

УДК 615.471.03:616.073

В. С. ПАВЛОВ, РОВІРА ХУРАДО РОНАЛЬД УМБЕРТО, Н. І. ЗАБОЛОТНА,  
В. В. ХОЛІН, Л. Є. НИКИФОРОВА, О. С. КОМАРОВА

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗЕНЬ ЕПІДЕРМІСУ ЛЮДСЬКОЇ ШКІРИ

*Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна*

*Universidad Estatal Península de Santa Elena, La Libertad, Ecuador*

*ПП "Фотоніка Плюс", м. Черкаси, Україна*

*Національний університет біоресурсів та природокористування України*

*НТТУ КПІ імені Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна*

**Анотація.** В статті розроблено в результаті аналізу отриманих 2D-розподілів параметрів анізотропії зразків епідермісу було виявлено лише лінійне двоприменезаломлення  $\delta$ , величина якого змінюється у площині зрізу відповідно до товщини та щільності волокон тканини. Відповідним чином уздовж тих самих напрямків волокон плавно змінюється орієнтація осі двоприменезаломлення  $\alpha$  (в області тканини без патології). Для уражених областей тканини величина двоприменезаломлення більш однорідна в перерізі, а в областях з видимим сильним ураженням мінімальна. Зміна орієнтації  $\alpha$  в областях з малою і явно видимою поразкою носить хаотичний характер. Таким чином, меланома руйнує клітини епідермісу настільки сильно, що вони стають практично ізотропними. Зразкам здорової тканини властивий природний орієнтаційний порядок.

**Ключові слова:** оптичні вимірювання, метод Монте-Карло, оптично анізотропні біотканини, медична діагностика.

**Abstract.** In the article developed as a result of the analysis of the obtained 2D distributions of the anisotropy parameters of the epidermis samples, only linear birefringence was found, the value of which changes in the plane of the section according to the thickness and density of the tissue fibers. Correspondingly, along the same fiber directions, the orientation of the birefringence axis changes smoothly (in the area of the tissue without pathology). For the affected areas of the tissue, the birefringence value is more homogeneous in the cross-section, and in the areas with visible severe damage it is minimal. The change in the orientation of in areas with a small and clearly visible lesion is chaotic. Thus, melanoma destroys epidermal cells so much that they become practically isotropic. Healthy tissue samples have a natural orientational order.

**Key words:** optical measurements, Monte Carlo method, optically anisotropic biotissues, medical diagnostics.

**DOI:** 10.31649/1681-7893-2024-47-1-177-186

### ВСТУП

Розробка та удосконалення методів і пристроїв для візуалізації та діагностики внутрішньої структури живих тканин є важливим завданням біомедичної оптики. Оптичні методи діагностики різних захворювань є одними з найбільш перспективних для використання у медичній практиці. Окремий важливий напрям у техніці біомедичних досліджень займають автоматизовані системи вимірювання і аналізу поляризаційних параметрів біотканин (БТ), які використовують зондування лазерним пучком.

Останнім часом відбувається значний прогрес у розвитку поляризаційних методів медичної діагностики. Сформувався такі нові напрями, як поляризаційно-чутлива оптична когерентна томографія біотканин. Визначення поляризаційних параметрів надає можливість оцінювання наявних у ряді анізотропних тканин патологічних та дистрофічних структурних змін, а також досліджувати динаміку цих змін під впливом різних факторів.

Так, на клітинному рівні значна кількість БТ є упорядкованими структурами, які здатні проявляти при оптичному зондуванні анізотропні властивості (оптичну активність, двоприменезаломлення, дихроїзм та ін.).

Зростаюча кількість досліджень у галузі лазерної поляриметрії біологічних зразків підтверджує перспективність її використання для оцінювання структурних змін і виявлення патологій, в тому числі на ранніх стадіях захворювань. Однак, незважаючи на помітні успіхи, процес впровадження лазерного поляриметричного аналізу і діагностики в медицину ще далекий до завершення. Існуючі методи і засоби оптичної поляриметрії є недосконалими для дослідження випадково-неоднорідних біотканин. Складність процесів взаємодії оптичного випромінювання (ОВ) з БТ пов'язана саме з їх переважною неоднорідністю, яка обумовлює сильне розсіювання у видимому та ближньому ІЧ діапазонах довжин хвиль. Також потребують глибокого вивчення особливості процесів взаємодії поляризованого випромінювання із тканинами людини при зворотному розсіюванні. Тому пошук нових підходів, включаючи створення більш досконалих автоматизованих засобів лазерної поляриметрії біотканин є важливою й актуальною задачею сьогодення.

Отже, актуальність дисертаційного дослідження зумовлена необхідністю розробки нових комплексних методів і систем лазерної поляриметрії для оцінювання патологічних змін у біологічних тканинах.

