використовують низько когерентний напівпровідниковий лазерний діод з довжиною хвилі 0,64 мкм як опромінювач 1, формують паралельний право циркулярно поляризований лазерний пучок за допомогою коліматора 2 і чвертьхвильової пластинки 3, послідовно пропускають його крізь чотири канали поляризаційного опромінювача 4 з фільтрами 5-8, що формує серію опромінюючих пучків з азимутами поляризації “0°”; “90°”; “45°”; і “права циркуляція”, в межах кожного каналу зондування біологічного шару 9 за допомогою мікрооб’єктиву 10, кутова апертура якого узгоджена із індикатрисою розсіяння лазерного пучка, формують зображення анізотропного шару в площині цифрової світлочутливої камери 18. Для кожного типу поляризації опромінюючого пучка за допомогою багатофункціонального поляризаційного аналізатора 11 вимірюють шість координатних розподілів інтенсивності лазерного зображення анізотропного шару шляхом використання шести паралельних каналів поляризаційного аналізу (“0°”; “90°”; “45°”; “135°”; “права циркуляція” і “ліва циркуляція”) , обчислюють значення елементів матриці Мюллера за допомогою персонального комп’ютера 19 за відомими співвідношеннями [10], на основі чого одержують шістнадцять Мюллер – матричних зображень, які вичерпно повно характеризують координатний розподіл параметрів анізотропії досліджуваного шару.

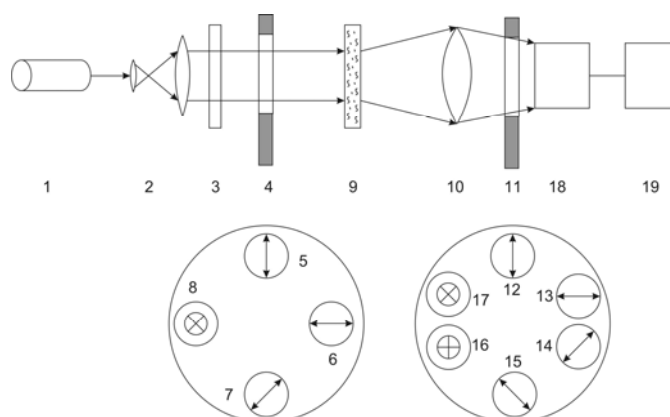


Рис. 1. Структурна оптична схема системи 2D Мюллер – матричної томографії,
 де: 1 – лазер; 2 – коліматор; 3 – чвертьхвильова пластинка; 4 – багатофункціональний поляризаційний опромінювач з 5-7 лінійними поляризаційними фільтрами і 8 - право циркулярно поляризованим фільтром; 9 - об’єкт дослідження; 10 – мікрооб’єктив; 11 – багатофункціональний поляризаційний аналізатор з поляризаційними 12-15 та право- 16 і ліво – 17 циркулярними фільтрами; 18 – CCD камера; 19 – персональний комп’ютер

Елементи матриці Мюллера для об’єкта визначаються через виміряні інтенсивності й розраховані раніше параметри вектора Стокса за такими відомими співвідношеннями [10]:

$$\begin{aligned}
 z_{11} &= 0,5(S_1^0 + S_1^{90}); & z_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}); & z_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); & z_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\
 z_{12} &= 0,5(S_1^0 - S_1^{90}); & z_{22} &= 0,5(S_2^0 - S_2^{90}); & z_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); & z_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\
 z_{13} &= S_1^{45} - z_{11}; & z_{23} &= S_2^{45} - z_{21}; & z_{33} &= S_3^{45} - z_{31}; & z_{43} &= S_4^{45} - z_{41}; \\
 z_{14} &= S_1^{\otimes} - z_{11}; & z_{24} &= S_2^{\otimes} - z_{21}; & z_{34} &= S_3^{\otimes} - z_{31}; & z_{44} &= S_4^{\otimes} - z_{41}.
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

Дана система двовимірною Мюллер-матричного картографування біологічного шару дозволяє одержати вичерпно повні інформаційні дані про [10]: статистичні моменти вищих порядків розподілів $f_{ik}(m \times n)$; кореляційну подібність розподілів $f_{ik}(m \times n)$ та кількісні характеристики автокореляційної узгодженості; масштабну самоподібність, фрактальну розмірність та кількісні характеристики (фрактальна розмірність, спектральні моменти) просторово-частотної структури розподілів $f_{ik}(m \times n)$.