### ЛОКАЛЬНА МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТРІЯ ЗРІЗІВ ЕПІДЕРМІСУ

Для оцінювання можливостей методу адаптивної локальної лазерної поляриметрії новоутворень у БТ проведено серію експериментальних досліджень на тонких *in vitro* зразках епідермісу шкіри. При цьому в процесі вимірювань визначалися характеристики анізотропії зразка, одержувані з локальних матриць Мюллера об'єкта з урахуванням домінуючого типу анізотропії (з подальшою диференціацією патологічних змін на зразках на основі принципу нечітких множин). При цьому матриця Мюллера локальної ділянки зразка БТ розкладалася в базі кругової та лінійної анізотропії, класифікувався домінуючий тип анізотропії. Після перетворень знаходилися та аналізувалися параметри анізотропії та визначалися інформативні показники, значення яких з урахуванням поставлених медичних діагнозів використовувалися надалі при побудові моделі нечітких множин. Експерименти проводились у режимі прямого розсіювання на установці САЛП у лабораторії лазерної поляриметрії кафедри квантової радіофізики КНУ ім. Тараса Шевченка. Використовувалися плоскі оптично тонкі ( $d=20\div 50$  мкм) гістологічні зрізи епідермісу людської шкіри з утвореннями папілома та меланома. Зрізи були з передпліччя чоловіків європейського типу віку 55-65 років. Зрізи епідермісу фіксувалися на предметному склі завтовшки 1,5 мм за методом заморожування з фіксацією в канадському бальзамі (по 5-6 ідентичних зрізів на одному склі) і досліджувалися через добу після препарування.

Лінійні розміри пухлин та патологічних зон знаходилися в межах  $8 \div 20$  мм. Координатне переміщення у площині зондування зразків здійснювалося за допомогою мікропозиціонерів предметного столика з кроком 50 мкм, на якому встановлювався тримач предметного скла зі зразком.

Досліджено по 24 зрізи шарів шкіри, зроблених на різній глибині з ділянками, ураженими меланою (2-а та 3-та стадії за Кларком) (за Кларком) та папіломою.

Проведено експериментальні вимірювання елементів матриці Мюллера плоских тонких (40 мкм) зрізів епідермісу шкіри з меланою (М – ▲) та папіломою (Р – Δ) для трьох ідентичних зрізів (number 1-3) кожного із зразків у патологічній галузі новоутворення. Результати вимірювань були статистично усереднені в межах зони ураження епідермісу (вироблялося по три вимірювання елементів матриці Мюллера для різних локальних ділянок у галузі патології кожного з досліджуваних зрізів).

Результати вимірювань елементів усереднених наведених до  $m_{11}$  елементів експериментальних матриць Мюллера локальних ділянок зразків представлені на рис. 1.

З малюнка 1 видно, що найбільш суттєві відмінності для зразків із меланою та папіломою виявили елементи матриці Мюллера  $m_{24}$  та  $m_{42}$ .

З рис. 2 видно, що обидва види тонких зрізів виявляють незначну деполяризацію (ентропію), величина якої практично однакова (у межах статистичної похибки). Тому для тонких зразків деполяризація не може бути характеристикою, що дозволяє розрізнити зрізи між собою. Для більш товстих зрізів епідермісу можна припустити, що параметр ентропії виявить більш виражені відмінності для зразків з меланою та папіломою, що слугуватиме додатковим інформаційним параметром оцінювання ступеня патологічних змін у тканині. Однак методики гістологічних зрізів шкіри, що використовуються, не дозволяють отримати якісні плоскопаралельні нативні зрізи товщиною більше 100 мкм.