Діагностичні можливості та інформативність системи орієнтаційної та фазової Мюллер-матричної томографії у диференціації патології печінки пацієнтів

В якості об’єктів експериментального дослідження було обрано дві репрезентативні вибірки

($N_1 = N_2 = N = 43$) гістологічних зрізів печінки здорових (група 1) і хворих на гепатит (група 2) пацюків.

На рис. 2 наведено двовимірні Мюллер-матричні зображення $f_{33}(x, y)$, гістограми $N(f_{33})$ розподілів значень матричного елемента, автокореляційні $K(f_{33})$ і логарифмічні $\lg L(f_{33}) - \lg(d^{-1})$ залежності таких розподілів, обчислених для гістологічного зрізу здорової печінки пацюка з групи 1.

Рис. 3 ілюструє серію, аналогічних до рис. 1 залежностей $f_{33}(x, y)$, визначених для гістологічного зрізу хворого на гепатит печінки пацюка з групи 2.

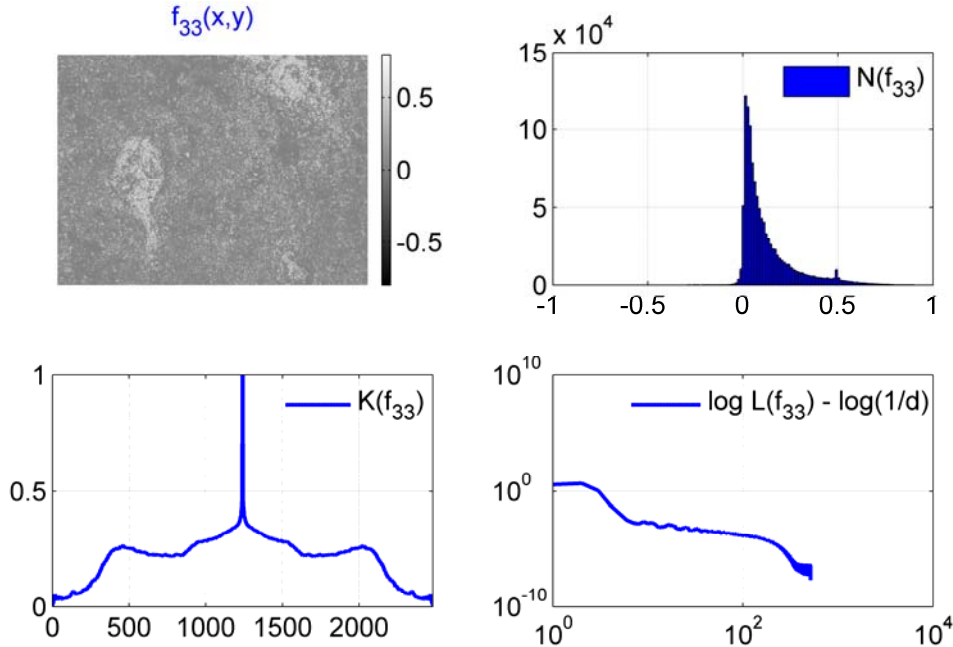


Рис. 2. Орієнтаційна Мюллер-матрична томограма та її гістограма, автокореляційна функція, логарифмічна залежність спектру потужності для гістологічного зрізу печінки пацюка з групи 1