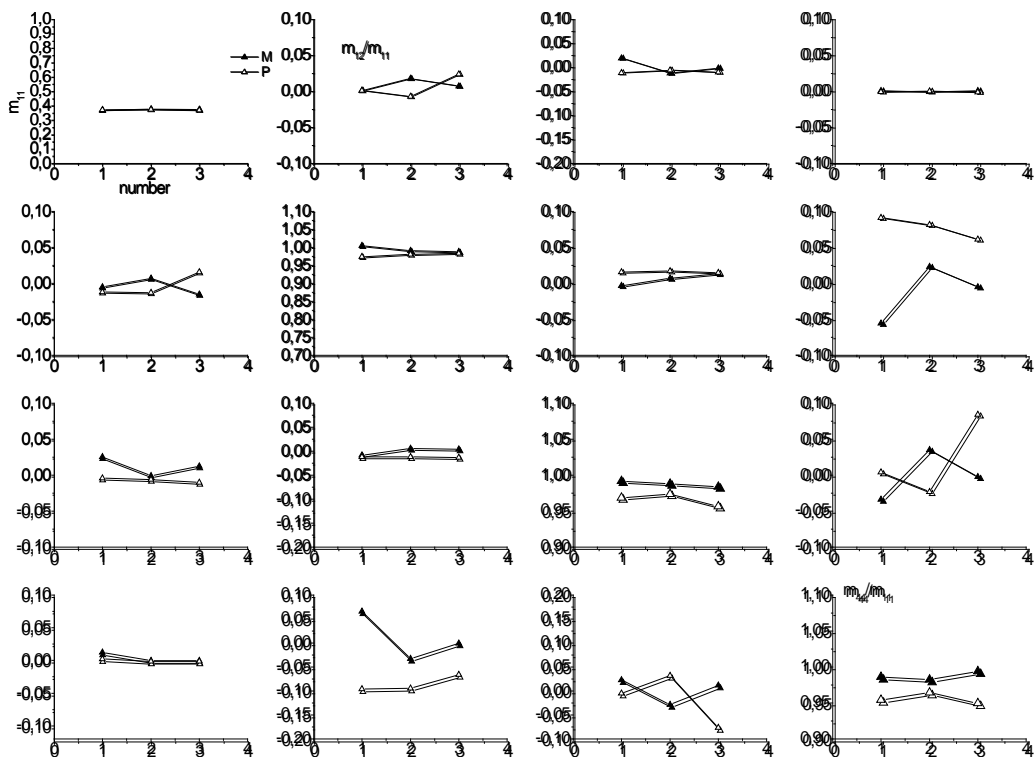


Рисунок 1 – Елементи матриці Мюллера локальних ділянок зрізу епідермісу (P – папілома, M – меланома)

На рис. 2 представлені результати ентропії  $H$  (відповідно Cloud) [5]:

$$Entropy = -\sum_{n=1}^4 P_n \log_4 P_n \quad (1)$$

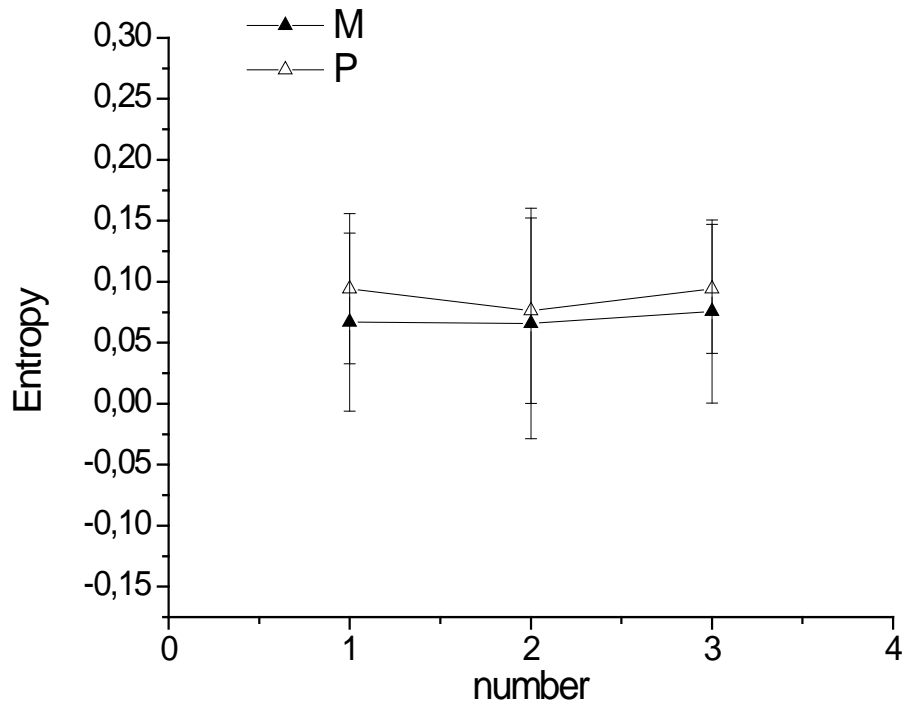


Рисунок 2 – Ентропія зразків епідермісу

Більш детальний аналіз статистично усередненого локальної області фазового зсуву для 5 ідентичних зрізів зразків епідермісу представлений на рис. 3.

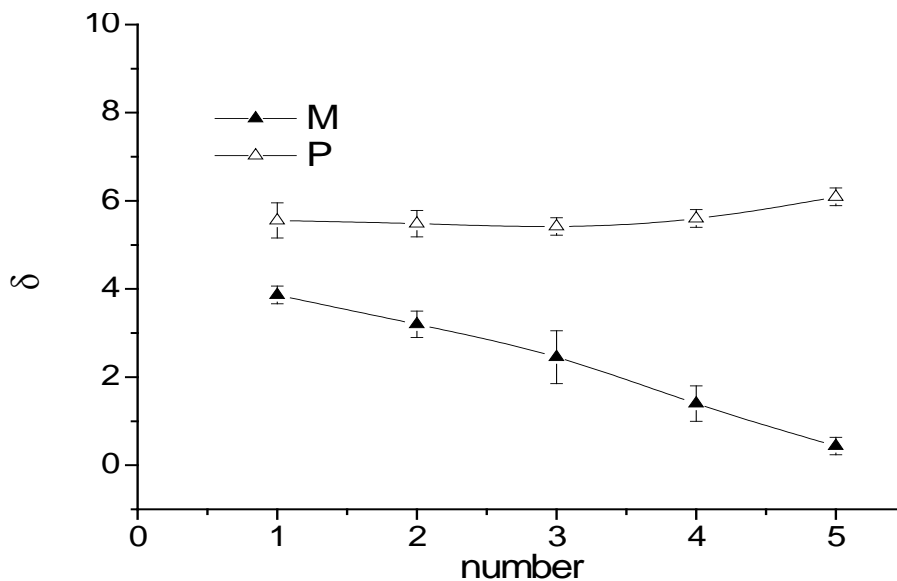


Рисунок 3 – Фазовий зсув двопронезаломлення зрізів епідермісу

Таким чином, фазовий зсув для зрізів епідермісу товщиною 40 мкм внаслідок лінійного двопронезаломлення знаходиться в межах  $\delta=(5,42\div 6,09)^\circ \pm 0,2^\circ$  для зрізів з папіломою та від  $\delta=(0,43\div 3,86)^\circ \pm 0,2^\circ$  для зрізів з меланою.

В ході експерименту додатково проведено аналіз впливу товщини зрізу на фазовий зсув для зразків товщиною 20 мкм та 30 мкм. Так, встановлено, що значення для меланоми змінюється при збільшенні товщини зразка на 10 мкм приблизно в 3,1 рази і набагато слабше змінюється у папіломи.

Таким чином, для якісної диференціації структурних змін у розглянутих зрізах пропонується використовувати нечіткий аналіз з експертним розбиттям термів на основі одного інформативного параметра  $\delta$  у зазначених межах (рис. 3). Приклад роботи програми нечіткого аналізу представлено на рис.4.

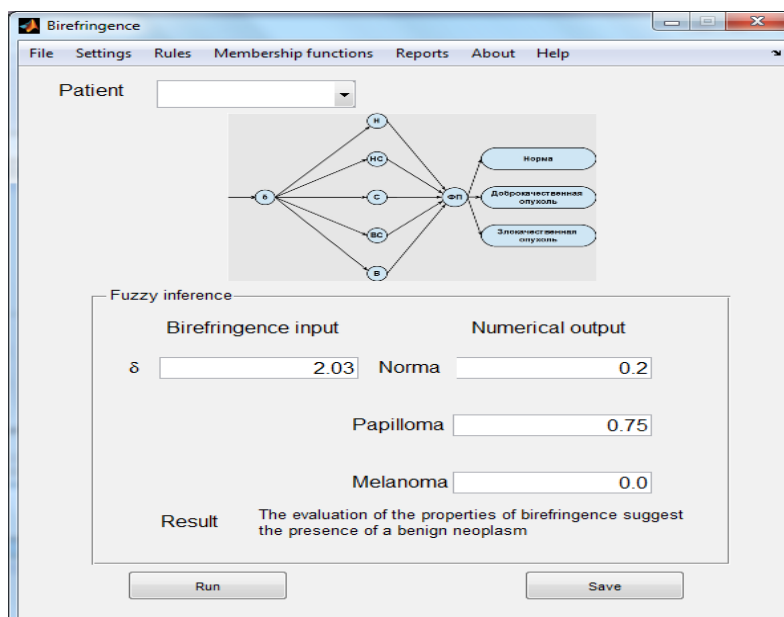


Рисунок 4 – Вікно інтерфейсу нечіткого укладання

Зазначимо, що результати експерименту корелюють з іншими дослідженнями меланоми шкіри (цифрова дерматоскопія, конфокальна мікроскопія, СІАскопія та ін.) [7,11]. Так, за допомогою методу конфокальної мікроскопії з високою достовірністю встановлено, що наявність неупорядкованих структур в епідермісі є високоспецифічною для меланоми, у той час як при невусах і папіломах характерна впорядкована структура типу медових стільників або бруківки.

Таким чином, запропонований підхід може доповнити та підвищити чутливість та специфічність диференціальної діагностики меланоми шкіри. Основними факторами, що впливають на ймовірність виявлення та оцінювання стану патології БТ, є методика приготування зразка БТ (при дослідженнях *in vitro*), метод вимірювань, товщина зразка (зондованого шару) БТ, тип анізотропії БТ, спектральний склад випромінювання, температура.

Експериментальні дослідження показали перспективну можливість використання локальної поляриметричної диференціації патологій у тонких *in-vitro* зразках епідермісу шкіри в режимі прямого розсіювання, зокрема виявлено відмінності параметрів фазового зсуву, які при аналізі за правилами нечітких множин дозволяють ідентифікувати структурні зміни при меланомі шкіри. Розглянуті метод і система адаптивної лазерної поляриметрії можуть використовуватися як окремо, так і доповнити традиційні методи оптичної мікроскопії та оптичної когерентної томографії при диференціальній діагностиці різних патологій анізотропних БТ.

### Відеополяриметрія зрізів епідермісу шкіри

За допомогою системи ЛАВС були проведені експериментальні дослідження поляризаційних характеристик оптично тонких (40÷50 мкм) гістологічних зрізів епідермісу людської шкіри з утвореннями типу меланома (3-я стадія за Кларком) та здорової (контрольні зразки) у режимі 2D-поляриметрії. Зрізи епідермісу фіксувалися на предметному склі завтовшки 1,5 мм за методом заморожування з фіксацією в канадському бальзамі (по 4-5 ідентичних зрізу на одному склі) наступного дня після препарування. Лінійні розміри пухлин перебували у межах від 8 мм до 15 мм. Зразки з номерами 1-5 мають області із злоякісними утвореннями. Для фіксації зразків використаний канадський бальзам (є однорідною та ізотропною речовиною з жовтуватим відтінком).

Усі виміри проводилися як прямого розсіювання світла.