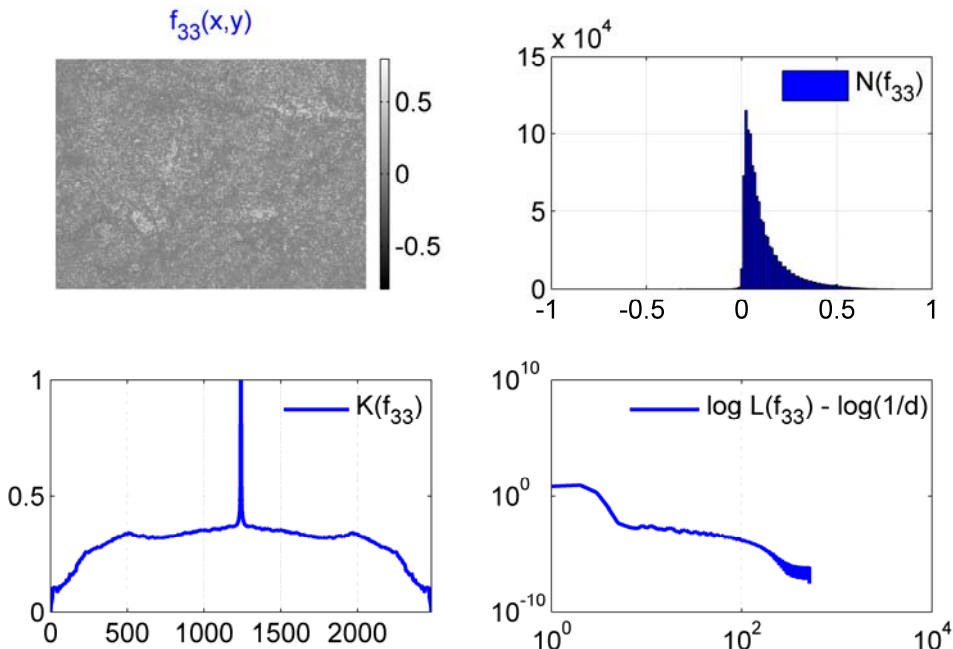


Рис. 3. Орієнтаційна Мюллер-матрична томограма та її гістограма, автокореляційна функція, логарифмічна залежність спектру потужності для гістологічного зрізу печінки пацюка з групи 2

На рис.4 наведено двовимірні Мюллер-матричні фазові томограми $f_{44}(x, y)$, гістограми $N(f_{44})$ розподілів випадкових значень матричного елемента, автокореляційні $K(f_{44})$ і логарифмічні $\lg L(f_{44}) - \lg(d^{-1})$ залежності таких розподілів, обчислених для гістологічного зрізу здорової печінки пацюка з групи 1.

Рис. 5 ілюструє серію, аналогічних до рис. 4 залежностей, які характеризують фазову Мюллер-

матричну томограму $f_{33}(x, y)$, визначену для гістологічного зрізу хворої на гепатит печінки пацюка з групи 2.