При дослідженні зразків зображення на його виході зміщувалося для різних вхідних станів поляризації (невелике усунення за рахунок обертання фазової пластинки збільшилося через оптичні властивості склеювання). У результаті вихідне зображення елементів матриці Мюллера (як наслідок – параметрів анізотропії) виходить частково розмитим. При аналізі анізотропії зразків було встановлено відсутність усіх видів анізотропії крім подвійного променезаломлення, тому нижче наведені зображення лише їм.

Елементи 2D – матриці Мюллера одного із зрізів епідермісу без патологій (зразок 1) представлені на рис. 5.

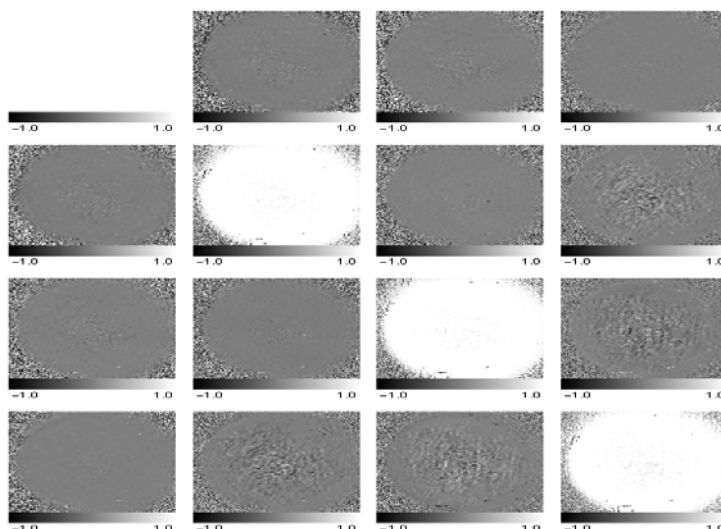


Рисунок 5 – Елементи 2D-матриць Мюллера зразка 1

Елемент 2D-матриці Мюллера зрізу епідермісу з меланою (зразок 2) представлені на рис. 6.

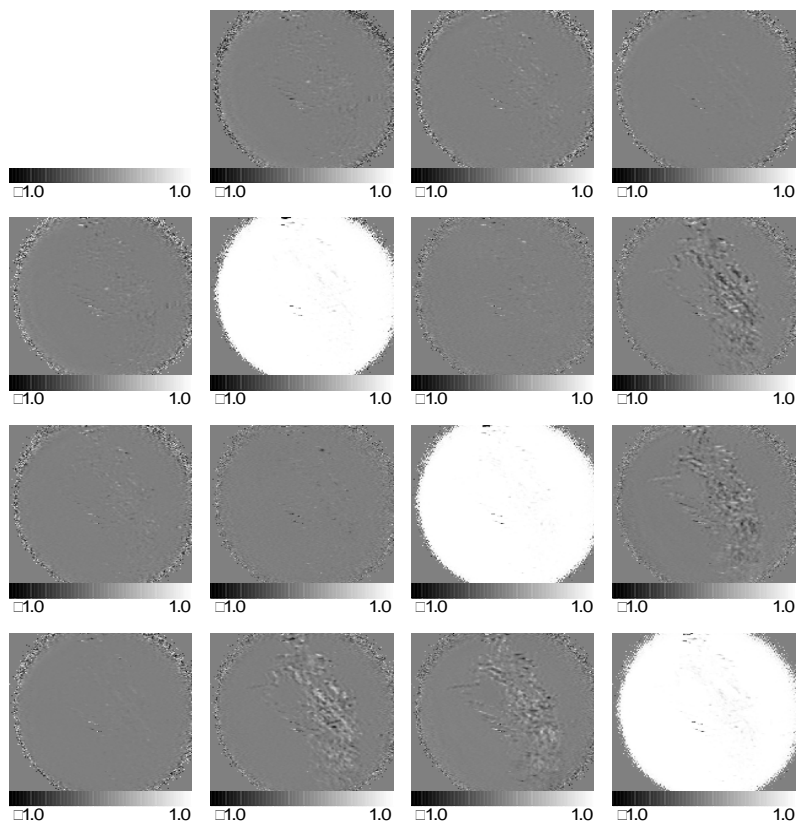


Рисунок 6 – Елементи 2D-матриць Мюллера зразка 2

Поляризаційні зображення розрахованих на основі матриць Мюллера координатних розподілів параметрів лінійного двопронеломлення  $\delta$ , а також орієнтації швидкої осі двопронеломлення  $\alpha$ , а також гістограми щільностей розподілу їх значень в межах кадру (розмірність зображень  $340 \times 340$  пікселів 1, при 256 відтінках сірого) для зразків 1 та 2 представлені на рис. 7 – 10.

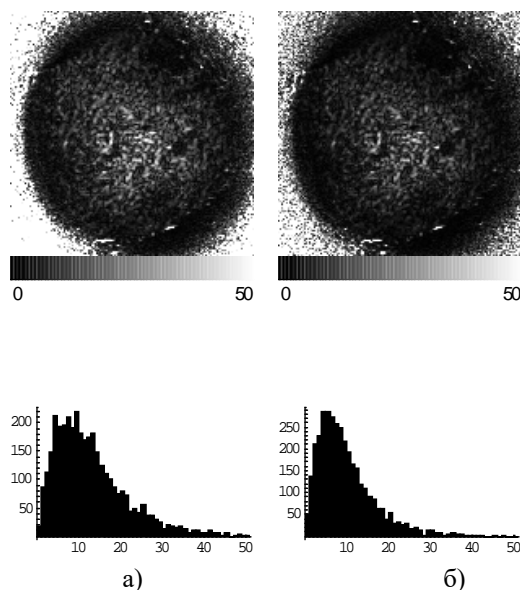


Рисунок 7 – Розподіл двопронеломлення  $\delta$  зразка 1:  
а) без обробки; б) результат обробки за Клаудом

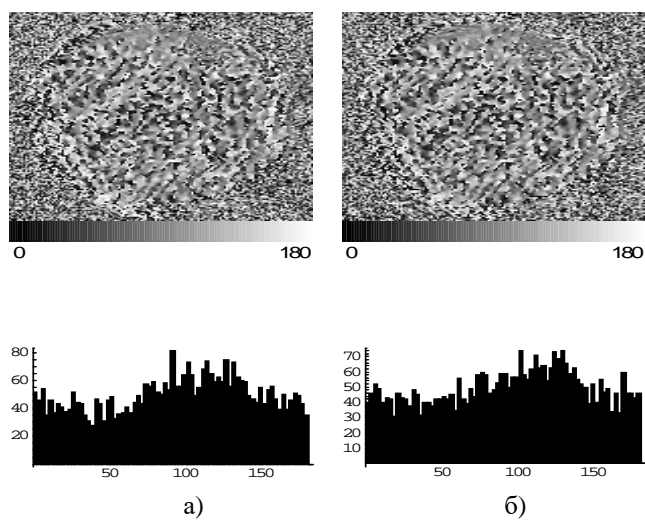


Рисунок 8 – Розподіл орієнтації швидкої осі зразка 1:  
а) без обробки; б) результат обробки за Клаудом

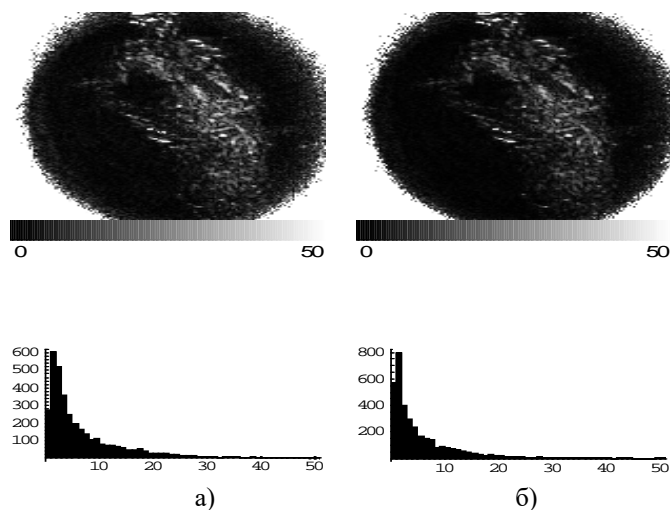


Рисунок 9 – Розподіл двопронеломлення  $\delta$  зразка 2

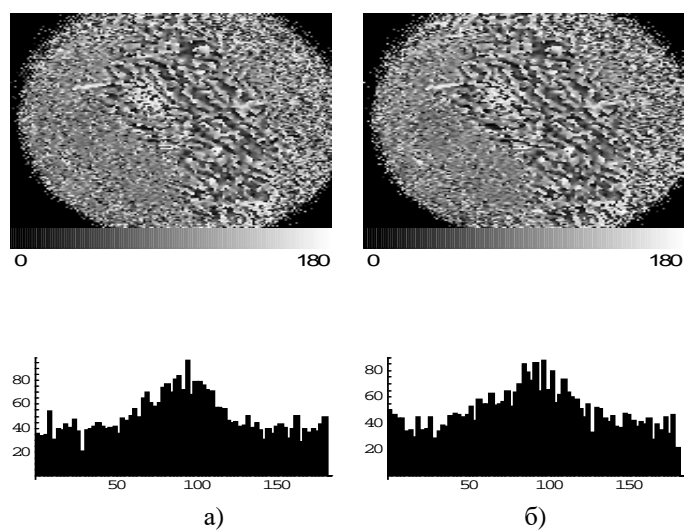


Рисунок 10 – Розподіл орієнтації швидкої осі двопронезаломлення  $\alpha$  зразка

### ВИСНОВКИ

В результаті аналізу отриманих 2D-розподілів параметрів анізотропії зразків епідермісу було виявлено лише лінійне двоприменезаломлення  $\delta$ , величина якого змінюється у площині зрізу відповідно до товщини та щільності волокон тканини. Відповідним чином уздовж тих самих напрямків волокон плавно змінюється орієнтація осі двоприменезаломлення  $\alpha$  (в області тканини без патології). Для уражених областей тканини величина двоприменезаломлення більш однорідна в перерізі, а в областях з видимим сильним ураженням мінімальна. Зміна орієнтації  $\alpha$  в областях з малою і явно видимою поразкою носить хаотичний характер. Таким чином, меланома руйнує клітини епідермісу настільки сильно, що вони стають практично ізотропними. Зразкам здорової тканини властивий природний орієнтаційний порядок.