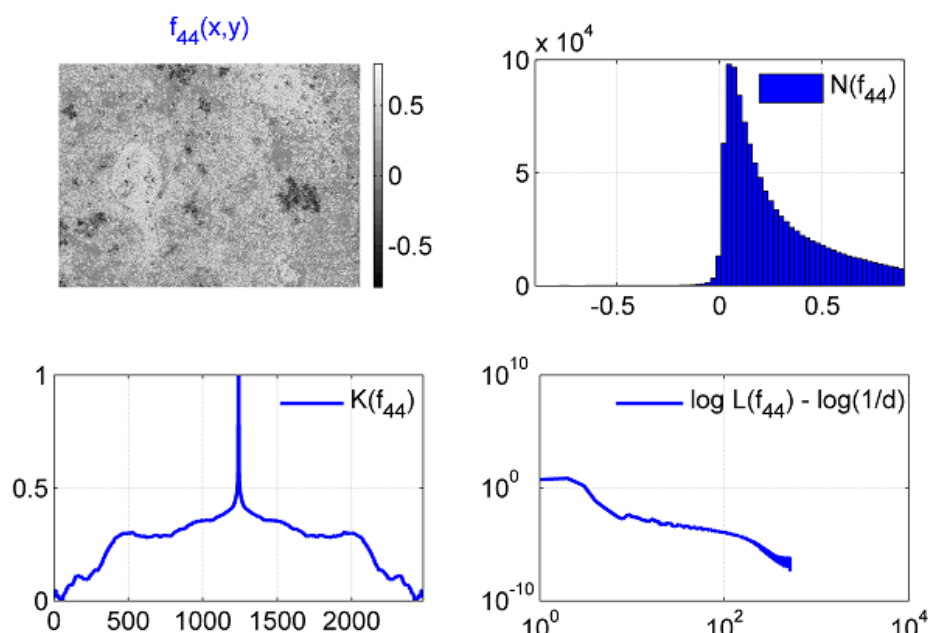


Рис. 4. Фазова Мюллер-матрична томограма та її гістограма, автокореляційна функція, логарифмічна залежність спектру потужності для гістологічного зрізу печінки пацюка з групи 1

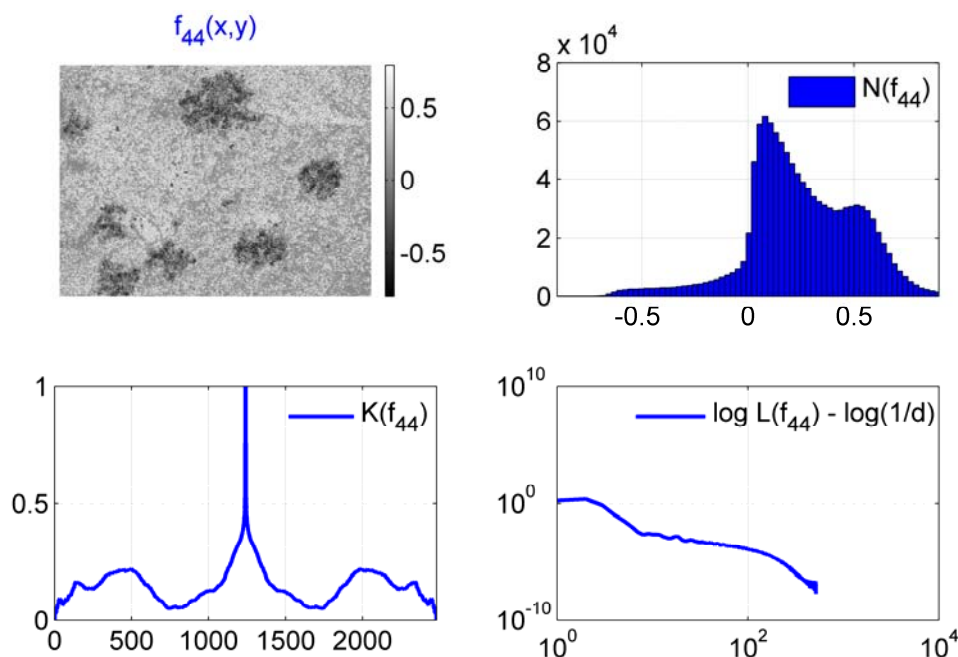


Рис. 5. Фазова Мюллер-матрична томограма та її гістограма, автокореляційна функція, логарифмічна залежність спектру потужності для гістологічного зрізу печінки пацюка з групи 2

Для визначення статистичної достовірності зазначеної репрезентативної вибірки кількості зразків N методом перехресної перевірки [11] визначалось середньоквадратичне відхилення σ^2 виміряних значень $M_{i=1,2,3,4}(N)$. Зазначена кількість зразків забезпечила рівень $\sigma^2 \leq 0,025$.

Іншими словами, таке відхилення відповідає значенню довірчого інтервалу $p < 0,05$, який забезпечує статистичну достовірність методу Мюллер-матричного томографування у межах репрезентативної вибірки.

На наступному етапі визначались:

- середні (у межах групи 1 та групи 2) величини найбільш чутливих статистичних $M_{i=1,2,3,4}(f_{33}, f_{44})$, кореляційних $K_{i=1,2,3,4}(f_{33}, f_{44})$ і спектральних $S_{i=1,2,3,4}(f_{33}, f_{44})$ моментів та їх стандартні відхилення $\pm\sigma$ - табл. 1, табл.3.

- традиційні для доказової медицини операційні характеристики [12] - чутливість Se ,

специфічність Sp та збалансована точність Ac - табл. 2, табл. 4.

Диференціація зразків гістологічних зрізів тканини печінки для кожної орієнтаційної $f_{33}(x, y)$ та фазової $f_{44}(x, y)$ Мюллер-матричної томограми здійснювалась шляхом перехресного порівняння гістограм $N(q)$ розподілів випадкових значень об'єктивних параметрів, які характеризують множини значень матричних елементів.

Якщо середнє значення того чи іншого параметру \bar{q} у групі 1 знаходиться поза стандартним відхиленням σ групи 2, то відмінність між \bar{q} вважається статистично достовірною.

Порівняльний аналіз одержаних даних (табл. 1) виявив статистичну достовірність відмінностей, виділених сірим кольором, величин групи статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів g , які характеризують орієнтаційні Мюллер-матричні томограми гістологічних зрізів зразків печінки здорових і хворих на гепатит пацюків.

Для орієнтаційних Мюллер-матричних томограм $f_{33}(x, y)$ гістологічних зрізів тканини групи 1 і групи 2 установлені наступні кількісні критерії для диференціації фізіологічного стану ($\Delta M_4 = 1,24; \Delta Q_4 = 1,29; \Delta J_4 = 1,14$).

Таблиця 1

Середнє (\bar{g}) і стандартне відхилення ($\pm\sigma$) параметрів g , які характеризують орієнтаційні Мюллер-матричні томограми зразків гістологічних зрізів печінки пацюків обох груп

g	Група 1	Група 2	g	Група 1	Група 2
M_1	0,13 ± 0,011	0,15 ± 0,013	Q_4	1,19 ± 0,105	0,92 ± 0,088
M_2	0,11 ± 0,009	0,12 ± 0,011	J_1	0,78 ± 0,069	0,71 ± 0,062
M_3	0,72 ± 0,065	0,65 ± 0,058	J_2	0,11 ± 0,088	0,12 ± 0,093
M_4	1,33 ± 0,11	1,07 ± 0,097	J_3	0,018 ± 0,0014	0,021 ± 0,0018
Q_2	0,16 ± 0,014	0,21 ± 0,017	J_4	0,29 ± 0,022	0,33 ± 0,028
Q_3	0,31 ± 0,026	0,35 ± 0,029			

Разом із тим, виявлено різне міжгрупове перекриття випадкових значень \bar{g} . Діапазон такого перекриття обернено пропорційний до величини різниці $\Delta\bar{g}$ між середніми \bar{g} . З іншого боку, чим більше $\Delta\bar{g}$, тим меншим є діапазон перекриття випадкових значень g . Тому саме для таких параметрів метод орієнтаційного Мюллер-матричного томографування є найбільш інформативним і точним (табл. 2).

Для оцінювання інформативності систем орієнтаційної та фазової Мюллер-матричної томографії будемо використовувати загальноприйняту у доказовій медицині термінологію (табл. 2, табл.4) [12]:

- Інтерпретація “позитивний” результат для пацюків з наявністю захворювання. Це “істинно позитивний випадок” – (TP).
- Інтерпретація “негативний” результат для пацюків з відсутністю захворювання. Це “істинно негативний випадок” – (TN).
- Інтерпретація “позитивний” результат для пацюків з відсутністю захворювання. Це “хибно позитивний випадок” – (FP).
- Інтерпретація “негативний” результат для хворих пацюків з наявністю захворювання. Це “хибно негативний випадок” – (FN).

Таблиця 2

Параметри інформативності системи орієнтаційного Мюллер-матричного томографування гістологічних зрізів печінки пацюків

g	TN, FP	$Sp, \%$	TP, FN	$Se, \%$	$Ac, \%$
$M_{i=4}$	$TN = 34; FP = 9$	79	$TN = 35; FP = 8$	81	80
$Q_{i=4}$	$TN = 35; FP = 8$	81	$TP = 36; FN = 7$	84	82,5
$J_{i=4}$	$TN = 30; FP = 13$	69	$TP = 29; FN = 14$	67	68

Чутливість (Se) – це пропорція правильних позитивних результатів (TP) діагностичного методу серед усіх хворих пацюків (D_+).