Отримані результати можуть бути використані для поляризаційної візуалізації меланоми шкіри в гістологічних зрізах та побудови топологічних поляризаційних карт областей новоутворень.

### ПОДЯКИ

*Дослідження виконано за підтримки гранту Національного фонду досліджень України 2022.01/0135.*

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Born M. Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light / M. Born, E. Wolf // 6th edn. (corrected). – Pergamon Press, 1986. – P. 45-113.
2. Wang X. Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulations and experiments / X. Wang // Journal of biomedical optics. – 2003. – Т. 8. – №. 4. – С. 608-617.
3. Wang L. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, L. J. Steven, Z. Ligiong // Computer methods and programs in biomedicine. – № 47, 1995. – P 131–145.
4. Van de Hulst H. C. Multiple light scattering: tables, formulas, and applications / H. C. Van de Hulst // Elsevier, reprinted 2012. – Т. 1. 332 p.
5. Prahl S. A. A Monte Carlo model of light propagation in tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosim. Laser Radiat. Med. Biol. – 1989. – vol. 5. – P. 102-11.
6. Anisotropy of light propagation in human skin / S. Nickell, M. Hermann, M. Essenpreis, T. J. Farrell, U. Krämer, M. S. Patterson // Physics in medicine and biology. – 2000. – Т. 45. – №. 10. – С. 2873.
7. Ghosh N. Measurement of optical transport properties of normal and malignant human breast tissue / N. Ghosh // Applied Optics. – 2001. – Т. 40. – №. 1. – С. 176-4.
8. Ghosh N. Depolarization of light in a multiply scattering medium: effect of the refractive index of a scatterer / N. Ghosh // Physical Review E. – 2004. – Т. 70. – №. 6. – С. 066607.
9. Zhang R. Determination of human skin optical properties from spectrophotometric measurements based on optimization by genetic algorithms / R. Zhang // Journal of biomedical optics. – 2005. – Т. 10. – №. 2. – С. 024030-02403011.
10. Anderson R. Polarized light examination and photography of the skin / R. R. Anderson. // Archives of dermatology. – 1991. – №127. – С. 1000–1005.
11. S. N. Savenkov, V. V. Marienko. Classification and recognition method of objects based on their anisotropy properties, SPIE Proc. — 1995. — N. 2490. — P. 103—107.
12. Jacques S. Imaging skin pathology with polarized light. / S. Jacques, J. Ramella-Roman, K. Lee. // Journal of Biomedical Optics. – 2002. – №7. – С. 329–340.
13. Gil J. J. Characteristic properties of Mueller matrices / J. J. Gil // JOSA A. – 2000. – Т. 17. – №. 2. – С. 328-334.
14. Kostinski A. B. Constraints on Mueller matrices of polarization optics / A. B. Kostinski, C. R. Givens, J. M. Kwiatkowski // Appl. Optics. — 1993. — №9. — P. 1646—1651.
15. Р. У. Ровира, С. В. Павлов, Имитационное моделирование Монте-Карло для изучения распространения поляризованного света в биологической ткани / Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2014. – № 2 (28). – С. 56-61. – ISSN 1681-7893.
16. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.



17. Rovira R. H. Particular Aspects of the Use of Videopolarimetric Technology for Dermatological Study, Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2014. – №. 3 (48). – С. 115-119. – ISSN 2219-9365.
18. S. V. Pavlov, T. I. Koslovskaya, R. H. Rovira Design and Automation of a Videopolarimetry System for the analyzing of the Polarization Properties of a Biological Sample, Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2014. – №. 4 (49). – С. 158-161. – ISSN 2219-9365.
19. R. H. Rovira, S. V. Pavlov, O. D. Azarov, A. S. Kaminsky. Research of Optical Properties of Biotissue on the Basis of Numeral Modeling of Photons Transport, Фотобіологія та фотомедицина. - 2012. - Т. IX. – № 1,2. – С. 127 - 130. – ISSN 2076-0612.