Специфічність (Sp) – це пропорція правильних від’ємних результатів (TN) діагностичного методу

серед групи здорових пацієнтів (D_-).

Точність (Ac) – пропорція правильних результатів ($TP + TN$) тесту серед всіх обстежених пацієнтів ($D_+ + D_-$).

Одержані результати (табл. 1, табл. 2) дозволяють стверджувати про достатньо високий рівень збалансованої точності ($Ac(M_{i=4}) = 80\%$; $Ac(Q_{i=4}) = 82,5\%$) запропонованого методу орієнтаційного Мюллер-матричного картографування. Згідно критеріїв доказової медицини досягнутий рівень $Ac = 80\% \div 82,5\%$ відповідає хорошій якості діагностичного тесту.

Результати статистичного та інформативного аналізу діагностичних можливостей системи фазового Мюллер-матричного томографування гістологічних зрізів печінки наведені у табл. 3 і табл. 4.

Таблиця 3

Середнє (\bar{g}) і стандартне відхилення ($\pm\sigma$) параметрів g , які характеризують фазові Мюллер-матричні томограми зрізів гістологічних зрізів печінки пацієнтів обох груп

g	Група 1	Група 2	g	Група 1	Група 2
M_1	0,24 ± 0,021	0,23 ± 0,019	Q_4	0,93 ± 0,085	0,72 ± 0,068
M_2	0,14 ± 0,011	0,21 ± 0,017	J_1	0,72 ± 0,066	0,74 ± 0,069
M_3	0,85 ± 0,077	1,26 ± 0,11	J_2	0,13 ± 0,011	0,15 ± 0,013
M_4	0,83 ± 0,079	0,77 ± 0,068	J_3	0,021 ± 0,0018	0,025 ± 0,0021
Q_2	0,21 ± 0,018	0,27 ± 0,021	J_4	0,32 ± 0,026	0,36 ± 0,029
Q_3	0,38 ± 0,029	0,43 ± 0,039			

Порівняльний аналіз одержаних даних (табл.3) виявив, як і у попередньому дослідженні, статистичну достовірність відмінностей величин (виділено сірим кольором) статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів g , які характеризують фазові Мюллер-матричні томограми гістологічних зрізів зразків печінки здорових і хворих на гепатит пацієнтів. Установлені наступні кількісні критерії фазової диференціації проявів двоприменезаломлення тканини печінки здорових і хворих на гепатит пацієнтів : ($\Delta M_2 = 1,5$; $\Delta M_3 = 1,48$; $\Delta Q_4 = 1,29$; $\Delta J_4 = 1,13$).

Таблиця 4

Параметри інформативності системи фазового Мюллер-матричного томографування гістологічних зрізів печінки пацієнтів

g	TN, FP	$Sp, \%$	TP, FN	$Se, \%$	$Ac, \%$
$M_{i=2}$	$TN = 37; FP = 7$	86	$TN = 38; FP = 5$	88	87
$M_{i=3}$	$TN = 37; FP = 7$	86	$TN = 38; FP = 5$	88	87
$Q_{i=4}$	$TN = 35; FP = 8$	81	$TP = 36; FN = 7$	84	82,5
$J_{i=4}$	$TN = 30; FP = 13$	69	$TP = 29; FN = 14$	67	68

Одержані результати (табл.3, табл.4) виявили зростання (на 7%) збалансованої точності статистичного аналізу фазових Мюллер-матричних томограм ($Ac(M_{i=4}) = 87\% \uparrow$; $Ac(Q_{i=4}) = 82,5\%$) двоприменезаломлення тканини печінки пацієнтів обох груп. Згідно критеріїв доказової медицини досягнутий рівень $Ac = 82,5\% \div 87\%$ відповідає хорошій якості діагностичного тесту.

Таким чином, представлений аналіз діагностичних можливостей систем орієнтаційної та фазової Мюллер-матричної томографії гістологічних зрізів печінки має адекватне аналітичне обґрунтування та добру відтворюваність. Виходячи з цього, у прикладному сенсі, метод двовимірної Мюллер-матричної томографування гістологічних зрізів біологічних тканин можна вважати одним із різновидів оптичної біопсії - "поляризаційна Мюллер-матрична біопсія".

Висновки

Експериментально підтверджена діагностична ефективність методів Мюллер-матричної томографії біологічних тканин на прикладі дослідження оптико-анізотропних параметрів репрезентативних вибірок гістологічних зрізів тканини печінки здорових і хворих на гепатит пацієнтів.

Вперше у межах інформаційного аналізу доказової медицини досягнуто хороший рівень збалансованої точності системи орієнтаційної Мюллер-матричної томографії ($Ac(M_{i=4}) = 80\%$; $Ac(Q_{i=4}) = 82,5\%$); та зростання (на 7%) збалансованої точності системи фазової Мюллер-матричної томографії ($Ac(M_{i=4}) = 87\% \uparrow$; $Ac(Q_{i=4}) = 82,5\%$) у диференціації патології печінки пацієнтів.

Література

1. Bickel W.S. Stokes vectors, Mueller matrices and polarization of scattered light / W. S. Bickel and W.M. Bailey // *Am. J. Phys.* – 1985. – №53. – P. 468 – 478.
2. Angelsky O.V. Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for pre-clinical diagnostics of their pathological states // O.V. Angelsky, Yu. A. Tomka, A. G. Ushenko [et.al.] // *J. Phys. D.: Appl. Phys.* – 2005. - №38. – P. 4227 – 4235.
4. Ushenko Yu.A., Dubolazov O.V., Karachevtcev A.O., Zabolotna N.I. The Mueller-matrix elements characteristic values of biological tissues // *Applications of Optics and Photonics; Braga; Portugal, 3 - 7 May, 2011: Proceeding SPIE.* – Vol. 8001. -80010J.
5. Zabolotna N.I., Musiichuk, I.V. Principles and methods of Mueller-matrix tomography of multilayer biological tissues // *10th International Conference on Correlation Optics; Chernivtsi; Ukraine; 12-16 September, 2011: Proceeding SPIE.* – Vol. 8338. –833810.
6. Zabolotna N.I. Diagnostic capability of polarization reproduction of Mueller-matrix images of the cervix subsurface tissue layer // N. I. Zabolotna, K.O. Radchenko // *Measuring and Computing Devices in Technological Processes.* – 2014. - № 1 (46). – P. 159 – 163.
7. Ushenko A.G. Laser polarimetry of the orientation structure of bone tissue osteons / A.G. Ushenko, S.B. Ermolenko, D.N. Burkovets, Yu. A. Ushenko // *Journal of Applied Spectroscopy.* – 2000. – Vol. 67(1) – P. 65-69.
8. Ushenko A.G. The Vector Structure of Laser Biospeckle Fields and Polarization Diagnostics of Collagen Skin Structures / A.G. Ushenko // *Laser Physics.* – 2000. - Vol. 10(5). - P. 1143-1149.
9. Заболотна Н.І. Система фазової Мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж біологічних тканин // Н.І. Заболотна, С.В. Павлов, Б.П. Олійниченко // *Клиническая информатика и телемедицина.* – 2011. – Т. 7. – Вып. 8. – С. 70 – 75.
10. Заболотна Н.І. Система орієнтаційної Мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж біологічних кристалів // Заболотна Н.І, Павлов С.В., Шолота В.В., Тужанський С.Є. // *Фотобіологія та фотомедицина.* - 2011. – № 2. – С. 100 – 106.
11. Заболотна Н.І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин / Н.І. Заболотна // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.* – 2013. - №1(25). – С.54-65.
12. Statistical, Correlation and Topological Approaches in Diagnostics of the Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, V. P. Pishak, A. P. Peresunko // *Handbook of Photonics for Biomedical Science; Ed. by Valery V. Tuchin – London. : CRC Press.* – 2010. – P. 283-322.
13. Королюк И.П. Доказательная радиология: основные принципы и подходы к ее реализации / И. П. Королюк // *Радиология.* – 2007. - № 5. – С. 7 – 21.