#### REFERENCES

1. Born M. Principles of Optics: Electromagnetic Theory of Propagation, Interference and Diffraction of Light / M. Born, E. Wolf // 6th edn. (corrected). – Pergamon Press, 1986. – P. 45-113.
2. Wang X. Polarized light propagation through scattering media: time-resolved Monte Carlo simulations and experiments / X. Wang // Journal of biomedical optics. – 2003. – Т. 8. – №. 4. – С. 608-617.
3. Wang L. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / L. Wang, L. J. Steven, Z. Ligiong // Computer methods and programs in biomedicine. – № 47, 1995. – P 131–145.
4. Van de Hulst H. C. Multiple light scattering: tables, formulas, and applications / H. C. Van de Hulst // Elsevier, reprinted 2012. – Т. 1. 332 p.
5. Prahl S. A. A Monte Carlo model of light propagation in tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosim. Laser Radiat. Med. Biol. – 1989. – vol. 5. – P. 102-11.
6. Anisotropy of light propagation in human skin / S. Nickell, M. Hermann, M. Essenpreis, T. J. Farrell, U. Krämer, M. S. Patterson // Physics in medicine and biology. – 2000. – Т. 45. – №. 10. – С. 2873.
7. Ghosh N. Measurement of optical transport properties of normal and malignant human breast tissue / N. Ghosh // Applied Optics. – 2001. – Т. 40. – №. 1. – С. 176-4.
8. Ghosh N. Depolarization of light in a multiply scattering medium: effect of the refractive index of a scatterer / N. Ghosh // Physical Review E. – 2004. – Т. 70. – №. 6. – С. 066607.
9. Zhang R. Determination of human skin optical properties from spectrophotometric measurements based on optimization by genetic algorithms / R. Zhang // Journal of biomedical optics. – 2005. – Т. 10. – №. 2. – С. 024030-02403011.
10. Anderson R. Polarized light examination and photography of the skin / R. R. Anderson. // Archives of dermatology. – 1991. – №127. – С. 1000–1005.
11. S. N. Savenkov, V. V. Marienko. Classification and recognition method of objects based on their anisotropy properties, SPIE Proc. — 1995. — N. 2490. — P. 103—107.
12. Jacques S. Imaging skin pathology with polarized light. / S. Jacques, J. Ramella-Roman, K. Lee. // Journal of Biomedical Optics. – 2002. – №7. – С. 329–340.
13. Gil J. J. Characteristic properties of Mueller matrices / J. J. Gil // JOSA A. – 2000. – Т. 17. – №. 2. – С. 328-334.
14. Kostinski A. B. Constraints on Mueller matrices of polarization optics / A. B. Kostinski, C. R. Givens, J. M. Kwiatkowski // Appl. Optics. — 1993. — №9. — P. 1646—1651.
15. R. U. Rovira, S. V. Pavlov, Monte Carlo simulation for studying the propagation of polarized light in biological tissue / Optical-electronic information and energy technologies. – 2014. – No. 2 (28). – pp. 56-61. – ISSN 1681-7893.
16. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
17. Rovira R. H. Particular Aspects of the Use of Videopolarimetric Technology for Dermatological Study, Measuring and computing equipment in technological processes. – 2014. – №. 3 (48). – P. 115-119. – ISSN 2219-9365.
18. S. V. Pavlov, T. I. Koslovskaya, R. H. Rovira. Design and Automation of a Videopolarimetry System for the analyzing of the Polarization Properties of a Biological Sample, Measuring and computing equipment in technological processes. – 2014. – №. 4 (49). – P. 158-161. – ISSN 2219-9365.
19. R. H. Rovira, S. V. Pavlov, O. D. Azarov, A. S. Kaminsky. Research of Optical Properties of Biotissue on the Basis of Numeral Modeling of Photons Transport, Photobiology and photomedicine.. - 2012. - Т. IX. – № 1,2. – P. 127 - 130. – ISSN 2076-0612.

*Надійшла до редакції 12.02.2024р.*

---

---

## БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

---

---

**ПАВЛОВ ВОЛОДИМИР СЕРГІЙОВИЧ** – аспірант кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, ***e-mail: [machinehead6926@gmail.com](mailto:machinehead6926@gmail.com)***

**ХУРАДО РОНАЛЬД УМБЕРТО** – Ph.D. profesor tutor, TECED Research Group, Університет Estatal Península de Santa Elena, La Libertad, Ecuador, ***e-mail: [rrovira@upse.edu.ec](mailto:rrovira@upse.edu.ec)***

**ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА** – д.т.н., професор кафедри кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, ***e-mail: [nataliazabolotna@gmail.com](mailto:nataliazabolotna@gmail.com)***

**ХОЛІН ВОЛОДИМИР ВІКТОРОВИЧ** – к.т.н, директор ПП "Фотоніка Плюс", м. Черкаси, Україна, ***e-mail: [info@fotonikaplus.com.ua](mailto:info@fotonikaplus.com.ua)***

**НИКИФОРОВА ЛАРИСА ЄВГЕНІВНА** – д.т.н., професор кафедри автоматики та робототехнічних систем ім. академіка І.І. Мартиненка, Національний університет біоресурсів та природокористування України, ***e-mail: [profnikiforova@gmail.com](mailto:profnikiforova@gmail.com)***

**КОМАРОВА ОЛЬГА СЕРГІЇВНА** – інженер-технолог ПП "Фотоніка Плюс", м. Черкаси, Україна, аспірантка НТТУ КПІ імені Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна, ***e-mail: [komarova.ollha@gmail.com](mailto:komarova.ollha@gmail.com)***

Volodymyr PAVLOV, Rovira JURADO RONALD HUMBERTO, Nataliia ZABOLOTNA,  
Volodymyr KHOLIN, Larysa NYKYFOROVA, Olha KOMAROVA

### SIMULATION OF PHOTON MIGRATION PROCESS IN THE BIOLOGICAL ENVIRONMENT

Vinnitsia National Technical University  
University Estatal Península de Santa Elena, La Libertad, Ecuador,  
FOTONICA PLUS CO.  
National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine  
Igor Sikorsky NTU Kyiv Polytechnic Institute