References

1. Bickel W.S. Stokes vectors, Mueller matrices and polarization of scattered light / W. S. Bickel and W.M. Bailey // *Am. J. Phys.* – 1985. – №53. – P. 468 – 478.
2. Angelsky O.V. Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for pre-clinical diagnostics of their pathological states // O.V. Angelsky, Yu. A. Tomka, A. G. Ushenko [et.al.] // *J. Phys. D.: Appl. Phys.* – 2005. - №38. – P. 4227 – 4235.
3. Ushenko Yu.A., Dubolazov O.V., Karachevtcev A.O., Zabolotna N.I. The Mueller-matrix elements characteristic values of biological tissues // *Applications of Optics and Photonics; Braga; Portugal, 3 - 7 May, 2011: Proceeding SPIE.* – Vol. 8001. -80010J.
4. Zabolotna N.I., Musiichuk, I.V. Principles and methods of Mueller-matrix tomography of multilayer biological tissues // *10th International Conference on Correlation Optics; Chernivtsi; Ukraine; 12-16 September, 2011: Proceeding SPIE.* – Vol. 8338. –833810
5. Zabolotna N.I. Diagnostic capability of polarization reproduction of Mueller-matrix images of the cervix subsurface tissue layer // N. I. Zabolotna, K.O. Radchenko // *Measuring and Computing Devices in Technological Processes.* – 2014. - № 1 (46). – P. 159 – 163.
6. Ushenko A.G. Laser polarimetry of the orientation structure of bone tissue osteons / A.G. Ushenko, S.B. Ermolenko, D.N. Burkovets, Yu. A. Ushenko // *Journal of Applied Spectroscopy.* – 2000. – Vol. 67(1) – P. 65-69.
7. Ushenko A.G. The Vector Structure of Laser Biospeckle Fields and Polarization Diagnostics of Collagen Skin Structures / A.G. Ushenko // *Laser Physics.* – 2000. - Vol. 10(5). - P. 1143-1149.
8. Zabolotna N.I. Systema fazovoi Mueller-matrychnoi tomografii polikristalichnykh merezh biologichnykh tkany // N.I. Zabolotna, S.V. Pavlov, B.P. Oliinychenko // *Klinicheskaia informatika i telemeditsina.* – 2011. – Т. 7. – Вып. 8. – С. 70 – 75.
9. Zabolotna N.I. Systema oriientatsiinoi Mueller-matrychnoi tomografii polikristalichnykh merezh biologichnykh kristaliv // Zabolotna N.I, Pavlov S.V., Sholota V.V., Tuzhanskii S.E. // *Fotobiologija ta fotomeditsyna.* - 2011. – №2. – С. 100 – 106.
10. Zabolotna N.I. Arkhitektura i algorytmy funktsionuvannia ta analizu danykh dvovymirnykh system lazernoj poliarymetrii biologichnykh tkany // N.I. Zabolotna // *Optyko-elektronni Informatsiino-energetychni tekhnologii.* – 2013. - №1(25). – С.54-65.
11. Statistical, Correlation and Topological Approaches in Diagnostics of the Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, V. P. Pishak, A. P. Peresunko // *Handbook of Photonics for Biomedical Science; Ed. by Valery V. Tuchin – London. : CRC Press.* – 2010. – P. 283-322.
12. Koroliuk I.P. Dokazatelnaia radiologija: osnovnyie printsipy i podhody k yeio realizatsii / I. P. Koroliuk // *Radiologija.* – 2007. - №5. – С. 7 – 21.

Рецензія/Peer review : 17.1.2015 р.

Надрукована/Printed :24.1.2015 р.

Стаття рецензована редакційною колегією